Lehrstuhl für Konstruktion im Maschinenbau

Biomechanische Methoden am Beispiel der Sportgeräteentwicklung

Veit Senner

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Maschinenwesen
der Technischen Universität München
zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktor-Ingenieurs

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender:	Univ.-Prof. Dr.-Ing. H. Hoffmann
Prüfer der Dissertation:	1. Univ.-Prof. Dr.-Ing. habil. H. Rühmann
	2. Univ.-Prof. Dr.-Ing. K. Ehrlenspiel, em.
	3. Priv.-Doz. Dr. med., Dr. med. habil P. S. J. Schaff

Die Dissertation wurde am 03. 07. 2001 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Maschinenwesen
am 01. 10. 2001 angenommen.

Danksagung

Zur Lösung biomechanischer Fragestellungen ist interdisziplinäres Zusammenarbeiten erforderlich. So flossen auch in die vorliegende Arbeit Gedanken und Fachkompetenz etlicher Freunde und Kollegen ein.

Dafür möchte ich an erster Stelle Herrn Dipl. Ing. Stefan Lehner danken, der mir nicht nur bei der Entwicklung des Computermodells, sondern auch durch seine geduldige Art eine unentbehrliche Hilfe war.

Ein herzliches Danke gilt auch meinem Kollegen Herrn Dipl. Phys. Jürgen Mitternacht, dessen bewundernswertes naturwissenschaftliches Grundverständnis und vor allem aber große Hilfsbereitschaft etliche Probleme löste. Mit welchem Einsatz er mir zum Schluß bei der Berarbeitung des Manuskriptes zur Seite gestanden hat, werde ich ihm nie vergessen.

Auch bei meinem Kollegen Herrn Dipl. Phys. Frank Schumacher möchte ich mich bedanken, insbesondere dafür, dass dessen genialer Umgang mit Mess- und Computertechnik manchen verloren geglaubten Messtag noch gerettet hat.

Meinem Freund und Facharzt Herrn Mirko Barone danke ich nicht nur für seinen kompetenten medizinischen „Input“ zu dieser Arbeit, sondern auch für dessen stets positive menschliche Art mit Rückschlägen umzugehen.

Mein Dank gilt auch Herrn PD Dr. med. Peter Schaff, auf dessen Idee die in dieser Arbeit entstandene Entwicklung zurückgeht.

Für die tatkräftige Hilfe beim Kampf mit Literaturverzeichnis, Netzwerk und Drucker danke ich meiner Lebensgefährtin Claudia Lang.

Und schließlich möchte ich noch drei Professoren meine große Dankbarkeit und Hochachtung zum Ausdruck bringen,

- Herrn Prof. Dr. Ing. H. Rühmann, der sich kurzfristig bereit erklärte, die Begutachtung der Arbeit zu übernehmen und der, trotz eines vollen Terminkalenders, die Zeit fand, seine durchweg konstruktiven Korrekturvorschläge mit mir durchzugehen,
- Herrn Prof. Dr. Ing. Oskar Wallrapp, dessen erfrischende Unkompliziertheit, konzentriert-effektive Arbeitsweise und hohe Kompetenz auf dem Gebiet der Technischen Mechanik mir ein großes Vorbild sind,
- meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. Ing. Klaus Ehrlenspiel, der zu einer Zeit, als der Begriff *Biomechanik* noch kaum geläufig war, den Weitblick und den Innovationsgeist besaß, eine Arbeit zu diesem Thema als Dissertation zu akzeptieren. Dass er nie den Glauben daran verloren hat, dass sein letzter „Externer“ diese auch zu Ende bringen würde, hat mir die Kraft dafür gegeben.

Inhaltsverzeichnis

1 EINLEITUNG

1.1 EINE WAHRE GESCHICHTE 1

1.2 PROBLEMSTELLUNG UND ZIELSETZUNG 1

1.3 AUFBAU DER ARBEIT 4

2 METHODENSAMMLUNG BIOMECHANIK

2.1 ZUM BEGRIFF BIOMECHANIK 5

2.2 DIE BEGRIFFE METHODENBAUKASTEN, METHODENSAMMLUNG UND BIOMECHANISCHE METHODEN 8

2.3 HINWEISE ZUR VORLIEGENDEN METHODENSAMMLUNG 9

2.4 BESCHREIBUNG DER METHODEN 11

2.4.1 Statistische Methoden 11

2.4.1.1 Befragung 11

2.4.1.2 Epidemiologie 12

2.4.2 Experimentelle Methoden 14

2.4.2.1 Periphere Bewegungsanalyse 14

2.4.2.2 Anthropometrie 17

2.4.2.3 Anatomieanalyse 20

2.4.2.4 (Boden)Reaktionskraftmessung 21

2.4.2.5 Druckverteilungsmesssung 24

2.4.2.6 Elektromyographie 27

2.4.2.7 Muskeldynamometrie 29

2.4.3 Arbeits- und Leistungsbilanzierung 32

2.4.4 Modellierung 33

2.4.4.1 Allgemeines zum Thema Modellierung 33

2.4.4.2 Physikalische Modelle 35

2.4.4.3 Mathematische Modellierung -Simulation 36

2.5 ANWENDUNG UND AUSWAHL DER METHODEN 40

2.5.1 Einteilungskriterien für biomechanische Methoden 40

2.5.2 Grundsätzliche Probleme bei der Auswahl biomechanischer Methoden 41

2.5.3 Biomechanische Methoden: ausschließlich Analysemethoden? 42

2.5.4 Übergeordnete Entscheidungskriterien zur Methodenauswahl 44

2.5.5 Methodenkombinationen 45

2.5.6 Hinweise zur Begrenzung des Zeit- und Kostenaufwandes 46

2.5.7 Acht Fallbeispiele angewandter Methodenkombinationen 51

2.5.8 Abschließende Bemerkungen zum Kap. 2.5 56

3 ENTWICKLUNGSBEISPIEL ALPINER SKISCHUH
3.1 KLÄRUNG VORLIEGENDER KONSTRUKTIONSPROBLEME (SOLLEIGENSCHAFTEN) 57
3.1.1 Vorgehenszyklus für das globale Problem *Skiverletzung* 57
3.1.2 Vorgehenszyklus zur Analyse des Verletzungsmechanismus *Rückwärtssturz* 65
3.1.3 Vorgehenszyklus zur Konkretisierung der Entwicklungsaufgabe 70
3.2 ANALYSE DER GEFUNDENEN KONSTRUKTION (ISTEIGENSCHAFTEN) 75
3.2.1 Grundsätzliche Überlegungen zur Vorgehensweise 75
3.2.2 Realisierung von Funktionsmodellen 77
3.2.2.1 Vorgehensweise im Überblick 77
3.2.2.2 Beschreibung der einzelnen Arbeitsschritte 78
3.2.3 Analyse hinsichtlich der kinetischen Anforderungen 83
3.2.3.1 Notwendige Vorentscheidung zur Methodik des Vorgehens 83
3.2.3.2 Entwicklung des Teilmodells *Schuh-Bindung-Fuß* 88
3.2.3.2.1 Modellaufbau 88
3.2.3.2.2 Bestimmung der Eingangsdaten 88
3.2.3.3 Entwicklung des Teilmodells *Ski* 92
3.2.3.3.1 Modellaufbau 92
3.2.3.3.2 Bestimmung der Eingangsdaten 93
3.2.3.3.3 Optimierungs- und Validierungsprozess 93
3.2.3.4 Entwicklung des Teilmodells *Physikalischer Dummy* 95
3.2.3.4.1 Warum ein physikalisches Modell? 95
3.2.3.4.2 Modellaufbau 97
3.2.3.4.3 Bestimmung der Eingangsdaten 98
3.2.3.4.4 Validierungsprozess 99
3.2.3.5 Entwicklung des Modells *Skifahrer* 101
3.2.3.5.1 Modellaufbau 101
3.2.3.5.2 Bestimmung der notwendigen Bewegungsdaten 102
3.2.3.5.3 Bestimmung der notwendigen anthropometrischen Daten 106
3.2.3.5.4 Anpassungsprozess – Regelung der Gelenkmomente 110
3.2.3.5.5 Optimierungsprozess 112
3.2.3.6 Plausibilitätskontrolle 114
3.2.3.6.1 Bedeutung, grundsätzliche Vorgehensweise 114
3.2.3.6.2 Erhebung der notwendigen experimentellen Daten 114
3.2.3.6.3 Ergebnis und Diskussion 116
3.2.3.7 Beschreibung und Anwendung des Teilmodells *Knie* 118
3.2.3.7.1 Modellauswahl 118
3.2.3.7.2 Modellbeschreibung 119
3.2.3.8 Simulationergebnisse: Erfüllt der Prototyp die kinetischen Anforderungen ? 120
3.2.3.9 Mögliche weitere Modellentwicklungen 123

3.2.4 Analyse hinsichtlich der muskulären Anforderungen 125
3.2.4.1 Vorgehensweise im Überblick 125
3.2.4.2 Bestimmung der Muskelaktivitäten bei Sprung- und Landebewegungen 125
3.2.4.3 Ergebnisse des Experiments: Erfüllt der untersuchte Prototyp die muskulären Anforderungen ? 130
3.2.5 Abschließende Bemerkungen zum Entwicklungsbeispiel 130

4 ZUSAMMENFASSUNG 132
4.1 INHALTE UND ERGEBNISSE DER ARBEIT 132
4.2 AUSBLICK 134

5 LITERATURVERZEICHNIS 137

6 ANHANG 165
6.1 EXKURSE 165

Zur Einleitung
E1 Abgrenzung Biomechanik gegen Ergonomie und Bionik 165

Zur Methodensammlung
E2 Begriffe prospektiv - retrospektiv – kontrolliert 165
E3 Verfahren der peripheren Bewegungsanalyse
E3-1 Einsatz von Goniometern 166
E3-2 Accelerometrie 168
E3-3 Einsatz von Hall-Effekt Sensoren 169
E3-4 Elektromagnetisches Verfahren 169
E3-5 Akustisches Verfahren 170
E3-6 Akustisches Verfahren mit Schallleitung im Körper 170
E3-7 Photogrammetrische Rekonstruktion 171
E3-8 Photogrammetrische Anpassungsverfahren 173
E3-9 Optische Oberflächenvermessung 174
E3-10 Kombinationsverfahren 175
E3-11 Auswertung optisch erhobener Bewegungsdaten 175
E3-12 Darstellungsmethoden f. Orientierung v. Körperteilen im Raum 176
E3-13 Fehlerquellen der optischen 3D-Analyse 177
E4 Verfahren der biomechanischen Anthropometrie
E4-1 Direkte Verfahren 177
E4-2 Indirekte Verfahren 178
E5 Erklärungen zur Computer- und Kernspintomographie 180
E6 Verfahren der Anatomieanalyse
E6-1 Zielsetzung funktioneller Aufbau und Geometrie 182
E6-2 Zielsetzung Kinematik 184
E6-3 Zielsetzung Materialeigenschaften 187
E6-4 Zielsetzung Verformungen, Spannungen, Kräfte 189
E6-5 Messtechnik bei der in vitro / in vivo Belastungsanalyse 191

E6-6 Fallbeispiele zur *in vitro* Belastungsanalyse des Kniegelenks 192
E7 Stabilometrie, „Nebenfunktion“ der Bodenreaktionskraftmessung 193
E8 Detailinformationen zur biomechanischen Druckverteilungsmessung
E8-1 Meßprinzipien 194
E8-2 Zusammenhang Bodenreaktionskraft/Plantardruckverteilung 194
E9 Detailinformationen zur Elektromyographie
E9-1 Entstehung, was wird bei diesem Verfahren gemessen? 195
E9-2 EMG Messtechnik 199
E9-3 Auswertung und Darstellung von EMG-Signalen 201
E9-4 Zusammenhang EMG und Muskelkraft 204
E10 Nettomoment, Muskelkraft und Kraftgesetze 205
E11 Detailinformationen zur Arbeits- und Leistungsbilanzierung
E11-1 Begrifflichkeiten 207
E11-2 Bestimmung der Inneren Arbeit 209
E11-3 Bestimmung des Kokontraktionsanteils 211
E11-4 Bestimmung der Äusseren Arbeit 212
E11-5 Bestimmung der Leistung zwischen den Segmenten 213
E11-6 Bestimmung des Gesamtenergiebedarfs 214
E11-7 Wirkungsgradbetrachtungen 214
E12 Anwendung physikalischer Dummys in der Produktentwicklung 215
E13 Detailinformationen zur mathematischen Modellierung
E13-1 Einteilung von mathematischen Modellen nach NIGG 218
E13-2 Verfahren zur Aufstellung von Bewegungsgleichungen 218
E13-3 Inverse Dynamik versus Bewegungssimulation 219
E13-4 Methoden zur Modellierung der Muskelwirkung 221
E13-5 Methoden zur Lösung des Überbestimmtheitsproblems 223

Zum Entwicklungsbeispiel
E14 Was ist ein *Vorgehenszyklus* ? 225
E15 Einfluss der Muskulatur auf Kniegelenksstabilität u. Spannungen im VKB. 226
E16 *Vergleichstechnik* zur Belastungsanalyse im Sport 228
E17 Vorrichtung zur Schaftsteifigkeitsmessung alpiner Skischuhe 229
E18 Historie der Prototypentwicklung 231
E19 Aufbau des Skidummy 235
E20 Details zur Datenauswertung der durchgeführten peripheren BA 237
E21 Überlegungen zur Definition des mittleren Aktivitätsquotienten 241

6.2 TECHNISCHE UND MEDIZINISCHE FACHAUSDRÜCKE 242
6.3 FACHZEITSCHRIFTEN FÜR LITERATURRECHERCHEN IM BEREICH BIOMECHANIK 249
6.4 HAUPTACHSEN- UND EBENENBEZEICHUNGEN IN DER MEDIZIN 253
6.5 ALLGEMEINER ANHANG 255-285

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS (AUSKLAPPBAR)

1. EINLEITUNG

1.1 Eine wahre Geschichte

Frühjahr 2001. In der Entwicklungsabteilung eines Herstellers für Skiausrüstung sitzen Ingenieure und Marketingvertreter am runden Tisch. Anfang des Jahres hatten Mitbewerber auf der bedeutendsten Fachmesse der Branche, der ispo, ein neuartiges Schuhkonzept präsentiert. Das Neue an diesem Skischuh: er lässt im Sprunggelenk deutlich mehr Beugung nach vorne zu als alle bisherigen Konzepte. *Komfort* ist der Begriff, um den sich nun alles dreht, und das Marketing fordert ein vergleichbares Modell. Selbstverständlich unter Wahrung des Image des Konzerns, qualitativ hochwertige, besonderes funktionelle Produkte im oberen Preissegment anzubieten.
Nun waren aber bereits im Vorfeld der ispo kritische Stimmen laut geworden von Experten durchaus ernst zu nehmender Vereinigungen, z.B. des Internationalen Arbeitskreises Sicherheit im Skilauf: durch die weichen Skischuhe würde der bislang bestehende Schutz des Sprunggelenks vor Verletzungen aufgegeben. Außerdem könne die sichere Funktion der Skibindung – die ja unter der Prämisse steifer Skischuhe entwickelt worden seien – gefährdet sein. Eine heikle Aufgabe für die Ingenieure, denn sie müssen bei der anstehenden Produktveränderung - hinsichtlich der Schuhsteifigkeit - an die vertretbaren Belastungsgrenzen des menschlichen Sprunggelenks gehen. Wo aber liegen diese? Welche Auswirkungen haben etwaige Veränderungen auf die Gelenksbelastung? Und wird tatsächlich die Bindungsfunktion beeinträchtigt, was die Kollegen von der Bindungsentwicklung brennend interessiert? Klar ist vorerst nur, dass man etwaige Funktionsmuster am Skifahrer selbst nicht austesten kann, denn dies würde bedeuten, ihn einem bekannten Risiko auszusetzen. Aber einfach ein Produkt auf den Markt zu bringen, ohne die offenen Fragen geklärt zu haben , das passt nicht in die Philosophie des Unternehmens.

Und das Marketing verlangt den „softboot“ – pünktlich zur nächsten ispo...

1.2 Problemstellung und Zielsetzung

Ein Anliegen der Konstruktionsmethodik (KM) ist die Erarbeitung von Methoden und Hilfsmitteln zum Konstruieren, die dann in der Praxisanwendung, im Rahmen konkreter Produktentwicklungen überprüft und verbessert werden. Die grundsätzlich produktübergreifende KM muss bei der bestehenden großen Produktvielfalt und -unterschiedlichkeit auf die Bedingungen des jeweils konkret vorliegenden Problems *heruntergebrochen* werden. Die vorliegende Arbeit wird sich mit einem Kriterium der Produktentwicklung befassen, welches im Rahmen der Konstruktionsmethodik bisher

wenig Beachtung gefunden hat, dem Kriterium der *biomechanischen Funktionalität* von Produkten.
Es wird gezeigt, dass ein biomechanikgerechtes Konstruieren spezielle Methoden verlangt. Methoden, welche in dieser Form bislang weder im Hilfsmittelkatalog noch im Methodenbaukasten der KM enthalten sind. In Abb. 1.1 ist illustriert, an welcher Stelle des Problemlösungszyklus diese neuen Methoden ansetzen müssen: einmal für die Analyse bestehender Mensch-Maschine Probleme, wie z.B. einer registrierten, aber ansonsten noch nicht weiter analysierten Unfallsituation.

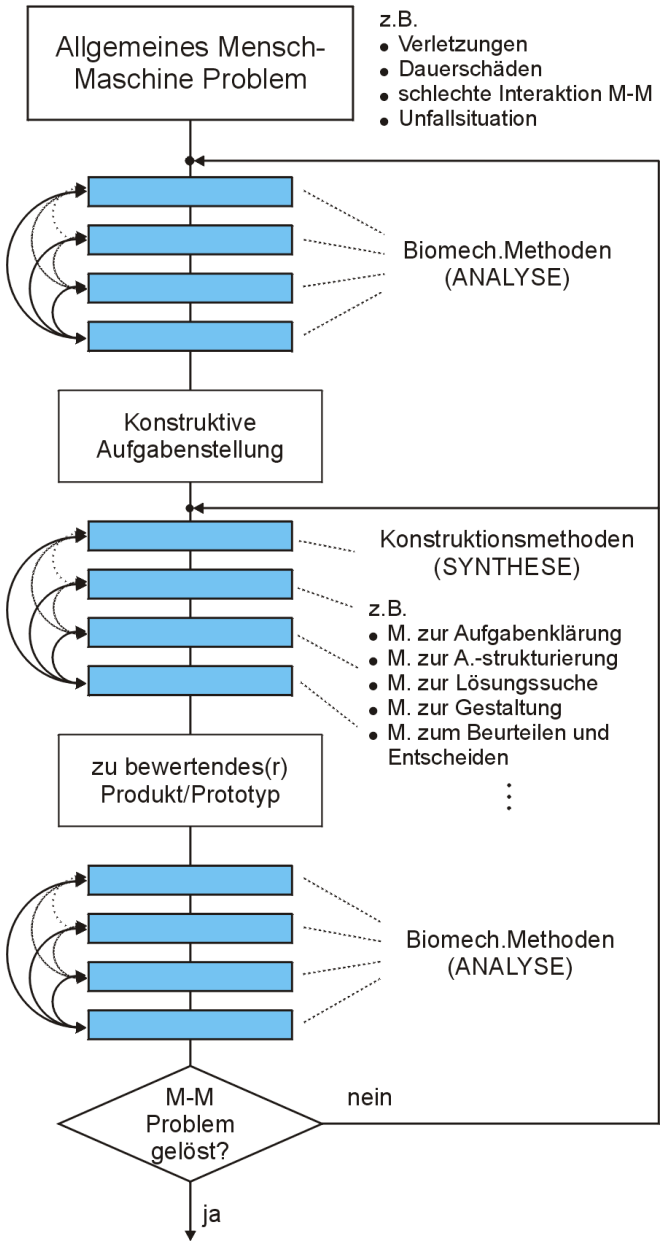


Abb. 1.1: Biomechanische Methoden im Entwicklungszyklus

Hier tragen sie dazu bei, von einem zunächst noch diffusen Problem zu einer konkreten konstruktiven Aufgabenstellung zu kommen. Zum anderen finden sie Anwendung in einem zweiten Analyseprozess, zur Eigenschaftsermittlung gefundener konstruktiver Lösungen hinsichtlich des anvisierten Zieles, ein bestehendes Mensch-Maschine Problem zu lösen.

Die Produkte, welche hierbei im Mittelpunkt stehen, werden unter dem Begriff *biomechanische Konstruktionsobjekte* zusammengefasst. Damit soll angedeutet werden, dass es um Produkte geht, bei denen der Mensch ein Teil des technischen Systems ist. Bei diesen Produkten besteht die Hauptfunktion darin, eine ganz bestimmte Auswirkung auf den Menschen zu haben, oder - auch umgekehrt - bestimmte Auswirkungen auf den Menschen zu vermeiden.

Konstruktionsobjekte dieser Art gibt es schon lange, z.B. in der Automobilindustrie, wo mit unterschiedlichsten Methoden versucht wird, die Sicherheit der Fahrgastzelle zu verbessern. Hauptforde-

rung für dieses Fahrzeugteil im Falle eines Unfalles die auf den Menschen einwirkenden Belastungen so gering als möglich zu halten, ist einfach zu formulieren, aber schwierig umzusetzen. Denn für den Konstrukteur stellt sich - noch bevor er überhaupt über konkrete konstruktive Lösungen nachdenken kann - die Frage, wie er den Begriff *Belastungen auf den Menschen* in konkrete Zahlen fassen kann. Und hat er schließlich Lösungsansätze gefunden, kann er diese - ohne den Menschen der Unfallsituation auszusetzen - nicht bewerten.

Für die Entwicklung der Fahrgastzelle sind also zwei zentrale Fragen von Bedeutung und kennzeichnen sie als ein typisches biomechanisches Konstruktionsobjekt:

Wie lassen sich die auftretenden Belastungen und Beanspruchungen quantifizieren?

und

In welchem Ausmaß lassen sie sich durch konstruktive Maßnahmen beeinflussen?

Eine Vielzahl von Produkten[1], bei deren Neuentwicklung oder Verbesserung diese und ähnliche Fragen eine Rolle spielen, kann hierzu genannt werden:

- Sicherheitssysteme, wie z.B. Sicherheitsgurte, Kindersitze, Fangnetze, Schleudersitze, Sicherheitsbindungen, Fahrgastzellen,
- persönliche Schutzausrüstungen, wie z.B. Helme, Protektoren, Seile,
- orthopädische und medizinische Produkte, z.B. (Endo)Prothesen, Orthesen, Druckentlastungssysteme, Herzklappen, Herzschrittmacher sowie zugehörige Prüfvorrichtungen für solche Produkte, z.B. „Kniesimulator“, „Dekubitusdummy“,
- spezielle Werkzeuge wie z.B. Bohrhammer, Arbeitsstelzen,
- Sport- und Freizeitgeräte wie z.B. Tennisschläger, Bergstöcke, Joggingschuhe,
- Rehabilitationsgeräte (z.B. Trainingsvorrichtungen),
- spezielle Transportmittel, wie z.B. Fahrgeräte in Vergnügungsparks.

Die vorliegende Arbeit gibt dem Konstrukteur eine Methodensammlung für biomechanische Konstruktionsobjekte in die Hand, die es ihm ermöglicht, die oben gestellten beiden Fragen zu lösen. Dabei wird vor allem auf die typischen Schwierigkeiten eingegangen, die sich in der Anwendung dieser *Werkzeuge* ergeben.
Anhand einer Reihe von Kurzbeispielen sowie einem ausführlich dargestellten Entwicklungsbeispiel wird der Bezug zur Praxis hergestellt.

Die vorliegende Arbeit ist ein erster Schritt um

- möglichst alle Methoden zusammenzutragen und zu beschreiben,
- ihre Anwendbarkeit an einem konkreten Beispiel zu demonstrieren, und
- erste Auswahlkriterien für ihre systematische Anwendung zu formulieren.

---

[1] Durch Unterstrich gekennzeichnete Produkte werden im Kap.2.5 als Beispiel genauer beschrieben.

Sie trägt damit das Faktenwissen für bislang nicht existierende Gestaltungsrichtlinien zu einem *biomechanikgerechten* Konstruieren - vgl. EHRLENSPIEL [106], S. 281 - zusammen und bildet damit die Voraussetzung für den nächsten Schritt, daraus einen Methodenbaukasten zu entwickeln.

Ein wesentliches Anliegen der Arbeit ist zu zeigen, dass am Anfang der Enzwicklung eines Mensch-Maschine-Systems eine intensive Aufgabenklärung nötig ist (*Solleigenschaften*, Kap. 3.1). Ob die gefundene konstruktive Lösung diese Solleigenschaften erfüllt, erfordert eine weitere detaillierte Analyse (*Isteigenschaften*, Kap. 3.2). Diese beiden umfangreichen Analyseprozesse werden erfahrungsgemäß bislang eher vernachlässigt.

Es ist zu wünschen, dass letztlich alle Ingenieure, die mit Mensch-Maschine Systemen zu tun haben, Nutzen aus dieser Arbeit ziehen können.
Für die Biomechanik ist zu hoffen, dass sich ihre Popularität durch einen vermehrten Einsatz in der Produktentwicklung steigert, und sich daraus neue Impulse für die biomechanische Grundlagenforschung ergeben.

1.3 Aufbau der Arbeit

Die vorliegende Dissertation gliedert sich in zwei Teile.

Der erste Teil (Kap. 2) beschäftigt sich mit der Methodensammlung und stellt die wichtigsten Methoden der Biomechanik einzeln vor. Im Kap. 2.5 folgen dann Hinweise zu deren Anwendung und Auswahl. Ausgewählte Kurzbeispiele, bei denen biomechanische Kriterien in der Produktentwicklungen bzw. -optimierungen im Vordergrund standen, schließen dieses Kapitel ab.

Im zweiten Teil der Arbeit (Kap. 3) wird dann der Entwicklungsprozess eines typischen biomechanischen Konstruktionsobjektes - die Entwicklung eines Sicherheitsmechanismus für ein Sportgerät - in aller Ausführlichkeit beschrieben. Dieses Beispiel verwendet beinahe alle, im ersten Teil der Arbeit beschriebenen Methoden und zeigt jene Details auf, die erfahrungsgemäß Probleme in der Anwendung machen.

Um den Lesefluss und die klare Linie dieser Arbeit nicht durch Details zu stören, trotzdem aber für den Leser alle Hintergrund- und Zusatzinformationen im notwendigen Umfang parat zu haben, sind im ANHANG dieser Arbeit insgesamt 52 EXKURSE zu finden. An entsprechenden Stellen im Text werden die Bezüge zu diesen Exkursen hergestellt und in diesen dann umfangreiche Detailinformationen für den interessierten Leser gegeben.

2. METHODENSAMMLUNG BIOMECHANIK

2.1 Zum Begriff Biomechanik

Wechselbeziehung Mensch, Maschine und Umwelt

Abb. 2.1 versucht die Wechselbeziehung Mensch, Maschine[2] und Umwelt als Zustand zwischen den Dipolen *Erschaffung* und *Zerstörung* darzustellen[3]. Der höchste Wirkungsgrad dieses Gesamtsystems wird erreicht, wenn alle Beziehungen durch einen möglichst großen Abstand zum Ausprägungsgrad der Zerstörung gekennzeichnet sind. Diese Sichtweise kommt auch bei SELL [414], S. 343 mit der Feststellung zum Ausdruck: *„Aus der Interaktion zwischen Mensch und Produkt entstehen bestimmte Wirkungen für den Menschen, das Produkt und die Umgebung, die im Produktplanungs- und -entwicklungsprozess berücksichtigt werden müssen, wenn das Arbeitssystem effektiv sein soll.“*

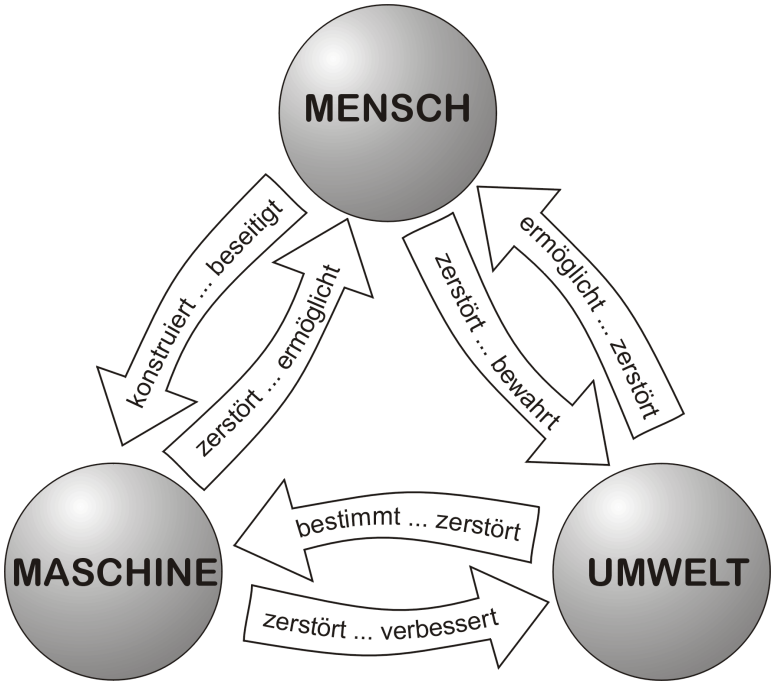


Abb. 2.1: Wechselbeziehung Mensch-Maschine-Umwelt

Die übergeordnete Funktion jeder Maschine, dem Menschen Dinge zu ermöglichen, die er ohne sie entweder nicht ausführen möchte oder nicht ausführen kann, ist demnach auch immer vor dem Hintergrund zu sehen, ob sie ihm (und der Umwelt) direkt oder indirekt Schaden zufügt. Die genaue Kenntnis der Auswirkungen eines technischen Produktes auf den Menschen ist deshalb eine der Voraussetzungen für eine erfolgreiche Konstruktion(sänderung). Da sich die Biomechanik u.a. mit Fragen nach den Auswirkungen von

---

2 Unter Maschinen wird hier jedes technische Gebilde verstanden, also Verfahren, Geräte, Apparate und Maschinen.

3 Jede Maschine wird letztlich durch die Umwelt bedingt, da sie auf Enegiezufuhr von außen angewiesen ist. Umgekehrt sind in der heutigen Situation durchaus Maschinen denkbar, die eine in ihrer Funktion gestörte Umwelt ihrem Idealzustand wieder näher bringen.

äußeren Kräften auf die inneren Strukturen des Organismus (z.B. Gelenken) befasst, kann dieser relativ neue Wissenschaftszweig hierzu einen sinnvollen Beitrag leisten.

Definition und übergeordnete Zielsetzungen der Biomechanik

Während sich die Ergonomie mit der Anpassung der Arbeitsbedingungen an den Menschen beschäftigt und über eine Betrachtung von außen sinnvolle Schnittstellen zwischen Mensch und Maschine festzulegen versucht, widmet sich die Biomechanik systematisch den Vorgängen im Inneren des Organismus.[4]
Die von HAY [181], S. 33 vorgenommene Definition lautet entsprechend: „*Die Biomechanik ist jene Wissenschaft, welche die auf ein biologisches System wirkenden Kräfte und die von ihnen verursachten Effekte untersucht*."
Etwas allgemeiner und methodenorientierter schlägt HATZE [166], S. 34 vor „*...Biomechanik als jene Wissenschaft zu definieren, die die Strukturen und Funktionen biologischer Systeme unter Verwendung der Erkenntnisse und Methoden der Mechanik erforscht*".

Aus allen gefundenen Definitionen lassen sich übereinstimmend zwei übergeordnete Zielsetzungen der Biomechanik ableiten:

Feststellen der Reaktionen im Organismus des Menschen oder des Tieres auf bestimmte äußere Bedingungen oder Reize.

Beispiele: Die beim Arbeiten mit einem Bohrhammer auftretenden Kräfte im Ellenbogengelenk. Die Einflüsse der Sportschuhgestaltung auf die Hüftgelenksbelastung.

Aufbau geeigneter (mathematischer) Modelle menschlicher Teilsysteme mit dem heute noch fernen Ziel der Schaffung eines Homunculus zur Simulation des gesamten menschlichen oder tierischen Körpers.

Beispiele: Mechanisches Modell der Muskulatur (Abb. 2.2). Regelungstechnische Beschreibung neuromuskulärer Vorgänge. Strömungsmechanisches Modell des Blutflusses in Arterien.

[4] Weitere Gedanken zur Abgrenzung der Biomechanik sowohl gegenüber der Ergonomie als auch gegenüber der Bionik sind im EXKURS E1 (S. 165) zu finden.

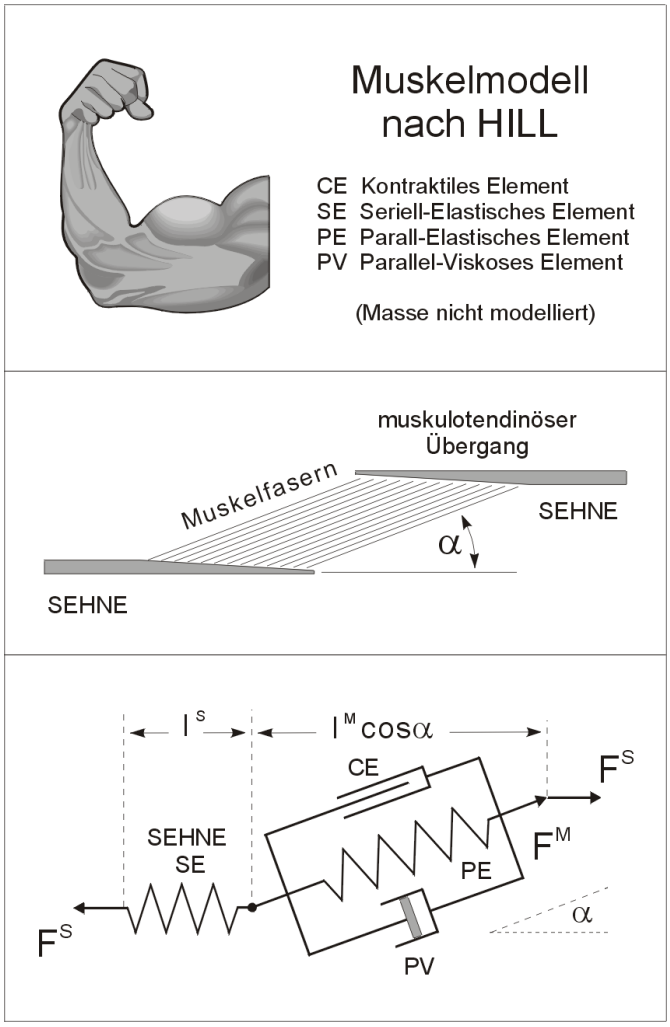


Abb. 2.2 Vom biologischen zum mechanischen System: mechanisches Modell des Muskels.

In seinem Bericht für den Verein Deutscher Ingenieure weist BODEM [53] darauf hin, dass das derzeitige Hauptarbeitsgebiet der Biomechanik die Modellierung des menschlichen Muskel- und Skelettsystems sei, gefolgt von den wissenschaftlichen Untersuchungen zum Thema Herz-Kreislauf-System. In allen Teilbereichen sieht er die Notwendigkeit für interdisziplinäres Arbeiten zwischen Natur- und Ingenieurwissenschaften und der klinischen Medizin. Die 1990 vom Beratenden Ausschuss der GESA[5] beschlossene Gründung der Arbeitsgruppe Biomechanik hat diesen fachlichen Informationsaustausch zum Ziel.
In der Satzung der 1997 gegründeten Deutschen Gesellschaft für Biomechanik ist diese Zielsetzung ebenfalls verankert.

Überblick der Arbeitsbereiche der Biomechanik

Eine allgemein gültige und eindeutige Einteilung der Arbeitsbereiche der Biomechanik existiert bislang noch nicht. Dies mag einerseits darin begründet sein, dass dieser Wissenschaftszweig noch verhältnismäßig jung ist. Zum anderen überschneiden sich manche der zugehörigen Arbeits- und Forschungsbereiche, weshalb eine klare Trennung der Inhalte schlecht möglich ist. Der in Abb. 2.3 dargestellte Überblick versucht, diesem Problem Rechnung zu tragen, und nimmt deshalb lediglich eine grobe Einteilung nach Aufgabenschwerpunkten vor.

5 Gesellschaft Mess- und Automatisierungstechnik

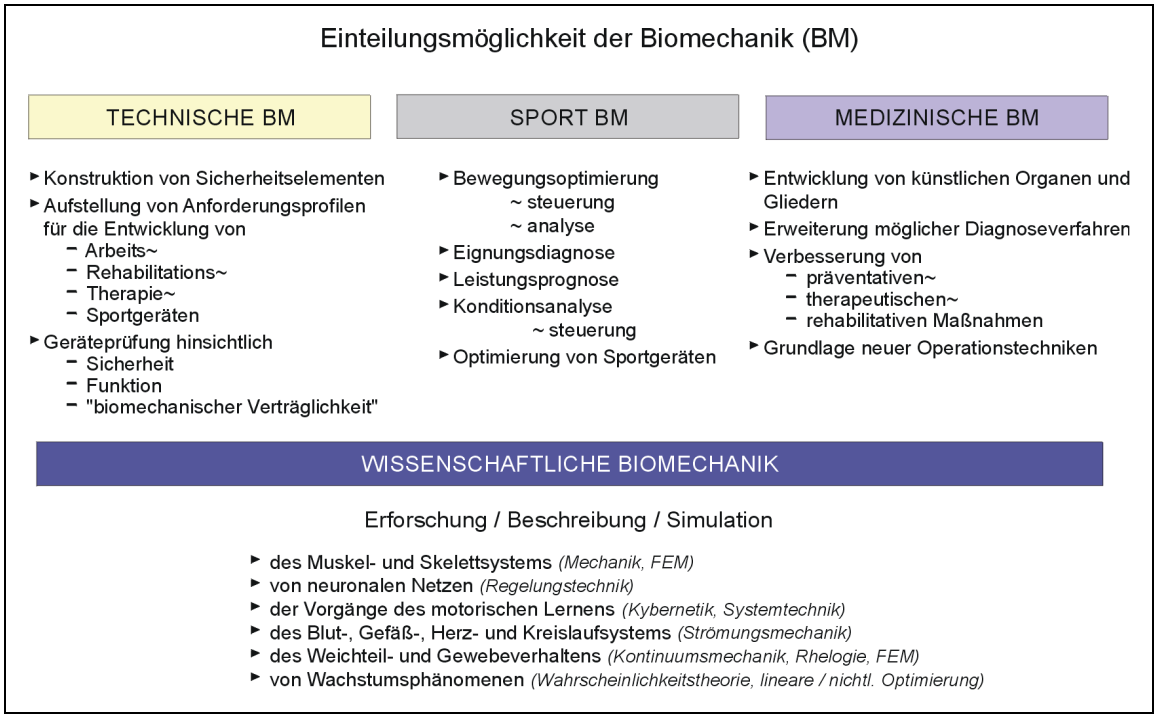


Abb. 2.3 Mögliche Einteilung der Aufgaben- und Arbeitsgebiete der Biomechanik

2.2 Die Begriffe Methodenbaukasten, Methodensammlung und biomechanische Methoden

Methodenbaukasten versus strukturierte Methodensammlung

Nach EHRLENSPIEL [106], S. 285, versteht man unter einem Methodenbaukasten „*...eine systematisch geordnete Sammlung von Methoden, die für bestimmte Arbeitsabschnitte eines Prozesses alternativ eingesetzt werden können und für deren Auswahl Hilfen angegeben sind.*“

Neben dieser allgemeinen Definition stellt EHRLENSPIEL fünf Anforderungen an einen Methodenbaukasten, nämlich

(1) die Verknüpfung zwischen Aufgaben und den für sie zweckmäßigen Bearbeitungsmethoden darzustellen,
(2) identifizierbare Methodenbeschreibungen zu liefern,
(3) Auswahlkriterien und Hinweise für den Methodeneinsatz aufzuzeigen,
(4) Hinweise zu geben, wo man mehr über die Methoden erfahren kann bzw. wie man sie lernen kann, und
(5) erweiterbar und aktualisierbar zu sein.

Während sich in der vorliegenden Arbeit die Forderungen (2), (4) und (5) in vollem Umfang und die Forderung (1) weitgehend realisieren ließen, gibt es in Bezug auf die Auswahlkriterien noch Defizite. Dies ist dadurch begründet, dass es derzeit noch keine systematischen Untersuchungen dazu gibt. Wie bei EHRLENSPIEL [106], S. 288, wird aus diesem Grund auch in der vorliegenden Arbeit der Begriff *Methodenbaukasten* vermieden und statt dessen von einer *strukturierten Methodensammlung* gesprochen.

Wodurch sind biomechanische Methoden charakterisiert ?

Biomechanische Methoden sind dadurch gekennzeichnet, dass sie medizinische und ingenieurwissenschaftliche Verfahren in Kombination anwenden, um Informationen und Erkenntnisse über den lebenden Organismus von Mensch oder Tier zu gewinnen.

Beispiel: Modellierung von Mehrkörpersystemen unter Verwendung von Muskelparametern und neurophysiologischen Gesetzmäßigkeiten.

Der Schwerpunkt dieser Verbindung liegt jedoch eindeutig auf den Ingenieurwissenschaften. Die Mechanik der Mehrkörpersysteme bildet z.B. die Grundlage der Modelle des Bewegungsapparates, die Strömungsmechanik die des Herz-Kreislaufsystems, die Netz- und Regelungstechnik die Basis zur Modellierung des Nervensystems.
Biomechanische Methoden stellen damit keine grundlegend neuen wissenschaftlichen Vorgehensweisen dar, sondern lediglich *angepasste Kombinationen* der Methoden der beiden genannten Disziplinen.
Da biomechanische Methoden[6] bis jetzt noch nicht Inhalt der Ingenieurausbildung an den Universitäten in Deutschland sind, kommt in dieser Dissertation den Hinweisen, wo man mehr über die Methoden erfahren kann, eine große Bedeutung zu. Das Literaturverzeichnis dieser Arbeit umfasst daher über 500 Referenzen.

2.3 Hinweise zur vorliegenden Methodensammlung

Im nachfolgenden Kap. 2.4 werden die in Abb 2.4 zusammengestellten zwölf Methoden vorgestellt.
Die Methodenbeschreibungen sind grundsätzlich so aufgebaut, dass zunächst die notwendigen Begriffserläuterungen und -definitionen gegeben und dann die Anwendungsbereiche und prinzipiellen Vorgehensweisen in komprimierter Form beschrieben werden.

---

[6] Im Folgenden wird, wenn von biomechanischen Methoden die Rede ist, vereinfachend der Begriff *Methoden* verwendet, natürlich ohne sie dadurch über die Methoden anderer Disziplinen, wie z.B. Konstruktionsmethoden, Entwicklungsmethoden, Managementmethoden, usw. heben zu wollen.

A. Statistische Methoden
1. Befragung (BFG)
2. Epidemiologie (EPD)

B. Experimentelle Methoden
1. Periphere Bewegungsanalyse (pBA)
2. Anthropometrie (AP)
3. Anatomieanalyse (AA)
4. (Boden)Reaktionskraftmessung (BRM)
5. Druckverteilungsmesssung (DVM)
6. Elektromyographie (EMG)
7. Muskeldynamometrie (MD)

C. Arbeits- und Leistungsbilanzierung (ALB)

D. Modellierung
1. Physikalische Modelle
2. Mathematische Modellierung – Simulation

Abb. 2.4 Grundmethoden der Biomechanik und in der Arbeit verwendete Kurzzeichen.

Bei der Anwendung einiger Methoden treten erfahrungsgemäß Probleme auf, deren Lösungen erst nach eingehendem Studium der einschlägigen Literatur klar werden. Diese zeitaufwändige Suche nach Zusammenhängen soll dem mit biomechanischen Konstruktionsobjekten konfrontierten Ingenieur mit der vorliegenden Arbeit abgenommen werden. Bei diesem Anspruch ist es aber unumgänglich, stellenweise ausführlichere Erklärungen zu geben.
Diese Vertiefung in die Materie erfolgt im Rahmen von den bereits erwähnten EXKURSEN und anhand kurzer Beispiele im Text.
An manchen Stellen werden detailliertere Angaben zur Messtechnik und zu den Auswerteverfahren gemacht. Dies ist notwendig, weil das Messen am und im Menschen spezifische Anforderungen stellt, die mit den im Rahmen eines Ingenieurstudiums erworbenen Kenntnissen nicht unbedingt abgedeckt sind. Um den Rahmen einer Kurzbeschreibung nicht zu sprengen, werden diese Informationen so weit als möglich durch ausgewählte Literaturangaben abgedeckt, die dem interessierten Konstrukteur die Möglichkeit geben, sich gezielt mit dem betreffenden Sachgebiet zu beschäftigen.
Generell wurde bei der Literaturauswahl darauf geachtet, dass nur solche Arbeiten zitiert werden, welche die Thematik schwerpunktmäßig behandeln, methodisch einwandfrei und möglichst aktuell sind. Eine Zusammenstellung der wichtigsten Fachzeitschriften, die das gesamte Spektrum der biomechanischen Forschung und Methodik, auch in den zugehörigen Grenzgebieten abdeckt, ist dem ANHANG (S. 249 ff.) beigefügt.
Die nachfolgend beschriebene Methodensammlung entspricht dem aktuellen Stand (2001) der biomechanischen Forschung. Es wurde versucht, einen möglichst umfassenden Überblick aller Methoden und Verfahren zusammenzustellen. Einen Anspruch auf Vollständigkeit kann es aber aufgrund der schnellen Entwicklung und des interdisziplinären Charakters der Biomechanik nicht geben.

Viele der Methoden berühren das Feld der Medizin. Damit ist es unumgänglich, teilweise auch medizinische Fachausdrücke zu verwenden. Die durch „⇒“ gekennzeichneten Begriffe werden im ANHANG (S. 243 ff.) erklärt. Ein unentbehrliches Nachschlagewerk für einen Ingenieur, der sich mit der Medizin beschäftigt und deshalb Erläuterungen zu medizinischen Fachbegriffen sucht, ist der PSCHYREMBEL [358].

2.4 Beschreibung der Methoden

2.4.1 Statistische Methoden

2.4.1.1 Befragung (BFG)

Definition :

Systematische, nach Möglichkeit wissenschaftliche Kriterien erfüllende Befragung von Probanden nach ihren subjektiven Eindrücken, Wahrnehmungen, Erfahrungen etc.

Bedeutung von Befragungen für die Entwicklung biomechanischer Konstruktionsobjekte

Da biomechanische Konstruktionsobjekte sich dadurch auszeichnen, dass sie eine Rückwirkung auf den Menschen haben, bietet sich in vielen Fällen an, den „Betroffenen“ zu fragen, ob ein gewünschter Effekt - nach subjektiver Einschätzung - tatsächlich auch eingetreten ist. Die Bedeutung der Kontrollfunktion von Befragungen sollte nicht unterschätzt werden, denn der Mensch ist ein äußerst sensibles „Messinstrument“, in vielen Fällen sogar der besten Messtechnik überlegen. Insbesondere im Bereich des (Hoch)Leistungssports, wo die Technologie der Geräte über Erfolg oder Misserfolg entscheidet, können über (systematische) Befragungen oft erst die eigentlichen Konstruktionsaufgaben präzisiert oder die entscheidenden Konstruktionshinweise gewonnen werden.

Kriterien zielgerichteter Befragungen

Um die Methode der Befragung zielgerichtet einsetzen zu können, muss sie wissenschaftlichen Ansprüchen genügen, d.h. es sind nach Möglichkeit die Kriterien zu erfüllen, die validen Tests der Psychodiagnostik zugrunde liegen. Hierzu zählen insbesondere die Kontrolle typischer Störvariablen, wie z.B. des Placebo- oder des Versuchsleitereffektes. Ein besonderes Augenmerk muss auch der Auswahl und Größe von Stichprobe gelten, denn durch Auswahlverzerrungen können sich vollkommen falsche Rückschlüsse aus einer Befragung ergeben.

Beispiel: Befragung zum subjektiven Eindruck des Vibrationsverhaltens eines neu gestalteten Tennisschlägers. Wenn hier an Stelle der eigentlich Zielgruppe „Spitzenspieler“ nur mittelmäßige Spieler befragt würden (die den Schläger anders greifen), dann ließe sich aus der Befragung kein verwertbares Ergebnis ableiten.

Zwar kann nicht jede Befragung das Kriterium „Wissenschaftlichkeit“ erfüllen, aber es sollte zumindest versucht werden, ein möglichst hohes Maß an Objektivität (sowohl Auswerteobjektivität als auch Durchführungsobjektivität) zu realisieren.

Aus diesem Grunde sind geschlossene (z.B. multiple choice) Befragungen offenen Befragungen (vorformulierte Fragen können frei beantwortet werden) oder gar freien Befragungen (Fragen entstehen erst im Verlaufe des Gesprächs) vorzuziehen.
Ein ausführliches Beispiel einer Fragebogenentwicklung, die im Zusammenhang mit einer Produktoptimierung (Laufschuhe) steht, kann bei FARKAS [121] nachgelesen werden.

2.4.1.2 Epidemiologie (EPD)

Definition (nach PSCHYREMBEL [358]):

> Epidemiologie ist die Lehre von der (statistischen) Verteilung von Gesundheitsschäden (Krankheiten, Verletzungen), des gesundheitsbezogenen Verhaltens und anderer Gesundheitsindikatoren in der Bevölkerung und von den Faktoren, die zu diesen Verteilungen führen.

Bedeutung der EPD für die Entwicklung biomechanischer Konstruktionsobjekte

Die Zielsetzungen und damit Bedeutung der EPD für die Entwicklung biomechanischer Konstruktionsobjekte lässt sich vereinfachend unter den Oberbegriffen *Bestandsaufnahme*, *Schadensanalyse* und *Risikoanalyse* zusammenfassen. Dies ist einsichtig, wenn man sich vor Augen führt, dass die Auswirkungen von Produkten auf den Organismus genau die Faktoren sein können, die Gesundheitsschäden hervorrufen. Über die EPD können also Rückschlüsse auf die Wechselwirkung Produkt ⇔ Mensch gezogen, bei entsprechender Anwendung sogar die (statistischen) Effekte sehr spezieller Konstruktionsänderungen festgestellt werden. Auch der Nachweis, dass eine vorgenommene Konstruktionsänderung keine Effekte hatte, kann natürlich von Bedeutung sein.

Beispiel: Es steht die (fiktive) Aussage im Raum, die Häufigkeit von Wirbelsäulenerkrankungen bei LKW-Fahrern habe vor der Einführung von schwingend gelagerten Fahrzeugsitzen ein höheres Niveau gehabt, als danach.
Der Vorteil dieses Lagerungskonzeptes ist jedoch nur dann wirklich bewiesen, wenn die obige Aussage auf den Ergebnissen einer wissenschaftlich fundierten EPD beruhte. Möglicherweise müsste die Aussage auch viel weiter präzisiert und durch entsprechende epidemiologische Studien verifiziert werden. Besser wäre die hypothetische Formulierung: *„...erst durch Einführung von Fahrzeugsitzen, die Schwingungen im Frequenzbereich von unter 10 Hz in vertikaler und Schwingungen von unter 5 Hz in horizontaler Richtung eliminieren, ist eine Reduktion der Schadensfälle zu erwarten.*“ (Hinweis: Eine wissenschaftliche Arbeit zur Thematik dieses Beispiels wurde von FRITZ [134] vorgestellt.)

Aus der Definition der EPD ergibt sich, dass die Ableitung von ursächlichen ⇒ Verletzungsmechanismen ebenfalls eine Zielsetzung dieser Methode ist. Hierfür genügen Befragungen oft nicht, da die Verletzten selbst keine präzisen Aussagen über den Unfallhergang machen können. Die Problematik der Verwendung von Aussagen verunfallter Personen ist Inhalt der Arbeiten von ETTLINGER u. Mitarb. [117, 118] und WEEGELS [468].

Probleme beim Einsatz der EPD

Die methodisch richtige Durchführung epidemiologischer Studien erfordert solide Kenntnisse von Versuchsplanung und Statistik. Allerdings gibt es - vornehmlich in der medizinischen Literatur - immer wieder Veröffentlichungen, die dieser Anforderung nicht gerecht werden. Eine Ursache dafür ist, dass aus Gründen der Einfachheit Datenblätter von Krankenhäusern lediglich nachträglich ausgewertet werden, was im Sinne der Versuchsplanung kein „echtes" Experiment, sondern eine sog. Ex-Post-Facto Anordnung ist. Für diese besteht ein erhöhtes Risiko einer Scheinkorrelation, weil der Probandenauswahl nicht das Zufallsprinzip, sondern Selbstselektion zugrunde lag und, darüber hinaus, auch keine experimentelle Variable manipuliert wurde. Eine eindeutige Kausalinterpretation ist daher nicht gegeben[7]. Echte Experimente, wie z.B. die Durchführung einer EPD unter Zugrundelegung eines Zweigruppenplans mit Kontrollgruppe, sind äußerst selten und sehr kostenintensiv. Für viele Fragestellung ließe sich - z.B. aus ethischen Gründen - eine Manipulation der unabhängigen Variablen auch gar nicht vertreten. Im Fall des obigen LKW-Sitzbeispiels: Hier könnte man nicht eine Gruppe von LKW-Fahrern über viele Jahre bewusst den starr montierten Sitzen aussetzen, wenn man den naheliegenden Verdacht hätte, dies würde zu Wirbelsäulenschädigungen führen.
Es würde den Rahmen der vorliegenden Arbeit sprengen, alle Kriterien für eine methodisch einwandfreie EPD darzulegen, für entsprechende Hinweise ist die einschlägige Literatur heranzuziehen. Ein in jeder Hinsicht empfehlenswertes Standardwerk zur Versuchsplanung sind die VERS-Hefte des Deutschen Instituts für Fernstudien, FIM-Psychologie [475]. Als Einstieg in die Grundlagen der Statistik kann z.B. das Buch von CLAUß und EBNER [362] dienen. Gute Arbeiten zur Methodik der EPD und Beispiele methodisch guter Studien stammen von FERGUSON und MARRAS [125], HAUSER [180], JOHNSON [233, 232], MÜLLER [316], RÖHRL [383, 382,] und SCHERER u. Mitarb. [405].

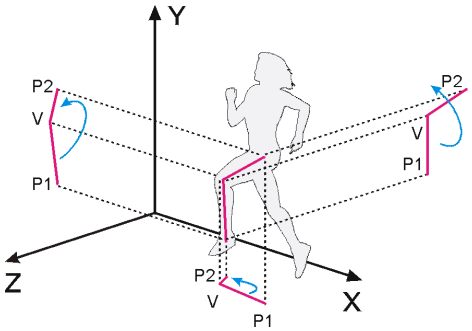
Im Rahmen von EXKURS E2 (S. 165) werden die im Zusammenhang mit epidemiologischen Studien häufig verwendeten Begriffe *prospektiv - retrospektiv - kontrolliert* erklärt.

---

[7] Wenn man auf die Kausalinterpretation verzichten kann, dann können korrelative Versuchsanordnungen zugrunde gelegt werden (vgl. VERS/10 des Deutschen Instituts für Fernstudien, FIM-Psychologie [475], Kap. 10.2).

2.4.2 Experimentelle Methoden

2.4.2.1 Periphere Bewegungsanalyse (pBA)



Definition

Ermittlung der Kinematik von außen beobachtbarer Körperteile, ohne Eingriffe am Organismus vorzunehmen.

Um die spezifische Zielsetzung *Analyse von außen beobachtbarer Körperteile* zu verdeutlichen, wird in der vorliegenden Arbeit der Begriff periphere Bewegungsanalyse verwendet. Alle in diesem Kapitel beschriebenen Methoden sind dadurch charakterisiert, dass kein ⇒ invasiver Eingriff[8] am Menschen oder Tier vorgenommen werden muss. Damit besteht eine eindeutige Abgrenzung zur den in Kap. 2.4.2.3. und in EXKURS E6-2 (S. 184) beschriebenen Methoden, welche speziell zur Bewegungsanalyse von im Inneren des Körpers liegender Strukturen geeignet sind.

Unter dem Oberbegriff Kinematik wird in der Biomechanik, genau wie in der klassischen Mechanik, die Zusammenfassung jener physikalischer Größen verstanden, welche die Translation und die Drehbewegung eines Einzelkörpers oder Mehrkörpersystems im Raum beschreiben.

Beispiel 1: Die Winkel- und Tanslationsgeschwindigkeit[9] einer Beuge-Streckbewegung des Kniegelenks.

Beispiel 2: Die vertikale Verschiebung der Wirbelsäule beim Aufrichten.

Bedeutung für die Biomechanik, Einsatzmöglichkeiten bei der Entwicklung biomechanischer Konstruktionsobjekte

Der Großteil biomechanischer Fragestellungen benötigt zu ihrer Lösung Bewegungsdaten, was im Verlaufe dieser Arbeit verdeutlicht wird. Es ist daher einfach, Beispiele zu finden, bei denen die pBA in der Entwicklung von Mensch-Maschine Produkten und zur Lösung der damit verbundenen Probleme zum Einsatz kam. Die bekanntesten Anwendungsfälle kommen aus der Automobilindustrie, wo die Bewegungen der Hybriden bei den Crashtest mit Hilfe eines bestimmten Verfahrens der pBA ermittelt werden. Auch aus dem Bereich der Sportgeräteentwicklung sind zahlreiche Anwendungsmöglichkeiten denkbar: wie verhält sich die Schlagbewegung eines Golfspielers, nachdem der Schläger konstruktiv verändert wurde? Welchen Einfluss auf die Kopfbewegung des Formel-1 Piloten haben die Seitenführungen der neu konzipierten Sitze? Wird die schädliche seitliche Einknick-

---

8 Unter einem *invasiven Eingriff* ist im vorliegenden Kontext auch die Anwendung von Röntgen-, Computertomographie- und Kernspinverfahren (s. EXKURS E5, S. 180) zu verstehen.

9 Auch bei augenscheinlichen Scharniergelenken des Körpers, wie z.B. dem Kniegelenk, bestehen lineare Freiheitsgrade.

bewegung des Fußes mit den neu gestalteten Joggingschuhen erfolgreich verhindert? Die pBA ist eine Schlüsselmethode der Biomechanik und damit auch für die Arbeit an biomechanischen Konstruktionsobjekten.

Ihre Bedeutung innerhalb der Biomechanik lässt sich auch daran ablesen, dass es eine ganze Reihe von Konferenzen gibt, bei denen es ausschließlich um dieses Thema geht. Zu den bedeutendsten zählen hier das *International Symposium for 3D-Analysis of Human Movement*, der von der International Society for Optical Engineering (SPIE) veranstaltete Kongress *Image-Based Motion Measurement*, sowie der von der International Society of Biomechanics (ISB) organisierte Kongress *3-D Reconstruction of Human Motion*. Im Rahmen dieser Konferenzen werden alle Aspekte der pBA behandelt, es werden Methoden- und Genauigkeitsvergleiche angestellt und Anwendungsbeispiele aus allen Bereichen beschrieben.

Überblick und Einteilung der Verfahren

Aufgrund der elementaren Bedeutung der pBA wurden sehr viele Verfahren unterschiedlichster physikalischer Wirkprinzipien entwickelt. Kein Verfahren ist für alle Anwendungsfälle gleichermaßen gut geeignet. Umgekehrt gibt es Fragestellungen, die sich nur mit Hilfe ganz bestimmter Verfahren lösen lassen. Die nachfolgende tabellarische Zusammenstellung gibt einen Überblick aller derzeit praktizierten Verfahren der pBA.

Tab. 2.1: Übersicht der Verfahren der peripheren Bewegungsanalyse

Verfahren	berührungslos	„analog“	online[1] / offline	EXKURS
Einsatz von Goniometern	nein	ja	beides	E3-1 (S. 166)
Accelerometrie	nein	ja	offline[2]	E3-2 (S. 168)
Einsatz von Hall-Effekt Sensoren	nein	ja	beides	E3-3 (S. 169)
Elektromagnetisches Verfahren	nein	ja	beides	E3-4 (S. 169)
Akustisches Verfahren	nein	ja	beides	E3-5 (S. 170)
Akustisches Verfahren mit Schall-Leitung im Körper	nein	ja	beides	E3-6 (S. 170)
Photogrammetrische Rekonstruktion mit aktiven Markern	i.d.R. ja[3]	ja	beides	E3-7 (S. 171)
Photogrammetrische Rekonstruktion mit passiven Markern	Ja	i.d.R. nein[4]	i.d.R. offline[4]	E3-7 (S. 171)
Photogrammetrische Anpassungs-verfahren	Ja	i.d.R. nein[4]	i.d.R. offline[4]	E3-8 (S. 173)
Optische Oberflächenvermessung	Ja	i.d.R. nein[4]	i.d.R. offline[4]	E3-9 (S. 174)
Kombinationsverfahren	abhängig von der Art der Kombination			E3-10 (S. 175)

[1] Entweder Kabel vom Probanden zur Datenerfassung oder Verwendung von Telemetrie.
[2] Anschließende Korrekturrechnungen notwendig.
[3] Einschränkung weil in der Regel Beeinflussung des Probanden durch Kabel am Körper.
[4] Einschränkung, weil es Systeme gibt, welche die Bildinformation automatisch und beinahe in *Echtzeit* auswerten.

Durch die in Tab. 2.1 vorgenommene Strukturierung wird der Einsatzbereich der Methoden bereits angedeutet. Ein ganz wesentliches, den Anwendungsbereich eindeutig festlegendes Kriterium ist, ob es sich um ein berührungsloses oder nicht berührungsloses Verfahren handelt. Denn Verfahren, bei denen der Proband in irgendeiner Form zu verkabeln oder mit Sensoren zu bestücken ist, scheiden von vornherein aus, wenn jegliche Beeinflussung der Bewegung ausgeschlossen werden muss, wie dies z.B. im Bereich des Wettkampfsports der Fall ist.

Auch die Einteilung in Online- bzw. Offlineverfahren bestimmt den möglichen Einsatzbereich: werden die Ergebnisse (nahezu) zeitgleich mit der Messung benötigt, dann fallen alle Methoden weg, die eine Nachbearbeitung der erhobenen Daten erfordern.

Häufig wird auch zwischen analogen und nicht analogen Verfahren unterschieden. Im Rahmen der Bewegungsanalyse werden unter analogen Verfahren all jene zusammengefasst, bei denen keine Bildinformation ausgewertet werden muss. Die Auswertung von Bildern (Film-, Video- oder Fotografien) setzt dagegen einen Digitalisierungsprozess voraus, weshalb sich hierfür der - etwas irreführende - Oberbegriff *digitale Verfahren* geprägt hat. Weitere Kriterien zur gezielten Auswahl der Verfahren werden im Kap. 2.5 *Anwendung und Auswahl der Methoden* besprochen.

Beschreibung der Verfahren der peripheren Bewegungsanalyse

Um die Methode der pBA gezielt und erfolgreich einsetzen zu können, ist es notwendig, sowohl die spezifischen positiven Eigenschaften als auch die „Stolpersteine“ der in Tab. 2.1 dargestellte Verfahren zu kennen. Im Rahmen der EXKURSE E3 (S. 166ff.) werden diese besprochen und alle aufgeführten Verfahren eingehend beschrieben.

Die Verfahrensbeschreibungen dort sind alle nach demselben Schema aufgebaut:

- Zuordnung zu den oben erläuterten Einteilungskriterien.
- Erläuterung des Funktionsprinzips, ergänzt durch Literaturangaben.
- Darstellung der Vor- und Nachteile sowie der spezifischen Anwendungsprobleme.
- Angabe ausgewählter kommerzieller Systeme.
- Aufzählung von Studien, in denen das jeweilige Verfahren methodisch korrekt angewendet oder auch mit anderen Verfahren verglichen wurde.

Für eine darüber hinaus gehende Beschäftigung mit der Thematik der Bewegungsanalyse sind drei Grundlagenwerke zu empfehlen. An erster Stelle sei hier das Buch von HATZE [173] genannt, welches sich nicht nur mit messtechnischen Problemen der BA, sondern auch mit deren Auswertung und Verwendung für die mathematische Modellierung beschäftigt. Das von ALLARD u. Mitarb. zusammengestellte Werk [6] behandelt in gleicher Ausführlichkeit Methoden und Anwendung der pBA und auch in dem von WINTER verfassten Buch [481] werden die wichtigsten Erhebungs- und Auswerteverfahren besprochen.

2.4.2.2 Anthropometrie (AP)

Definition[10]:

Die AP dient zur Ermittlung der Abmessungen, Massen- und Trägheitseigenschaften von Körperteilen (Segmenten). Dazu gehören z.B. die Segmentlängen und -volumina, die Dichteverteilung, die Lage des Segmentschwerpunktes und die Massenträgheitsmomente.

Bedeutung für die Biomechanik, Einsatzmöglichkeiten bei der Entwicklung biomechanischer Konstruktionsobjekte

Für die Ergonomie bildet die AP eine wesentliche Grundlage für eine Vielzahl von Untersuchungen und Lösungsverfahren. Im HANDBUCH DER ERGONOMIE [183], dem Standardwerk dieser Disziplin, wird das Thema entsprechend umfangreich abgehandelt. Es ist nicht möglich, die Methode der AP eindeutig der Ergonomie oder der Biomechanik zuzuordnen. Beide Disziplinen verwenden sie, entsprechend ihrer spezifischen Zielsetzungen mit unterschiedlichen Schwerpunkten: während die Ergonomie mehr Gewicht auf die Analyse von Längen- und Volumenmaßen, gelegentlich auch auf Massen von Körperteilen legt, werden für die Lösung biomechanischer Problemstellungen meist auch die genaue Lage von Segmentschwerpunkten und die Trägheitstensoren einzelner Körperteile benötigt. Während in der Ergonomie die AP häufig die alleinige Methode ist, mit der man zur gesuchten Lösung kommen kann, stellt sie in der Biomechanik in der Regel lediglich eine Teilmethode zur Lösungsfindung dar. In der Biomechanik hat die AP eine zentrale Bedeutung in Verbindung mit der Methode der Modellierung (Kap. 2.4.4), für welche sie einen Teil der notwendigen Eingangsdaten liefert.

Verfahren der (biomechanischen) Anthropometrie

Die in dieser Arbeit dargestellten Verfahren sind unter dem Aspekt der Eignung für biomechanische Fragestellungen herausgesucht worden. Dabei wurden insbesondere solche Verfahren berücksichtigt, die hinsichtlich der erzielbaren Genauigkeit erhöhte Anforderungen erfüllen. Grundsätzlich lassen sich die Verfahren zur Bestimmung von Segmentdaten in direkte (experimentelle) und indirekte Verfahren unterteilen. Die Begründung für diese Unterteilung und alle Erläuterungen zu den in Tab. 2.2 aufgeführten Verfahren (auch hinsichtlich typischer Probleme in der Anwendung) werden in den EXKURSEN E4-1 und E4-2 (S. 177 ff.) gegeben.

[10] In der vorliegenden Methodensammlung wird der Begriff *Anthropometrie* nicht im Sinne der offiziellen Definition (DUDEN, Fremdwörterbuch: *Anthropometrie* = Wissenschaft von den Maßverhältnissen am menschlichen Körper und deren exakter Bestimmung) sondern verkürzend für die Formulierung *Bestimmung der anthropometrischen Eigenschaften* verwendet.

Tab. 2.2: Übersicht der Verfahren der biomechanischen Anthropometrie

	Verfahren	EXKURS
direkte Verfahren	▪ Immersionsmethode ▪ Pendelversuche ▪ Oszillationsverfahren	E4-1 (S. 177)
Indirekte Verfahren	▪ anthropometrisch-computative Verfahren ▪ photogrammetrische Abbildungsverfahren ▪ Durchleuchtungstechniken	E4-2 (S. 178)

In diesen beiden Exkursen sind außerdem Quellen angegeben, die sich mit spezifischen Problemen der AP beschäftigen. Diese Zusammenstellung ist für den mit biomechanischen Konstruktionsobjekten beschäftigten Ingenieur deshalb von Bedeutung, weil es - abgesehen von einer kurzen Abhandlung von HATZE [173], S. 44ff. - keine deutschsprachige Literatur gibt, welche sich ausschließlich mit dieser Thematik befasst.

Wichtige Datensammlungen der (biomechanischen) Anthropometrie

Werden anthropometrische Daten für eine Problemlösung benötigt, so sollte vor einer Neuerhebung geprüft werden, ob nicht das Material aus vorhandenen Datensammlungen verwendet werden kann. In Tab. 2.3 sind zu verschiedenen anthropometrischen Parametern einschlägige Datensammlungen aus der Literatur zusammengestellt:

Tab. 2.3: Zusammenstellung anthropometrischer Datensammlungen

Gesuchte anthropometrische Daten	Quelle
Längen- u. Breitenmaße aller Perzentile, Körperteilgewichte aller Perzentile	HANDBUCH DER ERGONOMIE [183], Teil B Ergonomische Datensammlung
Längen-, Breiten, u. Umfangmaße, Massenträgheitsmomente, Trägheitsachsen von Kadaverteilen	CHANDLER U. MITARB. [78]
Längen- und Breitenmaße, Gelenkachsenlagen, Segmentmassen, Massenträgheitsmomente, Segmentvolumina, mittlere Dichte von Körperteilen.	DEMPSTER [97]
Durchschnittliche Längendaten (Abb. 2.5), mittlere Dichte von Körperteilen	DRILLIS und CORTINI [102]
Massenträgheitseigenschaften bei Kindern	JENSEN [226]
Massenträgheitseigenschaften verschiedener Zielgruppen	JENSEN [225]
Segmentmassen verschiedener Perzentile	JÜRGENS [237]
Längenmaße und Breitenmaße, Körperteilgewichte	JÜRGENS u. Mitarb. [238]
Massenträgheitsmomente des Gesamtkörpers bzgl. 2 Achsen.	MATSUO u. Mitarb. [286]
Mittlere Segmentmassen und -schwerpunkte, Trägheitsradien und Dichten.	WINTER [481], Tabelle 3.1, S. 57

Hinweise zur Verwendung und Auswahl anthropometrischer Daten

- Die meisten anthropometrischen Daten sind abhängig vom Geschlecht, der ethnischen Herkunft und der Statur. Die Abhängigkeit vom Alter kann nur für die Gruppe der 20 bis 45-jährigen vernachlässigt werden. Wenn Daten aus älteren Untersuchungen verwendet werden, ist außerdem das Problem der ⇒ Akzeleration zu berücksichtigen. Daraus leitet sich die Forderung ab, vor der Suche nach Daten eine möglichst genaue Definition der gewünschten Zielgruppe(n) vorzunehmen und die anthropologische Übereinstimmung dieser Zielgruppe mit der Stichprobe des Datenmaterials zu überprüfen.

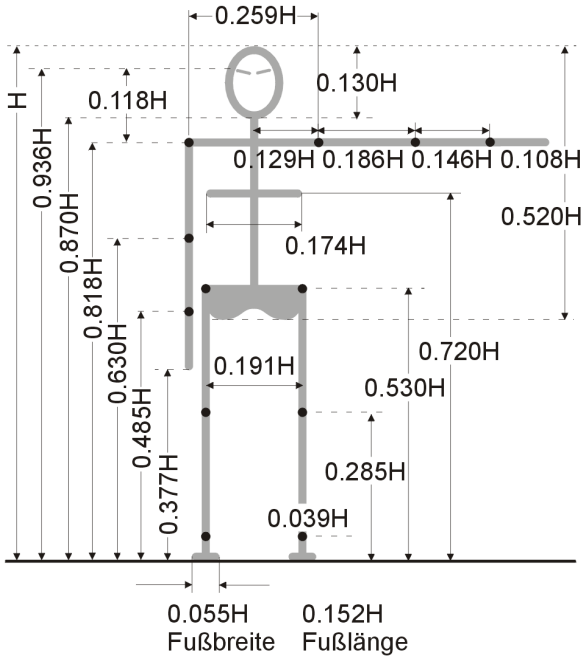


Abb. 2.5 Mittlere Segmentlängen nach DRILLIS und CORTINI [102]

- Da mit zunehmenden Ansprüchen an die Genauigkeit der anthropometrischen Daten der erforderliche Aufwand erheblich ansteigt, sollte - bei einer Neuerhebung - zunächst streng geprüft werden, ob nicht auch geringere Anforderungen ausreichen (z.B. Verwendung durchschnittlicher Längenmaße nach Abb. 2.5).
- Es gibt heute eine Reihe kommerzieller Datenbanken, z.B. *ANTHROPOS*™ (Fa. IST GmbH, Groß-Rohrheim), die eine Vielzahl anthropometrischer Daten verschiedenster Zielgruppen per Software zur Verfügung stellen. Vor einer Neuerhebung oder aufwändigen Literaturrecherche sollte unbedingt auch die Verwendung solcher Datenbanken in Erwägung gezogen werden.
- Da die Längenmaße und die Flüssigkeitsverteilung im menschlichen Körper positionsabhängig sind, müssen - wenn hohe Genauigkeiten erforderlich sind - die Körperpositionen bekannt sein, für welche die auszuwählenden Daten Gültigkeit haben sollen.
- Bei der Bestimmung von Segmentmassenträgheitsmomenten (über die anthropometrisch-computative Methode, siehe EXKURS E4-2, S. 178) ist besonderes Augenmerk auf die genaue Bestimmung der entsprechenden Segmentlängen zu legen, da diese quadratisch in die Rechnung eingehen.

2.4.2.3 Anatomieanalyse (AA)

Definition:[11]

Unter Anatomieanalyse werden alle experimentellen Untersuchungen am lebenden Objekt (*in vivo*) oder mit Präparaten (*in vitro*) zusammengefasst, die die Ziele verfolgen,

- den funktionellen Aufbau und die Geometrie (z.B. Form einer Gelenkfläche),
- die Kinematik (z.B. Lage des Momentanpols eines Gelenkes),
- die Materialeigenschaften (z.B. Reißfestigkeit, E-Modul, Viskosität eines Bandes),
- die unter vorgewählten (externen) Lasten auftretenden Verformungen, Spannungen und Kräfte[12]

von bzw. in jenen Strukturen zu ermitteln, welche sich innerhalb des Körpers befinden.

Die vorgenommene Unterteilung in *in vivo* und *in vitro* Methoden ist deshalb notwendig, weil sie sich in der Art und Weise, wie an die Problemlösung herangegangen wird, grundlegend unterscheiden. Denn bei den *in vivo* Verfahren finden die Untersuchungen am lebenden Menschen oder Tier statt, wohingegen die *in vitro* Methoden präparierte Leichenteile (Präparate) für die Experimente verwenden. Wegen der für *in vivo* Methoden charakteristischen hohen externen Validität (Übertragbarkeit auf die Realität, Lebensnähe) wären sie generell für die meisten biomechanischen Fragestellungen vorzuziehen. Primär aus ethischen Gründen, in vielen Fällen aber auch aufgrund messtechnischer Probleme, bleiben *in vivo* Anatomieanalysen aber eher die Ausnahme. Die vergleichsweise wenigen in der Literatur beschriebenen *in vivo* Studien sind deshalb von besonderer Bedeutung und bei Literaturrecherchen speziell zu beachten.
Das folgende Beispiel soll mögliche Inhalte einer *in vitro* Anatomieanalyse zum funktionellen Aufbau verdeutlichen.

Beispiel: Um die durch einen Bohrhammer auf den Arm des Arbeiters wirkenden Belastungen zu reduzieren, soll die Maschine konstruktiv verändert werden. Da es in diesem Fall um die Wechselwirkung des Hand-Arm-Systems mit der Maschine geht, ist es notwendig, sich den Aufbau und die Funktion der beteiligten Gelenke, also des Hand-, Ellebogen- und u.U. sogar des Schultergelenks zu erarbeiten. Typische Fragen in diesem Zusammenhang sind z.B., um welche Art von Gelenken es sich hierbei handelt (ein-, zwei-, drei- oder vielachsige), welche Bewegungsumfänge die Gelenke zulassen und wo welche Bänder und Muskelsehnen ansetzen. Unter anatomisch-funktionellem Aspekt stellt sich die Frage, welche Muskeln das Gelenk umgeben und welche Gelenkbewegung sie verursachen. Eine Analyse der typischen Arbeitsbewegungen beim Bohrhammern unter dem Gesichtspunkt, welche Muskelgruppen und Muskelschlingen daran beteiligt sein müßten, könnte die AA zum funktionellen Aufbau beschließen.

---

[11] Der Begriff *Anatomieanalyse* ist in der Medizin und Biomechanik zwar wenig gebräuchlich, wurde hier aber dennoch gewählt, weil er einen aussagekräftigen Oberbegriff für die in diesem Kapitel beschriebenen Methoden darstellt.

[12] Vereinfachend wird hierfür auch der Begriff *Belastungsanalyse* verwendet.

Verfahren der Anatomieanalyse

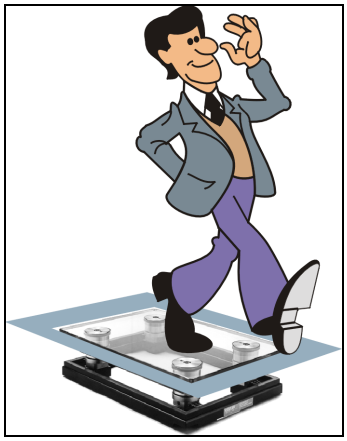
Eine beträchtliche Anzahl von Untersuchungsmethoden unterschiedlichster Komplexität fallen unter die obige Definition. Die Auswahl richtet sich am Besten nach der Zielsetzung und danach, ob Aussagen aus *in vivo* oder *in vitro* Analysen benötigt werden.

Tab. 2.4: Mögliche Zielsetzungen der Anatomieanalyse

Zielsetzung / Methode	EXKURS
Funktioneller Aufbau und Geometrie (*in vivo* / *in vitro*)	E6-1 (S. 182)
Kinematik (*in vivo* / *in vitro*)	E6-2 (S. 184)
Materialeigenschaften (*in vivo* / *in vitro*)	E6-3 (S. 187)
Verformungen, Spannungen, Kräfte (*in vivo* / *in vitro*)	E6-4 (S. 189)

In Tab. 2.4 sind die möglichen Zielsetzungen und die Querverweise zu den jeweils zugehörigen Exkursen zusammengestellt. In diesen Exkursen wird zunächst die zugrunde liegende Zielsetzung eingehend erläutert. Dem folgen detaillierte messtechnische Informationen, die Angabe relevanter Literaturquellen und die Darstellung interessanter Fallbeispiele. Mit dieser Informationssammlung erhält der interessierte Ingenieur das Fachwissen, in diesem sehr medizinisch ausgerichteten Bereich der Biomechanik seine Kenntnisse nutzbringend anzuwenden.

2.4.2.4 (Boden)Reaktionskraftmessung (BRM)



Definition:

Die (Boden)Reaktionskraftmessung dient zur Ermittlung der an den Kontaktstellen zwischen Mensch und seiner Umgebung (Gegenständen, Maschinenteilen, Boden,...) auftretenden Schnittkräfte. Diese Kräfte werden auch als externe Kräfte bezeichnet.

Bedeutung für die Biomechanik und die Entwicklung biomechanischer Konstruktionsobjekte

Die Bodenreaktionskraftmessung[13] hat sich als Standardmethode in der Biomechanik etabliert, zahlreiche Publikationen in den letzten 50 Jahren (bereits 1895 wurde die erste Messplattform vorgestellt) belegen die Bedeutsamkeit dieser Methode.
Die Hauptanwendung der BRM liegt in der Lauf- und Ganganalyse von Mensch und Tier, wobei unterschiedlichste Fragestellungen hinter den Messung stehen können. Naheliegend ist der Einsatz der BRM für die Gestalt- und Materialoptimierung von Laufschuhen (FREDERICK [132], MILANI u. Mitarb. [304], NIGG u. Mitarb. [329, 330]), wobei hier z.B. der Abbau von Kraftspitzen beim Auftreffen der Ferse eines der verwendeten Optimierungskriterien darstellt. Eine übersichtliche Zusammenstellung der bei verschieden Schuharten

[13] Eine in engem Zusammenhang mit der BRM stehende biomechanische Methode ist die sog. *Stabilometrie*. Im EXKURS E7 (S. 193) werden dazu einige Erläuterungen gegeben.

und Laufgeschwindigkeiten auftretenden vertikalen Kraftspitzen kann bei NIGG [338] nachgelesen werden.
Eine zweite Fragestellung, die typischerweise mit der Methode der BRM untersucht wird, ist die nach der Symmetrie der Geh- bzw. Laufbewegung. Dies ist in erster Linie für Diagnose und Therapie (BURMEISTER und WINKLER [68], HEIDWEILLER und DE BOER [188], HOLZER u. Mitarb. [205], KASTNER und KRISTEN [243], KAUFMANN u. Mitarb. [244]) von Interesse, kann aber auch als Optimierungskriterium für die Gestaltung orthopädischer Produkte dienen. So verwendete NAZRE [324] die mit Hilfe der BRM ermittelten Daten - in Kombination mit denen einer pBA - zur Verbesserung einer speziellen (justierbaren) Ganzbeinprothese. Auch die von JAMES u. Mitarb. durchgeführten BRM [222] dienten letztlich dem Ziel, die auf dem Markt befindlichen Hüftgelenkimplantate zu bewerten.
Das Erfassen der äußeren Kräfte ist darüber hinaus Voraussetzung für die Bestimmung der externen Arbeit. Diese Größe ist für die in Kap. 2.4.3 beschriebene Methode der Arbeits- und Leistungsbilanzierung von Bedeutung.
Mittels BRM erhobene Kräfte und Momente sind schließlich als Eingangsgrößen für mathematische Modelle erforderlich, die wiederum dazu verwendet werden, die im Körperinneren auftretenden Lasten zu berechnen. (Die Methode und Bedeutung der mathematischen Modellierung wird im Kap. 2.4.4.3, S.36 ff. ausführlich beschrieben).

Kurzinformation zur Messtechnik

Die gesuchten Kraftkomponenten können mittels Kraftaufnehmern, die direkt an den Kontaktstellen befestigt sind, oder mit Hilfe von sog. *Messplattformen* gemessen werden. Letztere kommen dann zum Einsatz, wenn der Messort stationär bleiben kann, d.h. die (Boden)Reaktionskräfte des Probanden bezüglich der unbewegten Plattform von Interesse sind.
Auf dem Markt sind eine Reihe geeigneter Messplattformen erhältlich, z.B. von den Firmen KISTLER INSTRUMENTE AG (Schweiz) und ADVANCED MECHANICAL TECHNOLOGY, INC. (USA). Kennzeichen dieser Messplattformen ist, dass sie alle auftretenden Komponenten der Schnittlasten mit ausreichender Genauigkeit erfassen können. Für das Gehen und Laufen über die Platte, für das Stehen und auch das Auf- und Abspringen von der Platte lässt sich damit zu jedem Zeitpunkt der resultierende Bodenreaktionskraftvektor und dessen Angriffspunkt berechnen. Die erforderlichen Bestimmungsgleichungen für eine rechteckige, an den vier Eckpunkten mit jeweils 3-dimensionalen Kraftaufnehmern ausgestattete Messplattform[14], kann den Ausführungen von NIGG [338] entnommen werden. HATZE beschreibt auf S.86 seiner Arbeit [173] einen Korrekturalgorithmus für den Kraftangriffspunkt bei auftretendem Flächenkontakt, und die Arbeit von BOBBERT und SCHAMHARDT [50] stellt schließlich Genauigkeitsbetrachtungen

[14] Um für hochdynamische Vorgänge wie z.B. einen Niedersprung, eine ausreichend hohe Eigenfrequenz zu haben, werden die Platten zumeist überbestimmt gelagert und damit versteift. Nachteil dieses Lagerungskonzeptes sind entsprechend aufwändige Fertigungs- und Montageverfahren.

für diese Bestimmungsgröße an. In Abb. 2.6 ist links eine solche Messplattform im Einsatz zu sehen, in der Mitte sind die zeitlichen Verläufe der Bodenreaktionskräfte und rechts die Lage und Beträge der resultierenden Kraftvektoren wiedergegeben.

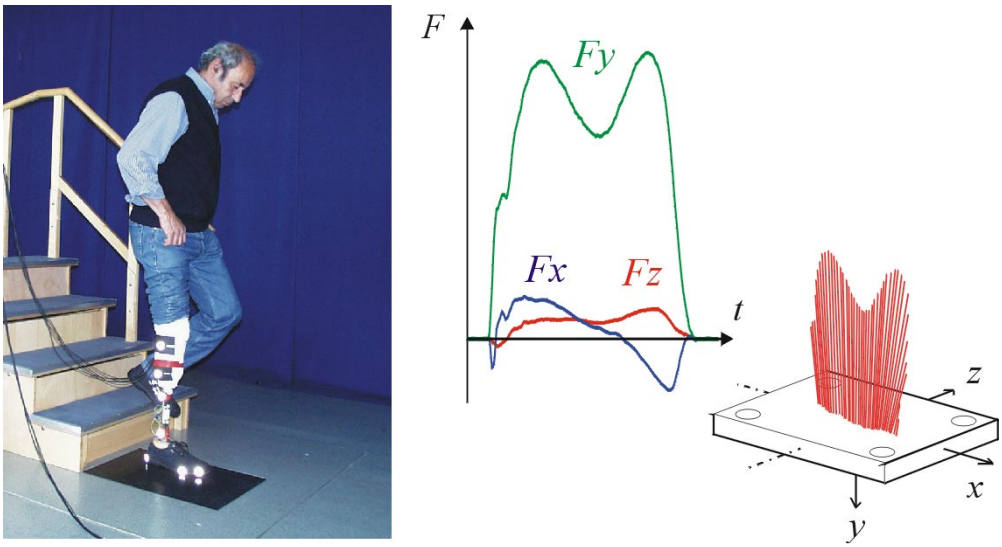


Abb. 2.6 Bodenreaktionskraftmessung zur Optimierung einer Unterschenkelprothese

Deutlich schwieriger gestaltet sich die BRM im m o b i l e n Fall, wie z.B. beim Ski- oder Radfahren. Hier werden in der Regel Spezialentwicklungen notwendig, um die spezifischen Anforderungen (z.B. hinsichtlich Anzahl der zu messenden Komponenten, Höhe der auftretenden Belastungen, Baugröße, usw.) erfüllen zu können. Die Entwicklung eines solchen Dynamometers ist eine immer wieder gestellte Aufgabe für einen mit biomechanischen Konstruktionsobjekten beschäftigten Ingenieur. Als Einstieg in diese Materie können die Arbeiten von BOYD u. Mitarb. [57, 58], QUINN und MOTE [361] und WIMMER [476, 477] herangezogen werden.

Abgrenzung zur Muskeldynamometrie

Die vorab beschriebene Messtechnik unterscheidet sich nicht wesentlich von den im Rahmen der Methode der Muskeldynamometrie (Kap. 2.4.2.7) verwendeten Apparaturen.
Die Abgrenzung zwischen diesen beiden Methoden ist über die jeweilige Zielsetzung vorzunehmen: während bei der Muskeldynamometrie die zentrale Frage lautet, welche Körperkraftmomente (aufgrund der Wirkung der Muskulatur) in einem Gelenk auftreten können, werden die bei der BRM registrierten Kräfte und Momente weder auf ein einzelnes Gelenk bezogen noch hinsichtlich ihrer Ursachen interpretiert. (Letzteres wäre auch kaum möglich, weil sich z.B. aus der Bodenreaktionskraft nicht die muskulären Anteile von den Gewichtsanteilen und den dynamischen Anteilen trennen ließen).

2.4.2.5 Druckverteilungsmessung (DVM)

Definition:

Die Druckverteilungsmessung dient zur Ermittlung der zwischen der Körperoberfläche und der Umgebung entstehenden Flächendruckverteilung.
Standardanwendung ist die Druckverteilungsmessung unter der Fußsohle, die sog. *Plantarsohlendruckmessung*.

Sowohl hinsichtlich der vorherrschenden Kontaktbedingungen als auch hinsichtlich des Messbereiches und der Zielsetzungen unterscheidet sich die biomechanische DVM deutlich von der industriellen Druckmesstechnik. Das klassische Ingenieurwissen zur Thematik der Druckmessung muss deshalb erweitert werden, um diese Methode für die Produktentwicklung biomechanischer Konstruktionsobjekte sinnvoll einsetzen zu können.

Bedeutung für die Biomechanik und die Entwicklung biomechanischer KO

Die DVM unter der Fußsohle, die sog. *Pedographie*, hat sich - ähnlich wie die Bodenreaktionskraftmessung - zu einem Standardverfahren in der Biomechanik entwickelt. Eine Hauptanwendung der DVM ist die Produktentwicklung im Sportschuhbereich (Jogging-, Ski-, Trekkingschuhe), zahlreiche Veröffentlichungen liegen hierzu vor[15]. Zur Produktoptimierung ist auch die an orthopädischen Kriterien orientierte Schuhanpassung und Einlagengestaltung zu zählen. Die Ergebnisse einer Umfrage unter Orthopädieschuhtechnikern [64] unterstreicht die Bedeutung der DVM für diesen Bereich. Eine dritte große Produktfamilie, in der mit Hilfe der DVM gezielt Produktverbesserungen angestrebt werden, ist die der Sitz- und Liegekissen, Matratzen sowie Schutzpolsterungen. In diesem Bereich geht es nicht nur um Fragen des Komforts, sondern häufig um die Vermeidung von Verletzungen oder äußerst schwerwiegender Erkrankungen, wie z.B. des ⇒ Dekubitus. Durch entsprechende Gestaltung der Produkte geht es darum, lokale Druckspitzen durch Umverteilung zu vermeiden. Arbeiten mit dieser Zielsetzung stammen z.B. von BINDER [47], STAARINK [429], MEYRING u. Mitarb. [300] und NICOL und RUSTEBERG [327].

Neben ihrem Einsatz zur Produktentwicklung kommt die Pedographie in großem Umfang auch zur Diagnose und Therapiekontrolle - insbesondere bei Diabetikern - zur Anwendung. Hierzu vorgelegte Arbeiten[16] liefern wertvolle Hinweise zur Methodik sowie zur Interpretation der mit Hilfe der DVM erhobenen Daten und sollten daher ebenfalls zur Einarbeitung in die Thematik herangezogen werden.

---

15 HENNIG und MILANI [190], HOTTENROTT u. Mitarb. [208], LAFORTUNE [268], MILANI u. Mitarb [303], RÖTTGERMANN [388], SCHAFF u. Mitarb. [395], [402].

16 z.B. BECKER u. Mitarb. [34], BOULTON u. Mitarb. [55, 56], CAVANAGH u. Mitarb. [75], KIRSCH u. Mitarb. [248], MITTLMEIER u. Mitarb. [310], MEYRING u. Mitarb. [300], RODGERS u. Mitarb. [377], STRASSBURG [449], SOULIER u. Mitarb. [440].

Eine Übersicht des gesamten Spektrums der Anwendungen der DVM im Sport, von der Produktentwicklung bis hin zur Anwendung als Trainingsmethode, wird von SCHAFF und SENNER [404] dargestellt.

Verfahren und spezifische Probleme der biomechanischen DVM

Plantarsohlendruckmessungen können mit Bodenplattformen (dann allerdings nur beim Barfußgehen), mit sog. *Messsohlen,* oder mit an den interessierenden Stellen angebrachten Einzelsensoren durchgeführt werden. Die Abb. 2.7 bis Abb. 2.9 zeigen verschiedene hierfür verwendete Systeme.

Abb. 2.7 DVM unter Einsatz der EMED®-Platte.

Abb. 2.8 Einzelsensoren zur DVM an Unterschenkel und Fuß (Einsatz im alpinen Skischuh).

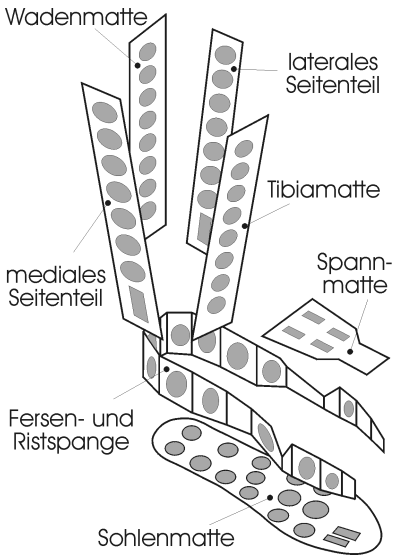


Abb. 2.9 Aufbau eines speziellen Mess-Systems (*Messsocke*) zur DVM an Fuß und Unterschenkel. Mit diesem System kann der Druck an insgesamt 64 Stellen erfasst werden.

Die einfache Anwendbarkeit der DVM und ihr großer Einsatzbereich haben dazu geführt, dass es auf dem Markt eine Reihe von Anbietern entsprechender Systeme gibt. In einer von der Zeitschrift *Orthopädieschuhtechnik* 1997 veröffentlichten Übersicht [65] sind die technischen Daten und die Preise von neun Systemen komprimiert dargestellt. Die Arbeit von HUGHES u. Mitarb. [214] analysiert die Reliabilität von Druckverteilungsmessungen mit einem in der Biomechanik weitverbreiteten System, dem *EMED- F-System* der Fa. NOVEL, München. BRÜGGEMANN und KERSTING [59], sowie SCHAFF u. Mitarb. [398] validieren und vergleichen drei weitere Systeme hinsichtlich ihrer Eignung für die Lauf- und Ganguntersuchung sowie Schuhbeurteilung.

Bei der Auswahl der Systeme muss sich der Anwender klar darüber werden, was er an Erkenntnissen gewinnen möchte und welche Anforderungen sich daraus hinsichtlich

Ortsauflösung, Zeitauflösung, Messgenauigkeit, Haltbarkeit und Handhabung ergeben. Oft wird einer dieser Punkte dominieren, in der diagnostischen Orthopädie z.B. der hohe Anspruch an die räumliche Auflösung, d.h. die hohe Anzahl der Drucksensoren pro Flächeneinheit. Für die Produktoptimierung im Sportschuhbereich steht dagegen eher eine hohe zeitliche Auflösung im Vordergrund. Hinsichtlich der Handhabung und Anwendbarkeit eines Messsohlensystems ist zu fordern, dass die in den Schuh einzulegende Messsohle flexibel, haltbar und so dünn als möglich ist, damit sie die Verhältnisse im Schuh nicht beeinflusst. Die in der biomechanischen DVM eingesetzten Messverfahren werden im EXKURS E8-1 (S. 194) vorgestellt.
Für einen sinnvollen Einsatz der DVM haben die verwendeten Auswerteverfahren elementare Bedeutung. Die richtige Interpretation der registrierten Druckverteilungsbilder (Abb. 2.10) bedarf einiger Erfahrung, weshalb auch objektive, aus den Daten abgeleitete Parameter (wie z.B. der in einem Abstoß auftretende maximale Druckgradient) notwendig sind. Die Grundlagenarbeit von MITTERNACHT [309] erläutert mögliche Auswerteverfahren und -parameter und gibt Hinweise zu deren Interpretation.

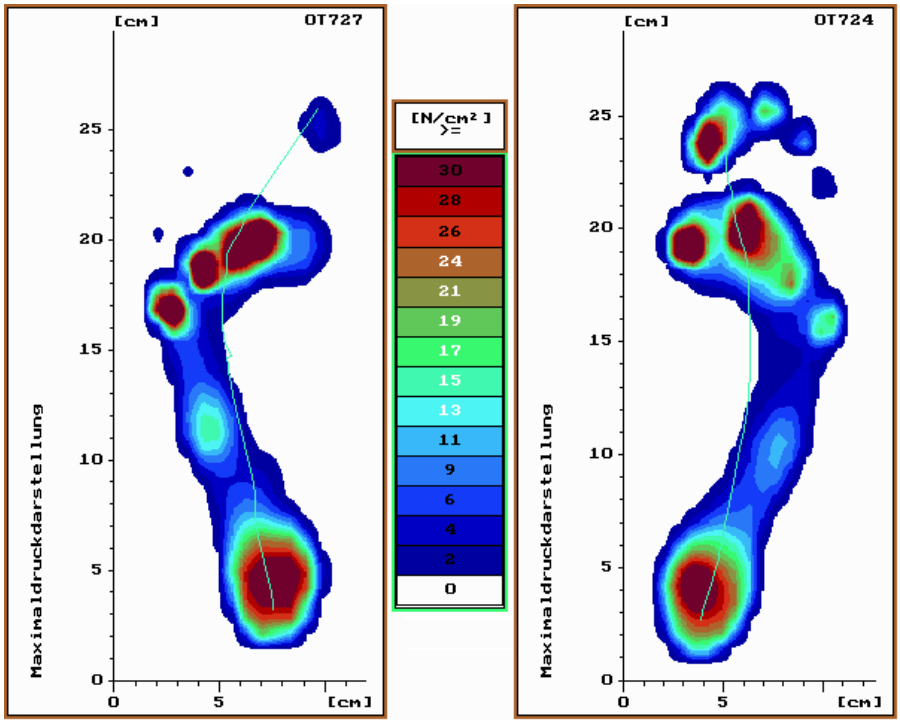
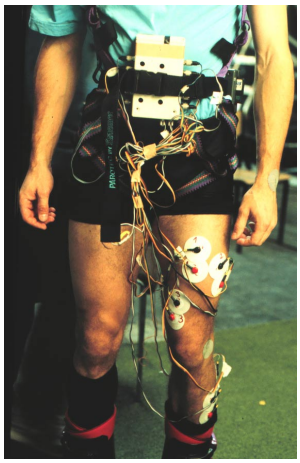


Abb. 2.10: DVM an einer Patientin mit Halux-Fehlstellung am linken Fuß. Überlagert ist die Ganglinie (Bewegung des Kraftangriffspunktes im Verlauf des Bodenkontakts). Auffallend sind der fehlende Zeheneinsatz und extrem hohe Druckwerte bis 100 N/cm^2, sowie Substanzverluste im Ballen links.

Auch der Zusammenhang zwischen Bodenreaktionskraft und Plantardruckverteilung ist ein häufig diskutiertes Thema und wird im EXKURS E8-2, S. 194, besprochen.

2.4.2.6 Elektromyographie (EMG)



Definition

Die Elektromyographie ist eine aus der Medizin stammende Methode zur Ermittlung des Kontraktionszustandes von Muskeln über die Registrierung der dabei entstehenden elektrischen Ströme.

Für einen Ingenieur, der sich mit biomechanischen Konstruktionsobjekten beschäftigt, ist es sinnvoll, sich das Elementarwissen zu dieser Methode anzueignen. Dies wird indirekt auch von DE LUCAS, einem internationalen Experten der ⇒ Kinäsiologie, in dessen empfehlenswerten Grundlagenartikel zur Elektromyographie [96] auf S. 135 gefordert: *"Die heutige Elektromyographie ist zwiegespalten zu beurteilen. Die Elektromyographie hat wichtige und nützliche Anwendungsbereiche, aber sie hat viele Beschränkungen und Grenzen, die verstanden, berücksichtigt und gegebenenfalls beseitigt werden müssen, damit ihre Anwendung wissenschaftlich fundiert und weniger anwendungsabhängig ist. Zu ihrem Schaden ist sie zu einfach einzusetzen und folglich zu missbrauchen*."

Im vorliegenden Kapitel werden - vorwiegend im Rahmen von Exkursen - die auf einer Literaturrecherche zur Elektromyographie basierenden Aussagen zu folgenden vier Schwerpunktthemen zusammengestellt:

(1) Bedeutung der Elektromyographie für die Biomechanik und ihre Einsatzmöglichkeiten für biomechanische Konstruktionsobjekte.
(2) Physiologie des Elektromyogramms (EMG): wie entsteht ein EMG-Signal, was wird bei diesem Verfahren gemessen?
(3) Zusammenhang zwischen EMG-Signal und Muskelkraft.
(4) Überblick über die gängigen Mess- und Auswerteverfahren.

Bedeutung für die Biomechanik, Einsatzmöglichkeiten bei der Entwicklung biomechanischer Konstruktionsobjekte

Mit Hilfe der Elektromyographie können zunächst nur die Muskelkontraktionen beurteilt werden (vgl. STOBOY [446]), d.h. sie liefert Aussagen über den Innervationszustand des bzw. der betrachteten Muskeln. Für viele Fragestellungen genügt es zu wissen, ob und wann ein Muskel „aktiv" ist, d.h. es reichen qualitative Aussagen über das Zusammenspiel der observierten Muskeln (sog. *intermuskuläre Koordination*). Darüber hinaus lassen sich - bei richtiger Anwendung der Methode - eingeschränkte quantitative Aussagen zum Muskeleinsatz ableiten, wie z.B. *„…insgesamt ist ein erhöhter (oder verringerter) Muskeleinsatz zu beobachten"* oder *„…die Streckermuskeln des rechten Beines sind aktiver als die des linken"*. Dies kann durchaus schon ausreichen, um z.B. die Funktionalität von

Fitnessgeräten[17] zu verbessern oder die Vorgänge beim Ein- und Aussteigen aus einem Fahrzeug systematisch zu untersuchen.

Für manche Fragestellungen ist allerdings der Zusammenhang zwischen dem an einem Muskel registrierten EMG-Signal und der tatsächlichen Kraftentwicklung dieses Muskels von Interesse. Aussagen über diesen Zusammenhang sind weitaus schwieriger zu treffen und Gegenstand der Arbeit vieler Forschergruppen. Weil diese Fragestellung eine zentrale Bedeutung hat, wird sie im Rahmen des EXKURSES E9-4 (S. 204) gesondert behandelt.

Die Anwendung der Elektromyographie reicht bis ins 18. Jahrhundert zurück, ein geschichtlicher Rückblick kann bei CLARYS [83] nachgelesen werden. Bereits seit 1930 - vgl. NOTH [340], S. 7 - wird die Elektromyographie in der Medizin zur Beurteilung von Muskelerkrankungen, in der Rehabilitation (z.B. MIELKE u. SCHIMRIGK [302]) oder für die Diagnose (z.B. WATSON u. Mitarb. [465], CHEN u. Mitarb. [79]) eingesetzt. Erst Ende der Siebzigerjahre erlangte sie auch für die Arbeitsphysiologie, (z.B. MÜLLER u. Mitarb. [318]) und die Trainings- und Bewegungslehre (z.B. WOLLNY u. SCHIMANSKI-OSTERLOFF [489]) eine Bedeutung. In diesen beiden Disziplinen werden EMG-Messungen heute vorrangig zur Optimierung von Bewegungsabläufen verwendet.

Auch das Thema der muskulären Ermüdung bei repetitiven Arbeiten und im Sport wird mit Hilfe der Elektromyographie untersucht. Die Optimierung von Arbeits- und Sportgeräten hinsichtlich des muskulären Aufwandes für den Nutzer könnte also mit Hilfe von EMG-Messungen erfolgen. Ein Beispiel dafür ist die Studie von WEIß und SCHAFF [471], die mit Hilfe der Elektromyographie untersuchten, ob eine konstruktive Veränderung einer Snowboardbindung die muskuläre Ermüdung des Fahrers herabsetzen kann.
Weitere Arbeiten zum Thema muskuläre Ermüdung stammen u.a von DE LUCA [96], S. 155ff. und NOTH [340], S. 15ff. und - exemplarisch für experimentelle Untersuchungen - von DOLAN und ADAMS [100]. Eine Spezialausgabe des Journal of Electromyography and Kinesiology [109] widmet sich ausschließlich diesem Themenschwerpunkt.

Die Elektromyographie ist aus der heutigen Motorikforschung nicht mehr wegzudenken. Eine Vielzahl wissenschaftlicher Arbeiten, bei denen diese Methode zum Einsatz kam, wurde veröffentlicht. Mit den Untersuchungen von JOHANSON u. Mitarb. [229], MORITANI u. SHIBATA [314], SCHAFF u. Mitarb. [400] und ZSCHORLICH [511] seien stellvertretend vier aktuelle Anwendungsbeispiele genannt.
Insgesamt wird die Bedeutung dieser Methode auch dadurch belegt, dass es mit dem *Journal of Electromyography and Kinesiology* des ELSEVIER SCIENCE Verlages (Oxford, Großbritannien) eine internationale Fachzeitschrift gibt, die sich ausschließlich mit dieser Thematik beschäftigt. Auch der alle zwei Jahre stattfindende Kongress der International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK) und die Initiierung einer europa-

[17] z.B.. Rudergerät, Stepper, Fahrradergometer usw.

weiten konzertierten Aktion (SENIAM[18]-Projekt [191]) mit dem Ziel, eine Standardisierung von EMG-Methoden herbeizuführen, tragen dem Rechnung.

Physiologie des Elektromyogramms

Die Frage, wie das EMG-Signal entsteht, welche ⇒ physiologischen Prozesse dahinterstehen und was bei diesem Verfahren gemessen wird, erfordert eine etwas ausführlichere Darstellung biologischer Zusammenhänge. Dieses Thema wird deshalb im Rahmen von EXKURS E9-1 (S. 195) behandelt.

Informationen zu den gängigen Mess- und Auswerteverfahren

EMG-Messungen sind mit den jüngsten Entwicklungen auf dem Gebiet der Elektronik zwar deutlich einfacher geworden, es gibt aber eine ganze Reihe möglicher Fehlerquellen, die das EMG-Signal so verfälschen können, dass dessen Interpretation schwierig, u. U. sogar unmöglich wird. Die Arbeit von SENNER u. Mitarb. [424] gibt einen Überblick zur EMG-Messtechnik und zu den gängigen Auswerteverfahren. In den beiden EXKURSEN E9-2 und E9-3 (S. 199ff.) sind für den mit EMG-Messungen konfrontierten Ingenieur die wesentlichsten Informationen hierzu zusammengestellt und zahlreiche Literaturquellen genannt, wo er sein Wissen weiter vertiefen kann.

2.4.2.7 Muskeldynamometrie (MD)

Definition

Muskeldynamometrie ist das wissenschaftliche Vermessen von Körperkräften in unterschiedlichen Körperpositionen bzw. unter verschiedenen Bewegungsbedingungen.

Zum besseren Verständnis der Inhalte der MD sind zunächst ein paar grundlegende Begriffsdefinitionen und –abgrenzungen notwendig.

Körperkraft versus Muskelkraft

Die von außen beobachtbare Wirkung von Muskelkräften ist keinesfalls mit der vom Muskel erzeugten Kraft gleichzusetzen. Grund: alle ein Gelenk umgebenden Muskeln bewirken - weil ihre Wirkungslinien nicht durch den Gelenkdrehpunkt verlaufen - ein resultierendes Gelenkmoment. Dieses resultierende Gelenkmoment wiederum hat am Ende des betreffenden Körpersegmentes (z.B. an der Hand, welche am Expander zieht) eine bestimmte Körperkraft zur Folge. Mit anderen Worten: die Zugkraft, die an der Endsehne eines einzelnen Muskels auftritt, ist völlig verschieden von der Kraft, die man außen - z.B. als Zugkraft am Expander - registriert. In der vorliegenden Arbeit wird aus diesem Grund zwischen Körperkraft bzw. Körperkraftmoment (als Wirkungsgrößen) und Muskelkraft bzw. Muskelmoment (als Ursachengrößen) unterschieden. Das resultierende Muskelmoment aller

[18] **S**urface **E**MG for the **N**on-**I**nvasive **A**ssessment of **M**uscles

Gelenkmuskeln wird als ⇒ Nettomoment bezeichnet.

Bedeutung der MD für die Biomechanik, Einsatzmöglichkeiten bei der Entwicklung biomechanischer Konstruktionsobjekte

Die Einsatzmöglichkeiten der MD für die Entwicklung biomechanischer Konstruktionsobjekte lässt sich gut anhand eines fiktiven Beispiels darlegen: ein Hersteller von Trainingsgeräten möchte einen Muskelaufbautrainer entwickeln, bei welchem sich die Führungsarme so einstellen lassen, dass der zu trainierende Muskel möglichst optimal belastet wird. Gleichzeitig darf daraus aber für den Anwender keine ungünstige (d.h. unphysiologische) Gelenkbelastung resultieren. Um diese zu bestimmen, ist es für den Ingenieur einleuchtend, dass er eine Kräftebilanz am Gelenk benötigt. Dazu müssen die tatsächlichen Muskelkräfte (im Sinne eingeprägter Lasten) bekannt sein. Sieht man von den im Kap. 2.4.2.3 diskutierten und nur sehr eingeschränkt durchführbaren *in vivo* Kraftmessungen an der Endsehne eines Muskels einmal ab, so bleiben nur indirekte Methoden für deren Bestimmung. Die im Rahmen dieser indirekten Methoden - neben vielen anderen experimentellen Parametern - notwendigen Muskelkenngrößen können mit Hilfe der MD bestimmt werden.

Bei der Anwendung der MD zur Ermittlung muskelspezifischer Parameter sind drei verschiedene Zielsetzungen zu unterscheiden:

(1) MD zur Bestimmung gelenkspezifischer maximaler Körperkraftmomente, die wiederum im Rahmen einer Modellierung für das Aufstellen von sog. *globalen Ansätzen der Nettomomente* notwendig sind. (Siehe hierzu den EXKURS E13-4, S. 221).

(2) MD zur Ermittlung von Kennwerten für Kraftgesetze zur Beschreibung der Muskelkontraktion. Viele Biomechaniker beschäftigen sich mit der Frage, wie sich der Vorgang der Muskelkontraktion mathematisch sinnvoll beschreiben lässt. Im Rahmen dieser Problemstellung wurden einige Kraftgesetze für die Muskelkontraktion entwickelt. Die MD dient - in Verbindung mit der ⇒ Muskelbiopsie und Elektromyographie - zur experimentellen Ermittlung der in solchen Kraftgesetzen enthaltenen Konstanten. (Siehe hierzu den EXKURS E10, S. 205).

(3) MD zur Bestimmung gelenkspezifischer maximaler Körperkraftmomente, die dann - im Sinne einer Plausibilitätskontrolle – mit dem von einem Modell berechneten Nettomoment verglichen werden. Zu diesem Zweck wird die MD im in der vorliegenden Arbeit beschriebenen Entwicklungsbeispiel eingesetzt (Kap. 3.2.3.6).

Damit ist klar, dass die MD i.d.R. lediglich eine Teilmethode auf dem Weg zur Bestimmung der in einem Gelenk auftretenden Kräfte ist.

Verfahren der MD

Das wissenschaftliche Vermessen von Körperkräften ist sowohl eine Zielsetzung der Ergonomie als auch der Sportwissenschaft, wobei sich innerhalb letzterer vornehmlich die Bereiche Trainingslehre und Rehabilitation mit der MD beschäftigen. Beschreibungen der Verfahren und Ergebnisse von Untersuchungen sind deshalb vorrangig in diesen beiden Disziplinen zu suchen.

Standardarbeiten zur Körperkraftmessung aus dem Bereich Ergonomie sind die Untersuchungen von ROHMERT und JENIK, welche theoretische Hintergründe zur MD und wesentliche Ergebnisse ihrer Untersuchungen in [380] zusammengefasst haben. Elementare Arbeiten zur selben Thematik stammen von RÜHMANN und SCHMIDKE, die eine Abhandlung zur Methodik der Körperkraftmessung [391], sowie eine umfangreiche Datensammlung [409] vorlegen. Übereinstimmend fordern diese Autoren anwendungsbezogene Messverfahren, wie z.B. die Berücksichtigung der Greifart, wenn es um Kräfte geht, die in Betätigungsteile oder Arbeitsmittel eingeleitet werden. Die von JENIK [224] vorgestellte Systematik zu den Grundgreiftypen und Hauptbelastungsarten der Hand trägt dieser Forderung Rechnung.

Wichtige Beiträge zum Thema Körperkraft sind auch im Bereich der Sportwissenschaften zu finden. Grundlagenarbeiten zu den verschiedenen Erscheinungsformen der Kraft[19] sind u.a. die Abhandlungen von EHLENZ [105], LETZELTER [272], SCHMIDTBLEICHER [407, 408] und WEDEKIND [467]. Meßsysteme und Verfahren der Körperkraftmessung werden u.a. von BÜHRLE [62, 63], GERDLE [140], GLEESON [149], HOLM [204], MADSEN [281], TUSKER [457] und WICKIEWICZ [473] diskutiert.

Aus dem Bereich der biomechanischen Grundlagenforschung sind schließlich vier bedeutsame Arbeiten zur Muskeldynamometrie zu nennen, nämlich die Studien von DENOTH u. Mitarb. [98], HATZE [172], HERZOG [192] und KAUFMANN [245].

In Abb 2.11 ist ein am Institut für Sportwissenschaften der Universität Wien entwickelter Muskeldynamometer zu sehen. Die Besonderheit dieser Anlage besteht darin, dass eine Bestimmung der Körperkraftmomente unter Ausschluss von Gewichtseinflüssen möglich ist.

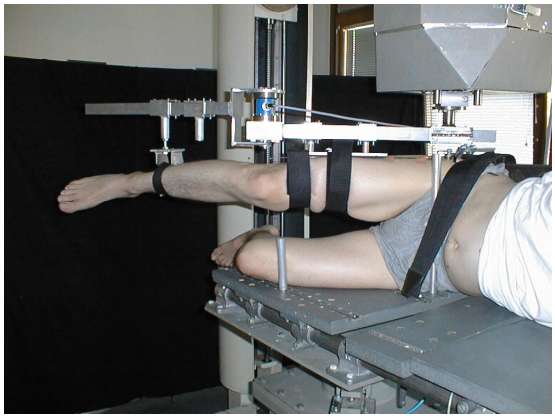


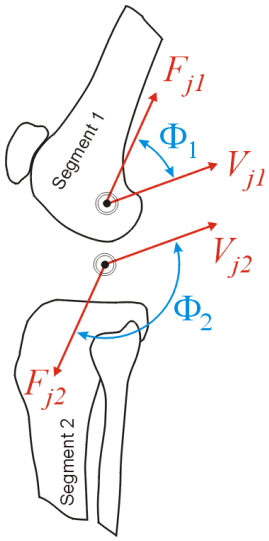
Abb. 2.11 Muskeldynamometer im Einsatz

[19] Die Sportwissenschaft unterscheidet z.B. zwischen Maximalkraft, Schnellkraft, Reaktivkraft und Kraftausdauer, differenziert hierbei die statische, dynamisch-konzentrische und dynamisch-exzentrische Arbeitsweise und unterteilt schließlich noch hinsichtlich isometrischer, isotonischer, isokinetischer und auxotonischer Muskelkontraktionsform.

2.4.3 Arbeits- und Leistungsbilanzierung (ALB)

Definition:

Die Arbeits- und Leistungsbilanzierung betrachtet die inneren und äußeren Energiezustände des Körpers und deren Veränderung in der Interaktion mit der Umwelt.



Im Zusammenhang mit der Thematik der ALB gibt es eine äußerst verwirrende Begriffsvielfalt. Begriffe wie *positiv konzentrische Muskelarbeit*, *innere Arbeit*, *aktiver Transfer* treten auf.
Durch diese vielen, in der Literatur auch nicht durchgängigen Begrifflichkeiten, wird der Einstieg in diese Materie erschwert. Im Rahmen von EXKURS E11-1 (S. 207) werden alle notwendigen Erläuterungen und Detailinformationen zu den mit der ALB in Verbindung stehenden Begriffen gegeben.

Bedeutung der ALB für die Biomechanik, Einsatzmöglichkeiten bei der Entwicklung biomechanischer Konstruktionsobjekte

Variablen, welche die Energie bilanzieren, haben einen besonders hohen Informationsgehalt und sind daher für die Lösung biomechanischer Problemstellungen von großer Bedeutung (WINTER [482], S. 103). Ob die vorgenommene konstruktive Veränderung des Rahmens eines Rennrades für den Leistungssport erfolgreich war, ließe sich z.B. durch eine unter wissenschaftlichen Bedingungen durchgeführte ALB schlüssig nachweisen.
Das Anwendungsspektrum der ALB im Bereich Biomechanik reicht von der Diagnose von Bewegungskrankheiten (ROSE [385], WINTER [482], S. 118) über die Optimierung von Therapie-, Sport- und Arbeitsgeräten (BELETSKY [35], GONZALES und HULL [154], SHORTEN [427], ROHMERT u. Mitarb. [378], SCHMIDTKE [410]) bis hin zur Aufstellung von Optimierungsbedingungen bei der Methode der mathematischer Modellierung (siehe dazu EXKURS E13-5, S. 223).
Wie die anderen bisher dargestellten Methoden stellt auch die ALB in vielen Fällen lediglich eine notwendige Teilmethode zur Lösungsfindung dar.

Verfahren der ALB

Die ALB verwendet unterschiedlichste Ansätze zur Energieerhaltung, wobei für die Bilanzen vorwiegend Gesetzmäßigkeiten der Mechanik, in manchen Fällen aber auch die der Chemie (⇒ Metabolik) oder die der Thermodynamik zur Anwendung kommen. Ein allgemein gehaltener und gut verständlicher Überblick zum Thema Energiebetrachtungen wird von EPSTEIN [111] gegeben, der das gesamte Spektrum in Frage kommender Ansätze exemplarisch abhandelt. Die Erläuterungen in der vorliegenden Arbeit werden sich jedoch auf solche Arbeits- und Leistungsbilanzierungen beschränken, die - im weitesten Sinne -

mit der Biomechanik von Bewegungen in Zusammenhang stehen. Für den Einstieg in diese Thematik ist die Zusammenstellung von WINTER [482] besonders zu empfehlen.

Tab. 2.5: Zusammenstellung möglicher Arten des Energieaustauschs

Gesuchte Bilanz oder Zielgrösse	EXKURS
Innere Arbeit	11-2 (S. 209)
Kokontraktionsanteil	11-3 (S. 211)
Äußere Arbeit	11-4 (S. 212)
Leistung zwischen den Segmenten	11-5 (S. 213)
Gesamtenergiebedarf	11-6 (S. 214)
Wirkungsgrad	11-7 (S. 214)

Die Vorgehensweisen für eine Arbeits- und Leistungsbilanzierung hängen davon ab, welche Art des Energieaustauschs zu ermitteln ist.

Tab. 2.5 stellt die in Frage kommenden Arten zusammen und gibt die Querverweise auf zugehörige Exkurse, in denen die Vorgehensweisen und Zusammenhänge detailliert beschrieben sind.

2.4.4 Modellierung

2.4.4.1 Allgemeines zum Thema Modellierung

Welche Bedeutung hat die Modellierung für die Wissenschaft im allgemeinen und die Biomechanik im speziellen?

In seiner Begrüßungsansprache zur zweiten BIOMECHANICA 1993 bezeichnete SCHNEIDER [411] ein Modell als ein *„...nützliches Abbild der zu untersuchenden Realität“*. Die Realität werde beobachtet oder vermessen und das Modell beschreibe den Zusammenhang zwischen den beobachteten Einwirkungen und (System)Reaktionen. Für SCHNEIDER stellt ein Modell deshalb die Grundlage jeder theoretischen, experimentellen oder klinischen Arbeit dar.

Selbst wenn man der Modellierung keine derartige Schlüsselrolle zukommen lässt, ist ihr Nutzen dennoch erkennbar: es ist reproduzierbar und es lässt sich überprüfen. Es kann dazu dienen, den Einfluss bestimmter, im Modell implementierter Parameter und Variablen systematisch zu untersuchen, es kann auf immer wieder neue Werte der Eingangsparameter angewendet und sogar dazu verwenden werden, vorherzusagen was passiert, wenn die realen Bedingungen überschritten werden.

Letzteres hat für die Biomechanik größte Bedeutung, denn aus ethischen Gründen können keine Methoden zum Einsatz kommen, die Mensch oder Tier in irgendeiner Weise überlasten oder gefährden. Zur Beantwortung der im Rahmen von Entwicklungsaufgaben häufig auftauchenden Frage nach den Auswirkungen konstruktiver Maßnahmen auf den Organismus, ist die Modellierung deshalb oft die einzige Methode zur Lösungsfindung.

NIGG faßt die vorherigen Aussagen folgendermaßen zusammen :

> Modelle versuchen, die Wirklichkeit zu repräsentieren. Ergebnisse und Schlußfolgerungen aus Modellierungen können dazu dienen,
>
> - das Verständnis für und den Einblick in die Realität zu verbessern.
> - die interessierenden Variablen abzuschätzen oder vorherzusagen.
>
> (übersetzt nach NIGG [333], S.368 und 370)

Wie muss ein Model generell beschaffen sein ?

Von einem adäquaten (biomechanischen) Modell fordert HATZE [173], S. 10, dass es alle relevanten Eigenschaften des echten Biosystems besitzen müsse, so dass die aus der Modellanwendung resultierenden Daten weitestgehend denen entsprechen, die durch invasive Meßmethoden am Probanden ermittelt worden wären.
Nach SCHNEIDER [411] stellen Modelle nur die als notwendig erachteten Eigenschaften (des Objekts) dar und würden durch die Anforderungen hinsichtlich Genauigkeit der Abbildung, sowie der dem Wissenschaftler zur Verfügung stehenden Möglichkeiten (z.B. Rechnerkapazitäten) bestimmt.
NIGG [333] empfiehlt, Modelle so simpel als möglich zu halten, weist aber gleichzeitig darauf hin, dass hierbei immer das Risiko besteht, durch zu starke Vereinfachungen die Wirklichkeitsnähe zu verlieren. Die Auswahl dessen, was in ein Modell zu implementieren ist und was nicht, ist für ihn *„…mehr Kunst als Wissenschaft“* (S. 369).

Was ist unter „Validierung von Modellen“ zu verstehen?

Von jedem wissenschaftlichen Modell fordert NIGG weiter, dass es validiert sein muss. Darunter versteht er den Nachweis, dass das Modell den Zweck tatsächlich erfüllt, für den es erstellt wurde. Dies kann z.B. durch direkte oder indirekte Messungen erfolgen. Bei direkten Messungen würde eine vom Modell prognostizierte Größe mit ihrem am realen Objekt direkt vermessenen Äquivalent verglichen. Stimmen diese beiden Werte im Rahmen der vorab definierten Toleranzen (und innerhalb eines sinnvollen Variationsbereiches) überein, dann ist das Modell hinsichtlich dieses Parameters (und nur für diesen) valide.
Da in den meisten Fällen direkte Messungen jedoch nicht möglich sind, werden Modelle häufig durch indirekte Messungen überprüft. Hierbei werden ausgewählte, der Messung zugängige Größen am realen Objekt ermittelt (z.B. eine Bodenreaktionskraft) und mit dem entsprechenden Modellwert verglichen. Bei Übereinstimmung wird der Schluss gezogen, dass dann auch die anderen - eigentlich interessierenden – Größen vom Modell richtig prognostiziert würden. Dieser Vorgehensweise liegt eine Reihe von Annahmen zugrunde, weshalb ein solcher Validitätsnachweis kritisch zu bewerten ist.

Grundsätzliche Unterteilung

Für die in dieser Arbeit befindliche Darstellung der Methode der Modellierung ist es sinnvoll, zwischen physikalischen und mathematischen Modellen zu unterscheiden. Beide Modellarten können für Entwicklungsaufgaben von Bedeutung sein und in einigen Fällen ist es sogar notwendig, beide – hintereinander oder gleichzeitig - einzusetzen.
In den nachfolgenden Kapiteln sind die wichtigsten Informationen zu beiden Modellarten zusammengestellt. Beispiele und ausgewählte Literaturhinweise verdeutlichen, wie Modelle aufgebaut sind, welche Probleme dabei auftreten und wie sie angewendet werden. Ausdrücklich soll hier nochmals darauf hingewiesen sein, dass sich die angestellten Betrachtungen auf den Bereich biomechanischer Modelle bzw. auf die biomechanische Modellbildung beschränken.

2.4.4.2 Physikalische Modelle

Definition

Unter physikalischen Modellen sind alle gegenständlichen, oft mechanischen Vorrichtungen oder Aufbauten zu verstehen, die mehr oder weniger detailgenau bestimmte Eigenschaften des Realsystems nachbilden.

Dabei muss keineswegs der gesamte menschliche Körper „simuliert“ werden, für manche Fragestellungen sind physikalische Modelle von Teilstrukturen durchaus sinnvoll. Bekannte physikalische Modelle sind die in den Crashtests der Automobilindustrie verwendeten Dummys.

Bedeutung physikalischer Modelle für die Biomechanik, Einsatzmöglichkeiten bei der Entwicklung biomechanischer Konstruktionsobjekte

Ein wesentlicher Vorteil physikalischer Modelle ist die mit ihnen erzielbare hohe Reproduzierbarkeit der Ergebnisse. Dadurch werden Vergleichsuntersuchungen möglich, wie z.B. die Auswirkung baulicher Veränderungen der Fahrgastzelle auf die sich ergebenden Beschleunigungen am Kopf des Dummys. Ein weiterer Vorteil physikalischer Modelle besteht darin, dass sie standardisierbar und damit für genau definierte Prüfungen einsetzbar sind. Ein wesentlicher Nachteil sind die unter Umständen extremen Entwicklungskosten für valide physikalische Modelle[20].

Das folgende Beispiel – und vier weitere Fallbeispiele in EXKURS E12 , S. 215 – zeigen die Notwendigkeit des Einsatzes auf biomechanischer Grundlagen entwickelter physikalischer Modelle für die Produktentwicklung.

[20] Für ihre Entwicklung sind i.d.R. mehrere der bislang besprochenen biomechanischen Methoden notwendig, in Vorgriff auf das Kap. 2.5 sei hierzu das Stichwort *Methodenkombination* genannt.

Beispiel: Bei längerem Auftreten von Druck- und Scherbelastungen auf das menschliche Gewebe kann es zu Druckgeschwüren, dem ⇨ Dekubitus, kommen. Betroffen sind davon viele ältere bettlägrige Menschen oder Personen mit Querschnittslähmung, die ihre Position im Rollstuhl oder Bett nicht selbständig ändern können. Als Gegenmaßnahme bietet der Markt Druckentlastungssysteme (z.B. Gel-Kissen, Luftmatratzen mit aktiven Umpumpeinheiten usw.) an. Um die Funktion dieser Systeme objektiv beurteilen und sie dadurch systematisch verbessern zu können, wurde ein Sitz- und Liegedummy entwickelt. Dieses System versucht die Wechselwirkung des Skelettes mit den darüberliegenden Weichteilen nachzubilden und ermöglicht Druckmessungen an den kritischen Stellen.

Abb 2.12 zeigt den Aufbau dieses Dummys und dessen Versorgungseinheit.

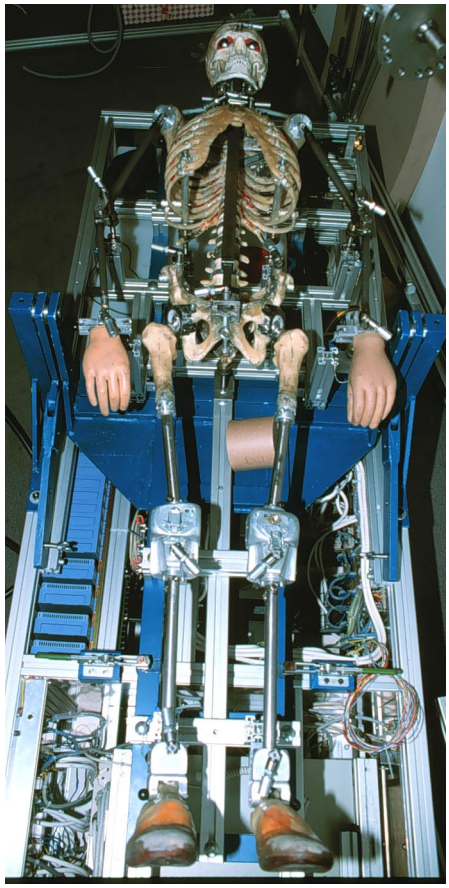
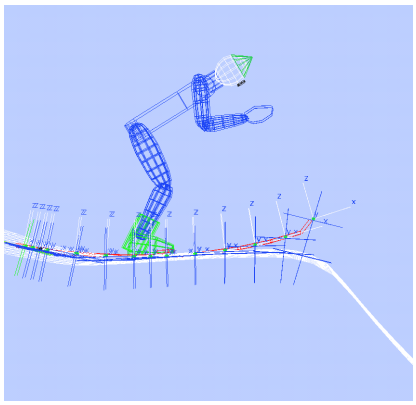


Abb. 2.12 Physikalisches Modell für Studien zum Dekubitus.

2.4.4.3 Mathematische Modellierung – Simulation

Definition:

Unter dem Begriff der mathematischen Modellierung ist die mathematische Beschreibung realer Vorgänge auf der Grundlage anerkannter physikalischer Gesetze zu verstehen.



Mathematische Modelle können sehr einfach aufgebaut und daher analytisch *per Hand* lösbar sein (wie z.B. das von McNally und Arridge [296] beschriebene Modell einer Bandscheibe). Ihre Komplexität kann aber auch so groß werden, dass numerische Verfahren und der Einsatz von Supercomputern notwendig sind (Anderson u. Mitarb. [12]). Jeder Computersimulation liegt ein mathematisches Modell zugrunde, weshalb *mathematische Modellierung* ein besserer Oberbegriff für diese Methode ist. (Die häufig synonym verwendete Bezeichnung *Computersimulation* gibt eher an, mit welchem „Werkzeug“ das Modell bearbeitet wird).

Die vorliegende Arbeit wird bei der Beschreibung der Methode der mathematischen Modellierung den Schwerpunkt auf die Modellierung von Bewegungen legen.
Diese ist eng verknüpft mit der Mechanik von Mehrkörpersystemen, denn prinzipiell werden Massen über Gelenke so miteinander verbunden, dass ein Gliedersystem entsteht, welches sich hinsichtlich der zu untersuchenden Größe ähnlich verhält wie der Mensch in natura. HATZE [173] spricht in diesem Zusammenhang von einem Hominoiden, einem „*...anthropomorphen, mathematisch-geometrischen Modell des segmentierten menschlichen Körpers"*. Diese Zielsetzung umfasst auch die Kontinuums- und Elastomechanik. Deshalb wird im letzten Abschnitt dieses Kapitels ein kurzer Überblick über die Einsatzmöglichkeiten von Finite Elemente Modellen in der Biomechanik gegeben.

Da zur Lösung mancher biomechanischer Probleme auch strömungsmechanische Modellierungsansätze verwendet werden, seien die Arbeiten von PERKTOLD und RAPPITSCH [347], sowie BLUESTEIN und EINAV [49] als empfehlenswerte Einstiegsliteratur genannt.

Bedeutung der mathematischen Modellierung

In seiner Abhandlung [213] stellt HUBBARD fest, dass die Computersimulation in den letzten Jahren einen großen Aufschwung in der Industrie und im Sport genommen hat. Nicht nur er begründet dies mit der deutlich gestiegenen und preiswert gewordenen Rechenleistung der Computer. Hinzu kommt, dass es heute eine ganze Reihe kommerzieller Programme gibt (Tab. 2.6), welche den Modellaufbau und deren Anwendung deutlich vereinfachen.

Tab. 2.6: Zusammenstellung von Programmen zur Simulation von Mehrkörpersystemen (MKS)

Programmname	Hersteller / Vertreiber
ADAMS™	MECHANICAL DYNAMICS Inc., Ann Arbor, Michigan, USA
alaska	Institut für Mechatronik, Techn. Universität Chemnitz, Deutschland
DADS	Fa. CADSI, Coralville, Iowa, USA
FT-Arup	FIRST TECHNOLOGY SAFETY SYSTEMS Inc., Plymouth, Michigan, USA
MADYMO	Fa. CRAY RESEARCH, Eagan, Minnesota, USA
ProMECHANICA	PARAMETRIC TECHNOLOGY Corp., Waltham, Massachusetts, USA
SIMPACK	INTEC, Oberpfaffenhofen, Deutschland

Damit werden die Vorteile der mathematischen Modellierung gegenüber der physikalischen (universeller und flexibler zu sein) auch tatsächlich nutzbar: im mathematischen Modell können Parameter nahezu beliebig variiert und hinsichtlich des Einflusses auf sonst nicht zugängige Variablen überprüft werden.
Die skizzierte Entwicklung hat dazu geführt, dass die Computersimulation im Zusammenhang mit biomechanischen Problemstellungen eine zentrale Bedeutung erlangt hat. Dies spiegelt sich wieder in der Aussage von RUDER und GRUBER [389], die eine „*...zuverlässige und unblutige Bestimmung der bei verschiedenen Bewegungsabläufen im Körper wirkenden Kräfte und Momente mit Hilfe von Computersimulationen auf der Basis möglichst realistischer Ganzkörpermodelle*“ fordern.

Auch HATZE unterstreicht in seinem Buch [173], S. 10 die Bedeutung mathematischer Modelle des menschlichen Körpers für *„...die individuelle Bewegungsoptimierung und die optimale Konstruktion von Prothesen, von Arbeits- und Sportgeräten“*.

Einteilungsmöglichkeiten für mathematische Modelle

Für die gezielte Auswahl von Methoden ist deren Strukturierung eine zentrale Vorbedingung. Die im Zusammenhang mit biomechanischen Konstruktionsobjekten denkbaren mathematischen Modelle können nach einer ganzen Reihe von Kriterien strukturiert werden:

- nach der Anwendung (strömungsmechanische Modelle, Finite Elemente Modelle, thermodynamische Modelle, ...),
- nach den modellierten Strukturen (Muskelmodelle, Muskel-Skelettmodelle, neuromuskuläre Modelle, Herz-Kreislauf-Modelle, Kniemodelle, ...),
- nach der Komplexität (Ganzkörpermodelle, Teilmodelle),
- nach dem mathematischen Bestimmtheitsgrad (bestimmte Modelle versus unbestimmte Modelle),
- nach der von NIGG [333] vorgeschlagen Einteilung in *analytische*, *semi analytische*, *black box* und *konzeptionelle* Modelle. (Im EXKURS E13-1, S. 218, werden diese Begriffe erläutert.)

Probleme bei der Erstellung von Muskel-Skelettmodellen

Die Übertragung von Modellen und Ergebnissen aus vermeintlich ähnlichen Disziplinen der Ingenieurwissenschaften (wie z.B. der Robotik) auf biomechanische Fragestellungen wird durch vier im biologischen System auftretende Phänomene erschwert und erfordert deshalb Spezialkenntnisse:

(1) Körperteile sind nicht starr und das Weichteilverhalten hängt von zahlreichen Faktoren (z.B. dem Kontraktionszustand der Muskulatur) ab. Während HATZE den sich aufgrund der sog. Rigiditätsapproximation (Annahme starrer Körperteile) ergebenden Fehler auf nicht größer als 6 Prozent schätzt (HATZE [173], S. 18), zeigt die von GRUBER durchgeführte Untersuchung [159], dass sich z.B. völlig andere Gelenkkräfte ergeben, wenn die Eigenbewegung der Weichteile in der Modellierung berücksichtigt wird.

(2) Die Bewegungen von Mensch und Tier werden durch die Muskulatur erzeugt, die Wirkung der Muskulatur muss also modelliert werden. Möglichkeiten, wie das praktisch umgesetzt werden kann, sind im EXKURS E13-4 (S. 221) zusammengestellt. Eines der dargestellten Verfahren findet Anwendung im Entwicklungsbeispiel in Kap. 3 und wird dort ausführlich beschrieben.

(3) Im Gegensatz zum Maschinenbau, der zumeist die statische Bestimmtheit der Lagerungen anstrebt, sind im biologischen System statisch unbestimmte Lagerungen die Regel. So übertragen z.B. im Kniegelenk neben den knöchernen Strukturen allein

vier Bänder (aufgeteilt in diverse Faserbündel), die beiden Menisken, die Gelenkkapsel und zehn Muskeln die Kräfte zwischen Unter- und Oberschenkel. Damit liegt für dieses Gelenk eine mehrfache Überbestimmtheit vor, das mathematische Modell ist also unbestimmt. Die Lösung dieses sogenannten *Verteilungs-* oder *Überbestimmtheitsproblems* ist nicht trivial und erfordert zusätzliche, im Maschinenbau in dieser Form nicht notwendige (mathematische) Verfahren. In EXKURS E13-5 (S. 223) werden einige davon vorgestellt.

(4) Die direkte Übertragung der Erkenntnisse aus der Robotik auf die Modellierung von Bewegungsvorgängen des Muskel-Skelettapparates scheitert häufig auch an der Tatsache, dass die in der Maschine realisierten Steuer- bzw. Regelungskreise im Vergleich zum biologischen System zu simpel sind. Sowohl die Sensorik des Menschen (von Spannungsrezeptoren in der Muskulatur bis hin zum Gleichgewichtsorgan im Innenohr) als auch deren neurologische Verschaltung über Reflexbahnen, motorische Zentren des Hirnstammes (Kortex) und dem zentralen Nervensystem (insbes. Kleinhirn), sind deutlich komplexer. Für Ansätze zur Modellierung neurologischer Phänomene der Bewegungserzeugung und –steuerung des Menschen sind die Arbeiten von RIENER und SCHMIDT [375] und WINTERS [485] zu empfehlen.

Verfahren der mathematischen Modellierung

Die Beschreibung von komplexen Mehrkörpersystemen über Bewegungsgleichungen ist grundsätzlich kein schwieriges Problem, aber sehr zeitaufwendig und fehlerintensiv. Dies ist ein Grund, warum sich die oben aufgeführten Programmpakete etabliert haben, denn sie erlauben die Analyse von sogar sehr komplexen Mehrkörpersystemen ohne den mühseligen Umweg über das Aufstellen und Lösen von Bewegungsgleichungen. Trotzdem sollte ein Ingenieur, der sich im Zusammenhang mit der Entwicklung biomechanischer Konstruktionsobjekte dem Thema der mathematischen Modellierung nähert, die wichtigsten Zusammenhänge für das Aufstellung und die Lösung von Bewegungsgleichungen kennen. Im Rahmen von zwei Exkursen werden diese dargestellt:

	EXKURS
▪ Verfahren zur Aufstellung von Bewegungsgleichungen	E13-2 (S. 218)
▪ *Inverse Dynamik* versus *Bewegungssimulation*	E13-3 (S. 219)

Insbesondere der grundsätzliche Unterschied zwischen einer „echten“ Simulation und einem Modell, welches auf inverse Dynamik aufbaut, sollte verstanden werden.

Anwendung von Finite Elemente Modellen für die Entwicklung biomechanischer Konstruktionsobjekte

Die Finite Elemente Methode (FEM) wurde ursprünglich zur Festigkeitsanalyse mechanisch belasteter Bauteile entwickelt. Heute können neben verschiedensten Materialverhalten auch Probleme der Fluidmechanik, Elektrotechnik oder Wärmeübertragung berechnet werden.

Die FEM wird in der Biomechanik insbesondere zur Design- und Materialoptimierung von Implantaten, wie z.B. künstlichen Hüftgelenken (SIH und MATIC [430]) und deren Interaktion mit dem umgebenden Gewebe eingesetzt (HEDIA u. Mitarb. [184, 185], KUIPER und HUISKES [259]). Auch zur Verbesserung orthopädischer Produkte, wie z.B. von ⇒ Knieorthesen kommt sie zur Anwendung (MATTHIS [288]). Zunehmende Bedeutung erfährt die FEM für die Belastungsanalyse anatomischer Strukturen, wie z.B. des Knochens (BENDJABALLAH u. Mitarb. [36], FUCHS u. Mitarb. [135], HEEGARD u. Mitarb. [186], STÜLPNER u. Mitarb. [450]). Ein weiteres großes Anwendungsgebiet umfasst schließlich die Darstellung des Gewebewachstums, die Modellierung von Anpassungs- und Degenerationsvorgängen sowie die Untersuchung des Verhaltens des menschlichen Organismus unter äußeren Einflüssen, wie z.B. Wärmestrahlung oder elektrischen Feldern (SACHSE u. Mitarb. [392]). Für alle Bereiche ist von Bedeutung, dass mit Hilfe der FEM auch nichtlineares Verhalten inhomogener Materialien simuliert werden kann, wie z.B. von MOULTON u. Mitarb. [315] bei der Modellierung des unter Last stehenden Herzmuskels beschrieben. Ein empfehlenswerter Überblickartikel zur Anwendung der FEM in der Biomechanik wird von PRENDERGAST [354] vorgelegt.

2.5 Anwendung und Auswahl der Methoden

2.5.1 Einteilungskriterien für biomechanische Methoden

Um Methoden nach systematischen Kriterien auswählen zu können, ist es sinnvoll, zunächst eine übergeordnete Einteilung vorzunehmen. Für die biomechanischen Methoden existiert eine solche, allgemein anerkannte Einteilung bislang allerdings nicht. Mit dem Hintergrundwissen aus den Methodenbeschreibungen in Kap. 2.4 können jedoch sinnvolle Einteilungskriterien für die dort aufgeführten Methoden abgeleitet werden. Die Gliederung nach den Oberbegriffen

- ⇒ invasive- vs. nicht-invasive Methoden,
- ⇒ *in vivo*- vs. ⇒ *in vitro*-Methoden,
- experimentelle vs. statistische vs. mathematisch-computative Methoden,
- Basismethoden vs. Komplexmethoden,
- Einzelmethoden vs. Methodenkombinationen,

ist nun allerdings weder erschöpfend noch eindeutig. So ist eine Modellierung stets eine nicht invasive Methode oder alle *in vivo* Methoden sind (das besagt letztlich ja der Begriff) Experimente am lebenden Objekt. Eine Methodenkombination (siehe dazu weiter unten) kann wiederum die Verbindung eines Experimentes mit einer Modellierung sein. Im Sinne der KM sind alle in dieser Arbeit dargestellten Methoden ⇒ sachgebundene Methoden, die Abgrenzung zu Organisationsmethoden entfällt daher.

HINWEIS: Auf die im Rahmen der Konstruktionsmethodik gebräuchliche Unterteilung in *Analyse- und Synthesemethoden* (EHRLENSPIEL [106], S. 55) wird in einem gesonderten Abschnitt dieses Kapitels noch eingegangen.

Abb. 2.13 gibt eine Übersicht der Zuordnung zu den oben aufgeführten Oberbegriffen.

Zuordnung der biomechanischen Methoden			Basismethode	Komplexmethode	invasive Methode	nicht invasive M.	in vitro Methode	in vivo Methode	experimentelle M.	statistische M.	mathematisch-computative M.	Methodenkombination erforderl.
METHODE	Abkzg.	Anmerkg.										
Befragung	BFG		✓			✓		✓		✓		
Epidemiologie	EPD		✓			✓		✓		✓		
periphere Bewegungsanalyse	BA		✓			✓		✓	✓			
Anthropometrie	AP	1)	✓	x	x	x	x	x	✓	x	x	x
Anatomieanalyse	AA	2)		✓	✓	x	✓	x	✓			✓
Bodenreaktionskraftmessung	BRM		✓			✓		✓	✓			
Druckverteilungsmessung	DVM		✓			✓		✓	✓			
Elektromyographie	EMG		✓			✓		✓	✓			
Muskeldynamometrie	MD		✓			✓		✓	✓			
Arbeits- und Leistungsbilanz	ALB	3)		✓		✓		✓	✓		✓	✓
physikal. Modellierung	phys.M.	4)		✓					✓			(✓)
mathematische Modellierung	math.M.	5)		✓							✓	(✓)

1) Zuordnung ist abhängig von der Vorgehensweise, die mit ' x ' bezeichneten Rubriken können auch zutreffen.
2) Oft in Kombination mit BA.
3) Oft in Kombination mit math.M. und BRM
4) Entwicklung des physik. Modelles erfordert i.d. R. Kombination mit AP und BA
5) Entwicklung des math. Modelles erfordert i.d. R. Kombination mit AP, AA, BA, BRM u.a. Methoden

Abb. 2.13 Klassifizierungsmöglichkeiten der biomechanischen Methoden

2.5.2 Grundsätzliche Probleme bei der Auswahl biomechanischer Methoden

Nicht immer bedarf es großer Überlegungen um die Frage zu beantworten, welche biomechanischen Methoden am zweckmäßigsten und in welcher Reihenfolge für die Lösung eines Problems einzusetzen sind. In vielen Fällen liegt die Antwort auf der Hand. Ist z.B. festzustellen, ob sich die Bewegung im Kniegelenk verändert, wenn man die Dämpfung der Sohle des verwendeten Laufschuhes erhöht, dann ist die pBA die Methode der Wahl und - weil man anders das angestrebte Ergebnis nicht erreicht - eine „Mussmethode“ (vgl. EHRLENSPIEL [106], S. 285). Allerdings stehen innerhalb dieser Methode eine Vielzahl unterschiedlicher Verfahren zur Verfügung, die unter bestimmten

Voraussetzungen Vor- und Nachteile haben. (Leitfragen zur Auswahl der Verfahren innerhalb der Methode der pBA werden weiter unten gegeben).

Wesentlich schwieriger gestaltet sich die Frage der Methodenauswahl, wenn

- Effekte zu bewerten sind, die sich nicht von außen beobachten lassen (z.B. die Auswirkung auf die Belastung anatomischer Strukturen),
- Wechselwirkungen zwischen mehreren Effekten erwartet werden (z.B. veränderte Bewegung im Kniegelenk und Wirkungsgrad der Laufarbeit).

Im Kap. 2.2 war bereits darauf hingewiesen worden, dass es derzeit noch keine nennenswerten[21] systematischen Untersuchungen darüber gibt, welche Methoden z.B. unter Kostenkriterien für welche Aufgaben am besten geeignet sind. Deshalb ist diese Auswahl bislang eine Sache der Erfahrung, die sich durch Erfolg und Misserfolg mit der bzw. den ausgewählten Methode(n) eingestellt hat.
Die Kenntnis der spezifischen Probleme der einzelnen Methoden, bildet eine wesentliche Voraussetzung dafür, dass Methoden „richtig“ ausgewählt werden. Dieses Wissen kann selbst die beste Zusammenstellung von Auswahlkriterien für den Methodeneinsatz nicht ersetzen, und aus diesem Grund wurde in den vorangegangenen Kapiteln auf die bei der Anwendung der Methoden bestehenden Schwierigkeiten eingegangen.
Es soll hier jedoch nochmals darauf hingewiesen werden, dass die vorliegende Arbeit nur ein erster Schritt zu einem Methodenbaukasten im Sinne der KM ist. Das Ziel, einen auf biomechanische Konstruktionsprobleme allgemein anwendbaren, eindeutigen und vollständigen Kriterienkatalog für die Methodenauswahl zu erstellen, bedarf noch umfangreicher wissenschaftlicher Untersuchungen.

2.5.3 Biomechanische Methoden: ausschließlich Analysemethoden?

Nach EHRLENSPIEL [106], S. 55, kann man Probleme, wie auch die dafür geeigneten Methoden, entsprechend ihrer Zielsetzung in Analyse- und Syntheseprobleme bzw. -methoden unterteilen. Analysemethoden finden Anwendung, wenn Erkenntnisse über vorhandene Systeme gewonnen werden müssen. Im Gegensatz dazu werden Synthesemethoden benötigt, um neue Systeme zu bilden, bzw. zu verwirklichen. In diesem Kontext sind die biomechanischen Methoden in der Regel Analysemethoden (siehe auch Abb. 1.1 in Kap. 1.2). In seinen weiteren Ausführungen weist EHRLENSPIEL aber auch darauf hin, dass *„...bei der Lösung beider Problemarten wieder Teilprobleme aus der jeweils anderen Problemart auftreten.“* Als Beispiel nennt er die für die Lösung eines Analyseproblems der Mechanik eingesetzte Modellierung. Diese stelle nämlich ihrerseits

[21] Die einzige hierzu gefundene Arbeit, eine Umfrage zur elektronischen Druckverteilungsmessung [64], ist zu wenig allgemein gehalten und befasst sich lediglich mit anwenderspezifischen Fragen zu dieser einzelnen Methode.

ein Syntheseproblem dar. Diese Sichtweise lässt sich natürlich auch auf die beschriebene biomechanische Modellierung übertragen.

Speziell die Methode der mathematischen Modellierung ist es auch, die im Entwicklungsprozess biomechanischer Konstruktionsobjekte das Bilden neuer Systeme ermöglichen kann. Ein Beispiel dafür wäre die systematische Variation der Trägheitseigenschaften und Geometrie in einem Kopf-Nackenmodell in Verbindung mit einem intelligenten (sprich adaptiven) Finite Elemente Modell der Kopfstütze des Fahrzeugsitzes. Auf diese Weise könnte eine optimale Gestaltung der Kopfstütze (z.B. Optimierung für Kinder) versucht werden. Dieses Beispiel belegt, dass eine biomechanische Methode also durchaus auch zur Suche von Lösungen, also in der Systemsynthese, eingesetzt werden kann.

Wenn auch der vornehmliche Einsatzbereich biomechanischer Methoden die Analyse von Systemeigenschaften im Rahmen der Produktentwicklung ist, so sind also gelegentlich auch Anwendungen bei anderen Schritten des Vorgehenszyklus und sogar in einer anderen Produktlebensphase (z.B. der Produktplanung) denkbar. Die in Anlehnung an EHRLENSPIEL [106], Bild 7.1-1, gestaltete Abb. 2.14 zeigt diese Möglichkeiten auf.

	Produktlebensphasen →					
Schritte des Vorgehens-zyklus ↓	Produkt-verfolgung, -steuerung	Produkt-planung	Produktent-wicklung	Fertigung, Montage	Vertrieb, Verkauf	Gebrauch, Rücknahme, Entsorgung
I Aufgabe klären						
Aufgabe analysieren		BFG, EPD	BFG, EPD, AA			
Aufgabe formulieren						
Aufgabe strukturieren						
II Lösungen suchen und darstellen						
			Parameter-variation im mathem. Modell			
III Lösungen auswählen						
Lösungen analysieren			alle exp. Methoden, Modellierung			
Lösungen bewerten			alle exp. Methoden, Modellierung			

	vorrangiger Einsatzbereich für biomechanische Methoden
	gelegentlicher Einsatzbereich

Abb. 2.14 Einsatzbereich biomechanischer Methoden im Produkt- und Vorgehenszyklus

2.5.4 Übergeordnete Entscheidungskriterien zur Methodenauswahl

Noch bevor man sich mit der Auswahl der zur Lösung einer biomechanischen Fragestellung zu verwendenden Methode(n) beschäftigt, ist es sinnvoll, zunächst eine Reihe grundlegender Dinge zu klären. Der in Abb 2.15 zusammengestellte Zehnpunkteplan gibt hierzu die wichtigsten Leitfragen und Empfehlungen.

Zehn grundlegende Empfehlungen zur Auswahl und Anwendung biomechanischer Methoden

I. Vor jeder Auswahl die einschlägige Literatur unter dem Aspekt *Übertragbarkeit bereits vorhandener Erkenntnisse auf die vorliegende Problemstellung* recherchieren. Dabei empfiehlt es sich, neben den deutschsprachigen insbesondere auch die amerikanischen und holländischen Veröffentlichungen heranzuziehen.

II. Prüfen, ob möglicherweise die Anwendung einer einzelnen Methode bereits zur Problemlösung ausreicht, oder ob tatsächlich eine Methodenkombination notwendig ist.

III. Unter dem Aspekt der Aufgabenstellung entscheiden, ob statistische Methoden, experimentelle Methoden oder eine Modellierung notwendig sind.

IV. Unter dem Aspekt der zur Verfügung stehenden vier Ressourcen
- Zeit,
- finanzielle Mittel,
- vorhandene Messtechnik,
- bereits vorliegende (Teil)Modelle

nachprüfen, ob die unter (III) gewählten Methoden realisierbar sind.

(Zu Kosten- und Zeitaspekten der einzelnen Methoden, siehe Kap. 2.5.6, S. 46 ff.)

V. Falls möglich: Versuchsdesign *Vergleichstechnik* anwenden. (Eine detaillierte Darstellung dieser Technik erfolgt im EXKURS E16, S. 228).

VI. Wenn experimentelle Daten, z.B. als Eingangsgrößen für eine Modellierung, benötigt werden, noch vor der Erhebung klarmachen, welche Ansprüche an die Genauigkeit und die zeitliche Auflösung bestehen. Beispiel: Ist eine inverse Dynamik geplant, dann müssen die Bewegungsdaten äußerst genau und mit hoher zeitlicher Auflösung bestimmt werden.

VII. Vor der Erhebung experimenteller Daten klären, ob diese nicht in wesentlich kostengünstigeren Laborexperimenten erhoben werden können. (Das setzt natürlich voraus, dass die im Vergleich zu Feldversuchen geringere externe Validität der Laborexperimente für die vorliegende Fragestellung ausreicht.)

VIII. Von Beginn an interdisziplinäres Arbeiten anstreben.

IX. Entscheiden, ob zur Lösung der vorliegenden Fragestellung tatsächlich ein interferenzstatistischer Nachweis erforderlich ist, oder ob vorerst eine Fallstudie ausreicht.

X. Bei Einsatz der Modellierung einen möglichst wenig komplexen Modellaufbau anstreben.

Abb. 2.15 Empfehlungen zur Methodenauswahl

2.5.5 Methodenkombinationen

In der überwiegenden Anzahl der Fälle wird kein grundlegend neues Produkt zu konstruieren sein, sondern über die Veränderung bzw. Ergänzung eines vorhandenen Produktes ein ganz bestimmter Effekt in der Handhabung durch den Menschen und / oder in seiner Auswirkung auf den Menschen angestrebt. Als Beispiel sei ein Tennisschläger genannt, der durch eine neue Griffgestaltung eine verbesserte Schlageffizienz und eine verminderte Gelenkbelastung aufweisen soll. Die Erwartung, dass dies durch eine Gestaltänderung des Griffes erreichbar ist, basiert - das ist zumindest zu hoffen - auf logischen Überlegungen von Sportmedizinern, den Aussagen erfahrener Tennisspieler und dem Know-how des Schlägerherstellers. Der eigentliche Beweis für diese Hypothese steht jedoch aus. Wie in diesem Beispiel, so lässt sich auch in den meisten anderen Fällen der Nachweis nur durch eine Kombination verschiedener biomechanischer Methoden führen.

Für die vorliegende Arbeit wird der genannte Begriff *Methodenkombination* wie folgt definiert:

Methodenkombination = Hintereinander- oder Parallelschaltung von Einzelmethoden.

Soll z.B. die Fahrgastzelle eines Kraftfahrzeuges über Dummyversuche optimiert werden, so könnte eine solche Methodenkombination so aussehen, dass zunächst für den Aufbau des dazu eingesetzten physikalischen Modells die Anthropometrie und die Anatomieanalyse zum Einsatz kommen. Im Dummyexperiment selbst sind dann periphere Bewegungsanalysen und Bodenreaktionskraftmessungen notwendig.

Unverzichtbar sind Methodenkombinationen für den Aufbau valider mathematischer Modelle, denn hier

- ist für die Bestimmung der Wirkungslinien der Muskulatur die Methode der Anantomieanalyse erforderlich,
- wird für die Ermittlung der (Teil)Massen und Trägheitseigenschaften der Körpersegmente die Methode der Anthropometrie benötigt,
- erfolgt die Bestimmung der Kinematik über einen Einsatz der peripheren Bewegungsanalyse,
- verwendet ein etwaiges Optimierungsverfahren die Erkenntnisse aus einer Elektromyographie und / oder Arbeits- und Leistungsbilanzierung,
- bedarf der Anpassungsvorgang bei einer Simulation oder die Durchführung inverser Dynamik die Daten einer Bodenreaktionskraftmessung.

Vor diesem Hintergrund ist es sinnvoll, bei der Modellierung von einer *Komplexmethode* zu sprechen.

2.5.6 Hinweise zur Begrenzung des Zeit- und Kostenaufwandes

Die Anwendung der Methoden bewegt sich im Beziehungsdreieck

- Leistungsfähigkeit bzw. Aussagekraft der Methode,
- Zeitaufwand,
- Kosten.

Die Leistungsfähigkeit und Aussagekraft der einzelnen Methoden ist im Kap. 2.4 und den zugehörigen Exkursen ausführlich dargestellt worden. Nachfolgend werden zu jeder Methode Hinweise gegeben, wie man den mit der Anwendung der jeweiligen Methode notwendigen Zeit- und Kostenaufwand so gering wie möglich halten kann. Da es – wie eingangs des Kapitels bereits erwähnt – bis dato keine systematischen, wissenschaftlichen Anforderungen genügende Untersuchungen zu Zeit- und Kostenaspekten beim Einsatz biomechanischer Methoden vorliegen, beruhen diese Aussagen aber auf subjektiven Erfahrungen.

Darüber hinaus hängt der notwendige zeitliche Aufwand in hohem Maße von der Routine des Anwenders und den ihm zur Verfügung stehenden Ressourcen ab. Die rasante Entwicklung der Messtechnik in den vergangenen Jahren hat gerade im Bereich der Biomechanik den Aufwand für die Datenerhebung deutlich reduzieren können. Die Datenauswertung und -interpretation ist aber nach wie vor wenig standardisierbar und oft sehr zeitaufwändig. Wenn experimentelle Methoden zum Einsatz kommen, ist daher immer auf einen möglichst einfachen Versuchplan zu achten, weshalb z.B. Störvariablen besser durch Konstanthaltung kontrolliert werden sollten als durch deren Einführung als zusätzliche Variable.

a) Befragung (BFG)

Unter dem Aspekt der entstehenden Kosten (und auch hinsichtlich Auswerteobjektivität) sind geschlossene Befragungen den offenen deshalb vorzuziehen, weil sich die Auswertung wesentlich einfacher gestaltet.
Für alle Arten von Befragungen besteht natürlich ein direkter Zusammenhang zwischen der Stichprobengröße und dem Kostenaufwand. Deshalb ist es naheliegend, die kleinste, für interferenzstatistische Auswertungen noch zulässige Stichprobengröße zu wählen. Diese Forderung deckt sich mit der Tatsache, dass Unterschiede, die eine praktische Relevanz haben sollen, auch mit kleinen Stichproben nachweisbar sein müssen. (Mit „Mammutstichproben“ sind zwar schon geringe Unterschiede zwischen den Kennwerten als statistisch signifikant nachweisbar, diese Unterschiede haben aber für die Praxis dann oft keine Bedeutung mehr). Dies gilt insbesondere für Befragungen in der Medizin und Biomechanik, bei denen i.d.R. subjektive Eindrücke des Menschen die Datengrundlage bilden. Weitere Informationen zu dieser Thematik und zur erforderlichen Größe von Stichproben sind dem Werk von LIENERT [273], S. 67 bis 78 zu entnehmen.

b) Epidemiologie (EPD)

Die wesentlichen Aussagen zu den Kostenaspekten epidemiologischer Untersuchungen sind bereits bei der Methodenbeschreibung in Kap. 2.4.1.2 gemacht worden. Ganz generell besteht hier immer das Problem, dass eine methodisch einwandfreie EPD äußerst zeitaufwendig und kostenintensiv ist. Da auf der anderen Seite diese Methode aber wertvolle Hinweise für den Konstrukteur liefern kann, wird man in den meisten Fällen den Kompromiss einer Ex-post-facto-Anordnung (siehe EXKURS E2, S. 165) eingehen und z.B. auf vorhandene Patientendaten zurückgreifen.

c) Periphere Bewegungsanalyse (pBA)

Kosten- bzw. Zeiteinsparungen bei der pBA sind vor allem durch eine an das zu lösende Problem angepasste Auswahl der in Kap. 2.4.2.1 vorgestellten Verfahren zu erreichen. Um diese Auswahl gezielt treffen zu können, sollte man sich vorab die in Tab. 2.7 aufgeführten Leitfragen beantworten. Wenn z.B. noch keine Entscheidung darüber getroffen werden kann, welche Bewegungsparameter benötigt werden, dann ist das flexible optische Verfahren auszuwählen. Wenn eine sofortige Rückmeldung (z.B. zum Zwecke der Optimierung einer sportlichen Bewegung) gefordert ist, dann scheiden alle Offlineverfahren aus.

Tab. 2.7: Leitfragen zur Auswahl des Verfahrens der pBA

	LEITFRAGEN	...zur Entscheidung / Auswahl
1	In welchen Rahmenbedingungen findet die Bewegung statt?	▪ berührungsloses *oder* ▪ nicht berührungsloses Verfahren
2	Welche zeitliche Auflösung ist erforderlich? Wie schnell ist die zu observierende Bewegung ? Werden die Bewegungsdaten noch abgeleitet ?	▪ analoge- bzw. optische Verfahren mit hohen Aufzeichnungsfrequenzen *oder* ▪ optische BA mit Standardsystemen
3	Welche Genauigkeitsansprüche bestehen?	▪ 2D *oder* 3D ▪ mit *oder* ohne Markierung ▪ Einachsen- *oder* Mehrachsenmessung
4	Welche kinematische Größen sind gefragt?	der analogen Sensortechnik (Einzelgoniometer sind z.B. für translatorische Größen nicht geeignet)
5	Welche Anforderungen hinsichtlich der schnellen Verfügbarkeit der Daten bestehen?	▪ Online- *oder* ▪ Offlineverfahren
6	Steht vorab überhaupt schon fest, welche kinematischen Größen bestimmt werden sollen ? Wieviele Gelenke und Körperteile sollen vermessen werden? Steht eine entsprechende Anzahl von Kanälen (bei analogen Verfahren) zur Verfügung ?	▪ analoge *oder* ▪ optische Verfahren

d) Anthropometrie

Die Bestimmung individueller anthropometrischer Daten ist sehr zeitaufwändig oder kostenintensiv (z.B. bei Verwendung von *Bodyscannern*[22]) Wenn also anthropometrische Daten benötigt werden und dies von der Aufgabenstellung her auch möglich ist, dann sollten besser Durchschnittsdaten aus der Literatur Verwendung finden. Solche Durchschnittsdaten (z.B. Werte der 50-Perzentilfrau) sind in den in Tab. 2.3 (S. 18) angegebenen Datensammlungen enthalten.

e) Anatomieanalyse

Es ist naheliegend, dass gerade diese Methode interdisziplinäres Arbeiten zwischen Medizinern und Ingenieuren erfordert. Diese Zusammenarbeit sollte in einer möglichst frühen Phase der anstehenden Entwicklung erfolgen und die Erkenntnisse der modernen Technologien, wie z.B. der Computertomographie, als auch etablierter Anatomieatlanten heranziehen. Für den Ingenieur, der in seiner Tätigkeit an sehr genaue Daten gewöhnt ist, ist dieser Dialog mit der Medizin allein schon deshalb von Bedeutung, weil er mit den vergleichsweise großen Variabilitäten und Fehlertoleranzen, die in dieser Disziplin üblich sind, konfrontiert wird. Denn letztlich ist es ein Kostenfaktor, wenn die Ansprüche der Ingenieure hinsichtlich Genauigkeit 1:1 auf den Bereich der Biomechanik übertragen werden. Hier müssen Kompromisse eingegangen werden, wenn Anatomieanalysen noch erschwinglich sein sollen.

f) Bodenreaktionskraftmessung

Abgesehen von den vergleichsweise hohen Anschaffungskosten heute üblicher Messplattformen ist die stationäre BRM unkritisch was den Zeit und Kostenaufwand in der Anwendung der Methode betrifft. Wesentlich kritischer ist der Bereich der mobilen BRM, für den i.d.R. Spezialentwicklungen notwendig sind. Hier können deutlich Kosten gespart werden, wenn z.B. die Anzahl der zu messenden Komponenten reduziert werden kann. Es lohnt sich deshalb, vor Beginn etwaiger Entwicklungen kritisch zu hinterfragen, ob für die vorliegende Problemstellung tatsächlich der räumliche Kraft- und Momentenzustand benötigt wird, oder ob vielleicht auch schon z.B. die vertikale Komponente der Bodenreaktionskraft allein ausreicht.

g) Druckverteilungsmessung

Bei dieser Methode tragen weniger die Erhebung, sondern die Interpretation der ermittelten Daten zu den entstehenden Kosten bei. Deshalb sollten bei der Auswahl eines Druckmeßsystems nicht nur die messtechnischen Aspekte im Vordergrund stehen, sondern auch die mitgelieferten Auswerte- und Darstellungsprogramme. So lässt sich viel Zeit einsparen, wenn sich z.B. aus den Druckwerten aufeinanderfolgender Einzelschritte auf einfache Weise Mittelwerte bilden lassen, oder wenn das Programm aussagekräftige, wissenschaftlich abgesicherte (Bedienungsanleitung daraufhin prüfen!) Kenngrößen aus den Daten

[22] Anbieter eines solchen Systems ist z.B. die Firma VITRONIC; (www.vitronic.com).

ermittelt. Auch eine anschauliche Darstellung der gemessenen Flächendruckverteilung erleichtert die Dateninterpretation und verkürzt damit den zeitlichen Aufwand für die Lösungsfindung mit Hilfe dieser Methode.

h) Elektromyographie

Die Exkurse E9 (S. 195 ff.) zur Methode der Elektromyographie haben einen vergleichsweise großen Umfang, weil sich bei der Anwendung dieser Methode erfahrungsgemäß die größten Schwierigkeiten ergeben -sowohl bei der Erhebung, als auch bei der Auswertung und Interpretation der Daten. Zeit- und Kosteneinsparungen in der Anwendung dieser Methode sind wie bei kaum einer anderen an die korrekte Durchführung und Kenntnis der in Frage kommenden Auswerteverfahren gekoppelt. Insbesondere das Ableiten aussagekräftiger Kenngrößen (die sich statistisch auswerten lassen) ist meist schwierig und zeitaufwändig. Auf der anderen Seite können muskuläre Aspekte bei Fragestellungen rund um biomechanische Konstruktionsobjekte oft nicht vernachlässigt werden. Soll diese Methode also zur Anwendung kommen, dann ist es unbedingt erforderlich, erstens umfangreiche Vorversuche durchzuführen und zweitens die dabei erhobenen Daten bis hin zur Ermittlung sinnvoller Kenngrößen auszuwerten. Gerade letzteres wird häufig nicht beachtet, was dazu führen kann, dass eine gesamte Messreihe wiederholt werden muss[23]. Auch die Tatsache, dass bei einer etwaigen Wiederholung einer Messung i.d.R. nicht wieder exakt dieselben Elektrodenpositionen gefunden werden können (und damit andere Ableitbedingungen vorliegen), verdeutlicht die Notwendigkeit, die Experimente besonders sorgfältig zu planen.

i) Muskeldynamometrie

In den seltensten Fällen wird die alleinige Durchführung einer Muskeldynamometrie zur Lösung des anstehenden Entwicklungsproblems ausreichen; meistens wird sie Teil der eingesetzten Methodenkombination sein. Damit stellt sich die Frage, ob es tatsächlich notwendig ist, die benötigten Daten selbst zu erheben, insbesondere, weil die dazu erforderlichen Vorrichtungen teuere Spezialentwicklungen erfordern. Bevor also die Entscheidung für die Anwendung einer Muskeldynamometrie fällt, empfiehlt es sich, die einschlägige Literatur zu studieren oder nach Möglichkeit zu suchen, die Experimente von Dritten (z.B. an sportwissenschaftlichen Lehrstühlen) durchführen zu lassen.

j) Physikalische Modellierung

Die Entwicklung valider physikalischer Modelle kann, sie muss aber nicht teuer sein. Kosten werden in den beiden miteinander in Verbindung stehenden Entwicklungsabschnitten, der Konzeption des Modells und der konstruktiven Umsetzung, verursacht. Die Methoden zur Einsparung von Kosten bei der konstruktiven Umsetzung der zu modellierenden Funktionen sind dieselben wie im klassischen Maschinenbau und sind ausreichend

[23] Zum Beispiel weil vergessen wurde, vor dem eigentlichen Experiment die willkürliche Maximalkontraktion zu vermessen, weshalb in der Auswertung kein Referenzwert zur Verfügung steht (s. dazu EXKURS E9-3 S. 201).

beschrieben (z.B. bei EHRLENSPIEL [106] und FEICHTER [124]). Biomechanische Methoden kommen dagegen in der Konzeptionsphase zur Anwendung (z.B. eine Anatomieanalyse um festzustellen, welche Strukturen nachzubilden sind). Kostenreduktion in der Anwendung dieser Teilmethoden verringert die gesamten Entwicklungskosten. Ebenso banal scheint der Hinweis, dass die für die Bereitstellung eines physikalischen Modells entstehenden Kosten proportional zu dessen Komplexitätsgrad sind. Trotzdem wird dieser Zusammenhang gelegentlich nicht beachtet und man versucht, zu viele Eigenschaften des realen Systems in das Modell zu übernehmen. Hier kann nur die Empfehlung gegeben werden, dass weniger Detailtreue in der Summe oft mehr ist, zumal sich die unvermeidlichen Modellierungsungenauigkeiten durchaus multiplizieren können.

k) Mathematische Modellierung

Die Erstellung von mathematischen Modellen und die Computersimulation biologischer Vorgänge ist i.d.R. eine sehr zeit- und damit kostenintensive Angelegenheit. Es ist allerdings davon auszugehen, dass die Entwicklung von mathematischen Modellen längerfristig Kosten einsparen kann, weil ein einmal vorhandenes Modell auf andere Eingangsdaten angewendet oder durch möglicherweise geringfügige Änderungen auf eine andere Problemstellung angepasst werden kann. Die hohen Entwicklungskosten sollten daher stets unter dem Aspekt eines längerfristigen Investionsrückflusses gesehen werden.
Ein noch vor einigen Jahren kritischer Punkt der Computermodellierung, die notwendigen Rechnerleistungen und -zeiten, tritt durch die rasante Entwicklung auf dem Gebiet der elektronischen Datenverarbeitung allmählich in den Hintergrund. Komplexe Modelle benötigen aber nach wie vor hohe Investitionen in diesem Bereich, die von ANDERSON vorgelegte Arbeit [12] nimmt hierzu Stellung.

Um bei der Entwicklung von Modellen Zeit- und Kosten zu sparen, sollte die Vorgehensweise die vier Grundregeln in Tab. 2.8 beachten.

Tab. 2.8: Regeln zum Aufbau und Einsatz mathematischer Modelle

Regel I	Schritt für Schritt vom einfachen zum komplexen Modell gehen und dabei immer versuchen, die in den einzelnen Schritten entstandenen (Teil)Modelle zu validieren.
Regel II	Nicht unnötig komplexe Modelle aufbauen. Eine Erhöhung der Modellkomplexität erhöht nicht zwangsläufig dessen Realitätsnähe. (Mehr fehlerbehaftete Parameter, Wechselwirkung zwischen den Parametern).
Regel III	Über Parametervariation in einer möglichst frühen Phase der Modellentwicklung die zur Abbildung der Realität relevanten (und damit zu modellierenden) Systemeigenschaften feststellen.
Regel IV	Zuerst über *Resultant Forces and Moments Approach* (vglch. NIGG, [335], S. 385) die Nettogelenkbelastungen ermitteln, und erst dann - wenn erforderlich - die Lösung des Verteilungsproblems (EXKURS E13-5, S. 223) angehen.

Da das Vorgehen zum Aufbau eines mathematischen Modells sehr vom jeweiligen Problem abhängt, können lediglich diese globalen Empfehlungen gegeben werden.

2.5.7 Acht Fallbeispiele angewandter Methodenkombinationen

Im letzten Abschnitt dieses Kapitels soll an Hand von acht Fallbeispielen[24] demonstriert werden, wie es durch Anwenden von Einzelmethoden bzw. geeigneter Methodenkombinationen zur Problemlösung kam. Da im zweiten Teil der vorliegenden Arbeit ein Entwicklungsbeispiel in aller Ausführlichkeit - von den ersten Überlegungen bis hin zur Lösungsfindung - beschrieben wird, beschränkt sich die Darstellung im aktuellen Abschnitt auf eine komprimierte Beschreibung der Fragestellung und Nennung der angewandten Methoden (zur Kennzeichnung unterstrichen). Sinn dieser Aufzählung von Fallbeispielen ist, dem mit biomechanischen Konstruktionsobjekten betrauten Ingenieur Material zu liefern, welches er auf seinen, möglicherweise ähnlich gelagerten Fall übertragen kann.

Fallbeispiel I : Prothesenoptimierung

Der asymmetrische Gang von Menschen, die Beinprothesen tragen, führt in vielen Fällen zu Überlastungen des Hüftgelenkes des nichtamputierten Beines und damit zu Degenerationserscheinungen bis zur völligen Zerstörung des Gelenkes. Zur Lösung dieses Problemes wurde im Rahmen einer Dissertation (NAZRE [324]) an der Medizinischen Hochschule Hannover eine spezielle Prothese entwickelt, bei der die Bewegung im das Knie repäsentierenden Drehgelenk über Feder- und Dämpferelemente verändert werden kann. Ziel war, durch entsprechende Einstellung dieser Federn und Dämpfer sowie über die Manipulation der Trägheitseigenschaften des künstlichen Gliedes die Bewegung des Kunstbeines an die Bewegung des gesunden Beines anzupassen. Über <u>periphere Bewegungsanalysen</u>, <u>Bodenreaktionskraftmessungen</u> und eine <u>Anthropometrie</u> wurden zu diesem Zweck Daten eines gehenden Prothesenträgers ermittelt und in ein <u>mathematisches Modell</u> (inverse Dynamik) der unteren Extremität eingegeben.

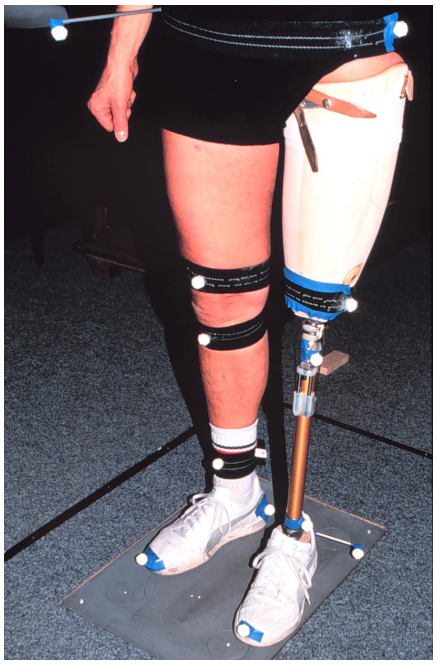


Abb. 2.16 Prothesenoptimierung

Abb. 2.16 zeigt den Probanden mit den Markierungen für die optische Bewegungsanalyse (vgl. Exkurs E3-7, S. 171) auf der Messplattform stehend. Auf diese Weise konnten z.B. die Nettogelenkbelastungen in der Hüfte, beim Gehen mit einer konventionellen und im Vergleich dazu beim Gehen mit der neu konzipierten Prothese ermittelt werden. (Die Möglichkeiten der mathematischen Modellierung wurden in dieser Studie leider nicht ausgenützt, da die o.g. Steuerungsfunktion der Spezialprothese nicht in das Modell implementiert war).

[24] Im ersten Kapitel, bei der Aufzählung von Produkten, welche zu den biomechanischen Konstruktionsobjekten zu zählen sind, wurden diese Fallbeispiele kurz angesprochen.

Fallbeispiel II : Kniesimulator

Prospekte von Herstellern von ⇒ Knieorthesen werben mit Aussagen zur biomechanischen Funktion ihres Produktes, die z.B. so lauten[25]: „*...offene, hochfeste Rahmenkonstruktion zur optimalen Stabilisierung des Kniegelenkes*". Um solche und ähnliche Feststellungen quantitativ bewerten und den Herstellern konkrete Informationen zum erreichten Stand ihres Produktes geben zu können, wurde vom Institut für Biomechanik der TÜV Product Service GmbH, München ein physikalischer Dummy (siehe Abb. 6.23, S. 217) entwickelt, der reproduzierbare Messungen der Stabilisierungseigenschaften von Knieorthesen ermöglicht. Für die Entwicklung dieses Simulators war - neben der Lösung klassischer konstruktiver Probleme - die Anwendung von drei biomechanischen Methoden erforderlich. Zunächst wurde über eine Anatomieanalyse und eine Anthropometrie die dreidimensionale Form der wichtigsten Ober- und Unterschenkelmuskeln ermittelt (LUBER [279]). Mittels pneumatisch aufblasbarer Luftkammern am Kunstbein wurden einzelne Muskelpartien nachgebaut (Abb. 2.17). Durch gezieltes Befüllen und Entleeren dieser Luftkammern kann der Kontraktionsvorgang der Beinmuskeln simuliert werden.

Die Bewegungsdaten von Ober- und Unterschenkel des Dummys (die sich mit fünf Freiheitsgraden unabhängig voneinander bewegen können) wurde aus peripheren Bewegungsanalysen an Probanden ermittelt. Diese Bewegungsdaten werden von der Mehrachsensteuerung des Systems realisiert, so dass z.B. eine typische Gehbewegung nachgestellt werden kann.

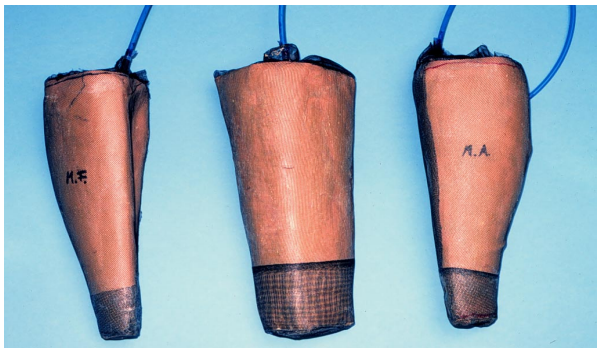


Abb. 2.17 Künstliche Muskeln des Kniesimulators

Eine Sechs-Komponenten-Meßzelle registriert die durch Anlegen einer Orthese zwischen Ober- und Unterschenkel übertragenen Kräfte und Momente. Die bei diesen Experimenten ermittelten Werte stellen ein Maß für die Funktionalität des Produktes dar.

Fallbeispiel III : Bohrhammer

Der Einsatz von Bohrhammern und Rüttlern kann beim Arbeiter längerfristig zu Gelenk- und Muskelerkrankungen führen. Die Hersteller solcher Arbeitsgeräte versuchen daher, durch gezielte Veränderungen ihrer Produkte die auf das Hand-Arm-Schultersystem übertragenen Vibrationen zu verringern. Letztere ließen sich zwar durch an der Hautoberfläche angebrachte Beschleunigungsaufnehmer messen, solche Messungen am Probanden sind jedoch äußerst aufwendig und damit kostenintensiv. Das eigentliche Manko solcher Beschleunigungsmessungen ist aber, dass sie auch keine Aussagen über die im Gelenk auftretenden Kräfte, Beschleunigungen und Frequenzen liefern. Vor diesem Hintergrund wurde am Lehr- und Forschungsbereich für Theoretische Astrophysik, Abteilung Biomechanik der Universität Tübingen ein mathematisches Modell des Armes entwickelt, welches dazu dient, den Bewe-

[25] Prospekt der Fa. ipos, Lüneburg zum Produkt K-COM, 1999.

gungsablauf beim Arbeiten mit einem Bohrhammer oder Rüttler zu simulieren. Die Entwicklung dieses Modelles und die Bestimmung der dazu notwendigen Eingangsparameter ist in der Arbeit von KLEINAU [249] dargestellt. Neben normalen Beschleunigungsmessungen wurden u.a. die Reaktionskraftmessung (zwischen Griff des Bohrhammers und der Hand des Probanden), sowie verschiedene periphere Bewegungsanalysen durchgeführt. Letztere dienten zur Ermittlung der Weichteilbewegung (der sog. „Schwabbelmassen") und der Erfassung der Deformation des Handpolsters mit dem Zweck, entsprechende Parameter für die mathematische Beschreibung dieser Vorgänge abzuleiten.

Fallbeispiel IV : Joggingschuh

Um im Millionengeschäft für Lauf- und Joggingschuhe bestehen zu können, müssen die Firmen ständig Neues präsentieren und in Innovationen investieren. Während in den vergangenen Jahren das Thema „Stützen und Dämpfen" die Richtung für Neuentwicklungen vorgab, rückt zunehmend das Thema der ⇒ „Adaptation" in den Vordergrund. Um den Einfluß der Schuhgestaltung auf die Motorik des Läufers systematisch untersuchen zu können, wurde von der Firma ADIDAS, Herzogenaurach ein Spezialschuh entwickelt, dessen Sohle im Fersen- und im Mittelfußbereich vier voneinander getrennte Luftkammern besitzt (Abb. 2.18, links). In Vorbereitung auf die Markteinführung dieses Schuhes war zu untersuchen, ob ein Läufer seinen Laufstil auf veränderte Druckverhältnisse in diesen Kammern anpaßt (adaptiert), was im Umkehrschluß ein Nachweis für den Nutzwert dieses Luftkammerschuhes wäre. Die Luftkammern des in der rechten Hälfte von Abb. 2.18 gezeigten Funktionsmodelles konnten über die sichtbaren Leitungen und eine spezielles Pneumatiksystem befüllt bzw. entleert werden. Da die Untersuchungen am Laufband stattfanden, war es somit möglich, während des Laufens, ohne den Läufer in irgend einer Weise zu beeinflussen, den Luftdruck in den einzelnen Kammern zu manipulieren.

Abb. 2.18 Prototyp eines Luftkammer-Joggingschuhes

Die Details der gesamten Untersuchung sind in einem (unveröffentlichten) Bericht [307] beschrieben. Für die Beantwortung der Fragestellung wurden eine periphere Bewegungsanalyse (optisches Verfahren, 3D) mit Druckverteilungsmessungen (Sohlendruck, bilateral, jeweils 16 Sensoren) kombiniert und durch Bodenreaktionskraftmessungen ergänzt. Die Untersuchung zeigte nicht nur, dass das Prinzip dieser „Pumpschuhe" durchaus geeignet ist, den Schuh an die Bedürfnisse des Läufers anzupassen, sondern lieferte auch eine ganze Reihe anderer interessanter Erkenntnisse über die Zusammenhänge von Sohlengestaltung und Laufstil.

Fallbeispiel V : Arbeitsstelzen

Für Handwerker und Arbeiter, die ihre Reichweite nach oben vergrößern und dabei beweglich bleiben wollen, wurden von der Firma IDEECO GmbH, Augsburg, Arbeitsstelzen (Bezeichnung *Toppers™*) entwickelt. Abb. 2.19 zeigt die angelegten Stelzen und eine Detailansicht dieser Konstruktion.

Abb. 2.19 Arbeitsstelzen *Toppers*

Derartige Arbeitsstelzen unterliegen dem Gerätesicherheitsgesetz und für eine Zulassung sind entsprechende Prüfungen vorgeschrieben. Auf Betreiben des Fachausschuss Bau der Zentralstelle für Unfallverhütung und Arbeitsmedizin, Hannover, sollte mit Hilfe einer Bewegungsstudie untersucht werden, ob die genannten Arbeitsstelzen für die Durchführung von Bauarbeiten zugelassen werden können. Die zentrale Frage dabei war, ob sich die Körperhaltung und das Bewegungsverhalten von der normalen Bewegung ohne Stelzen maßgeblich unterscheidet. Mit Hilfe einer Methodenkombination aus peripherer Bewegungsanalyse und Bodenreaktionskraftmessung wurde diese Fragestellung untersucht (MÜLLINGER u. Mitarb. [320]). Als Ergebnis der Studie zeigte sich, dass Körperhaltungen und Bewegungsmuster nur wenig vom normalen Verhalten abwichen und die Stelzen dem Benutzer keine Fehlhaltung aufzwingen. (Letzteres ist unter dem Aspekt möglicher Langzeitschäden von Bedeutung). Außerdem konnten dem Hersteller konstruktive Änderungen vorgeschlagen werden, die dazu führten, die Handhabung der Arbeitsstelzen zu verbessern.

Fallbeispiel VI : Tennisschläger

In Tenniszeitschriften, Test- und Sportmagazinen werden regelmäßig Tests und Bewertungen von Tennisschlägern und -saiten veröffentlicht. Kriterien dieser Tests sind z.B. die erzielte Ballbeschleunigung, die Treffgenauigkeit oder die Armschonung. (Letztere wird i.d.R. mit der Vibrationsdämpfung des Schlägers gleichgesetzt). In seinem kritischen Artikel zur Aussagekraft solcher Materialtests [174] fordert HATZE u.a., dass die Ergebnisse nicht durch individuelle Testspielereigenschaften (z.B. Variation in der Schlagausführung) beeinflußt sein dürften. Aus dieser Forderung leitet sich ab, dass nur über ein entsprechendes physikalisches Modell objektive biomechanische Tests durchgeführt werden können. In langjähriger Forschungsarbeit wurde daher ein Manusimulator (Kunstarm) entwickelt, der sämtliche Gelenke und Bewegungsmöglichkeiten des echten menschlichen Arms - von der Schulter bis zur Hand - nachbildet. Spezielle Torsionselemente und Dämpfer simulieren die Aktionen der Armmuskeln beim Ballkontakt, und die Kunsthand besitzt im Schlägerhaltebereich eine Spezialauskleidung mit Sensoren, die den Weichteilen der wirklichen Hand entspricht. Die Sensoren erfassen den Griffdruck an verschiedenen Punkten und registrieren auch den Impaktschock und die nachfolgenden Schlägervibrationen. Aus der Beschreibung des Aufbaus wird klar, dass zur Entwicklung dieses bislang einzigartigen Simulators eine Methodenkombination aus Anatomieanalyse, Anthropometrie, Druckverteilungsmessung und Elektromyographie notwendig war.

Fallbeispiel VII : Bergstöcke

Für viele Bergfreunde stellt der Abstieg den unangenehmeren Teil einer Bergtour dar, weil dabei oft Schmerzen in den Kniegelenken auftreten. Da gerade ältere Menschen die auftretenden Stöße nicht mehr so gut durch den Einsatz der Muskulatur abfangen können, werden in dieser Zielgruppe sehr oft Bergstöcke verwendet, um die Kniegelenke beim Abstieg zu entlasten. Aber auch jüngere Bergsteiger benützen immer häufiger Stöcke um vermuteten Langzeitschäden vorzubeugen. Im Auftrag eines Herstellers von solchen Bergstöcken wurde am Institut für Biomechanik der TÜV Product Service GmbH, München, eine Studie [412] durchgeführt, die das Ziel hatte, eine etwaige Entlastungswirkung zu quantifizieren. Eine parallel dazu durchgeführte Untersuchung [308] diente zur Überprüfung der Effekte auf das Herz-Kreislaufsystem. Während für Letzteres eine Herzfrequenzmessung mit einer Befragung kombiniert wurde, erfolgte die Analyse der Belastungssituation über Druckverteilungsmessungen unter der Fußsohle. Auf diese Weise konnte gezeigt werden, dass sich bei Verwendung von Bergstöcken z.B. Belastungsspitzen am Ballen im Mittel um 19% reduzieren lassen.

Fallbeispiel VIII : Fahrgeschäft „Inferno“

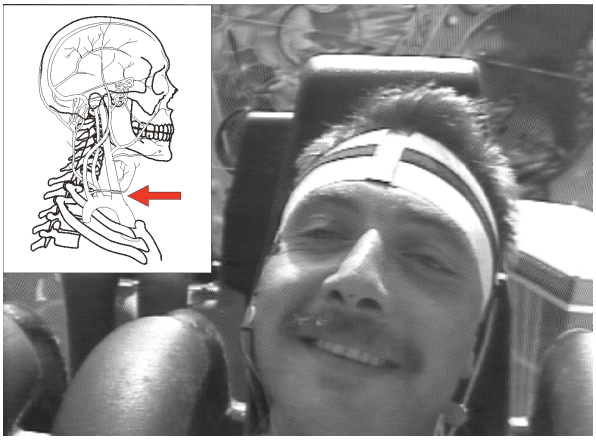


Abb. 2.20 Proband während der Messung

Die auf Vergnügungsparks und Jahrmärkten aufgestellten Anlagen bzw. Fahrgeschäfte (Fachbezeichung: fliegende Bauten) obliegen der Zulassung durch eine akkreditierte Stelle, wie z.B. den TÜV. Die dafür notwendigen Prüfungen umfassen nicht nur mechanische Aspekte, sondern - weil die Anlagen immer extremere Bewegungen realisieren - auch biomedizinische Kriterien. Ein solches Gutachten wurde von der Zulassungsbehörde auch für das Fahrgeschäft *INFERNO* eines holländischen Herstellers gefordert. Ziel dieses Gutachtens war zum einen die Beurteilung der biomechanischen Belastung der Halswirbelsäule, und zum anderen eine Risikoabschätzung für das Eintreten eines Kreislaufversagens im Fahrbetrieb. (Letzteres steht im Zusammenhang mit möglichen Stoßbelastungen auf den sog. *sinus a. carotidis internae*, einen Druckrezeptor in der Kopfarterie in Höhe des 4. Halswirbels, siehe Schemazeichnung in Abb. 2.20).
Beide Risikofaktoren stehen in Zusammenhang mit der unter den wirkenden Beschleunigungen auftretenden Auslenkung des Kopfes und der dieser Auslenkung entgegen wirkenden muskulären Stabilisierung in Hals und Nacken. Aus diesem Grund wurde zur Lösung der Problemstellung eine Methodenkombination aus peripherer Bewegungsanalyse und Elektromyographie eingesetzt, kombiniert durch eine dreiachsige Beschleunigungsmessung (SENNER und SCHAFF [419]). Abb. 2.20 zeigt eine Aufnahme des Probanden während der Fahrt.

Weitere Beispiele für in der *Produkt- und Designoptimierung* erfolgreich eingesetzte Methodenkombinationen werden in der nachfolgenden Tab. 2.9 aufgeführt.

Tab. 2.9: Literaturbeispiele für angewendete Methodenkombinationen

Eingesetzte Methoden	Produkt	Referenz
Periphere Bewegungsanalyse und Anatomieanalyse	Hüftendoprothesen	BÜHLER u. Mitarb. [61]
Periphere Bewegungsanalyse, Bodenreaktionskraft-messung und math. Modellierung	Rucksäcke	GOH u. Mitarb. [151]
Periphere Bewegungsanalyse und Druckverteilungs-messung	Laufschuhe	LAFORTUNE [268]
Bodenreaktionskraftmessung und Druckverteilungs-messung	Laufschuhe	HENNIG u. MILANI [190]
Periphere Bewegungsanalyse, Bodenreaktionskraft-messung und Elektromyographie	Kniebandagen	FARKAS u. Mitarb. [122]
Anatomieanalyse und physikalische Modellierung	künstliche Bänder	SONI u. Mitarb. [439]

2.5.8 Abschließende Bemerkungen zum Kapitel 2.5

Die in diesem Kapitel gegebenen Hinweise zur Anwendung und Auswahl der Methoden waren sehr allgemein gehalten. In der Entwicklungspraxis treten jedoch eine ganze Reihe von Detailfragen auf, die sich nur im konkreten Fall beantworten lassen. Das nun im folgenden Kapitel 3 dargestellte Entwicklungsbeispiel wird sich ausführlich mit der Anwendung biomechanischer Methoden befassen und darlegen, wie man - Schritt für Schritt - von einer zunächst sehr allgemein formulierten Aufgabenstellung zu einer konkreten Lösung kommen kann.

3. ENTWICKLUNGSBEISPIEL ALPINER SKISCHUH

Die Forderung nach mehr Sicherheit im Sport liegt nicht nur im Interesse des Sportlers, sondern ist zunehmend zu einem Anliegen der Versicherer und Berufsgenossenschaften geworden. Für einen Breitensport wie den alpinen Skilauf (weltweit fahren ca. 200 Millionen Menschen Ski [206]), hat die Frage, wie sich die Häufigkeit von Verletzungen reduzieren lässt, auch volkswirtschaftliche Aspekte. Änderungen an der Ausrüstung, die zusätzliche Sicherheit schaffen, helfen folglich nicht nur dem Skifahrer selbst, sondern sind auch für die Allgemeinheit von Bedeutung. Das gewählte Entwicklungsbeispiel *Alpiner Skischuh* ist deshalb keineswegs ein Nischenprodukt, sondern hat einen nicht unbeträchtlichen Stellenwert.
Bei der als Beispiel ausgewählten Entwicklung kamen nahezu alle in der Methodensammlung besprochenen biomechanischen Methoden[26] zur Anwendung. Das gewählte Konstruktionsobjekt ist deshalb besonders gut geeignet, die praktische Anwendung biomechanischer Methoden zu demonstrieren.

3.1 Klärung vorliegender Konstruktionsprobleme (Solleigenschaften)

Die im Rahmen des vorliegenden Entwicklungsbeispiels durchgeführte Systemanalyse verfolgt für das Ziel der Problem- und Aufgabenklärung die Ursachen-Wirkungskette eines zunächst komplexen Zusammenhangs aufzuschlüsseln. Sie dient also, wie EHRLENSPIEL [106], S. 83 beschreibt, *„... der Erkenntnisgewinnung von Systemeigenschaften*."
Um eine eindeutige Definition des vorliegenden biomechanischen Konstruktionsproblems und basierend darauf Arbeitshypothesen ableiten zu können, waren drei übergeordnete *Vorgehenszyklen*[27] notwendig. Erläuterungen zu dieser aus der Systemtechnik abgeleiteten Vorgehensweise sind im EXKURS E14 (S. 225) zusammengestellt. Ihrem Merkmal der Selbstähnlichkeit entsprechend (vgl. EHRLENSPIEL [106]), S. 87), war es weiterhin sinnvoll, innerhalb dieser drei Vorgehenszyklen nochmals eigene untergeordnete Vorgehenszyklen abzuarbeiten.

3.1.1 Vorgehenszyklus für das globale Problem *Skiverletzung*

Der in diesem Kapitel beschriebene erste Vorgehenszyklus A diente einer ersten Konkretisierung der zunächst noch sehr allgemeinen Aufgabenstellung, die Häufigkeit von

---

[26] Zur Verdeutlichung werden die verwendeten Methoden im Text durch Hinterlegen hervorgehoben.
[27] Synonym mit dem Begriff *Vorgehenszyklus* (VZ) kann auch die Bezeichnung *Problemlösungszyklus* geführt werden.

Verletzungen im alpinen Skilauf zu reduzieren. Der Vorgehenszyklus (VZ) selbst teilt sich in drei untergeordnete Zyklen mit folgenden unabhängigen Zielsetzungen auf:

VZ	Zielsetzung
A-1	Genaue Definition der Aufgabe
A-2	Ursachenanalyse
A-3	Konkretisierung der Verletzungssituation

Vorgehenszyklus A-1: Genaue Definition der Aufgabe

Den Sachverhalt *Verletzungen im Skilauf* unter den Aspekten Relevanz und Bedeutsamkeit genauer zu strukturieren, ist Inhalt dieses in Abb. 3.1 dargestellten Vorgehenszyklus.

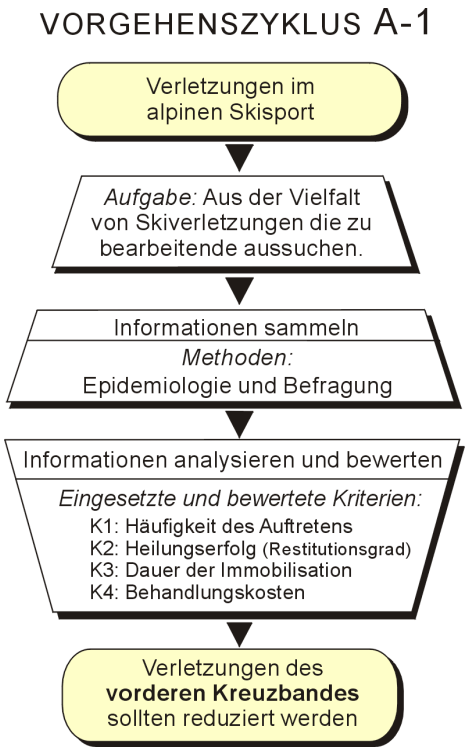


Abb. 3.1 Vorgehenszyklus zur genauen Definition der Aufgabe.

Um für die vier in diesem Bild zusammengestellten Auswahlkriterien konkrete Zahlenangaben zu bekommen, sind die in Kap. 2.4.2 beschriebenen statistischen Verfahren und hierbei in erster Linie die Epidemiologie notwendig.

Literaturrecherchen in diesem Bereich [234, 145, 147, 381, 383, 405] zeigen, dass das Gesamtverletzungsaufkommen im alpinen Skilauf zwischen 1972 und 1994 eine deutlich rückläufige Tendenz aufweist und sich in Deutschland seitdem auf einem konstanten Niveau einzupendeln scheint (GLÄSER [147]). Im Gegensatz dazu belegen alle o.g. Studien bei den Kniegelenksverletzungen eine relative Zunahme (Abb. 3.2). Von den 9000 in der Saison 93/94 in Deutschland stationär behandelten Verletzungen betrafen nach GLÄSER [145] 38% das ⇒ Vordere Kreuzband. (Genauere Erläuterungen zur Anatomie des Vorderen Kreuzbandes siehe Kapitel 3.1.2, S. 65). Hinzu kommt eine unbekannte Zahl von ambulant behandelten oder nicht diagnostizierten Verletzungen.

SCHERER u. Mitarb. [405] sprechen hier - je nach Verletzungsart und Erhebungsmodus - von einem *Bypass-Effekt* von +10% bis +200%. Für die USA errechneten FEAGIN u. Mitarb. [123] sogar eine jährliche Gesamtzahl von über 100.000 Kreuzbandverletzungen, was selbst bei etwas vorsichtigeren Schätzungen die Bedeutung dieser Verletzungsart belegt.

Aber nicht nur hinsichtlich der Häufigkeit des Auftretens, sondern auch bezüglich der drei anderen Bewertungskriterien von Abb. 3.1 muss die Kreuzbandverletzung in den Mittelpunkt des Interesses rücken. Aus den Ergebnissen von Befragungen ist abzuleiten, dass Dank der Fortschritte in den Operationstechniken immer größere Heilungserfolge erzielt

werden und sich die ⇒ Immobilisationszeiten verringern. Nach wie vor gibt es aber Fälle, bei denen trotz intensivster Bemühungen Dauerschäden zurückbleiben. So registriert die von GLÄSER durchgeführte Epidemiologie [147] für die Saison 1995/96 insgesamt 1200 Verletzungen mit Dauerschaden, die im wesentlichen das Knie betreffen.
Versicherern zufolge (GLÄSER [147]) liegen die in Deutschland im Zusammenhang mit Kreuzbandverletzungen im alpinen Skilauf entstehenden jährlichen Kosten für das Gesundheitswesen in einer Größenordnung von deutlich über 100 Millionen DM[28]. Der volkswirtschaftliche Schaden liegt beim etwa dreifachen Wert. ETTLINGER u. Mitarb. bezifferten die durch diese Verletzungen im Skilauf pro Jahr in den USA verursachten Kosten sogar auf 2,5 Milliarden US Dollar [116].
Die hinsichtlich der vier betrachteten Kriterien gravierendste Verletzung ist demnach die Kreuzbandverletzung. Zum aktuellen Zeitpunkt scheint es deshalb angebracht, Maßnahmen zu treffen, die zur Verringerung der Häufigkeit dieser Verletzung führen.

Vorgehenszyklus A-2: Ursachenanalyse

Die grundlegende Frage, die sich der Ingenieur am Anfang einer biomechanischen Konstruktionsaufgabe stellen muss, ist, ob es generell Möglichkeiten geben kann, durch technisch-konstruktive Maßnahmen Änderungen zu bewirken. Im vorliegenden Fall heißt dies zunächst zu klären, ob Änderungen an der Ausrüstung - welche auch immer es sein mögen - überhaupt einen Effekt auf die Kreuzbandverletzung haben können. Zu diesem Zweck ist es notwendig, die Ursachen für das beobachtete Ansteigen der Knieverletzungen genauer zu analysieren.
Abb. 3.2 illustriert, wie sich der Anteil der Tibia[29]- und Knieverletzungen in Relation zum Gesamtverletzungsaufkommen von 1960 bis 1995 entwickelt hat. (Quelle: RÖHRL [382] und GLÄSER [147]). Während sich bis 1975 die Entwicklung nahezu übereinstimmend vollzog, beginnen die Kurven ab diesem Zeitpunkt auseinander zu laufen und der Anteil der Knieverletzungen anzusteigen.

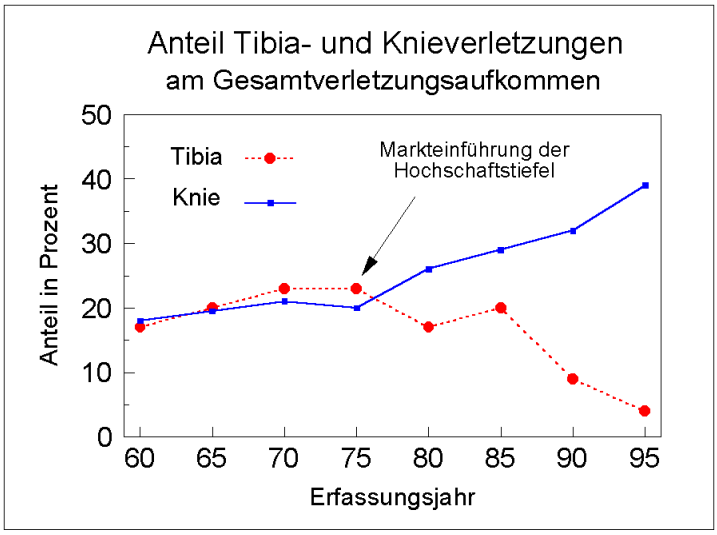


Abb. 3.2 Verletzungsentwicklung im alpinen Skilauf

[28] Insgesamt sind die durch Skiunfälle verursachten Kosten für das Gesundheitswesen jedoch gering: nur 0,08% der Gesamtkosten (230 Mrd. Stand 1996) werden hierfür benötigt.
[29] Im ANHANG A18 und A20 (S. 277 und S. 279) ist die Anatomie des menschlichen Schienbeins (*Tibia*) abgebildet.

Im Vergleich dazu weisen die Tibiaverletzungen eine deutliche Abwärtstendenz auf. Die dafür in Frage kommenden Ursachen sind in Abb. 3.3 zusammengestellt.

Die insbesondere in den Medien immer wieder aufgeführte Begründung, das Fahrtempo und die Dichte auf den Skipisten habe zugenommen, könnte zwar eine Zunahme der Verletzungen insgesamt, nicht jedoch das Auseinanderdriften der beiden Verletzungstypen erklären. Zudem haben Befragungen von Skifahrern mit Knieverletzungen ergeben, dass nur selten eine hohe Fahrgeschwindigkeit oder Fremdverschulden die Ursache für ihre Verletzung waren[30]. Die beiden ersten Erklärungsmöglichkeiten scheiden also aus.

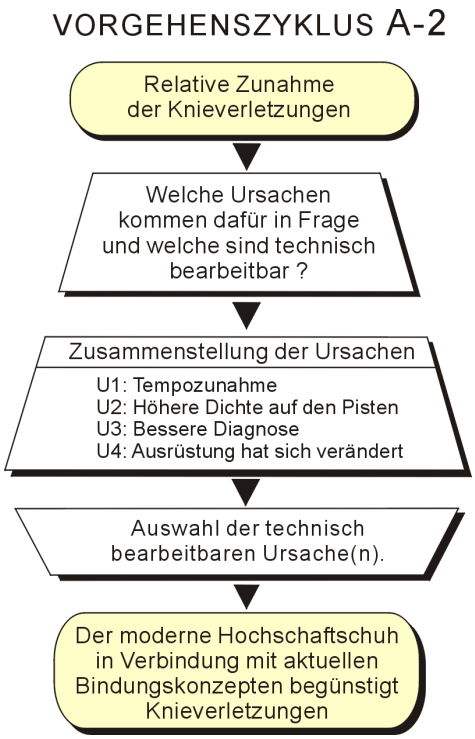


Abb. 3.3 Vorgehenszyklus zur Analyse möglicher Ursachen.

Mit der etwa ab 1985 in größerem Umfang eingeführten ⇨ Arthroskopie wurden die Diagnosemöglichkeiten von Knieverletzungen deutlich verbessert. Deshalb wurden ab diesem Zeitpunkt auch immer häufiger Verletzungen erkannt, die sich bislang einer Diagnose entzogen hatten. Damit ließe sich das Auseinanderdriften der Verletzungstendenz ab 1985 erklären, nicht aber das Einsetzen dieser Entwicklung bereits ab 1975. (Ein Teil des relativen Anstiegs ist aber mit Sicherheit auf die verbesserte Diagnostik zurückzuführen).

Damit bleibt als letzte Erklärungsmöglichkeit - und einzige konstruktiv manipulierbare Ursache - eine stattgefundene Veränderung an der Ausrüstung.

Marktbeobachtungen zeigen, dass sich Mitte der 70er Jahre eine Entwicklung in der Ausrüstung vollzogen hat, welche eine plausible Erklärung für die beobachtete Verletzungstendenz liefern kann: die heute üblichen Hochschaftstiefel aus Kunststoff kamen auf den Markt (Abb. 3.2). Diese im Vergleich zu den bis dahin verwendeten Lederschuhen wesentlich steiferen und deutlich höheren Skischuhe scheinen den Fuß und Unterschenkel besser zu schützen und - in Verbindung mit den weiterentwickelten Auslösebindungen - zu einer Abnahme der Tibia- und Sprunggelenksverletzungen zu führen. Offensichtlich verlagert sich das Verletzungsproblem damit aber nach oben zum nächsten Gelenk, also zum Knie hin. Bedeutend in diesem Zusammenhang ist die Tatsache, dass die seit 1975 stattgefundenen Verbesserungen bei den Skibindungen dieser Entwicklung nicht entgegenwirken konnten.

---

30 Nach GLÄSER [146] sind lediglich 9% aller Skiunfälle auf Kollisionen und 7% auf nicht angepasste Geschwindigkeit zurückzuführen.

Am Ende dieses Vorgehenszyklus steht also die Feststellung, dass der moderne Hochschaftschuh, in Verbindung mit den aktuellen Bindungskonzepten, die Entstehung von Knieverletzungen zu begünstigen scheint. Damit ist auch die zentrale Eingangsfrage dahingehend beantwortet, dass es zumindest grundsätzlich Möglichkeiten geben muss, durch Veränderungen an der Ausrüstung Einfluß auf die Häufigkeit von Knieverletzungen zu nehmen.

Vorgehenszyklus A-3: Konkretisierung der Verletzungssituation

Kreuzbandverletzungen treten in sehr unterschiedlichen Sturzsituationen auf, in vielen Fällen wurden sogar ⇒ Rupturen beobachtet, bei denen es überhaupt nicht zu einem Sturz gekommen ist. Für gezielte Maßnahmen ist es daher sinnvoll, den Schwerpunkt auf eine bestimmte Situation zu legen. Der in Abb. 3.4 dargestellte VZ hat das Ziel, aus den möglichen Verletzungssituationen eine sinnvoll zu bearbeitende herauszusuchen. Wie für Vorgehenszyklen charakteristisch, wird zunächst die Lösungsvielfalt erhöht, in dem eine Bestandsaufnahme aller tatsächlich auftretenden Verletzungssituationen durchgeführt wird.

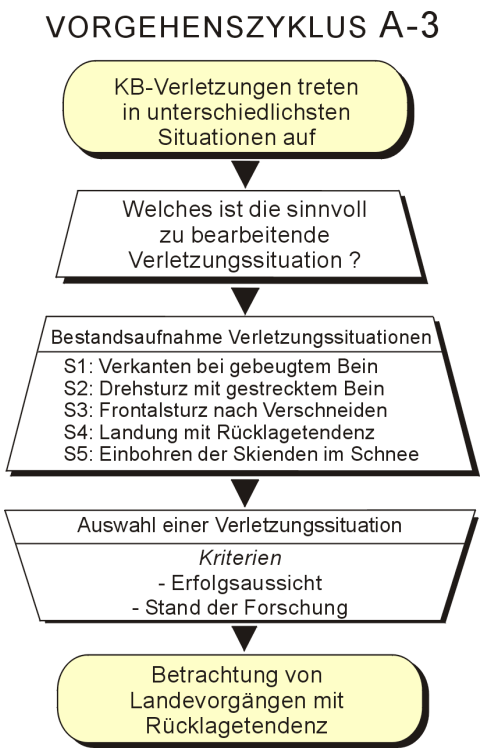


Abb. 3.4 Vorgehenszyklus zur Konkretisierung der Verletzungssituation.

Wie bei der Beschreibung der Methode der Epidemiologie (Kap. 2.4.2.2) erläutert, besteht bei der Analyse von Verletzungsvorgängen das Problem, dass die Verletzten oft keine präzisen Aussagen über den Unfallhergang machen können. Die Befragung von Skifahrern mit Kreuzbandverletzungen, wie sie u.a. von CHAMBAT u. Mitarb. [77] vorgenommen wurde, kann deshalb nur als ergänzende Information herangezogen werden. Besser verwertbare Resultate ergeben sich aus der Betrachtung von Zeitlupendarstellungen von Video- und Filmaufzeichnungen tatsächlicher Skiunfälle mit resultierender Knieverletzung.

HINWEIS: Aufnahmen dieser Art entstehen zumeist im Bereich des Hochleistungssports, im Rahmen von TV-Aufzeichnungen von Skirennen. Im Freizeitskilauf sind sie äußerst selten zu finden. Eine Zusammenstellung von Aufnahmen (auch aus dem Freizeitbereich) wurden von ETTLINGER u. Mitarb. zur Verfügung gestellt.

Darüber hinaus wurden von unserem Institut im Auftrag der FIS (Fédération Internationale de Ski) Fernsehaufzeichnungen gesammelt, die tatsächliche Verletzungsvorgänge zeigen. Weil in allen Fällen nur eine Kameraansicht zur Verfügung stand, ließen sich diese Aufzeichnungen nicht mit den in Kap. 2.4.2.1 beschriebenen Methoden der wissenschaftlichen Bewegungsanalyse auswerten.

Aus diesem Grunde konnten nur einfache Bewegungsbeschreibungen aus häufig wiederholten Betrachtungen der Zeitlupendarstellung der Unfälle vorgenommen werden. Eine Systematik zur Beschreibung von auf Film- oder Video festgehaltenen Skistürzen schlugen ETTLINGER u. Mitarb. anlässlich eines Fachkongresses [119] vor.

Aus solchen Film- und Videobetrachtungen, die mit den Aussagen von Betroffenen in Einklang gebracht wurden, ergaben sich fünf Fahr- oder Sturzsituationen, in denen es zu einer Kreuzbandverletzung kommen kann. In Abb. 3.5 auf der folgenden Seite sind diese fünf Situationen S1 bis S5 zusammengestellt. Betrachtet man diese Situationen unter biomechanischen Gesichtspunkten, so zeigt sich, dass diesen lediglich drei prinzipiell unterschiedliche ⇒ Verletzungsmechanismen zugrunde liegen. Hierzu ist anzumerken, dass hinter den beschriebenen Mechanismen - die jeweils zugehörigen Publikationen sind in der fünften Spalte zusammengestellt - zwar wohl begründete Theorien stehen, endgültige Beweise in allen Fällen aber noch ausstehen.

In Ergänzung zu den drei in Abb. 3.5 genannten Verletzungsmechanismen seien der Vollständigkeit halber noch zwei weitere erwähnt, die sehr selten sind und kontrovers diskutiert werden. Zum einen handelt es sich um das von EKELAND [107] beschriebene Hyperflexionstrauma bei einem extremen (geraden) Absitzen in Richtung Skiende. Zum anderen um die von FIGUERAS [127, 128] postulierte isolierte Kreuzbandruptur infolge einer extremen Anspannung der Oberschenkelmuskulatur (beim Versuch sich aus einer extremen Absitzposition zu befreien). Diese Theorie wird von MCCONKEY [292] und FEAGIN [123] unterstützt, von anderen Autoren (AUNE und Mitarb. [20, 21], CHIANG und MOTE [81], HOWELL [209]) jedoch zurückgewiesen.

In der letzten Spalte von Abb. 3.5 werden die ungefähren Häufigkeiten[31] des Auftretens des jeweiligen Phänomens aufgeführt. Danach beträgt der Anteil jener Verletzungen, denen eine Rotation - gleich welcher Art - zugrunde liegt, 76%.

Für die Auswahl des am sinnvollsten zu bearbeitenden Verletzungsmechanismus, waren im vorliegenden Fall zwei - pragmatische - Kriterien maßgebend, nämlich zum einen die bestehenden Erfolgsaussichten für Forschungsmaßnahmen und zum anderen der aktuelle Stand der Forschung.

---

[31] Diese Zahlen entstammen der bereits zitierten Befragung von Verletzten (CHAMBAT [77]) und sollten nur als Anhaltswerte betrachtet werden.

Zusammenstellung der für (Kreuz)Bandverletzungen ursächlichen Mechanismen

	Beobachtbare Fahr- oder Sturzsituation	Genauere Beschreibung des Vorganges	Zugrundeliegender Verletzungsmechanismus (Erläuterung der anatomischen Begriffe ANHANG Kap.6.2)	Publikationen / Studien zur Problematik	Häufigkeit[1] nach CHAMBAT [77]
S1	Verkanten bei gebeugtem Bein	• Geschieht oft nach einem harmlosen Absitzen, wenn Ski sich „eingräbt" und unter den Körper des Skifahrers läuft. (anglo-amerik.: *phantom foot*)	**Innenrotation** häufig in Verbindung mit Varusmoment	45, 113, 114, 115, 117	6,6 %
S2	Drehsturz mit mit gestrecktem Bein	• Körperseite des verletzten Beines dreht **nach Hinten-Außen** • Das verletzte Bein ist nahezu gestreckt, das unverletzte Bein weitgehend entlastet, oft in der Luft. • Auch bei geringem Fahrtempo, oft im „Beinahe-Stehen"[2]		26, 81, 216, 230, 261, 276, 277, 306, 359	37,1 %
		• Körperseite des verletzten Beines dreht **nach Vorne-Innen** • Das verletzte Bein ist nahezu gestreckt, das unverletzte Bein weitgehend entlastet, oft in der Luft. • Auch bei geringem Fahrtempo, oft im „Beinahe-Stehen"[2]	**Außenrotation** häufig in Verbindung mit Valgusmoment	87, 88, 137, 217, 218, 219, 290, 326, 362, 498, 505	31,9 %
S3	Frontalsturz nach Verschneiden oder „Einfädeln" an der Torlaufstange	• Ski schert mit großer Geschwindigkeit nach außen weg		26	
S4	Landung mit Rücklagetendenz	siehe Kapitel 3.1.2	**Hohe(r) auf den Unterschenkel wirkende(r) Horizontallast**[3] oder **Drehimpuls** möglicherweise in Verbindung mit muskulären Defiziten	20, 28, 29, 30, 31, 32, 142, 143, 367, 396, 397, 417, 418, 420, 421, 422, 466,	11,9 %
S5	Einbohren der Skienden im Schnee	• Beim Rutschen nach einem Sturz mit zunächst in der Luft befindlichen Skiern oder am Ende eines Überschlages verfangen sich die Skienden abrupt im Schnee.		77	5,5 %

1) Die hier aufgeführten prozentualen Anteile addieren sich zu 93%. Die fehlenden 7% sind KB-Verletzungen, die sich bei Kollisionen und beim Schlepplift fahren ergeben haben. Eine Zuordnung zu den drei Verletzungsmechanismen war in diesen Fällen nicht möglich.
2) Nach CHAMBAT [77] kam es in 10% aller Fälle zu einer KB-Verletzung bei geringer Fahrgeschwindigkeit oder im Umfallen aus dem Stand.
3) Mediziner sprechen in diesem Zusammenhang von einer postero-anterior wirkenden Last (sog. *vordere Schublade*).

Abb. 3.5 Mechanismen der Kreuzbandverletzung

Bestehende Erfolgsaussichten für Forschungsmaßnahmen

Die biomechanische Analyse von Verletzungsmechanismen und deren Auswirkungen auf die Strukturen eines Gelenks ist eine schwierige Aufgabe und kann nur dann Erfolg haben, wenn sie in kleinen Schritten *vom Einfachen zum Komplexen* durchgeführt wird. Deshalb sollten alle denkbaren Vereinfachungen genutzt werden. Im vorliegenden Fall ist die Fahr- bzw. Sturzbewegung in drei Viertel aller Verletzungsfällen von einer Rotationsbewegung überlagert, d.h. es liegt eine dreidimensionale Bewegung vor. Nur die Landung mit Rücklagetendenz stellt im Gegensatz dazu einen in erster Nährung rein zweidimensionalen, sprich nur in der Sagittalebene[32] ablaufenden Vorgang dar. Zweidimensionale Betrachtungen sind methodisch deutlich leichter durchzuführen als die Analyse dreidimensionaler Phänomene. Aus diesem Grund schien es sinnvoll, mit der Untersuchung des einfacheren Falles, der in der Ebene ablaufenden Landung mit Rücklagetendenz, zu beginnen. (Diese Entscheidung hat sich im Nachhinein als richtig erwiesen, denn bis dato sind immer noch keine Lösungsansätze für die rotatorischen Verletzungsmechanismen in Sicht).

Aktueller Stand der Forschung

Obwohl die Landung mit Rücklagetendenz also methodisch einfacher zugängig ist, war zum Zeitpunkt der Entscheidung praktisch keine Forschungstätigkeit zu diesem Verletzungsmechanismus zu beobachten. Ein Grund dafür war sicher die Tatsache, dass dieser Verletzungsmechanismus lediglich knapp 12% aller Verletzungen abdeckt, die Mechanismen mit rotatorischen Anteilen (76%) also viel bedeutsamer sind. Entsprechend viel Forschungsaktivität war deshalb auf diesem Gebiet vorzufinden. Um mit diesen Forschergruppen nicht in Konkurrenz zu treten und weil die Landung mit Rücklagetendenz als Forschungsthema noch „nicht besetzt“ war, schien es angebracht, die Anstrengungen auf diesen Verletzungsmechanismus zu konzentrieren.

Hinsichtlich der beiden Kriterien *Erfolgsaussicht* und *Stand der Forschung* erwies sich der Landevorgang mit Rücklagetendenz als das sinnvollste Arbeitsgebiet, trotz seiner vergleichsweise minderen Bedeutung, was die Häufigkeit seines Auftretens betrifft.

Damit ist der gesamte Vorgehenszyklus A nun abgeschlossen. Als Ergebnis lässt sich folgende konkretisierte Aufgabe formulieren:

Verletzungsreduktion im alpinen Skilauf durch konstruktive Maßnahmen an Schuh, Bindung, Ski, die sich entschärfend auf den beim *Landevorgang mit Rücklagetendenz* auftretenden Verletzungsmechanismus auswirken.

---

32 *Hauptachsen- und Ebenenbezeichungen der Medizin*, siehe ANHANG S. 253.

3.1.2 Vorgehenszyklus zur Analyse des Verletzungsmechanismus *Rückwärtssturz*

Effektive konstruktive Maßnahmen zur Verringerung der beim Landevorgang mit Rücklagetendenz auftretenden Kniegelenkbelastungen erfordern zunächst ein Zusammentragen der bereits vorhandenen Informationen zu diesem Vorgang. Die zentrale Frage *„Was geschieht dabei im Kniegelenk?“*, wird durch eine Methodenkombination aus Anatomieanalyse und peripherer Bewegungsanalyse zu beantworten versucht. Hierzu wurden zunächst Literaturrecherchen mit den in Abb. 3.6 dargestellten Schwerpunkten durchgeführt und diese Informationen dann mit der Kinematik des Landevorgangs in Bezug gesetzt.
Über diese kombinierte Betrachtung konnten Hypothesen zum ⇒ Verletzungsmechanismus formuliert und darauf aufbauend Lösungsansätze aufgestellt werden.

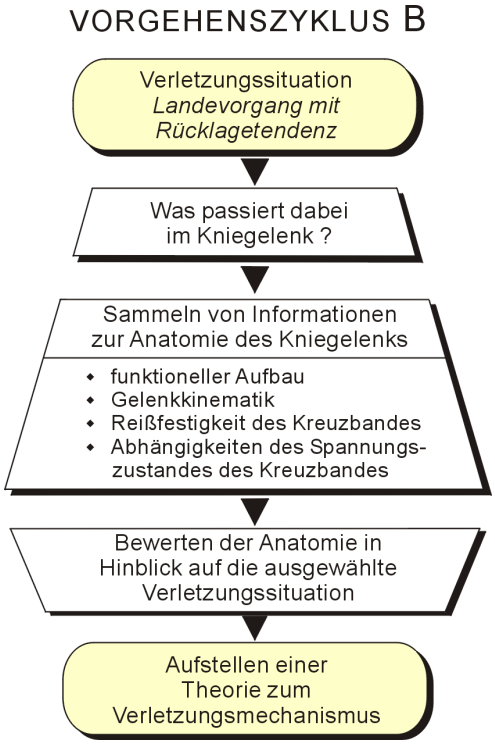


Abb. 3.6 Vorgehenszyklus zur Analyse des Verletzungsmechanismus *Rückwärtssturz*.

a) Anatomieanalyse Kniegelenk

Nachfolgend sind einige, für Hypothesen zum Verletzungsmechanismus besonders wichtige Aspekte der Kniegelenkanatomie zusammengestellt. Die Aussagen zur funktionellen Anatomie sind diversen Literaturquellen entnommen, insbesondere von MÜLLER [319], KAPANDJI [242] und TITTEL [455]. *„Das Kniegelenk ist ein Drehwinkelgelenk mit zwei Freiheitsgraden, es erlaubt Beuge- und Streck- sowie Drehbewegungen - letztere allerdings nur in gebeugtem Zustand.“* (WEINECK [469], S. 138).
Das Kniegelenk wird durch Bänder und Muskeln geführt, in Abb. 3.7 sind die Verläufe der vier Kniegelenksbänder eines rechten Knies schematisch dargestellt[33].

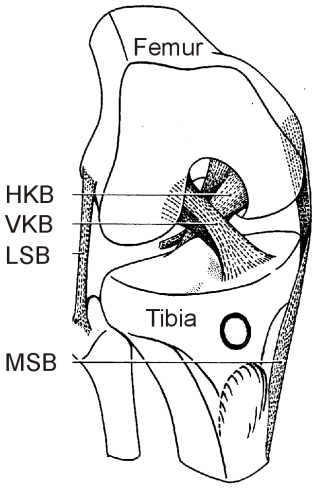


Abb. 3.7 Aufbau des Knie (aus MÜLLER [319])

HKB	=	hinteres Kreuzband
VKB	=	vorderes Kreuzband
LSB	=	laterales Seitenband
MSB	=	mediales Seitenband

[33] Im ANHANG A19 bis A22 (S. 278 – S. 281) sind detaillierte Bilder zur Anatomie des Kniegelenks zu finden.

Im in Abb. 3.8 dargestellten Schnittbild einer ⇒ Kernspintomographie des Kniegelenkes ist das vordere Kreuzband gut zu erkennen (durch Pfeil markiert). In diesem Bild wird auch der knöcherne Aufbau des Kniegelenks deutlich, mit dem Gelenkkopf des Oberschenkelknochens (Femurkondyl), der Gelenkfläche des Unterschenkels (Tibiakondyl) und der Kniescheibe (Patella)[34].

Da die Femurkondylen die Form einer logarithmischen Spirale haben, kommt es beim Beugen zu einer Rollgleitbewegung des Oberschenkelknochens relativ zum Tibiakondyl (vgl. MÜLLER [319], S. 7.3). Es gibt deshalb keine festen Drehachsen, woraus WEINECK [469], S. 139 wiederum folgert: *„Dies [...] bedingt unterschiedliche Spannungszustände der Bänder in den verschiedenen Kniebeugestellungen.“*

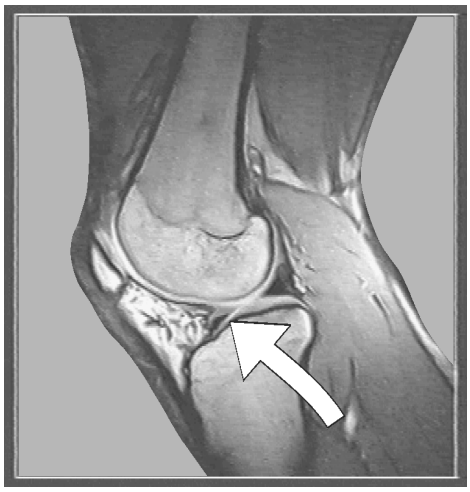


Abb. 3.8 Kernspinaufnahme vom Knie

Die anatomische Definition für die Beugung im Knie betrachtet den Winkel zwischen der Unterschenkel- und Oberschenkelachse (Abb. 3.9).

Zahlreiche *in vitro* und auch *in vivo* Anatomieanalysen verschiedenster Untersucher, z.B. WASHER u. Mitarb. [464], kommen zu dem Resultat, dass es im Bereich der ⇒ Hyperextension wegen des Auftretens der ⇒ Schlußrotation selbst bei passivem (also ohne Muskelanspannung) Durchstrecken des Knies zu einem Anspannen des VKB kommt.

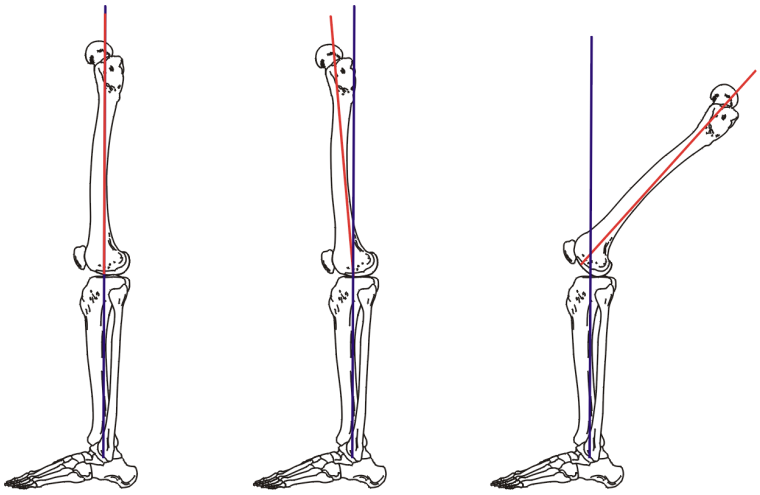


Abb. 3.9 Anatomische Winkeldefinition der Kniebeugung und -streckung

KAPANDJI [242] gibt hierzu eine Erläuterung:

„Bei Extension oder Hyperextension werden alle Fasern des VKBes durch das Absenken der fossa intercondylaris gezielt gespannt, wodurch das vordere Kreuzband eine der maßgeblichen Strukturen ist, welche die Hyperextension verhindern“.

[34] Genau betrachtet besteht das Kniegelenk aus zwei Teilgelenken, dem sog. *Femorotibialgelenk* (Wirkfläche: Femur- mit Tibiakondyl) und dem *Femoropatellargelenk* (Wirkfläche: Rückseite der Kniescheibe mit Femurkondyl).

Die Spannung im Vorderen Kreuzband ist also von der Stellung des Kniegelenks abhängig. Sie wird darüber hinaus auch von der Aktivität aller das Kniegelenk umgebenden Muskeln (Abb. 3.10) beeinflusst.

Zusammenstellung der wichtigsten Kniegelenkmuskeln Im ANHANG A23 und A24, S. 282 und S. 283 ist die Anatomie der Kniegelenkmuskeln abgebildet.			
Kniegelenkstrecker *Extensoren*	= M. quadriceps femoris = vierköpfiger Oberschenkelmuskel	M. vastus medialis M. vastus intermedius M. vastus lateralis M. rectus femoris	eingelenkig eingelenkig eingelenkig zweigelenkig
Kniegelenkbeuger *Flexoren*	= Ichiokruralmuskulatur	M. biceps femoris M. semitendinosus M. semimembranosus M. sartorius M. gracilis (M. gastrocnemius)	zweigelenkig[1)] zweigelenkig zweigelenkig zweigelenkig zweigelenkig zweigelenkig
[1)] Ein Teil des Muskels, das sog. *caput breve*, zieht nicht, wie der übrige Teil, über das Hüftgelenk, sondern sitzt am Oberschenkelknochen. Dieser Teil ist somit eingelenkig.			

Abb. 3.10 Zusammenstellung der Kniegelenksmuskulatur

ANMERKUNG: Die Beugermuskeln führen im Fall ihrer Aktivierung zum Abwinkeln, die Streckermuskeln zum Strecken des Kniegelenks. Die Beuger arbeiten gleichzeitig als Kniegelenkrotatoren und gliedern sich – entsprechend ihres tibialen Ansatzes – in eine mediale (Innenrotation) und eine laterale Gruppe (Außenrotation).
Kraft- bzw. Momentenentwicklung der Muskeln: Der M. rectus femoris kann nur etwa ein Fünftel der Gesamtkraft des M. quadriceps femoris aufbringen. Die Streckermuskulatur kann in etwa das Dreifache des Gelenkmomentes der Beugermuskulatur erzeugen.

Im EXKURS E15 (S. 226) wird die Thematik *muskuläre Stabilisierung des Kniegelenks* in Hinblick auf den uns interessierenden Landevorgang mit Rücklagetendenz detailliert behandelt. Drei für die Analyse des Rückwärtssturzes besonders wichtige Aussagen sind aus diesem Exkurs zu ziehen:

(1) Im Bereich (Hyper)Extension bis 15° Beugung führt Muskelaktivität der Streckermuskulatur zu einer Spannungserhöhung im VKB.
(2) Durch reflektorische Muskelkontraktion oder -entspannung wird der Spannungszustand im VKB beeinflusst.
(3) Eine etwaige Aktivierung der Beugermuskulatur hat eine Schutzfunktion für das VKB.

Aus den oben angestellten Betrachtungen zur funktionellen Anatomie des Kniegelenks, insbesondere zur Lage und zum Verlauf des vorderen Kreuzbandes, leitet sich schließlich eine vierte wichtige Aussage ab, nämlich:

(4) Ein Nach-Vorne- und/oder Nach-Untenverschieben des Tibiakondyls relativ zum Femurkondyl führt zu einer Spannungserhöhung im VKB.

b) Periphere Bewegungsanalysen beobachteter Kreuzbandrupturen

Es ist bereits mehrfach darauf hingewiesen worden, dass die Verletzten in der Regel keine präzisen Aussagen über den für die Verletzung ursächlichen Bewegungsablauf machen können. Auch im vorliegenden Fall gibt es von den verletzten Skifahrern keine konkreten Hinweise zum Unfallhergang. Es liegen jedoch insgesamt fünf Videoaufzeichnungen[35] von Landevorgängen vor, bei denen es zu einer Verletzung des vorderen Kreuzbandes gekommen ist. Wegen der teilweise schlechten Qualität dieser Aufzeichnungen und weil die Kameraposition nicht vermessen wurde und auch nicht stationär war (Kamera wurde z.B. mitgeschwenkt), ist eine photogrammetrische Rekonstruktion (s. Kap. 2.4.2.1) dieser Unfälle nicht möglich[36]. Trotzdem liefern diese Videoaufzeichnungen wertvolle Hinweise auf typische für alle Unfälle gemeinsame kinematischen Merkmale.

Abb. 3.11 zeigt jeweils eine Momentaufnahme aus diesen fünf Unfallvideos. Bei allen fünf Unfällen war zu beobachten:

- Einbeinige Landung oder zumindest deutliche Gewichtsverlagerung auf ein Bein (siehe C und D).
- Landebein nahezu gestreckt bzw. nur leicht gebeugt (siehe C und D).
- Rücklagetendenz (siehe C).
- Skiende berührt den Schnee zuerst (siehe B), Skiende biegt sich im Folgenden deutlich durch (siehe E).
- Schnelle Bewegung des gegenüberliegenden Armes nach Oben-Hinten (siehe A, B, C und E).
- Der eigentliche Sturz des Skifahrers erfolgt später - in

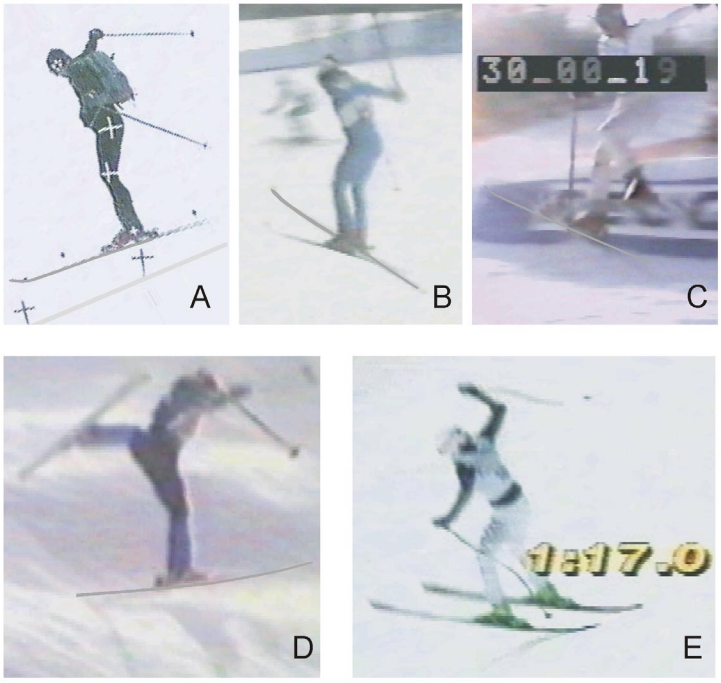


Abb. 3.11 Fünf Unfallsituationen mit Kreuzbandruptur als Folge

35 Drei Sequenzen wurden von VERMONT SAFETY RESEARCH, USA und eine Aufnahme vom Bayerischen Rundfunk zur Verfügung gestellt. Eine fünfte Sequenz ist in Besitz des BASiS-Instituts.

36 Im Rahmen unserer Untersuchungen kam es bei einem simulierten *Landevorgang mit Rücklagetendenz* leider zu einer Kreuzbandruptur (BARONE u. Mitarb. [32]). Da dieser Unfall unter experimentellen Bedingungen auftrat, konnte nachträglich eine wissenschaftliche 2D-Bewegungsanalyse des Vorganges durchgeführt werden. Außerdem lagen die Daten einer dabei gleichzeitig erhobenen Elektromyographie vor. In der Regel werden bei biomechanischen Konstruktionsobjekten jedoch keine derartigen Informationen zur Verfügung stehen. Damit das hier vorgestellte Entwicklungsbeispiel seine Allgemeingültigkeit behält, wurden deshalb aus diesem Unfall keine Informationen verwendet.

einigen Fällen kommt es überhaupt nicht dazu. Dieser verspätete Kontrollverlust bzw. Sturz kann durch den plötzlichen Stabilitätsverlust im Knie und den starken Schmerz in Folge des Kreuzbandrisses (VKB-Ruptur) erklärt werden.

Das gleichzeitige Auftreten der oben genannten Merkmale ist zwar ein deutlicher Hinweis auf eine Risikosituation, muss jedoch nicht zwangsläufig zu einer VKB-Ruptur führen, wie die beiden Bilder Abb. 3.12 und Abb. 3.13 beweisen. Obwohl in diesen beiden Fällen z.B. das Landebein gestreckt ist und eine Rücklagetendenz besteht, kam es nicht zu einer Verletzung des vorderen Kreuzbandes. Von Bedeutung ist vor allem die Tatsache, dass die Rennläuferin Katrin S. in Abb. 3.13 sich genau an derselben Stelle der Rennstrecke bei exakt gleicher Fahrgeschwindigkeit und in nahezu der identischen Landeposition befand, wie die verletzte Rennläuferin Katharina G. in Teilbild E von Abb. 3.11. Diese Beobachtung legt nahe, dass es noch andere Risikofaktoren geben muss, die nicht in der Kinematik begründet sind.
Neben muskulär bedingten Risikofaktoren sind hier vor allem vorhandene Vorschädigungen am vorderen Kreuzband zu nennen.

Abb. 3.12

Abb. 3.13

Ähnliche Landesituationen wie bei Abb. 3.11, jedoch ohne Verletzungsfolge.

c) Kombination der Erkenntnisse aus Anatomie- und Bewegungsanalyse

Für die Aufstellung einer Theorie zum Verletzungsmechanismus werden nun abschließend die aus der Anatomieanalyse abgeleiteten Aussagen mit der festgestellten Kinematik des Landevorganges in Bezug gesetzt.
Danach begünstigen drei Umstände das Auftreten der VKB-Ruptur:

(1) Zur Vorbereitung und Bewältigung der einbeinigen Landung ist eine entsprechend hohe Aktivität der Streckermuskulatur erforderlich. Diese extreme Quadrizepsaktivität findet bei gleichzeitig nahezu gestrecktem Bein statt, was - gemäß Anatomieanalyse - die Spannung im VKB deutlich erhöht.

(2) Die Rücklagetendenz und die beobachtete Armbewegung sind Indikatoren für einen Gleichgewichtsverlust. (Die Arme können vergleichsweise schnell bewegt werden und erlauben durch Impulsübertragung eine gewisse Korrektur der Flugposition). Der Versuch, den Gleichgewichtsverlust in der Phase der Landungsvorbereitung zu regulieren, könnte, da er der sog. ⇒ statokinetischen Reaktion überlagert ist, zu einer Überforderung des neuromuskulären Systems führen. Es wäre denkbar, dass ein etwaiger reflektorischer Schutzmechanismus der Muskulatur, sprich die Aktivierung der Beugermuskulatur, dadurch in seiner Funktion zumindest eingeschränkt ist.

(3) Die beobachtete Landung auf dem Skiende und die Skiverbiegung weisen darauf hin, dass es zu einer kurzzeitigen zwangsgesteuerten Drehbewegung des Skis (mit Drehpol am Skiende) kommt, deren Energie u.a. von der Fallgeschwindigkeit, dem Auftreffwinkel des Skis zur Piste und deren Neigung abhängt. Diese Drehbewegung („Nach-Unten-Klappen“ des Skis) wird über den Skischuh auf den Unterschenkel des Skifahrers übertragen, d.h. auf den Unterschenkel wirkt ein Drehimpuls. Dieser Drehimpuls muss - da die Körpermassen oberhalb des Kniegelenks vergleichsweise sehr viel größer und damit deutlich träger sind - zu einem Nach-Vorne-Untenverschieben des Tibiakondyls relativ zum Femurkondyl führen (vgl. Abb. 3.16). Nach den Erkenntnissen aus der Anatomieanalyse ist damit ein Anspannen des VKBes bedingt.

Weitere Details zum Verletzungsmechanismus beim Landevorgang mit Rücklagetendenz können bei BARONE u. Mitarb. [32] nachgelesen werden.
Das letzte Kapitel der Systemanalyse wird sich nun mit der Frage befassen müssen, welche konkreten Entwicklungsaufgaben sich aus den bislang zusammengetragenen Theorien zur VKB-Ruptur ergeben.

3.1.3 Vorgehenszyklus zur Konkretisierung der Entwicklungsaufgabe

Vor weiteren Überlegungen zur Konkretisierung der Entwicklungsaufgabe seien hier nochmals die wesentlichen Erkenntnisse aus den beiden bisherigen Vorgehenszyklen zusammengetragen:

Die Verletzung, die es zu vermeiden gilt, ist die des vorderen Kreuzbandes. Durch Maßnahmen an der Ausrüstung kann auf diese Verletzung möglicherweise Einfluß genommen werden. Aus fünf kritischen Fahr- und Sturzsituationen wird die *Landung nach Sprüngen mit Rücklagetendenz* als diejenige ausgewählt, auf die sich die Entwicklungsmaßnahmen konzentrieren sollen. Ziel der konstruktiven Maßnahme(n) an der Ausrüstung sollte sein, die Zugkraft im VKB in dieser Situation zu verringern.

Die Zugkraft im VKB wird verringert durch:

(1) Erhöhung des Kniebeugewinkels (s. S. 69, Punkt (1)).
(2) Verminderung des am Unterschenkel auftretenden Drehimpulses und/oder der nach vorne gerichteten Horizontalkraft (s. oben Punkt (3)).
(3) Erhöhung der Aktivität der kniegelenkbeugenden und/oder Verringerung der Aktivität der kniegelenkstreckenden Muskulatur (s. EXKURS E15, S. 226).
(4) (Re)Aktivierung von muskulären Schutzmechanismen (s. EXKURS E15, S. 226).

Konstruktive Maßnahmen müssen also eine entsprechende Wirkungen auf zumindest einen dieser vier Punkte haben, wobei dies in der Summe zu einer Belastungsreduktion im VKB

führen muss. Die beiden ersten Punkte fallen dabei in den Bereich Kinematik/Kinetik[37], die beiden anderen können unter dem Oberbegriff *Muskeleffekte* zusammengefasst werden. Im weiteren Verlauf der Arbeit werden deshalb *kinetische* und *muskuläre Anforderung* an die zu realisierende Konstruktion gestellt.

Zu klären ist nun, welche konstruktiven Veränderungen an der Ausrüstung hierfür grundsätzlich in Frage kommen und welche davon die am erfolgversprechendsten sind. Dabei müssen zunächst alle drei Ausrüstungsteile Ski, Bindung und Schuh in Betracht gezogen werden.

Die jeweils in Erwägung zu ziehenden Gestaltungsmöglichkeiten und deren Erfolgsaussichten werden nachfolgend analysiert. Bei allen Betrachtungen war die Forderung unbedingt zu erfüllen, dass die Praxiseignung des jeweiligen Gerätes und die Gesamtfunktion aller drei Komponenten in keiner Weise beeinträchtigt werden darf, weil sonst keine Marktakzeptanz für das neue Produkt zu erwarten wäre. Darüber hinaus dürfen etwaige Konstruktionsänderungen nicht zu einer wesentlichen Verteuerung der Skiausrüstung führen.

a) In Betracht zu ziehende konstruktive Maßnahmen am Ski

Bei der kritischen Landung berührt das Skiende den Schnee zuerst. In der Folge tritt ein Moment auf, welches - wie die Abb. 3.11 D und E zeigen - zu einer deutlichen Durchbiegung des Skis führt. Diese Beobachtung legt nahe, dass Veränderungen der Biegesteifigkeit des Skis einen Einfluss auf den an den Unterschenkel übertragenen Drehimpuls haben könnten.

Mit Hilfe eines Skifahrerdummys (Beschreibung s. EXKURS E19, S. 235) gingen SENNER u. Mitarb. [415, 421] dieser Frage nach und testeten das Verhalten von Skiern unterschiedlicher Biegesteifigkeit in nachgestellten Landevorgängen. Durch den Einsatz dieses physikalischen Modells konnte gezeigt werden, dass bei einem im hinteren Skibereich steifen *Allroundskis* ein um 15% höherer Drehimpuls auftritt, als bei einem handelsüblichen, weicher gestalteten Riesenslalomski.
Nun kann aber nicht jedem Skifahrer der Kauf von Skiern nahegelegt werden, die in der Charakteristik dem getesteten Riesenslalomski entsprechen. Der Käufer verlangt spezielle Fahreigenschaften, die er - auch wenn es vernünftiger wäre - nicht den Anforderungen an die Sicherheit opfern möchte.

Unter dem Aspekt der Praxiseignung konnte daher die Manipulation der Biegesteifigkeit des Skiendes (oder auch dessen Länge) nicht weiter verfolgt werden.

---

[37] Die Veränderung des Kniebeugewinkels ist der Kinematik zuzuordnen, die Drehimpulsänderung der Kinetik.

b) Verbleibende grundsätzliche Lösungswege

Nachdem konstruktive Veränderungen des Ski nicht in Frage kamen, mussten andere technische Möglichkeiten an der Ausrüstung gefunden werden, um die Kinetik und die Muskelaktivitäten des Skifahrers in der kritischen Situation zu beeinflussen.

In Abb. 3.14 ist dargestellt, welche drei grundsätzlichen Lösungswege noch denkbar waren: links im Bild dargestellt, ein Nachgeben am vorderen Bindungsteil, in der Mitte ein Konzept, bei welchem der hintere Teil des Skischuhes ausweicht und im rechten Teil des Bildes die ebenfalls mögliche Kombination aus beiden Nachgiebigkeiten.

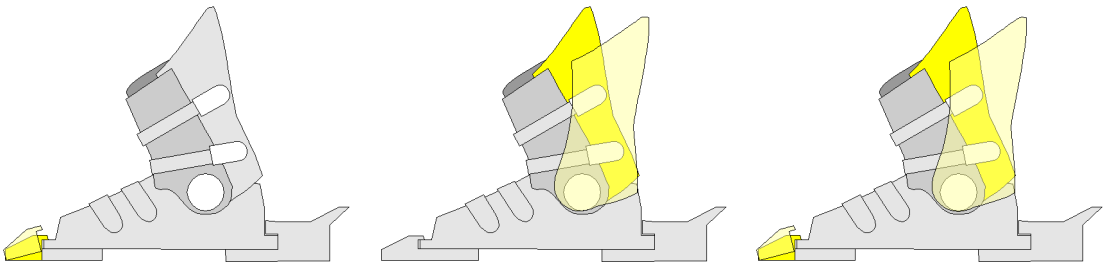


Abb. 3.14 Drei grundsätzliche Konzepte zur technischen Beeinflussung der speziellen Verletzungssituation.

Nachfolgend werden die beiden Lösungswege *Bindung* und *Skischuh* genauer analysiert.

c) In Betracht zu ziehende konstruktive Maßnahmen an der Bindung

Eine Skibindung, die im Falle eines in der ⇒ Sagittalebene wirkenden, nach rückwärts gerichteten Momentes die Schuhspitze freigibt, könnte mit Sicherheit den am Unterschenkel wirkenden Drehimpuls begrenzen. Seit etwa sieben Jahren gibt es Bindungen, die eine vertikale Elastizität des vorderen Bindungsbackens aufweisen und seit etwa fünf Jahren gibt es Bindungen, die eine grenzlastabhängige Freigabe der Schuhspitze realisieren. Allerdings sind hierzu bis dato noch keine schlüssigen Einstellrichtlinien vorhanden, und ihr Auslöseverhalten ist auch nicht ausreichend reproduzierbar.

So zeigten fünf in den oben erwähnten Untersuchungen von SENNER u. Mitarb. [421, 415] getestete Bindungen ein uneinheitliches Bild, was die Einstellwerte und das Auslöseverhalten in der Sturzsimulation betraf (Abb. 3.15).

Untersuchte Bindung		Einstellwert nach ISO 11088		
		Z = 7.8	Z = 6.7	Z = 5.8
A	Auslösung erfolgt ?	ja	*nicht mehr getestet*	*nicht mehr getestet*
B		nein	nein	ja
F		ja	*nicht mehr getestet*	*nicht mehr getestet*
J		nein	nein	ja / nein
K		ja	*nicht mehr getestet*	*nicht mehr getestet*

Abb. 3. 15 Uneinheitliches Auslöseverhalten von Bindungen beim simulierten Rückwärtssturz.

Dieses Problem wäre durch entsprechende Forschungsarbeit und konstruktive Verbesserungen an den Bindungen möglicherweise zu lösen. (Eine Schwierigkeit wäre dabei, die Baugröße des Bindungsvorderteiles in einem akzeptablen Rahmen zu halten). Der Grund, warum dieser Lösungsweg trotzdem nicht in Erwägung gezogen wurde, war nicht technisch, sondern durch die Patentlage bedingt: das Prinzip der *Rückwärtsauslösung* ist durch eine Reihe von Patenten abgesichert, und es erschien zweifelhaft, ob die notwendigen Detailänderungen tatsächlich eine Innovation bedeutet hätten. Aus diesem Grund wurde die Bindungslösung nicht weiter verfolgt.

ANMERKUNG: Nach dem heutigem Wissensstand erscheint es allerdings fraglich, ob mit der Bindungslösung der wichtige muskuläre Aspekt hätte berücksichtigt werden können und ob ein experimenteller Nachweis dafür auch gelungen wäre.

In Betracht zu ziehende konstruktive Maßnahmen am Skischuh

Zum Zeitpunkt des Beginns der wissenschaftlichen Untersuchungen zur Kreuzbandproblematik beim Rückwärtssturz (1985) gab es keine Patente, die sich auf eine „Sicherheits- oder Schutzfunktion“ des Ausrüstungsteils Skischuh bezogen[38]. Diese Sachlage hatte auch den positiven Aspekt, dass eine an den Skischuh gekoppelte Lösung eine Innovation auf dem Markt darstellen würde.

Aus der Analyse des Verletzungsmechanismus war abzuleiten, dass konstruktive Maßnahmen im vorliegenden Fall an der Funktion des sog. *Heckspoilers*, dem hinteren Teil des Skischuhes (Abb. 3.16), ansetzen sollten. Bei allen auf dem Markt befindlichen Skischuhen wird dieser sehr steif gestaltet, damit sich der Skifahrer aus Rücklagepositionen beim Fahren „befreien“ und außerdem - in bestimmten Fahrsituationen sinnvoll - die Skispitzen durch Verlagerung des Körperschwerpunktes nach hinten entlasten kann.

Wie Abb. 3.16 illustriert und auf S. 70 unter Punkt (3) ausführtlich erläutert wurde, ist vermutlich der steife Heckspoiler eine wesentliche Ursache für auftretende Schäden am VKB. Er ist es, der die natürliche

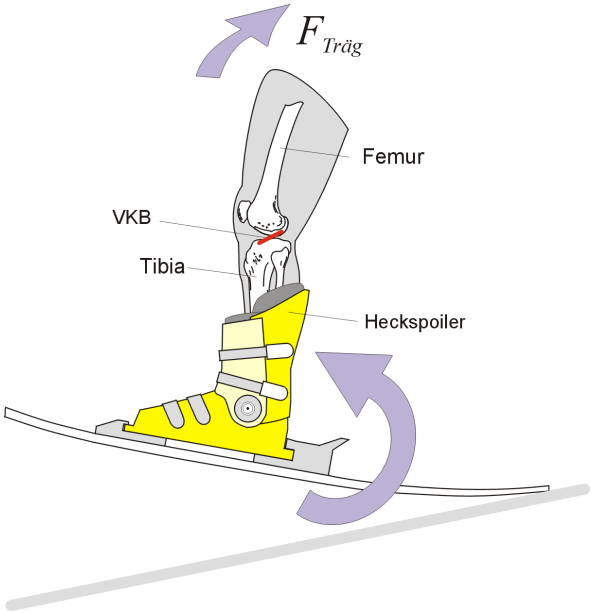


Abb. 3.16 Vermutete Abläufe beim Landevorgbang

[38] Das Prinzip der Schutzfunktion des Skischuhes, realisiert durch einen nachgebenden Heckspoiler ist inzwischen patentrechtlich geschützt (Europ. Patent, Nr. 0410136 vom 20.6.90, Patentinhaber: TÜV PRODUCT SERVICE GmbH, München).

Ausgleichbewegung im Sprunggelenk verhindert.
Daraus lässt sich nun schlussfolgern, dass ein in der kritischen Situation weniger steifer, unter Last nachgebender Heckspoiler die auftretenden Belastungen im Knie möglicherweise reduzieren könnte.
Experimentelle Studien von SCHAFF und HAUSER [396, 397, 399] und erste einfache mathematische Modellierungen (BALLY u. Mitarb. [28], WEBSTER und BROWN [466]) konnten diese Zusammenhänge auch prinzipiell nachweisen. Damit lagen nachhaltige Gründe vor, durch entsprechende Gestaltung des Heckspoilers des Skischuhes eine Lösung zur Verringerung der Häufigkeit der VKB-Verletzung anzustreben.

Die Systemanalyse ist damit abgeschlossen und die Entwicklungsaufgabe kann mit folgenden Anforderungen konkretisiert werden:

Die Führungs- bzw. Stützeigenschaften des Heckspoilers sollen so verändert werden, dass alle vier in Abb. 3.17 genannten Anforderungen so weit als möglich erfüllt werden.

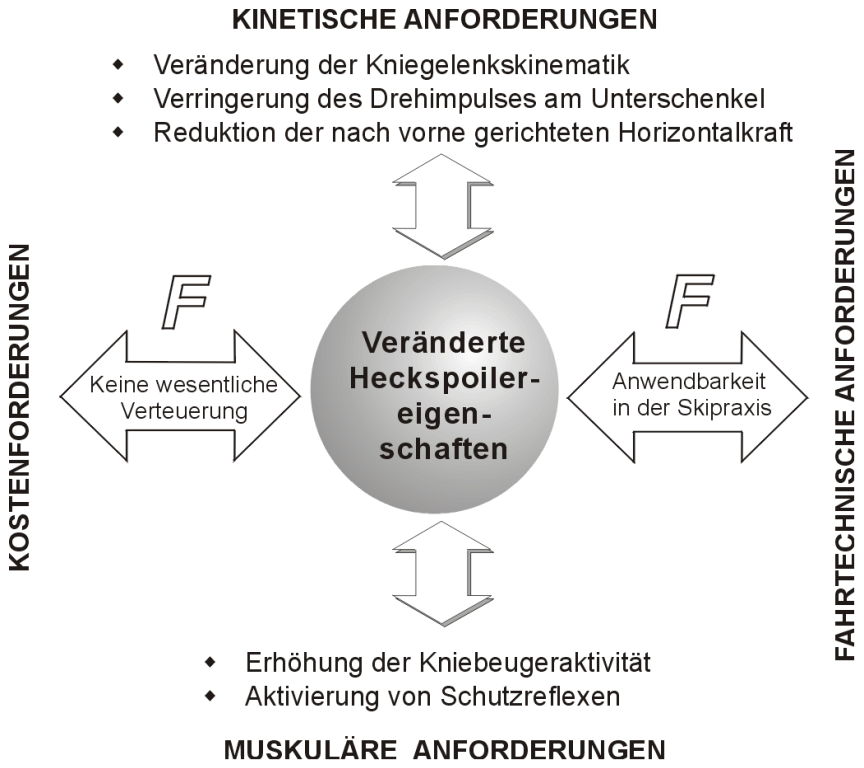


Abb. 3.17 Vier Gruppen von Anforderungen für die konstruktiven Veränderungen des Heckspoilers.

3.2 Analyse der gefundenen Konstruktion (Isteigenschaften)

3.2.1 Grundsätzliche Überlegungen zur Vorgehensweise

Ausgangslage

Das vorliegende Entwicklungsbeispiel beschreibt ein typisches biomechanisches Konstruktionsobjekt, denn obwohl nun nach der Analyse des vorliegenden Mensch-Maschine-Problems eine konkrete konstruktive Aufgabenstellung formuliert ist, ist das gesetzte Ziel noch lange nicht erreicht. Ein zweiter umfangreicher Analyseprozess ist notwendig, denn es gilt die Wirksamkeit gefundener konstruktiver Lösungen zu bewerten[39]. Dabei stellt das Suchen dieser technischer Lösungen das vergleichsweise geringere Problem dar - die gängigen Methoden der KM sind hierfür ausreichend. Viel schwieriger gestaltet sich die Ermittlung der Eigenschaften der gefundenen Konstruktion hinsichtlich der gestellten Anforderungen. Zentrale Fragen hierzu sind: Werden tatsächlich *kinetische* und *muskuläre* Effekte erzielt? Wie groß sind diese Effekte? Welche Änderungen an den Führungs- bzw. Stützeigenschaften des Heckspoilers sind hinsichtlich dieser Anforderungen besonders *wirkungsvoll*? Mit großer Wahrscheinlichkeit sind Wechselwirkungen zwischen den Variablen zu erwarten, denn es könnte z.B. der gewünschte Anstieg des Kniebeugewinkels gleichzeitig den Effekt haben, dass sich die Aktivität der Kniegelenkmuskeln so ungünstig verändert, dass die im Knie übertragenen Kräfte wieder ansteigen.

Aus ethischen Gründen ist es nicht möglich, die Auswirkungen gefundener Konstruktionen über direkte Messungen zu bestimmen. Um zur Lösung des vorliegenden Bewertungsproblems zu kommen, bleiben also nur die indirekten Methoden der Biomechanik. Damit kommt der Methode der mathematischen Modellierung die Schlüsselrolle zu. In Vorgriff auf die nachfolgenden Kapitel seien aber auch die anderen biomechanischen Methoden aufgeführt, die in diesem zweiten Analyseprozess zur Anwendung kamen:

Anforderung[40] (gemäß Abb. 3.17)	Eingesetzte Methode(n)
Kinetische Anforderung	Mathematische Modellierung / Simulation (mit phys.Modell, pBA, AP und MD als Teilmethoden)
Muskuläre Anforderung	EMG und pBA
Fahrtechnische Anforderung	Physikalische Simulation, Befragung

[39] Die Analyse der Isteigenschaften biomechanischer Konstruktionsobjekte stellt häufig ein *Bewertungsproblem* dar.

[40] Die Realisierung der Forderung, dass sich der Schuh durch einen etwaigen Sicherheitsmechanismus nicht wesentlich verteuern dürfe (Kostenaspekt), war an keiner Stelle der vorliegenden Entwicklung gefährdet.

Das strategische Grundkonzept für die durchzuführende Analyse

Dem gesamten Analyseprozess wurde die von NIGG und BOBBERT [331] beschriebene *Vergleichstechnik* (siehe EXKURS E16, S. 228) zu Grunde gelegt. Nach Ansicht dieser beiden Autoren hat diese Technik - neben der aus ethischen Gründen ja nicht in Frage kommenden empirischen Vorgehensweise - das größte Potenzial bei der Belastungsanalyse zur Vermeidung von Verletzungen im Sport.
Für die Vorgangsweise von Bedeutung ist auch die Tatsache, dass die für den Modellaufbau notwendigen Eingangsdaten von lediglich einem einzigen Probanden stammen, der für alle experimentellen Untersuchungen (auch jenen zur Frage der Muskelaktivität) herangezogen wurde. Dies ist einmal damit zu begründen, dass der experimentelle Aufwand für eine Untersuchung von relevanten Stichproben den Rahmen gesprengt hätten. Bedeutsamer ist jedoch die Begründung, dass es zu dem gegebenen Zeitpunkt noch keinen Sinn gemacht hätte, das Bewertungsproblem für den allgemeinen Fall, sprich die Population aller Skifahrer, zu lösen. Erst wenn die Wirkung einer konstruktiven Maßnahme mit einem Individuum nachweisbar ist, sollte dies als begründete Arbeitshypothese für eine Untersuchung mit einer entsprechenden Stichprobe dienen.

Das im vorliegenden Fall bestehende „Henne-oder-Ei-Problem“

Für die Ermittlung der Isteigenschaften gefundener Konstruktionen hinsichtlich der drei Anforderungen werden Daten aus Experimenten benötigt. Um diese Experimente (als Vergleichsstudie in obigem Sinne) durchführen zu können, wird aber ein entsprechend gestalteter Heckspoiler benötigt. Dessen Gestaltung und der Nachweis seiner Wirkung sollte jedoch eigentlich erst ganz am Ende des Entwicklungsprozesses stehen.
Wo sollte man also beginnen, wo den in Abb. 3.18 dargestellten *Teufelskreis* unterbrechen ?
Diese Entscheidung wurde im vorliegenden Fall durch die organisatorischen Umstände getroffen: zu Beginn der Entwicklung (Juni 1991) bestand eine enge Kooperation mit einem Skischuhhersteller (Fa. RAICHLE, Sportschuh AG, Kreuzlingen, Schweiz). Seitens dieses Kooperationspartners war die Bereitschaft vorhanden, die Entwicklung von Prototypen zu finanzieren, aus strategischen Gründen (Marketing) sollte dies allerdings möglichst frühzeitig erfolgen.

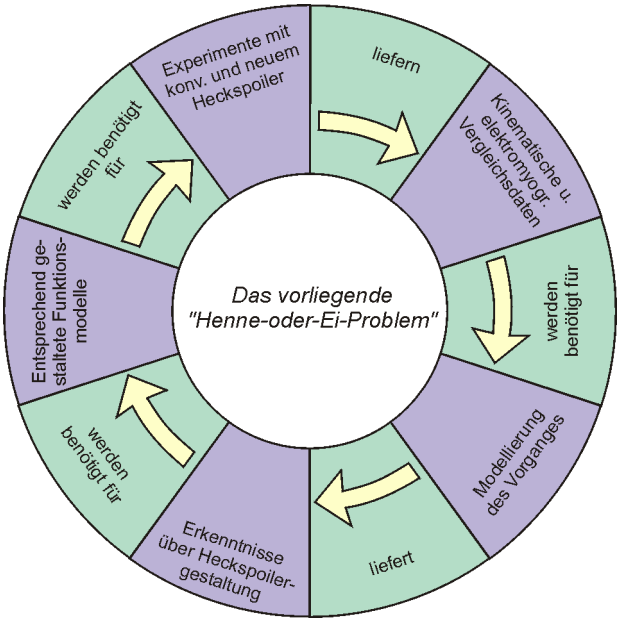


Abb. 3.18 Problem des Einstiegs in den Analyseprozess.

Damit bestand die Notwendigkeit, bereits in einem sehr frühen Stadium der Entwicklung möglichst konkrete Gestaltungshinweise für das neue Heckspoilerkonzept geben zu müssen. Dies hatte auf der anderen Seite aber auch den Vorteil, dass schon sehr bald mit Experimenten begonnen werden konnte. Die Überlegungen, die zur Bereitstellung des schließlich verwendeten Funktionsmodells führten, werden im nun folgenden Kapitel dargestellt.

3.2.2 Realisierung von Funktionsmodellen

3.2.2.1 Vorgehensweise im Überblick

Die Bereitstellung eines für Experimente einsetzbaren Funktionsmodells ist - wie oben dargestellt - eine notwendige Voraussetzung für das weitere Vorgehen. Die Suche nach konstruktiven Lösungen für dieses Funktionsmodell stellt eine zwischen den beiden zentralen (biomechanischen) Analyseblöcken liegende Systemsynthese dar. Damit liegt ein klassisches Konstruktionsproblem vor[41], dessen Lösung für die KM nichts Neues bringt. Mit anderen Worten: das in diesem Kapitel dargestellte schrittweise Vorgehen von der Definition einer zu erfüllenden Funktion bis hin zu ihrer technischen Realisierung ist nicht das zentrale Anliegen dieser Arbeit, denn dazu werden keine biomechanischen Methoden benötigt. Es soll an dieser Stelle auch ausdrücklich darauf hingewiesen werden, dass es für das vorliegende Entwicklungsbeispiel genügte, eine grundsätzliche Lösung zu realisieren, d.h. einen Skischuh bereitzustellen, dessen Heckspoiler wohl begründete Vorgaben hinsichtlich seiner Momenten-Winkel-Funktion erfüllt. Die konstruktive Umsetzung der im vorliegenden Entwicklungsbeispiel gesuchten optimalen Heckspoilereigenschaften in eine Serienlösung, also die Industrialisierung des Funktionsmodells unter Gesichtspunkten wie Gestalt- und Kostenoptimierung, war ebenfalls nicht die Aufgabe der vorliegenden Arbeit.

Die Bereitstellungsphase begann 1991, erstreckte sich über insgesamt vier Stufen (Prototyp I bis IV) und endete Oktober 1994 mit der Fertigstellung eines Funktionsmodells (Prototyp IV-B), welches für die gesamte weitere Untersuchung zur Verfügung stand.

Die vorliegende Aufgabenstellung erforderte eine eindeutige Operationalisierung des Begriffes *Führungs- und Stützeigenschaften des Heckspoilers*. Dies ist durch eine Momenten-Winkel-Relation gegeben, welche den Zusammenhang zwischen dem Auslenkwinkel des Heckspoilers und dem dabei auftretenden Stützmoment beschreibt.

---

[41] Aus diesem Grund wird im Text zur Beschreibung der Bereitstellung des Funktionsmodells gelegentlich auch der Begriff *Entwicklung* verwendet.

Mit Hilfe einer speziellen Messvorrichtung konnte diese Momenten-Winkel-Relation (*Hysterese*) jedes vorliegenden Prototyps experimentell bestimmt werden. Die Beschreibung der dafür verwendeten Apparatur und die notwendigen Erläuterungen zu den ermittelten Hysteresekurven werden im EXKURS E17 (S. 229) beschrieben.

Die grundsätzliche Vorgehensweise in der Bereitstellungsphase entsprach einem iterativen Abarbeiten der in Abb. 3.19 dargestellten Arbeitsschritte. Die in diesem Ablaufschema dargestellten Dummyversuche (Experimente mit einem physikalischen Modell eines Skifahrers) werden im Kapitel 3.2.3.4, S. 95ff. genauer erläutert.

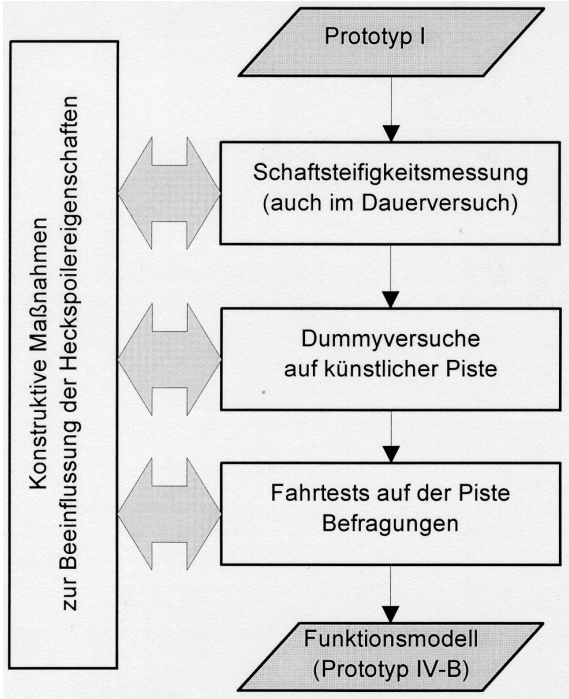


Abb. 3.19 Die Schritte zur Realisierung von Funktionsmodellen.

3.2.2.2 Beschreibung der einzelnen Arbeitsschritte

Die einzelnen Schritte zum Funktionsmodell sind in Form eines Berichtes ausführlich bei SENNER [420] dargestellt. Um den Rahmen der vorliegenden Arbeit nicht zu sprengen, werden daraus nur die wichtigsten Schritte erläutert.

Vorab angestellte Überlegungen

Das Wissen aus einer Untersuchung von SCHAFF und HAUSER [397] bildete den Einstieg für die Überlegungen zur Veränderung der Heckspoilereigenschaften. Mit einem umgebauten Skischuh, dessen Heckspoiler über Gummibänder mit dem Schaft fixiert war und welcher die Bestimmung der bei einer Rücklagebewegung am Spoiler auftretenden Horizontalkraft erlaubte (Abb. 3.20), konnten die beiden Autoren zeigen, *„…dass bereits ein mittlerer Heckspoilerwiderstand eine Reduktion der Kraftspitzenwerte um den Faktor 5,5 bewirkt*“. Damit war ein erstes Kriterium für den neu zu konzipierenden Heckspoiler festgelegt, nämlich ein flacherer Anstieg der Momentenkennlinie (bei einer Auslenkbewegung nach hinten) als sie ein konventioneller Skischuh aufweist. Fahrversuche auf der Piste mit dem erwähnten Spezialschuh zeigten jedoch bereits dessen Grenzen auf: die erzielten Vorteile hinsichtlich der auftretenden Kraftspitzen mussten durch einen Verlust an Praxiseignung erkauft werden, denn immer wieder geriet der Skifahrer in eine ungünstige Rücklageposition, wodurch ihm die Kontrolle des Skis deutlich erschwert wurde. Eine

schnelle Befreiung aus dieser Rücklageposition war wegen der nicht mehr vorhandenen Stützwirkung des Heckspoilers dann kaum noch möglich.

ANMERKUNG: Diese Beobachtung wurde einige Zeit später durch die Studie von WEBSTER und BROWN [466] bestätigt, die mit Hilfe eines einfachen Computermodells das Verhalten eines weichen Spoilers im Moment des ersten Schneekontaktes nach einem Sprung untersuchten. Der weichste Schuh (12 Nm/deg) würde nach deren Simulation zu einer Auslenkung des Unterschenkels nach hinten um fast 20° (gegenüber der Neutralposition[42]) führen. Auch sie folgerten, dass dadurch das Kniegelenk hinter das Sprunggelenk zu wandern begänne und damit die Kontrolle des Skis deutlich erschwert würde.

Abb. 3.20 Erstes Versuchsmodell

Damit war offensichtlich, dass ein generell weicherer[43] Heckspoiler die Praxisanforderungen nicht erfüllen würde und eine intelligentere Kennlinie notwendig war. Auf der Hand lag, dass sie eine irgendwie geartete grenzlastabhängige Änderung im Momentenverlauf aufweisen müsste, sich bis zu diesem Punkt aber möglichst so verhalten sollte wie die eines konventionellen Skischuhes. Zunächst wurde daran gedacht, einfach den Gradienten des Momentenanstieges ab diesem Punkt deutlich abzuflachen. Auch für diese Lösung war aber zu erwarten, dass der Skifahrer - sobald er sich in dem flachen Teil der Kennlinie befände - Probleme haben würde, sich aus einer etwaigen Rücklageposition zu befreien. Deshalb wurde diese Lösung wieder verworfen. Aus den bis dahin angestellten Überlegungen waren drei wesentliche Kriterien der in Frage kommenden Kennlinie festgelegt:

(1) Konventionelles Verhalten bis zu einem bestimmten Schwellenwert.
(2) Abflachung der Kennlinie ab diesem Schwellenwert.
(3) Wiederanstieg der Kennlinie bei einem weiteren Auslenken des Heckspoilers.

Dieser prinzipielle Verlauf ist in Abb. 3.21 dargestellt.

An dieser Stelle in der Diskussion kam der bisher noch nicht betrachtete Aspekt der Muskelaktivierung (vgl. EXKURS E15, S. 226) ins Spiel. Die Zielsetzung, durch die veränderte Heckspoilercharakteristik muskuläre Schutzreflexe zu aktivieren, sprach dafür, eher deutliche, impulsartige Änderungen im Momentenverlauf zu realisieren, um das kinästhetische System des Skifahrers entsprechend anzuregen.

42 *Neutralposition* in der Untersuchung von WEBSTER und BROWN [466] = Grundvorlage von 25°.

43 Zur Vereinfachung wird im Folgenden synonym auch der Begriff *weicher Spoiler* verwendet, wenn von einer flachen Momentenkennlinie gesprochen wird.

ANMERKUNG: Diese Überlegung stützt sich auf das in der Muskelphysiologie mit dem Begriff *Alles-oder-Nichts-gesetz* bezeichnete Phänomen, nach dem ein unterschwelliges Endplattenpotential (siehe den EXKURS E9-1, S. 195) zu keiner Muskelerregung führt. Ähnliches gilt für die Auslösung von Reflexen.

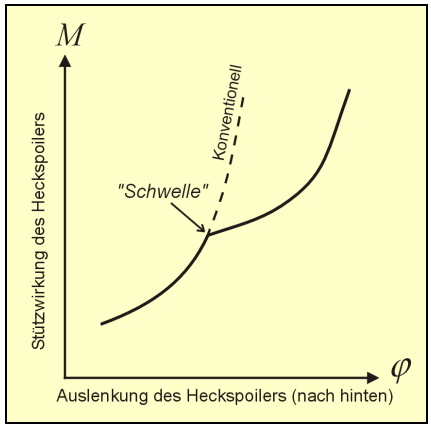


Abb. 3.21 Ursprünglich als zweckmässig angenommene Kennlinie.

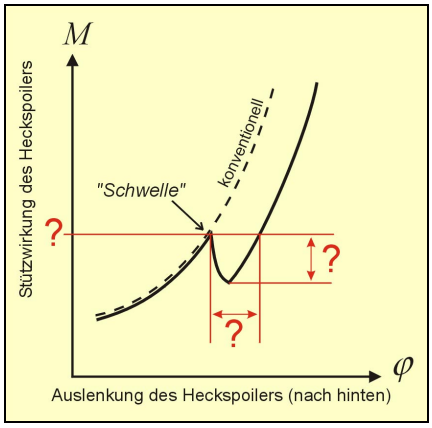


Abb. 3.22 Anzustrebende verbesserte Kennlinie.

Eine solche, eher plötzliche Änderung wäre in idealer Weise durch einen kurzzeitigen Abfall der Momentenkennlinie realisiert, wobei jedoch weder dessen Ausmaß noch dessen Gradient eindeutig bestimmt waren. Festgelegt war damit aber zumindest das grundsätzliche Aussehen der anzustrebenden Kennlinie (Abb. 3.22), welche zu diesem Zeitpunkt der Entwicklung nur auf Annahmen und Hypothesen beruhte. (Inhalt der zentralen Entwicklungsaufgabe ist ja dann der Nachweis, dass diese Kennlinie tatsächlich den gewünschten kinetischen und muskulären Effekt hat.)

Das bereitzustellende Funktionsmodell sollte so gestaltet sein, dass

- dessen Heckspoiler die in Abb. 3.22 dargestellte Kennlinie qualitativ erfüllt,
- die Fragezeichen in Abb. 3.22 so „abgestimmt“ sind, dass mit diesem Schuh wie gewohnt skigefahren werden kann,
- der Auslösemechanismus mechanisch stabil ist und ein reproduzierbares Verhalten aufweist.

Möglichkeiten der konstruktiven Umsetzung der gewünschten Kennlinie

In Abb. 3.23 sind die wichtigsten Zusammenhänge dargestellt, die für die Analyse der in Betracht zu ziehenden Lösungen von Bedeutung sind.

Bei den bis heute auf dem Markt befindlichen Schuhen ist der Heckspoiler entweder um eine Drehachse C drehbar gelagert (sog. *Heckeinsteigermodelle*), oder starr mit der Hauptschale verbunden (sog. *Überlappmodelle*). Der Schaftvorderteil ist grundsätzlich bezüglich der Hauptschale (in der Sagittalebene) beweglich, wobei es unterschiedliche Lösungsmöglichkeiten gibt, die Kennlinie dieser Bewegung zu beeinflussen.

Durch folgende Maßnahmen kann für das in Abb. 3.23 skizzierte, in der Drehachse C gelagerte Schaftvorderteil bei einem Überlappmodell ein nichtlinearer Gesamtwiderstand erzeugt werden:

(1) Materialverformung im Flexbereich A,
(2) Schnallenschluss (einer mehr oder weniger steifen Verbindung B zum starren Heckspoiler),
(3) etwaige Reibanteile in der Lagerung C,
(4) zwischen Heckspoiler und Schaftvorderteil auftretende Reibung.

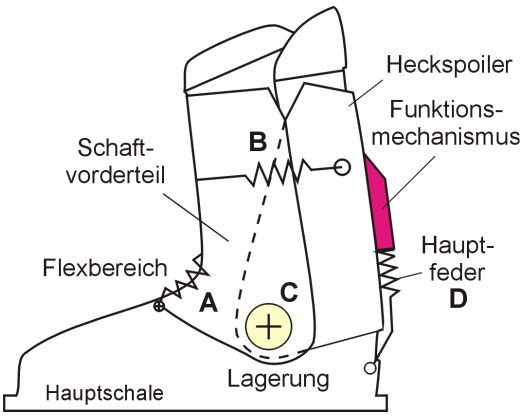


Abb. 3.23 Funktionsflächen für Heckspoiler

Würde nun bei diesem Überlappmodell der Heckspoiler ebenfalls in C beweglich gelagert, so käme zusätzlich noch die Hauptfeder D ins Spiel, und die gemeinsame Bewegung von Schaftvorderteil und Heckspoiler würde in diesem Fall für beide Richtungen - also nach vorne wie auch nach hinten - über die Wechselwirkung zwischen A, B, D und die auftretenden Reibanteile gesteuert.

Ein entsprechend gestalteter, zwischen Hauptfeder und Heckspoiler befindlicher *Funktionsmechanismus*[44] könnte im vorliegenden Fall den gewünschten Einfluss auf die Kennlinie erzeugen. Aufbauend auf diesen Grundüberlegungen entstanden eine Reihe von Prototypen verschiedener Lösungsvarianten[45] - sowohl hinsichtlich der Gestaltung des Funktionsmechanismus selbst, als auch hinsichtlich der genannten Wechselwirkungen.

Abb. 3.24 Schuhe aus verschiedenen Phasen der Entwicklung. Rechts im Bild Prototyp *IV-B*.

Alle Details der Prototypenentwicklung - die Resultate einiger Zwischenstufen sind in Abb. 3.24 gezeigt -, können im EXKURS E18 (S. 231) nachgelesen werden.

Das endgültige für die weitere Untersuchung verwendete Funktionsmodell, der Prototyp mit der Bezeichnung *IV-B,* stand Oktober 1994 zur Verfügung. Eine Detailansicht des

---

44 Im Folgenden vereinfachend auch als *Auslösemechanismus* bezeichnet.

45 Neben den hier vorgestellten sind natürlich eine ganze Reihe anderer Wirkprinzipien und Gestaltungsvarianten (z.B hydraulische Konzepte, mikroprozessorgesteuerte Auslösefunktionen, ...) zur Realisierung der gewünschten Heckspoilerkennlinie denkbar. Da aber die (beste) konstruktive Umsetzung der Kennlinie nicht Inhalt der vorliegenden Entwicklungsaufgabe ist, werden hier keine Alternativlösungen diskutiert.

Funktionsmechanismus (die Abdeckplatte wurde für die Aufnahme entfernt) ist in Abb. 3.25 zu sehen. Es sind zwei Kniehebel vorhanden, welche die Auslösung bewirken. Eine Anschlagfeder trägt nach dem Auslösen zur Progressivität der Spoilerhysterese (Abb. 3.26) bei.

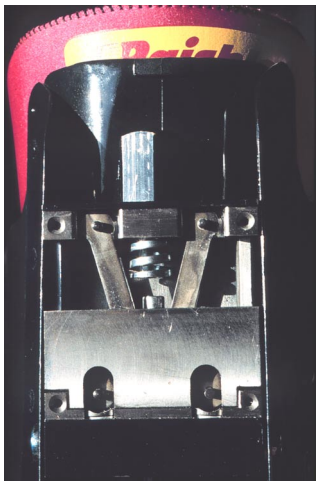


Abb. 3.25 Auslösemechanismus

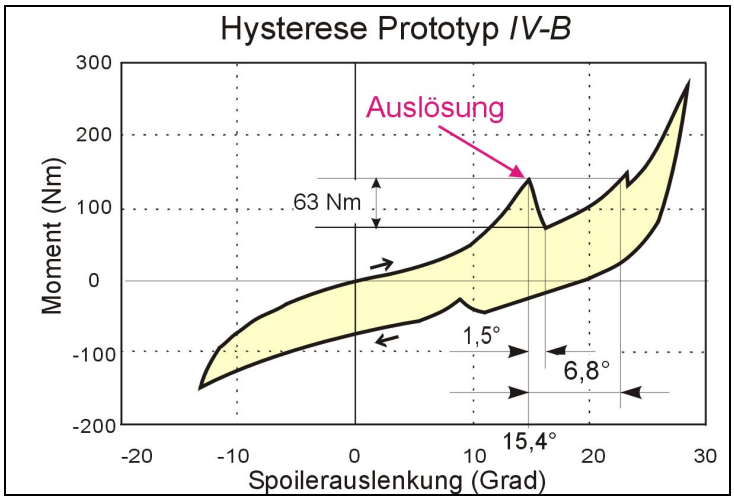


Abb. 3.26 Messkurven des endgültigen Funktionsmodells

Praktische Fahrversuche mit diesem Modell verliefen positiv. Die von einem Probanden - einem geübten Skifahrer mit Erfahrungen im Rennlauf - nach den Praxistests abgegebenen Kommentare auf eine Befragung sind dem ANHANG A3 (S. 258) zu entnehmen.

Mit diesem Funktionsmodell lag nun eine erste technische Lösung vor, von welcher positive Effekte auf die Belastungen des Kniegelenks in der betrachteten Landesituation erwartet wurden. Diese Erwartungen hatten aber lediglich den Charakter von Hypothesen. Die Lösung des eigentlichen Problems stand noch bevor, nämlich der wissenschaftliche Nachweis, ob das Funktionsmodell bei aktiviertem Auslösemechanismus (im Vergleich zur blockierten Einstellung) tatsächlich die gewünschten kinetischen und muskulären Anforderungen erfüllt.

3.2.3 Analyse hinsichtlich der kinetischen Anforderungen

3.2.3.1 Notwendige Vorentscheidungen zur Methodik des Vorgehens

Wahl der biomechanischen Methode

Wie eingangs von Kap. 3.2 dargestellt, gab es im vorliegenden Fall keine wirkliche Alternative zur Methode der mathematischen Modellierung. Den Vorteilen dieser Methode, flexibel und – bei entsprechender Qualität – aussagekräftig zu sein, stand der Nachteil des sehr hohen Aufwandes gegenüber. Für das Ziel, eine typische Sprung- und Landebewegung zu simulieren und die bei diesem Vorgang im VKB auftretenden Kräfte zu berechnen, war klar, dass ein sehr komplexes Modell entstehen musste. Damit war es auch notwendig, in großem Umfang experimentelle Daten zu erheben, was den Einsatz auch anderer biomechanischer Methoden (z.B. die der peripheren Bewegungsanalyse) erfordern würde.

Wahl des Verfahrens zur gewählten Methode

Wie im EXKURS E13-3 (S. 219) ausführlich dargestellt, kann bei der mathematischen Modellierung von Bewegungen nach zwei völlig unterschiedlichen Verfahren vorgegangen werden. Nach dem Prinzip der *inversen Dynamik* werden die gewünschte Kinematik und die wirkenden äußeren Kräfte vorgegeben. Als Lösung der Bewegungsgleichungen ergeben sich dann die inneren Kräfte und Momente, welche notwendig sind, um diese Bewegungsvorgabe zu erfüllen. Der Hauptvorteil eines inversen Ansatzes besteht darin, dass es nicht notwendig ist, die Wirkung der Muskulatur zu modellieren, denn diese stellt ja neben den Gelenkkräften die Lösung der Bewegungsgleichung dar. Dieser Vorteil gegenüber dem alternativen Vorgehen der *Vorwärtssimulation* (EXKURS E13-3, S. 219) war um so höher zu bewerten, als es zum Zeitpunkt der Entscheidungsfindung noch keine klaren Vorstellungen darüber gab, wie die Muskelwirkung modelliert werden könnte. Es war also eine Entscheidung zwischen den beiden möglichen Vorgehensweisen – inverse Dynamik oder Vorwärtssimulation – zu treffen.

Dem genannten Vorteil der inversen Dynamik standen jedoch vier Sachverhalte entgegen:

(1) Für inverse Dynamik mussten die nullten, ersten und zweiten Ableitungen aller Freiheitsgrade des Mehrkörpersystems bekannt sein. Die Aufbereitung erhobener kinematischer Daten (z.B. über Splineapproximationen zu den Ableitungen[46]) ist sehr aufwändig und fehlerbehaftet.

[46] Ein ausführliches Beispiel einer entsprechenden Aufbereitung von Bewegungsdaten ist bei SENNER [417] dargestellt.

(2) Für den Weg über inverse Dynamik waren die Zeitverläufe der Bodenreaktionskraft oder die von geeigneten Schnittlasten notwendig. Zum Zeitpunkt der Entscheidungsfindung lag zwar eine Messbindung vor[47], mit deren Hilfe die vertikale Lastkomponente in der Schnittebene *Bindung-Ski* hätte gemessen werden können. Für die Messung der horizontalen Komponente dieser Schnittlast war dieses System aber nicht konzipiert. Damit fehlte nicht nur eine möglicherweise entscheidende Kraftkomponente, sondern dies bedingte auch, dass der Kraftangriffspunkt der resultierenden Bodenreaktionskraft nicht bestimmt werden konnte. Wie bei McCaw und DeVita [291] dargestellt, hätten sich daraus nicht unerhebliche Fehler für die berechneten inneren Kräfte und Momente ergeben können.

(3) Die berechneten Nettomomente[48] und Zwangskräfte könnten, wegen ungenauer zweiter Ableitungen, um Größenordnungen falsch sein.

(4) Da bei der inversen Modellierung die Bewegungen in allen Freiheitsgraden vorgegeben sind, führen Modellierungsfehler nicht wie bei der Vorwärtssimulation zu unerwarteten Bewegungen des Modells. Durch Wegfall dieser Kontrollmöglichkeit war nicht auszuschließen, dass solche Fehler unerkannt bleiben.

Aufgrund dieser vier Nachteile fiel die Entscheidung für die Vorwärtssimulation.

Wahl des Hilfsmittels für die Umsetzung des gewählten Verfahrens

Für den Aufbau sowohl von Teilmodellen als auch für deren Verbund zu einem Gesamtmodell (mehr hierzu im übernächsten Abschnitt) kam ein kommerzielles Softwarepaket zur Simulation von Mehrkörpersystemen (MKS) zum Einsatz. Dieses Paket mit der Handelsbezeichnung *SIMPACK* entstand beim Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrt (Kortüm [256]) und wird inzwischen von der Firma INTEC, Oberpfaffenhofen vertrieben. Ein entscheidender Vorteil dieses Programmpaketes bestand darin, Eigenentwicklungen von Unterprogrammen in das Programm nahtlos integrieren zu können. Solche *user routinen* waren notwendig, weil *SIMPACK* - konzipiert für Anwendungen im Bereich Luft- und Raumfahrt sowie Fahrzeugtechnik - so gut wie keine Module für biomechanische Modellierungsprobleme bereitstellte. Dieses Manko trifft derzeit auf die meisten kommerziellen MKS-Programme zu, die alle aus den klassischen Disziplinen der Ingenieurwissenschaften heraus entstanden sind.

HINWEIS: Obwohl das Programm für Vorwärtssimulationen konzipiert ist, hätte es auch für *inverse Dynamik* eingesetzt werden können. In der Arbeit von Hollweck [203] ist der Einsatz von *SIMPACK* für ein inverses Modell beschrieben.

---

[47] Im EXKURS E8-2, S. 194 sind Informationen zu diesem von Wimmer [476, 477] entwickelten System zu finden.

[48] Erläuterungen zum Begriff *Nettomoment* siehe Kap. 2.4.2.7, S. 29 und 30.

Festlegung der zu realisierenden Modelleigenschaften

Eine der in Kap. 2.5 (S. 50) aufgestellten Grundregeln zur Einsparung von Kosten beim Aufbau von mathematischen Modellen lautet, die Komplexität der Modelle nicht unnötig groß werden zu lassen. Dieser Regel entsprechend, wurden nur jene Eigenschaften des Realsystems in das Modell implementiert, die für den zu untersuchenden Vorgang ohne Zweifel von Bedeutung schienen. Folgende Eigenschaften wurden als notwendig und hinreichend erachtet:

- starres, ebenes[49] Modell,
- Gelenkfreiheitsgrade zumindest in Sprung-, Knie- und Hüftgelenk,
- möglichst realistische Massen- und Trägheitseigenschaften der Körperteile und Ausrüstungsgegenstände,
- elastischer Ski,
- realistische Verformungs- und Dämpfungseigenschaften (Hysterese) des Skischuhes,
- Wirkung der Muskulatur in den modellierten Gelenken,
- realistische Modellierung des Kontaktes Ski / Piste.

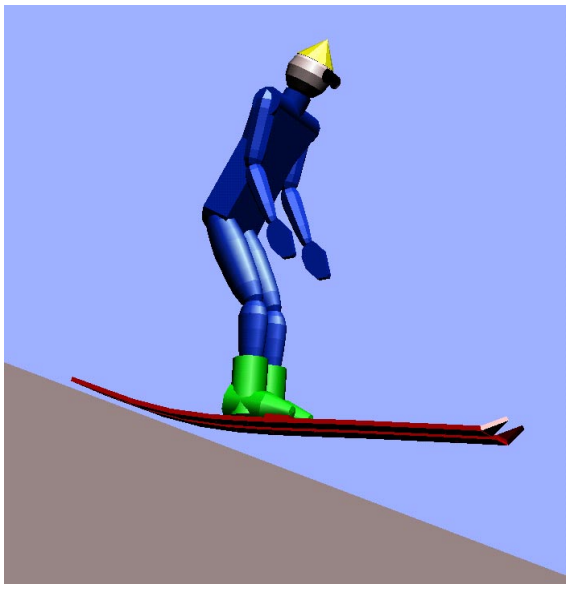


Abb. 3.27 Realisiertes Computermodell des Skifahrers.

In Vorgriff auf das Kap. 3.2.3.5, in welchem alle Einzelheiten zum Aufbau dieses Modells beschrieben sind, zeigt Abb. 3.27 die graphische Darstellung des schließlich realisierten Gesamtmodells *Skifahrer*.

Festlegung der Arbeitsschritte für den Modellaufbau

Der schrittweise Modellaufbau bis zum endgültigen Simulationsmodell, einschließlich der Erhebung der notwendigen experimentellen Daten, benötigte insgesamt sechs Jahre. Die Vorgehensweise dabei entsprach der im Kap. 2.5 gegebenen Empfehlung *vom Einfachen zum Komplexen*. In Abb. 3.28 ist die Methodik dieser Entwicklung schematisiert. Wie Abb. 3.28 zeigt, sind dabei mehrere Teil- bzw. Zwischenmodelle entstanden, die jeweils eigenen Validierungsprozessen unterworfen wurden. Auch diese Vorgehensweise entspricht der in Kap. 2.5 aufgestellten Forderung, komplexe Simulationsmodelle zur Vermeidung grober Modellierungsfehler aus einzelnen, für sich validierten Teilmodellen aufzubauen.

[49] In Hinblick auf spätere Anwendungen wurden die Körperteile und die Ausrüstungsgegenstände des Skifahrers dreidimensional modelliert, die dritte Dimension für die vorliegende Analyse aber „gesperrt“.

Viele Arbeitsschritte, sowohl zur experimentellen Bestimmung von benötigten Eingangsdaten als auch für den Aufbau von Modellkomponenten, konnten parallel bearbeitet werden. Das am Ende des Ablaufschemas von Abb. 3.28 stehende Modell *Knie* entstand sogar völlig unabhängig von der vorliegenden Arbeit und wurde von seinem Entwickler (LEHNER [270]) zum Ende der Untersuchung zur Verfügung gestellt. Durch den modularen Aufbau des vorliegenden Computermodells war diese Vorgehensweise möglich.

In Einklang mit den in Kap. 2.5 aufgestellten Strategien zum Modellaufbau wurde schließlich auch darauf geachtet, die Komplexität des Modells nicht unnötig hoch werden zu lassen. Ein Augenmerk galt deshalb der Forderung, nur jene Eigenschaften des Realsystems zu modellieren, welche für die vorliegende Fragestellung besonders wichtig erschienen.

Die Gliederung von Kapitel 3.2.3 entspricht dem in Abb. 3.28 dargestellten Ablaufplan. Die einzelnen Modellierungsschritte werden in ihrer logischen Entstehungsreihenfolge besprochen, inhaltlich begründet und durch Hinweise zum jeweiligen Modellaufbau ergänzt. Ein Schwerpunkt wird auf der Darstellung der methodischen Ansätze und Vorgehensweisen zur Ermittlung der für jedes Teilmodell notwendigen Eingangsdaten liegen. Auf diese Weise kann die praktische Anwendung der meisten in der Methodensammlung besprochenen experimentellen Methoden gezeigt werden.

Die in Abb. 3.28 dargestellte Vorgehensweise ist nicht bindend und auch sicher nicht für jede Art der Modellentwicklung sinnvoll. Sie ist aber logisch für den hier vorliegenden Fall, denn sie nutzte z.B. die vorhandenen guten Möglichkeiten experimentelle Daten zu erheben.

Es soll an dieser Stelle unmissverständlich gesagt werden, dass dieser Ablauf nicht von Beginn an feststand – auch wenn man dies im Nachhinein gerne so darstellen würde. Vielmehr bestand eine grobe Vorstellung davon, wie ein Modell eines Skifahrers aufgebaut sein sollte. Mehrere Iterationsprozesse und „Sackgassen“ waren notwendig um zum endgültigen Stand zu kommen. Gerade in einer Arbeit zur Konstruktionsmethodik müssen solche Schwierigkeiten aber genannt werden. Aus diesem Grund werden in den kritischen Abschnitten des Modellaufbaus, wie z.B. beim Anpassungsprozess (Kap. 3.2.3.5.4), die aufgetretenen Probleme angesprochen.

Warum es zu Iterationsschritten kommen musste, ist vor allem damit zu begründen, dass die biomechanische Modellbildung erst in ihren Anfängen steht. Auch das verwendete Hauptwerkzeug, das oben beschriebene MKS-Programm *SIMPACK,* bedurfte erst einiger Ergänzungen, um für die vorliegenden Anforderungen verwendbar zu sein.

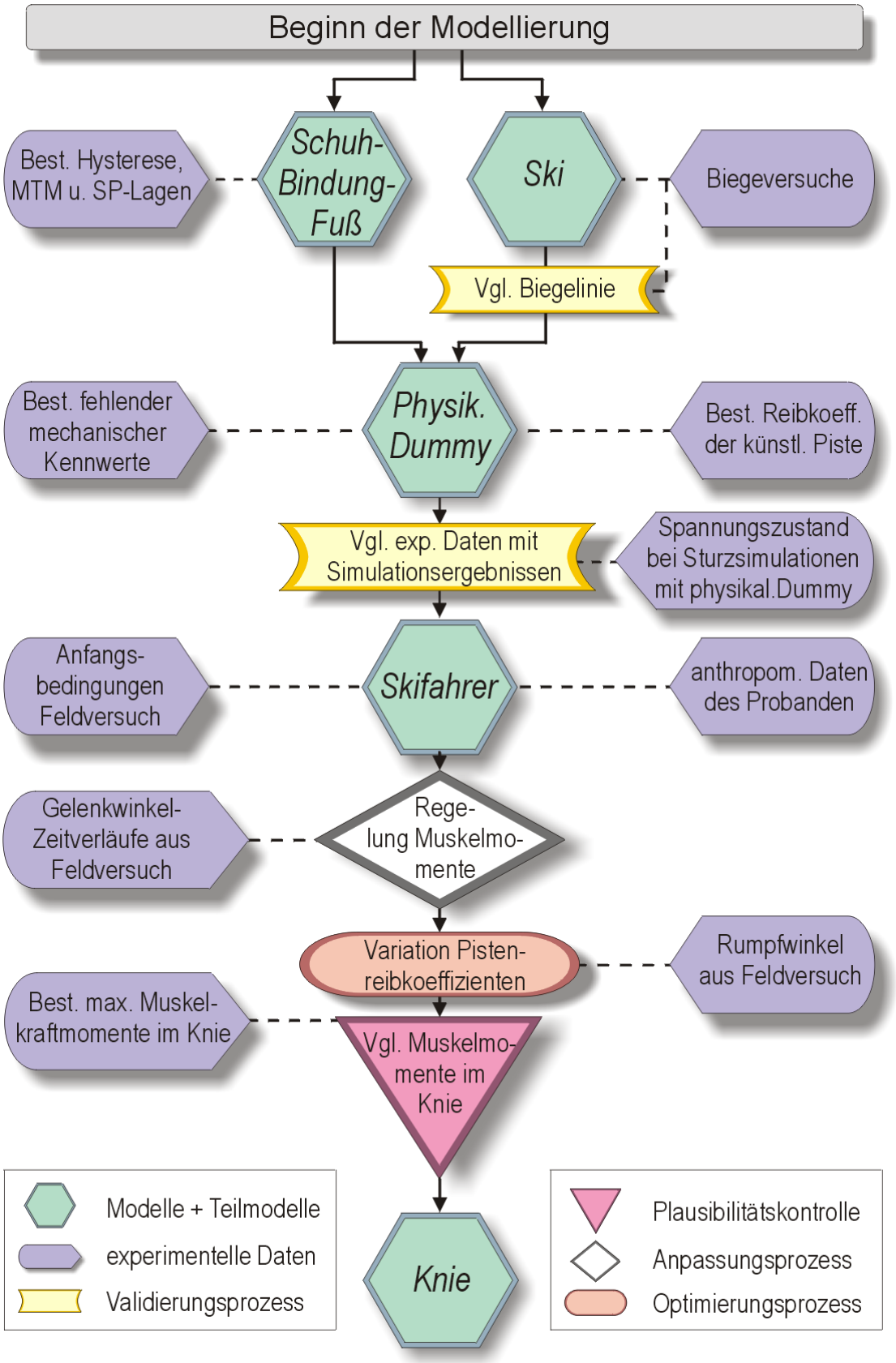
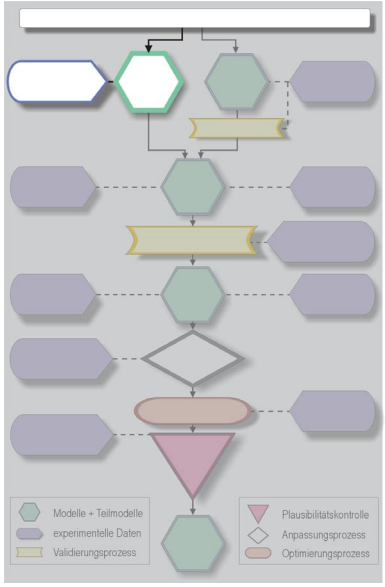


Abb. 3.28 Ablaufschema des gesamten Verfahrens zum Aufbau der Computermodellierung

3.2.3.2 Entwicklung des Teilmodells *Schuh-Bindung-Fuß*

3.2.3.2.1 Modellaufbau



In Abb. 3.23 (S. 81) war der Aufbau eines üblichen Skischuhes gezeigt worden. Aus den Erläuterungen dazu dürfte deutlich geworden sein, dass der Fuß, das Unterteil des Skischuhes, sowie der vordere und hintere Teil der Skibindung kinematisch als Einheit betrachtet werden können.

Der bewegliche Schaft des Schuhes - samt integriertem Auslösemechanismus - und der Unterschenkel bilden in erster Nährung ebenfalls eine Einheit und sind im Bereich des Sprunggelenks über ein reibungsfreies Drehgelenk mit dem *Fuß-Schuh-Bindungskörper* verbunden (Abb. 3.29).

Wie in der Realität, so ist auch im Modell das hintere Bindungselement frei in Längsrichtung des Ski beweglich. Damit kann sich der Ski weitgehend unbeeinträchtigt von der starren Schuhsohle durchbiegen. Das Schuhunterteil ist ohne Freiheitsgrade mit der Bindung verbunden. Die mechanischen Eigenschaften des Schuhes werden im Modell durch eine mathematische Relation repräsentiert, welche exakt die vom jeweiligen Schuh gemessene Hysteresekurve beschreibt. Der obere- und untere Ast dieser Hysterese dienen als Eingabefunktionen für ein spezielles *Kraftelement* in *SIMPACK*, welches dem in Abb. 3.29 eingezeichneten Drehgelenk parallel geschaltet ist.

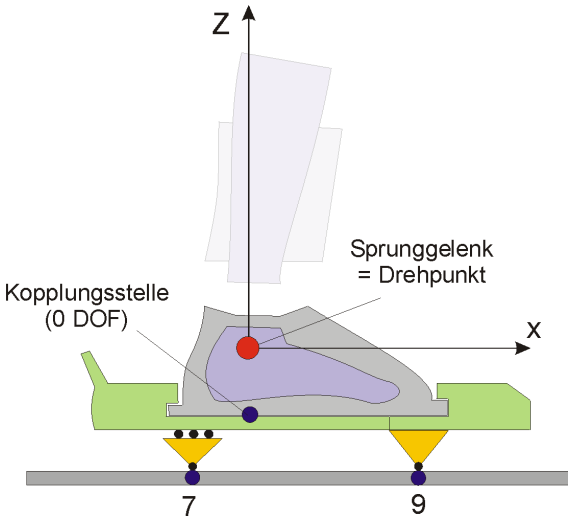


Abb. 3.29 Aufbau Modell *Bindung-Schuh-Fuß*

3.2.3.2.2 Bestimmung der Eingangsdaten

Für die Implementierung des *Fuß-Schuh-Bindungskörpers* in *SIMPACK* werden benötigt:

- dessen Gesamtmasse,
- die Lage seines Gesamtschwerpunktes (bezüglich des Drehpunktes Sprunggelenk),
- der auf den Schwerpunkt bezogene Trägheitstensor, sowie der
- obere und untere Ast der Hysteresekurve, sowohl für den blockierten als auch den aktivierten Auslösemechanismus.

Bei der Bestimmung der Massen- und Trägheitsdaten wurde für die beiden mechanischen Teile *Schuh* und *Bindung* anders vorgegangen als für den *Fuß*. Erst nachdem die Daten der Einzelteile vorlagen, erfolgte die Berechnung der Gesamtkörpergrößen durch entsprechendes Aufaddieren der Anteile.

Bestimmung der Hysteresen des Skischuhes

Bereits in der Bereitstellungsphase des Funktionsmodells (Kap. 3.2.2) waren in großem Umfang Hysteresemessungen durchgeführt worden. Das Verfahren und die dazu verwendete Messapparatur ist in EXKURS E17 (S. 229) beschrieben.

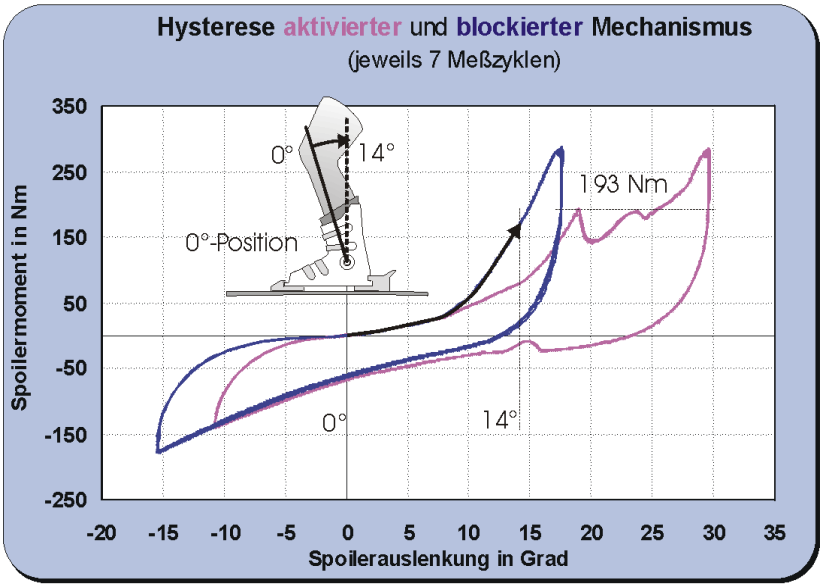


Abb. 3.30 Hysteresekurven für Prototyp IV-A, Mechanismus blockiert und aktiviert

In Abb. 3.30 sind die für den blokkierten und den aktivierten Auslösemechanismus gemessenen Hysteresekurven abgebildet.
Für die Verwendung als Eingabefunktionen in *SIMPACK* mussten sie jeweils noch in den oberen und unteren Ast aufgeteilt werden.

Bestimmung der Schwerpunktlage der Schuhteile und der Bindung

Die Ermittlung der Schwerpunktlagen des unteren bzw. oberen Schuhteiles, sowie der Bindung erfolgte durch Bestimmen einer Auflagerkraft - z.B. an der in Abb. 3.31 dargestellten Position - und Anwendung der Gleichungen:

$$l_{SP} = \frac{F_A \cdot l_W}{M \cdot g} \quad \text{und} \quad X_S = l_{SP} - l_S$$

F_A = an der Waage gemessene Auflagerkraft.
M = Masse des zu vermessenden Gegenstandes.

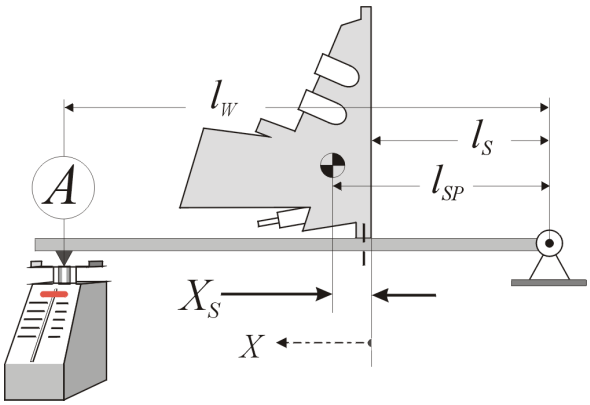


Abb. 3.31 Verfahren zur Bestimmung des Schwerpunktes.

Die sich auf diese Weise für alle Ausrüstungsteile ergebenden Schwerpunktlagen sind im ANHANG A4 (S. 259) zusammengestellt.

Bestimmung der Massenträgheitsmomente von Schuhunterteil und Bindung

Die experimentelle Bestimmung der Massenträgheitsmomente dieser Bauteile erfolgte auf der Grundlage des physikalischen Pendels. Bekanntermaßen lässt sich die Lösung seiner Bewegungsgleichung[50] nach dem Massenträgheitsmoment (MTM) auflösen:

$$J^{PA} = \left(\frac{T}{2\pi}\right)^2 m \cdot g \cdot s$$

J^{PA} = Massenträgheitsmoment bezüglich Pendelachse
m = Pendelmasse
s = Abstand des Schwerpunktes zur Pendelachse
T = Schwingungsdauer

Durch mehrmaliges Messen - in unserem Fall n=10 - der Dauer von jeweils 10 Schwingungen, konnte die Ermittlung der Schwingungszeit T und damit des Massenträgheitsmomentes J^{PA} nach obiger Gleichung mit ausreichender Genauigkeit erfolgen. Abb. 3.32 zeigt die verwendete Vorrichtung bei einem Pendelversuch, durchgeführt mit der Kombination aus Schuhunterteil, Bindung und Skimittelstück. Die Pendelachse dieser Vorrichtung konnte in allen drei Ebenen um 30° bzw. 45° verdreht montiert werden, so dass auch für jeweils eine unter definiertem Winkel schräg liegende Achse das MTM bestimmt werden konnte. Für jeden Ausrüstungsgegenstand waren also sechs MTMe zu ermitteln. Durch Differenzenbildung (z.B. MTM des kompletten Schuhes ist gleich MTM aller Teile minus MTM, ermittelt für die Bindung allein[51]) konnte der Umfang der notwendigen Messungen etwas reduziert werden.

Abb. 3.32 Pendelversuch

Aus den sechs bezüglich der Pendelachsen ermittelten Massenträgheitsmomenten ließen sich die Deviationsmomente nach den auf der nächsten Seite angegebenen Gleichungen berechnen.

[50] Gilt nur für kleine Auslenkungen.
[51] Das MTM der Meßwippe selbst war jeweils zu subtrahieren.

$$P_{xy} = \frac{J_x + J_y \cdot \tan^2\theta - (1+\tan^2\theta)\cdot J_{xy}}{2\cdot\tan\theta}$$

$$P_{yz} = \frac{J_y + J_z \cdot \tan^2\phi - (1+\tan^2\phi)\cdot J_{yz}}{2\cdot\tan\phi}$$

$$P_{zx} = \frac{J_z + J_x \cdot \tan^2\psi - (1+\tan^2\psi)\cdot J_{zx}}{2\cdot\tan\psi}$$

Pij = Für Trägheitstensor benötigte Deviationsmomente.

Θ = Winkel zwischen X-Pendelachse und XY-Pendelachse.

Φ = Winkel zwischen Y-Pendelachse und YZ-Pendelachse.

Ψ = Winkel zwischen Z-Pendelachse und ZX-Pendelachse.

Ji = ermitteltes MTM bezüglich der orthogonalen Pendelachsen X, Y, Z.

Jij = ermitteltes MTM bezüglich der schrägen Pendelachsen XY, YZ, ZX.

Damit konnte der allgemeine Trägheitstensor - bezogen auf den Ursprung des Pendelachsensystems – nach folgender Gleichung berechnet werden:

$$J^{PA} = \begin{bmatrix} J_x & -P_{xy} & -P_{xz} \\ -P_{xy} & J_y & -P_{yz} \\ -P_{xz} & -P_{yz} & J_z \end{bmatrix}$$

Da die Schwerpunktlagen der Ausrüstungsteile bezüglich des Pendelachsensystems (Index *PA*) und damit die Abstände der Achsen zueinander bekannt sind, konnte abschließend durch Anwenden des Steiner'schen Satzes der Trägheitstensor $\underline{\underline{J}}^{PA}$ auf das im Schwerpunkt des jeweiligen Ausrüstungsteiles liegende Koordinatensystem (Index *SP*) umgerechnet werden.

HINWEIS: Da die Trägheitsmomente für die Schwerpunktachsen minimal sind, ist der Steineranteil zu s u b t r a h i e r e n . Folgende Gleichung war deshalb zur Umrechnung zu verwenden:

$$J^{SP} = J^{PA} - m \cdot \begin{bmatrix} y_S^2 + z_S^2 & -x_S y_S & -x_S z_S \\ symm & x_S^2 + z_S^2 & -y_S z_S \\ symm & symm & x_S^2 + y_S^2 \end{bmatrix}$$

$\{x_S, y_S, z_S\}$ = Ortsvektor vom Ursprung des Pendelachsensystems zum Körperschwerpunkt.

m = Masse des Körpers.

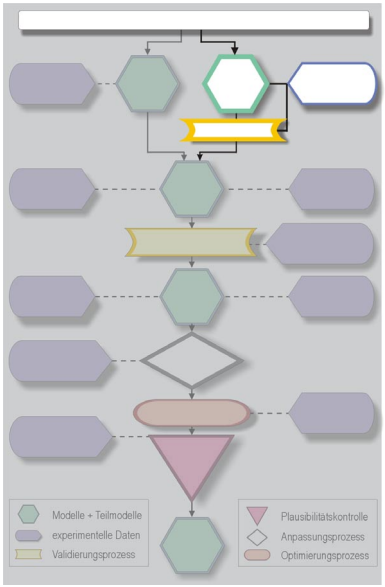
Die Werte dieses auf den Schwerpunkt bezogenen allgemeinen Trägheitstensors $\underline{\underline{J}}^{SP}$ der beiden Ausrüstungsteile sind im ANHANG A4 (S. 259) zusammengestellt.

Bestimmung der Segmentdaten des Fußes

Die Bestimmung der Segmentdaten des Fußes, also dessen Masse, Schwerpunktskoordinaten und Trägheitstensor, erfolgte im Rahmen der Bestimmung der anthropometrischen Daten mittels *Durchleuchtungstechnik mit anschließender Volumenrekonstruktion*. Dieser Teil des Entwicklungsprozesses ist ab S. 106 ff. ausführlich beschrieben.

3.2.3.3 Entwicklung des Teilmodells *Ski*

3.2.3.3.1 Modellaufbau



Im Rahmen der Analysen von Kap. 3.1.3 war bereits darauf hingewiesen worden, dass die elastischen Eigenschaften des Skis einen maßgeblichen Effekt auf die uns interessierenden kinetischen Parameter, wie z.B. den auftretenden Drehimpuls, haben dürften. Dies impliziert, dass der realitätsnahen Modellierung des Skis große Bedeutung zukommt. Es war daher klar, dass der Ski elastisch modelliert werden musste.
Prinzipiell verhält sich ein Ski wie ein elastischer Balken, bei dem sich der Balkenquerschnitt über die Länge erheblich ändert. Ski sind aus verschiedensten Materialien in Compoundbauweise aufgebaut, weshalb die für homogene Materialzusammensetzung abgeleiteten Gesetze im Grunde genommen nicht anwendbar sind. Dem Aufbau und der Materialzusammensetzung des Ski hätte ein entsprechend sorgfältig gestaltetes Finite Elemente Modell in idealer Weise entsprochen. Entgegen der Grundstrategie *so einfach wie möglich*, hätte sich die Modellkomplexität dadurch aber deutlich erhöht. Darüber hinaus war zum Entscheidungszeitpunkt bekannt, dass die Materialkonstanten der im Skibau eingesetzten Werkstoffe von den Herstellern i.d.R. nicht zugängig gemacht werden. Dies hätte zusätzlichen Aufwand erfordert, um auf anderem Wege an diese Stoffparameter zu kommen.

Aufgrund dieser Sachlage fiel die Entscheidung den Ski als Kontinuum zu modellieren.

Für die Umsetzung stand ein spezielles Fortran 77 Programm[52] mit der Bezeichnung *BEAM* zur Verfügung. Dieser Preprozessor löst für Balkenstrukturen unterschiedlicher Querschnittsgeometrien und Einspannbedingungen das Eigenwertproblem und erstellt entsprechende Eingabedateien für das MKS-Programm *SIMPACK*. Zum Zeitpunkt der Modellerstellung konnte *BEAM* hinsichtlich der Querschnittsgeometrie maximal 12 Sektionen unterscheiden. Diese Maximalzahl wurde ausgeschöpft und der Ski folglich in 12 Abschnitte unterschiedlicher Länge aufgeteilt. Die Lage der in den Sektionsgrenzen liegenden Knoten, die Längen der Abschnitte und die Kopplungsstellen zum *Fuß-Schuh-Bindungskörper* sind im ANHANG A5 (S. 261) zusammengestellt.

[52] Preprozessor *BEAM*, Version 3.3d, entwickelt und programmiert von WALLRAPP [462].

3.2.3.3.2 Bestimmung der Eingangsdaten

Für zwei Arbeitsschritte waren experimentelle Daten erforderlich:

(1) Als Eingabeparameter für den Preprozessor BEAM
- die Querschnittsgeometrien und Flächenträgheitsmomente an den Knoten,
- die Durchschnittsdichte des verwendeten Skis[53],
- überschlägige (einheitliche) Werte für den E-Modul und die Dämpfungskonstante des Materials.

(2) Für die Optimierung und Validierung des Modells (s. nächstes Kapitel)
- die Biegelinie des Skis unter verschiedenen Lasten und bei verschiedenen Lagerungsarten.

Zur Bestimmung der Flächenquerschnitte und -trägheitsmomente wurden an den Sektionsgrenzen die Skibreiten und Dicken vermessen (Werte s. ANHANG A5, S. 261).
Die Ermittlung der durchschnittlichen Dichte erfolgte über eine Volumen- und Gewichtsmessung des Skis und ergab $\delta_{Ski} = 1263\ kg/m^3$.
Für den Ausgangswert des E-Moduls wurden Biegeversuche des einseitig eingespannten Skis nach folgender Gleichung[54] ausgewertet:

$$E \cdot I = \frac{P \cdot l^3}{3 \cdot y} \cdot \left(1 - \frac{3x}{2l} + \frac{x^3}{2l^3}\right)$$

x = Lage des betrachteten Punktes bzgl. freiem Ende
y = Auslenkung des Punktes senkrecht zur Balkenlängsachse parallel zur Zugrichtung.
P = Am Balkenende wirkende Last.
l = Balkenlänge.
I = Flächenträgheitsmoment.

Durch Einsetzen von unter verschiedenen Lasten P ermittelten Auslenkungen sowie der ermittelten Werte für die Flächenträgheitsmomente ergab sich ein Ausgangswert für den E-Modul von 8,5 E10 N/m^2. Mit diesen Eingangsdaten konnte *BEAM* nun alle für die Beschreibung des Elastizitätsverhaltens des Skis notwendigen Parameter berechnen und eine für die Verwendung in *SIMPACK* kompatible Eingabedatei erzeugen.

3.2.3.3.3 Optimierungs- und Validierungsprozess

Der Optimierungsvorgang für das Modell *Ski* sah vor, den zunächst für alle Sektionen einheitlichen Elastizitätsmodul solange systematisch zu variieren, bis die vom Modell berechneten Absenkungen für einen simulierten Zweipunkt-Biegeversuch mit ermittelten Werten aus dem Realversuch so weit als möglich übereinstimmten. Wie Abb. 3.33 zeigt, konnte dies in nahezu idealer Weise erreicht werden.

---

53 Marke: HEAD TR6, Länge 203 cm.

54 Für Biegestäbe in Compundbauweise gelten die klassischen Biegegleichungen streng genommen nicht. Darüber hinaus sind sie nur für kleine Auslenkungen $sin\delta \approx \delta$ hergeleitet. Da hier aber nur ein ungefährer Ausgangswert für die Optimierung gesucht ist, ist die Anwendung unkritisch.

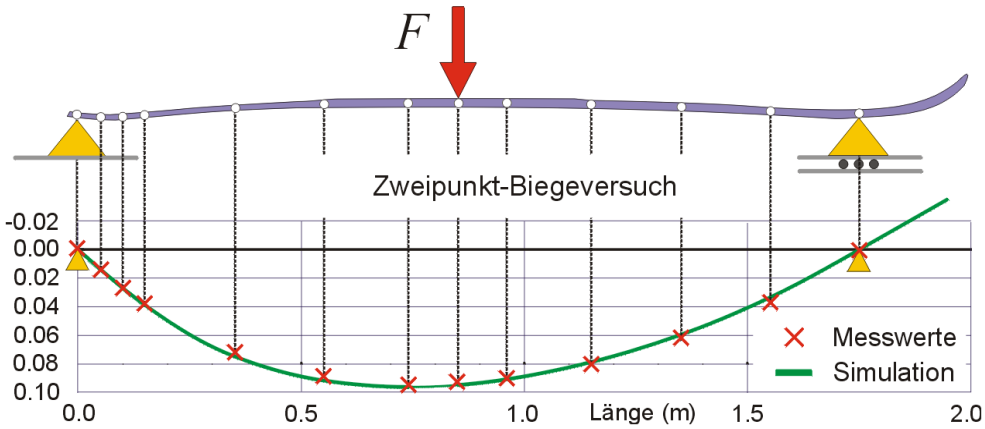


Abb. 3.33 Validierung des Skimodells über Vergleich mit Biegedaten aus dem Experiment.

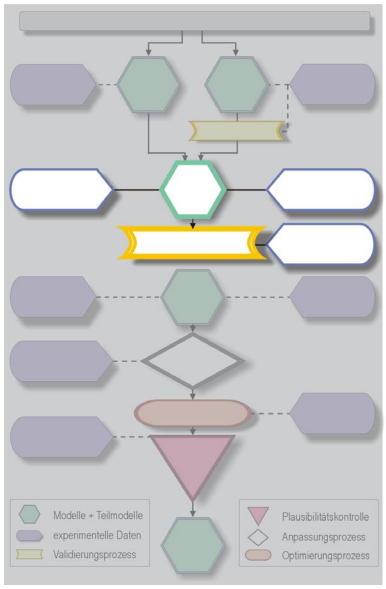
Die endgültigen Werte für die E-Module der einzelnen Sektionen sind im allgemeinen Teil des ANHANGS A5 (S. 261) aufgeführt. Damit war das Modell hinsichtlich des statischen Biegeverhaltens validiert.

Der logische nächste Schritt, die Überprüfung des dynamischen Verhaltens[55] des Modells *Ski* in der Interaktion mit dem Modell *Schuh-Bindung-Fuß* und der Piste, wird im folgenden Kapitel dargestellt.

[55] Neben dem statischen Biegeversuch wurden auch Schwingungsmessungen des Skiendes durchgeführt. Die gemessene Frequenz stimmte exakt mit der Frequenz eines simulierten Schwingungsversuches überein. Näheres dazu im allgemeinen Teil des ANHANG A14, S. 272.

3.2.3.4 Entwicklung des Teilmodells *Physikalischer Dummy*

3.2.3.4.1 Warum ein physikalisches Modell?



Zu Beginn von Kap. 3.2.3 wurde erwähnt, dass ein mathematisches Modell die Kernmethode zur Betrachtung der kinetischen Effekte des neuen Schuhkonzeptes sei.
Warum nun ein Umweg über ein physikalisches Modell? Die Antwort ist einfach: weil es bereits vorhanden war und sich damit eine ausgezeichnete Möglichkeit bot, die in den vorherigen Schritten entstandenen Teilmodelle in ihrem Zusammenwirken zu validieren.
Oktober 1991 wurde uns von der Ohio State University USA ein physikalisches Modell eines Skifahrers zur Verfügung gestellt. Dieser Dummy war dort in den 70er-Jahren entstanden und für dynamische Skibindungstests eingesetzt worden (BAHNIUK u. STRUNC [25], REZONJA u. BAHNIUK [373]).
Der Dummy stellt ein einfaches physikalisches Modell eines 75-Perzentilmannes in einer skifahrtypischen Position (Abb. 3.34) dar. Die Vorrichtung simuliert auf mechanische Weise dessen Trägheitseigenschaften bezüglich aller drei Achsen, realisiert dessen Gesamtmasse und hat genau dieselbe Gesamtschwerpunktlage wie das natürliche Vorbild.

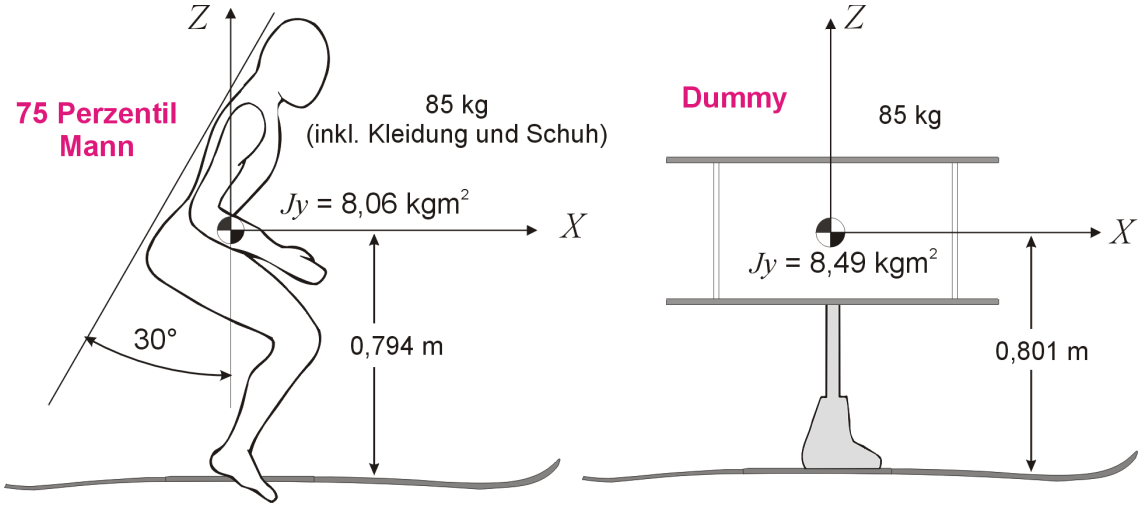


Abb. 3. 34 Abbildung der wichtigsten Parameter des Menschen auf das physikalische Modell

Dies bewirkt, dass der Dummy in einer simulierten Fahr- bzw. Sturzbewegung in erster Nährung dieselben Lasten an Schuh, Bindung und Ski hervorruft wie ein lebender Mensch. Eine Anordnung von Dehnmessstreifen direkt oberhalb des Schuhrandes auf der das Bein

repräsentierenden Messwelle (Abb. 6-33 im EXKURS E19, S. 236), ermöglicht die Erfassung des dort auftretenden räumlichen Spannungszustandes. Details zum Aufbau und zur Auslegung des Dummys können den Arbeiten von BAHNIUK u. Mitarb. [26], RASKULINESCZ und BAHNIUK [364] und RASKULINESCZ [365] entnommen werden. Eine Diskussion seiner Eigenschaften ist in EXKURS E19 (S. 235) zu finden.

Um mit diesem physikalischen Modell Sturz- und Landevorgänge untersuchen zu können, wurde eine künstliche Piste im Labor aufgebaut und eine entsprechende Auslöse- und Auffangvorrichtung konstruiert. Abb. 3.35a zeigt den Aufbau des Dummy mit dem rot-weißen Schwungrad (Simulation der Trägheitseigenschaften um die vertikale Achse) und den über Federn an der zentralen Welle aufgehängten Metallringen (Simulation der Trägheitseigenschaften um die Frontal- und Sagittalachse). Abb. 3.35b zeigt den Dummy im dynamischen Fallversuch, kurz bevor der Ski den vollen Kontakt zur künstlichen Piste hat.

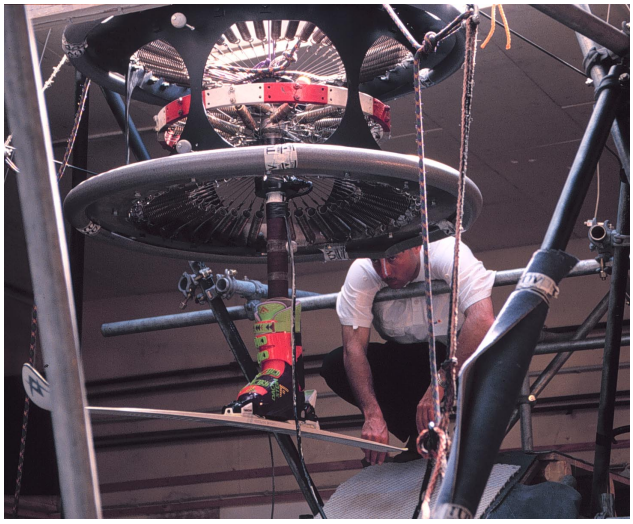


Abb. 3.35a Versuchsvorbereitungen. Gut zu erkennen: Schwungrad und Ringe mit Federaufhängung.

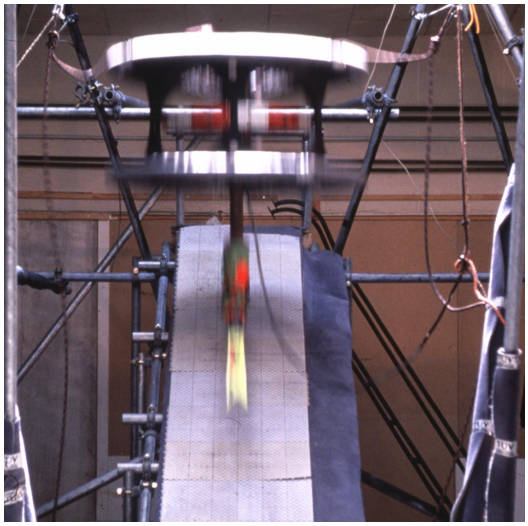


Abb. 3.35b Fallversuche mit dem physikalischem Dummy im Labor.

Im Zeitraum zwischen 1992 und 1994 fanden umfangreiche Versuchsreihen auf dieser Anlage statt. Insgesamt wurden mehr als 150 Fallversuche mit 30 Ski- bzw. Bindungseinstellungen und 17 Schuhtypen bzw. Schuheinstellungen durchgeführt. Die genaue Beschreibung dieser Studien und der dabei ermittelten Ergebnisse kann bei SENNER u. Mitarb. [415, 421,] nachgelesen werden.
Die Dummyexperimente zeichneten sich durch eine besonders hohe Reproduzierbarkeit aus[56]. Da die Fallversuche - hinsichtlich Dynamik und Kinematik - eine große Ähnlichkeit mit der von uns zu simulierenden Sprung- und Landesituation aufwiesen, lag es nahe, diese qualitativ hochwertigen Daten als Referenz für das entstehende Skifahrermodell zu verwenden.

[56] siehe ANHANG A6 (S. 263)

Wie konnten die Dummyversuche zu Validierungszwecken verwendet werden?

Die Experimente mit dem Dummy zur Validierung der bisher entwickelten Teilmodelle einzusetzen beruhte auf der Idee, das physikalische Modell mathematisch zu modellieren, und dieses Modell dann mit den zu validierenden Teilmodellen *Ski* und *Schuh-Bindung-Fuß* zu kombinieren. Da vom Dummy

- alle wesentlichen Eigenschaften (Massenträgheiten, Abmessungen, Materialkonstanten, usw.) bekannt waren bzw. einfach experimentell bestimmt werden konnten, und
- sein Aufbau vergleichsweise simpel ist (wenige Teile, nur ein Gelenk,...),

konnte davon ausgegangen werden, dass dieser Teil des Modells eine gute Realitätsnähe haben würde. Resultierten aus den simulierten Dummyversuchen also andere Schnittlasten als im Experiment, so wären die Ursachen in einer ungenügenden Abbildung der Interaktion des Ski-Schuh-Bindungsystems mit der Piste zu suchen. Umgekehrt wäre eine Validierung dieser Komponenten gegeben, wenn die simulierten Schnittlasten mit den experimentell ermittelten übereinstimmten. Die Verwendung des physikalischen Modells, wie hier beschrieben, war besonders deshalb so interessant, weil damit das dynamische Verhalten des modellierten Ski-Schuh-Bindungsystems überprüft werden konnte.

3.2.3.4.2 Modellaufbau

Für die uns interessierende ebene Bewegung waren nur jene Teile des Dummys abzubilden, die auch in dieser Ebene bewegt sind. Damit entfiel z.B. die Modellierung des Schwungrades (Abb. 3.35a) für die Erzeugung des Trägheitsmomentes um die Vertikalachse. Für die Dynamik der Bewegung und die damit entstehenden Schnittlasten in der Messwelle waren die Massen- und Trägheitseigenschaften des Dummys sowie das Biegeverhalten seiner Messwelle von Bedeutung. Abb. 3.36 zeigt die graphische Darstellung des schließlich realisierten Modells des physikalischen Dummys.

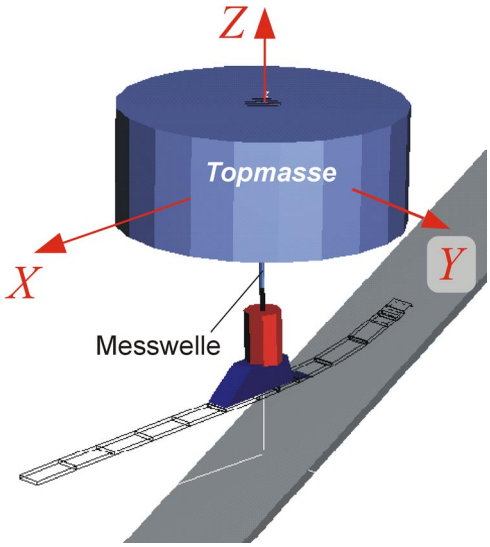


Abb. 3.36 Computermodell des Dummy

Die Messwelle des Dummys wurde - wie der Ski - als Kontinuum modelliert, die beiden Metallringe und die Masse des Schwungrades[57] waren in einem am Ende der Welle sitzenden Körper, der *Topmasse,* vereint. Zwischen Dummywelle und Topmasse bestanden - wie in der Realität - drei Freiheitsgrade in der Sagittalebene, ein rotatorischer um die *Y*-Achse und die beiden translatori-

[57] siehe auch die Abbildungen im EXKURS E19 (S. 235)

schen in *X*- bzw. *Z*-Richtung (Koordinatensystem siehe Abb. 3.37). Die Bestimmung der Steifigkeiten für diese Verdrehung und die Verschiebungen ist im nächsten Kapitel beschrieben.

Ein Gelenk ohne Freiheitsgrade verband die Dummywelle mit einem Körper, der den Schaft des Skischuhes repräsentierte und dessen in Kap. 3.2.3.2.2 (S. 88ff.) ermittelte Massen- und Trägheitseigenschaften besaß. An diesen Körper koppelte das zu validierende Ski-Schuh-Bindungsmodell an, wobei statt der Hysteresekurven des Prototyps die Messkurven eines im Dummyversuch getesteten Schuhmodells[58] verwendet wurden.

Die Modellierung der Piste erfolgte über sog. *Kontaktelemente*[59] in der Pistenebene, die den 13 Knoten des Skimodells zugeordnet waren. Diese Elemente stellen einfache Feder-Dämpferkombinationen dar mit einer Federsteifigkeit von -50 000 N/m und einer Dämpfung von -2 000 Ns/m. Zur Simulation der Reibung zwischen Ski und Untergrund sind den Kontaktelementen Reibungselemente[60] parallelgeschaltet. Die Bestimmung des dafür benötigten Reibkoeffizienten wird nachfolgend beschrieben.

3.2.3.4.3 Bestimmung der Eingangsdaten

Ermittlung der Steifigkeitseigenschaften des Spulenkörpers des Dummys

Wie in Abb. 6.33 im EXKURS E19 (S. 236) zu sehen ist, ist der Spulenkörper über insgesamt 80 Radialfedern an der zentralen Nabe aufgehängt. Eine Modellierung jeder einzelnen Feder (deren Konstanten vorlagen) hätte aber den Modellierungsaufwand zu groß werden lassen. Aus diesem Grunde wurden die globalen Federkonstanten hinsichtlich der drei in Abb. 3.37 skizzierten Richtungen über das Aufbringen von Lasten bzw. Momenten und Weg- bzw. Winkelmessungen experimentell bestimmt.

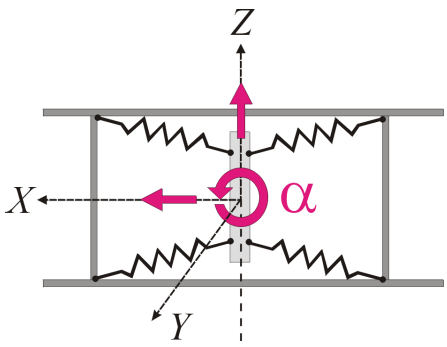


Abb. 3.37 Parameter aus Versuch

Aus diesen Messreihen ergaben sich die in Tab. 3.1 aufgeführten Werte.

Tab. 3.1: Feder- und Drehsteifigkeiten der Dummyspule bezüglich der Nabe

	Auslenkung in x-Richtung	Auslenkung in y-Richtung	Drehung um y-Achse
Steifigkeitsparameter	c_x = 1,0*10^5 N/m	c_z = 1,0*10^5 N/m	c_α = 2300 Nm/rad

58 Schuhmodell: NORDICA Gran Prix
59 *SIMPACK* Kraftelement Nr. 18 *one sided contact element*
60 *SIMPACK* Kraftelement Nr. 100 *friction with normal force given by other elements: B_i*

Bestimmung der Reibkoeffizienten zwischen Ski und künstlicher Piste

Um in den Dummyversuchen möglichst reale Bedingungen zu haben, war die künstliche Piste mit einer reibungsarmen Oberfläche, bestehend aus strukturierten Polytetrafluoräthylenplatten (Handelsname *Tinaflex*) bedeckt. Dieses Material weist einen für Kunststoffe vergleichsweise sehr niedrigen Reibkoeffizienten auf, die tatsächlichen Reibungsverhältnisse zeigten sich allerdings stark abhängig von der verwendeten Materialpaarung. Da für die vorliegende Materialpaarung (Skibelag: Polyäthylen mit unbekannten Anteilen Graphit) keine Angaben vorlagen, musste dieser Modellparameter experimentell ermittelt werden.

Zu diesem Zweck wurde der mit einer Masse von 35 kg belastete Ski auf eine mit den Platten bedeckte Versuchsebene gesetzt (Abb. 3.38) und deren Neigung solange erhöht, bis sich der Ski - nach leichtem Anschieben - mit konstanter Geschwindigkeit nach unten bewegte. Der Gleitreibungskoeffizient ergab sich dann aus der bekannten Beziehung:

$\mu_G = \tan \alpha$ α = ermittelte Neigung der Versuchsebene

Bei Befeuchten der Platten mit Seifenlösung resultierte ein Gleitreibungskoeffizient von 0,112. Damit lagen in etwa die Verhältnisse vor, welche in der Literatur (LIND und SANDERS [274]) für trockenen, kalten Pulverschnee und geringe Fahrgeschwindigkeiten[61] angegeben werden. Für den vorliegenden Fall einer äußerst geringer Fahrgeschwindigkeit sind die erzielten Reibungsverhältnisse also durchaus realistisch.

Abb. 3.38 Gleitversuch zur Ermittlung der Reibung der künstlichen Piste.

3.2.3.4.4 Validierungsprozess

Mit dem nun vorliegenden Modell *physikalischer Dummy* konnten unter Verwendung derselben Anfangsbedingungen wie in den Experimenten - freier Fall aus einer definierten Höhe auf die schiefe Ebene - Fallversuche simuliert werden. Der Vergleich zwischen der berechneten und der im Experiment ermittelten horizontalen Schnittlast ist auf der nächsten Seite in Abb. 3.39 dargestellt.

Obgleich gewisse Abweichungen zwischen Simulation und Experiment bestanden, so konnte doch insgesamt eine gute Übereinstimmung – insbesondere hinsichtlich der zeitlichen Struktur und der Maximalwerte – festgestellt werden.

[61] Bei höheren Fahrgeschwindigkeiten können sich ein Wasserfilm unter dem Ski aufbauen und zusätzlich noch Auftriebseffekte entstehen, was die Reibung insgesamt deutlich verringert.

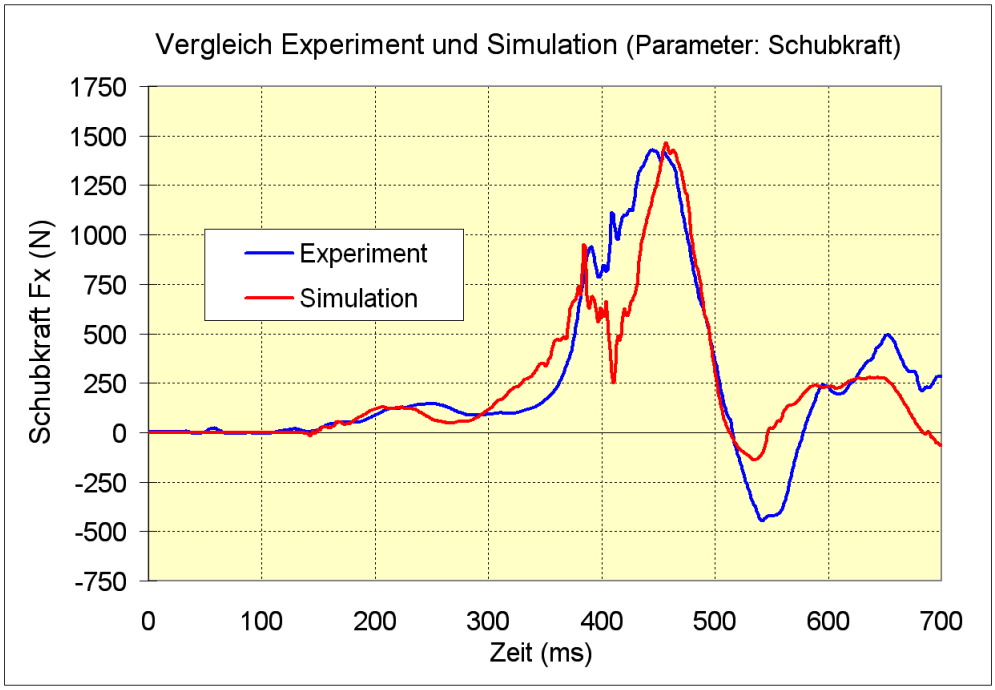
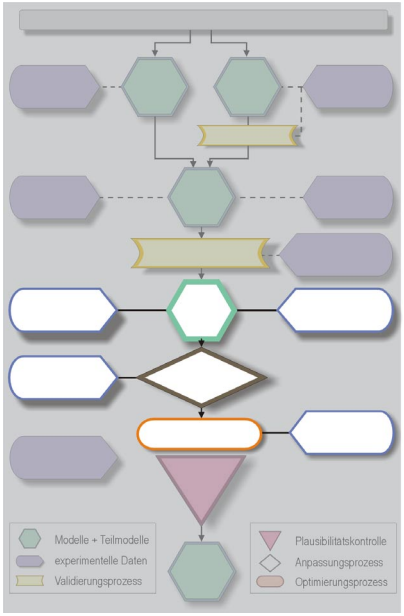


Abb. 3.39 Vergleich Experiment und Modell

Das gefundene hohe Maß an Übereinstimmung stärkte das Vertrauen in die Qualität des soweit aufgebauten Modells und es gab keinen Anlass zu irgendwelchen Modifikationen. Mit Abschluss dieses Arbeitsschrittes stand nun ein valides mathematisches Modell zur Beschreibung des dynamischen Verhaltens der Ausrüstungsteile zur Verfügung.

3.2.3.5 Entwicklung des Teilmodells *Skifahrer*



3.2.3.5.1 Modellaufbau

Zeitlich parallel zur Modellierung der technischen Komponenten erfolgte die Entwicklung des Körpermodells. Der aufgestellten Prämisse folgend, ein möglichst einfaches Modell zu erstellen, beschränkte sich der Aufbau auf wenige starre Teilkörper.

Ausgehend von dem von HATZE [173] vorgeschlagenen 17-Segmentmodell[62] wurden die in Abb. 3.40 dargestellten Segmente 1, 2, 3, 7 und 11 zu einem *Oberkörpersegment* zusammengefasst und die Hand- und Armsegmente 4, 5, 6 bzw. 8, 9, 10 in einer unveränderlichen Beugestellung mit dem Oberkörpersegment verbunden (schwarze Kreuze in Abb. 3.40). Die Entscheidung, die Hand- und Armsegemente nicht ebenfalls dem Oberkörpersegment zuzuschlagen, wurde in Hinblick auf zukünftige Anwendungen des Modells getroffen (mögliche Einführung von Arm- und Handgelenken).

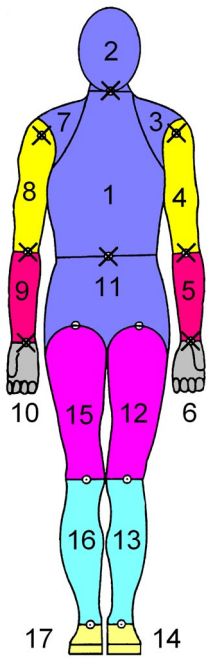


Abb. 3.40
Segmentmodell nach HATZE [173].

Damit bestand das Modell *Skifahrer* aus insgesamt 13 Starrkörpern mit Drehgelenken im Sprung-, Knie- und Hüftgelenk. Dieses einfache Mehrkörpersystem wurde als ausreichend erachtet, um eine Lösung für das vorliegende Analyseproblem herbeizuführen.

Berücksichtigung der Wirkung der Muskulatur

Die Wirkung der Gelenkmuskulatur und die resultierenden Bewegungen stehen in direktem Zusammenhang. Sollte das Modell also die realen Bewegungen des Skifahrers nachstellen, dann musste die Wirkung der Muskulatur auf geeigenete Weise mathematisch beschrieben sein. Wie dieses Problem im vorliegenden Fall gelöst wurde, wird in Kap. 3.2.3.5.4 (S. 110 ff.) ausführlich beschrieben.

[62] Von HATZE als *Hominoid* bezeichnet.

3.2.3.5.2 Bestimmung der notwendigen Bewegungsdaten

Was wurde gebraucht?

Obwohl das Modell *Skifahrer* dreidimensional aufgebaut war, reichte es für das weitere Vorgehen, die Kinematik der Bewegung in der X-Y-Ebene (*Sagittalebene*) zu bestimmen. Diese Daten sollten für Sprung- und Landevorgänge unter Verwendung des Prototypen mit blockiertem als auch mit aktiviertem Spoilermechanismus erhoben werden. Im Einzelnen waren folgende Parameter zu bestimmen:

(1) *Als Startwerte für die Simulation:*
Die kinematischen Anfangsbedingungen (nullte, erste und zweite Ableitung) der in Abb. 3.41 dargestellten sechs Systemfreiheitsgrade[63].

(2) *Für den Anpassungprozess* (Kap. 3.2.3.5., S. 110ff.):
Die mittleren Zeitverläufe von Sprung,- Knie- und Hüftgelenk.

(3) *Für den Optimierungsprozess* (Kap. 3.2.3.5., S. 112ff.):
Der mittlere Verlauf des Rumpfwinkels.

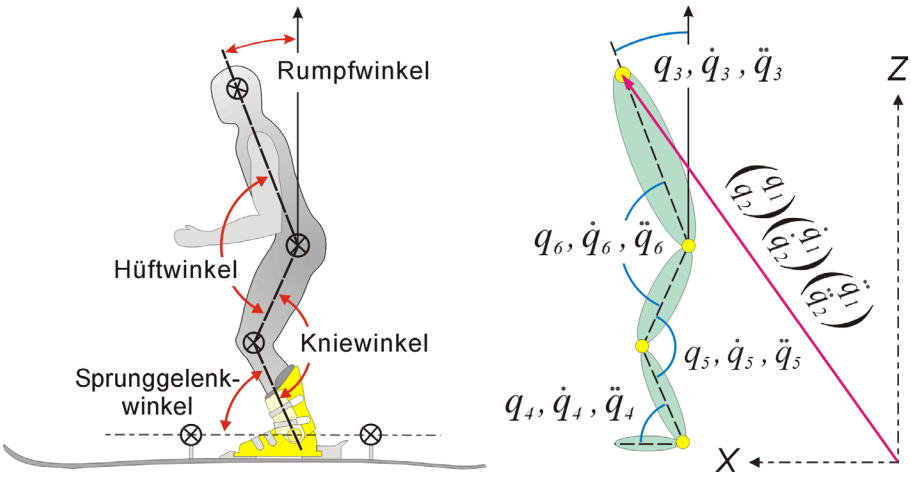


Abb. 3.41 Winkeldefinitionen und Freiheitsgrade des Skifahrermodells

Weil keine Anforderungen an eine schnelle Verfügbarkeit der Daten bestanden, aber eine möglichst rückwirkungsfreie Bestimmung unter schwierigen Bedingungen im Feld notwendig war, kam für die periphere Bewegungsanalyse das optische Verfahren (EXKURS E3-7, S. 171) zum Einsatz. Damit war auch die notwendige Flexibilität gegeben, noch zu einem späteren Zeitpunkt interessierende Bewegungsparameter bestimmen zu können.

63 Da sich das MKS im vorliegenden Fall nur in der Ebene bewegt, ist der Bewegungszustand durch diese 18 Variablen eindeutig beschrieben.

Versuchsprogramm

Das Versuchsprogramm sah jeweils dreizehn Wiederholungen mit beiden Behandlungen - aktivierter und blockierter Mechanismus - in randomisierter Reihenfolge vor. Der Proband hatte die Aufgabe über eine kleine Schanze zu springen und so zu landen, dass die Skienden zuerst Bodenkontakt erhielten. Er war weiterhin angewiesen, eine leichte Rücklagetendenz zu realisieren und mit möglichst gestreckten Beinen zu landen. In Abb. 3.42 ist eine der ermittelten Sprung- und Landesequenzen dargestellt.

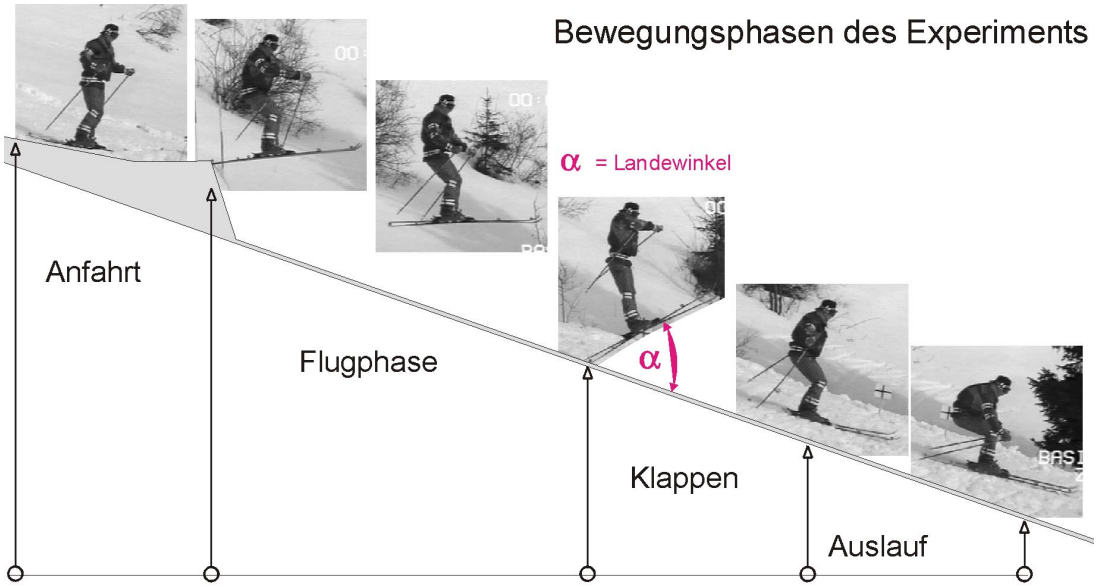


Abb. 3.42 Bewegungsphasen des Feldexperiments

Am Tag vor den eigentlichen Messungen führte die Versuchsperson mehr als 15 Probesprünge unter Testbedingungen und unter Anleitung durch. Kurz vor Beginn der Messungen hatte die Versuchsperson nochmals Gelegenheit zu drei weiteren Übungssprüngen.
Die Schanze wies eine Höhe von etwa 1 m auf, die Pistenneigung im Landebereich betrug ca. 21° und der markierte Anlauf hatte eine Länge von 18 m. Um konstante Bedingungen zu gewährleisten, wurden Anlauf, Schanze und der Landebereich ständig präpariert.
Die Bewegungsaufzeichnung erfolgte durch zwei 50 Hz S-VHS Videokameras. Die für die spätere 2D-Analyse vorgesehene Kamera war stationär auf einem Stativ montiert und vom Bildausschnitt auf den Landevorgang optimiert. Die zweite Kamera wurde geschwenkt und lieferte eine Überblick des gesamten Vorganges.

HINWEIS: Parallel zu dieser Erhebung wurde auch eine 8-Kanal Elektromyographie durchgeführt. Diese war für die Lösung des Analyseproblems hinsichtlich der muskulären Anforderungen notwendig. Genaueres dazu in Kap. 3.2.4.

Ein Funksignal startete die Analogdatenaufzeichnung und die in beide Kamerabilder eingeblendete Stoppuhr (Auflösung 1/100 s). Das Funksignal wiederum wurde ausgelöst,

wenn die Versuchsperson eine kurz vor dem Schanzentisch befindliche Startschranke durchfuhr. Um den zur Bestimmung der Bewegungskoordinaten aus dem Videobild notwendigen Digitalisierungsprozess[64] zu erleichtern, waren auf dem dunklen Skianzug und am Schuh weiße Markierungskreuze befestigt, auf dem Ski waren dunkle Markierungskugeln montiert.

Auswerteverfahren

Die Aufbereitung der erhobenen Videodaten gliederte sich in folgende Schritte:

(1) Digitalisierung der Markierungspunkte,
(2) Kalibrierung,
(3) Winkelberechnung,
(4) Splineapproximation und Bestimmung der 1. und 2. Ableitungen,
(5) Auswahl der zu mittelnden Sprünge,
(6) Mittelung der Anfangswerte der ausgewählten Sprünge,
(7) Zeitnormierung,
(8) Mittelung der zeitnormierten Winkel-Zeitverläufe,
(9) Umrechnung der Daten auf Simpackkonventionen.

Alle notwendigen Detailinformationen zu diesen Auswerteschritten und insbesondere die Begründung für deren obligatorische Reihenfolge werden im EXKURS E20 (S. 237) gegeben.

Ergebnisse der peripheren BA der Feldversuche

Die Gegenüberstellung der ermittelten durchschnittlichen Gelenkwinkel-Zeitverläufe für den blockierten und den aktivierten Spoilermechanismus ist in Abb. 3.43 dargestellt[65]. Der Kniewinkel weist etwa ab dem Klappende[66] unterschiedliche Verläufe für die beiden Behandlungen auf, während beim Sprunggelenkswinkel die Unterschiede bereits ab T=330 ms zu erkennen sind. Gemäß der in Abb. 3.41 (S. 102) gegebenen Winkeldefinitionen bedeutet dies weniger Knie- und mehr ⇒ Plantarflexion für den Fall des aktivierten Mechanismus. Zum Beispiel betragen zum Zeitpunkt T=520 ms die absoluten Winkeldifferenzen zwischen den beiden Behandlungen beim Knie- und beim Sprunggelenkswinkel jeweils +16°. Die entsprechenden relativen Abweichungen (Referenz sind die Sprünge mit blockiertem Mechanismus) liegen über 15 bzw. 18 Prozent. Der Hüftwinkel scheint dagegen von der Aktivierung des Mechanismus nicht wesentlich beeinflusst zu werden.

---

64 Allgemeine Erläuterungen zum Begriff *Digitalisierung* siehe EXKURS E3-7 (S. 171).
Details zum Digitalisierungsprozess der hier erhobenen Felddaten siehe EXKURS E20 (S. 237)

65 Aus Gründen der Anschaulichkeit wurde für die Darstellung und Weiterverwendung der Bewegungsdaten eine Rücktransformation der Normzeit auf eine *mittlere Realzeit* durchgeführt.

66 Als *Klappende* (KE) ist der Zeitpunkt definiert, bei dem der Ski zum ersten Mal über die volle Länge Bodenkontakt hat.

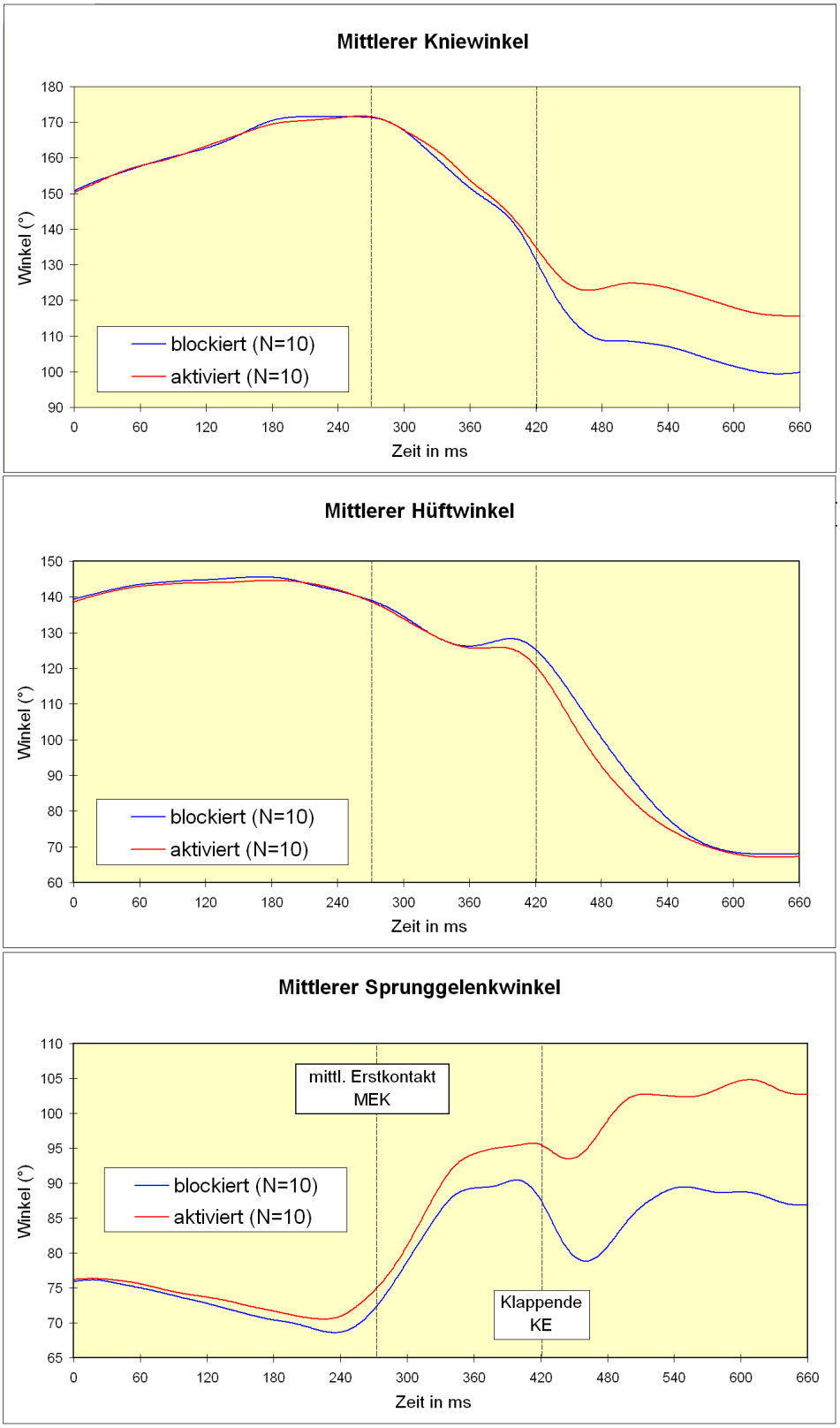


Abb. 3.43 Im Feldversuch ermittelte Bewegungsdaten

Die nach obigem Auswerteverfahren für den blockierten und den aktivierten Fall ermittelten 18 Anfangswerte[67] für die sechs Systemfreiheitsgrade konnten nun als Startwerte für die Simulation des Skifahrermodells in das MKS-Programm übernommen werden. Auch die drei mittleren Gelenkwinkel-Zeitverläufe wurden in Form von sog. *Inputfunktionen* in das Programm übertragen.

3.2.3.5.3 Bestimmung der notwendigen anthropometrischen Daten

Für den Modellaufbau mussten für jeden Körper des Modells - auch für die starr miteinander verbundenen - die Massen- und Trägheitsdaten vorliegen. Im vorliegenden Fall waren also die Trägheitstensoren und die räumliche Lage der Schwerpunkte von Ober- und Unterarmen, Kopf mit Hals, dem Oberkörpersegment, den Ober- und Unterschenkeln und der Füße zu bestimmen.

Dies erfolgte auf indirektem Weg mittels Durchleuchtungstechnik und anschließender Volumenrekonstruktion (vgl. EXKURS E4-2, S. 178), also nach einem aufwendigen, aber vergleichsweise sehr genauen Verfahren der Anthropometrie.
Für die Wahl dieses Verfahrens sprach vor allem die Tatsache, dass möglichst alle erforderlichen Daten an einem Individuum erhobenen werden sollten. Folglich war es konsequent, keine Durchschnittswerte aus der Literatur, sondern die individuell ermittelten anthropometrischen Daten zu verwenden. Alternative Verfahren, wie z.B. anthropometrisch-computative Verfahren (s. EXKURS E4-2, S. 178), standen nicht zur Verfügung.

Erhebung der notwendigen Kernspin- und Computertomographiedaten

Da jegliche Strahlenbelastung des Probanden ausgeschlossen sein musste, wurde für die Erhebung der Schnittbilder die Kernspintomographie (siehe EXKURS E5, S. 180) eingesetzt. Die Aufnahmen fanden im August 1994 an der Abteilung für Röntgendiagnostik der Universitätsklinik Regensburg statt. Mit einem SIEMENS SP4000 Magnetom[68] wurden insgesamt 252 Transversalschnitte (Abb. 3.44) im 5 mm Abstand - in Ausnahmefällen 10 mm - des auf dem Rücken liegenden Probanden erstellt.

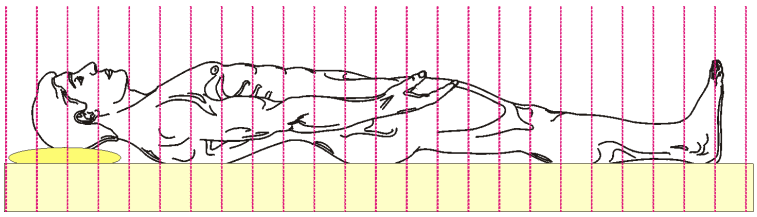


Abb. 3.44 Kernspinuntersuchung mit Probanden

Für die spätere Berechnung der Massen und Massenträgheiten aus den rekonstruierten Volumendaten waren darüber hinaus möglichst genaue Werte hinsichtlich der Dichte der

67 Zusammenstellung der Werte siehe ANHANG A8 (S. 265)

68 Technische Daten, verwendete Einstellungen und Funktionsprinzip: Spin-Echotechnik, Feldstärke 1,5 Tesla, Gradientenfeldstärke 10 mT/m, Körperspule, T1-gewichtete Bilder, TR=570 ms, Echozeit TE=15 ms, 4 Akquisitionen. Bildfeldhöhe: 128 pixel (⇔ 247,5 mm), Bildfeldweite: 256pixel (⇔ 495 mm).

verschiedenen Gewebearten (Muskulatur, Knochen, Fettgewebe) unserer Versuchsperson notwendig.
Diese Werte konnten mit Hilfe einer Computertomographie (siehe EXKURS E5, S. 180) erhoben werden. Zu diesem Zweck wurde jeweils ein Transversalschnitt des Oberschenkels und ein Schnitt im Bereich des Bauches angefertigt, wobei sich in dem vom CT erfassten Bildfeld fünf Referenzkörper bekannter Dichte (Kork, Holz, Plexiglas,...) befanden. Über die bekannten Dichten dieser Referenzkörper konnte eine Kalibriergerade für die Umrechnung der gemessenen CT-Einheiten[69] auf die physikalische Dichte (oberes Diagramm in Abb. 3.45 nächste Seite) ermittelt werden. Mit Hilfe dieser Kalibrierungsfunktion ergaben sich die im unteren Diagramm von Abb. 3.45 angegebenen Dichtewerte für verschiedene Gewebe und Organe.
Der Vergleich mit entsprechenden Literaturdaten zeigte, dass die Werte unseres Probanden in nahezu idealer Weise mit den Mittelwerten verschiedenster Untersuchungen übereinstimmten. Für die Massen- bzw. Massenträgheitsberechnungen wurden schließlich folgende Dichtewerte verwendet:

Knochen	1,85 g/cm^3
Lungen und Atemwege	0,2 g/cm^3
Alle anderen Gewebearten (Haut, Muskulatur, Knorpel,...)	1,0 g/cm^3

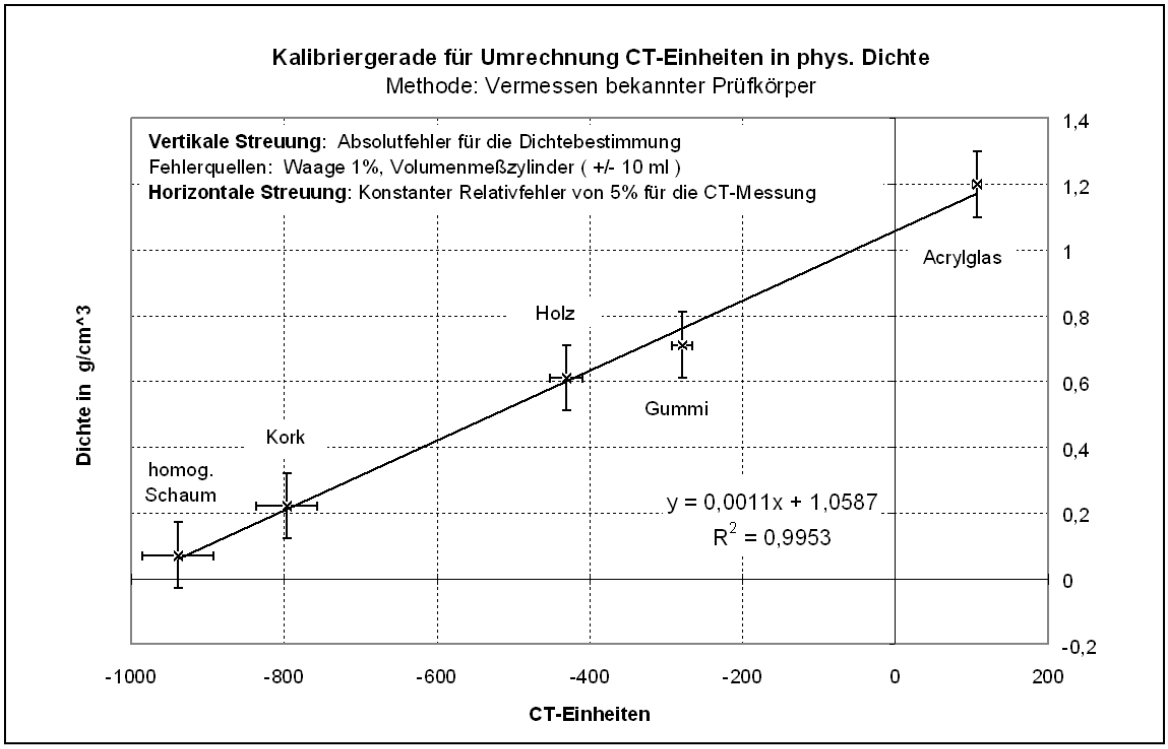
Rekonstruktion der anthropometrischen Daten

Die vollständige Beschreibung des praktizierten Verfahrens zur Rekonstruktion der anthropometrischen Daten aus den erhobenen Schnittbildern ist der Studienarbeit von WYRWA [499] zu entnehmen.
Zunächst war festzulegen, welche Körpersegmente unterschieden werden und wo die Segmentgrenzen verlaufen sollten. Diese Festlegung wurde entsprechend des bereits vorgestellten Segmentmodells von HATZE getroffen. Die Antropometrie jedes seiner 17 Segmente war vollständig beschrieben durch (i) dessen Masse M_k , (ii) dessen Schwerpunktlage im gewählten KOS (X_k , Y_k , Z_k), (iii) dessen allgemeinem Trägheitstensor $\underline{\underline{J}}_k$ bezüglich eines ebenfalls frei wählbaren Koordinatensystems und schließlich (iv) der Lage der die Segmente verbindenden Gelenke bzw. Gelenkachsen[70].
Um aus den erhobenen Schnittbildern zu diesen Daten zu kommen, waren zunächst über den sog. *Segmentierensprozess* alle zu differenzierenden anatomischen Strukturen (z.B. Knochen) aus dem Graustufenbild zu extrahieren. Abb. 3.46 auf S. 109 zeigt ein Schnittbild im Bereich des Oberschenkels, deutlich sind hier z.B. die Finger der angelegten Hände zu sehen. Der einfach zu erkennende Oberschenkelknochen (schwarze Fläche) ist mittels eines geeigneten Graphikprogramms durch eine Linie gegenüber dem umgebenden Muskelgewebe abgegrenzt (*segmentiert*) worden und konnte so aus dem Bitmuster herausgeschnitten werden.

---

69 Die CT-Einheiten (vgl. EXKURS E5, S. 180) sind proportional zu den Graustufen der CT-Bilder.
70 Koordinatensystem siehe ANHANG A10, S. 268

Im unteren Teil von Abb. 3.46 sind die beiden segmentierten Knochenflächen dargestellt, von denen dann die Flächeninhalte, -schwerpunkte und -trägheitsmomente bestimmt werden.



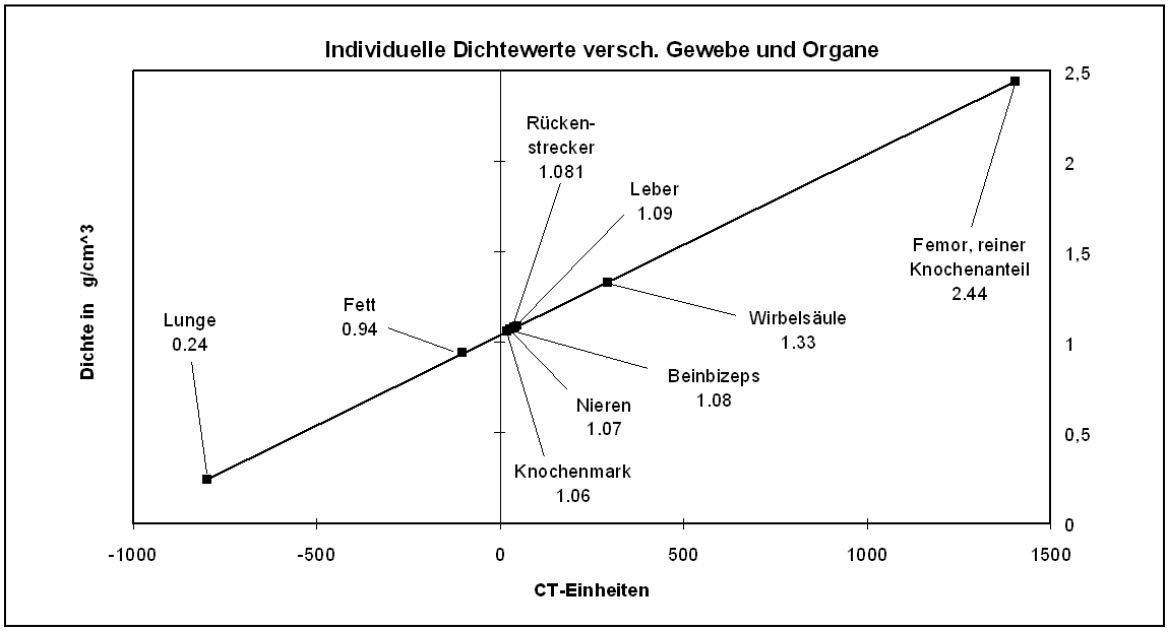


Abb. 3.45 Ergebnisse der CT-Untersuchung zur Ermittlung der Dichte der Gewebearten

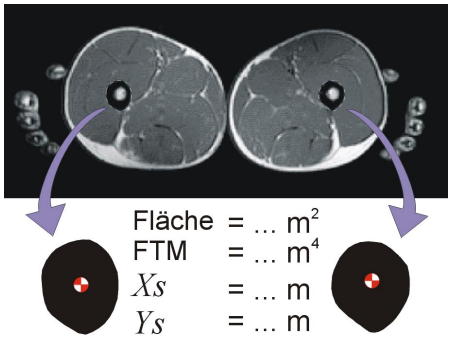


Abb. 3.46 Segmentierungsprozess

Auf diese Weise wurden für jedes Schnittbild die erforderlichen Flächenparameter der einzelnen Gewebearten[71] berechnet. Im nächsten Schritt erfolgte die Rekonstruktion der entsprechenden Volumendaten aus den jeweils zusammengehörigen Flächen. Dabei waren natürlich die dreidimensionalen Verläufe der Segmenttrennlinien zu berücksichtigen. Abb. 3.47 zeigt die graphische Umsetzung der Volumenrekonstruktion verschiedener Segmentierungslinien im linken Bild von der Außenkontur des Beines, in der Mitte mit zusätzlicher Differenzierung einzelner Oberschenkelmuskeln und rechts vom Femur.

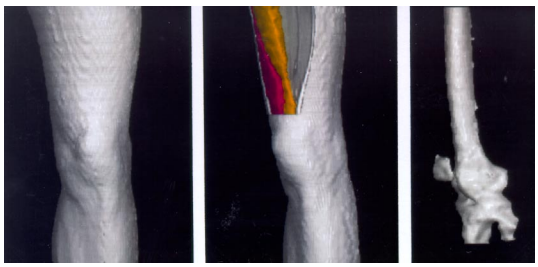


Abb. 3.47 Volumenrekonstruktion

Durch Anwenden spezieller Funktionen des verwendeten Graphikprogramms konnte der Segmentierungsprozess bis zu einem gewissen Grad zwar automatisiert werden, trotzdem erwies sich dieser Auswerteschritt als sehr zeitintensiv. Ähnliches galt auch für die Zuordnung der einzelnen Flächenparameter zu den gewählten Segmenten, wofür ebenfalls immer wieder „Handarbeit“ erforderlich war. Lediglich für die Berechnung der Volumenparameter konnte ein eigens dafür entwickeltes Computerprogramm eingesetzt werden.
Damit lagen von unserem Probanden für alle 17 Segmente die individuellen anthropometrischen Daten vor[72]. Für die Verwendung im aktuellen Computermodell mussten diese abschließend noch von den Segmenten 1, 2, 3, 7 und 11 (siehe Modellaufbau eingangs des Kapitels) zum gemeinsamen *Oberkörpersegment* verrechnet werden.

Umrechnung der erhobenen Daten auf die SIMPACK-Konventionen

Der letzte Schritt vor der Übernahme der ermittelten anthropometrischen Daten in das Computermodell sah deren Umrechnung auf die dort geltenden Koordinatensysteme vor. Die dazu notwendigen Umrechnungsgleichungen sind im allgemeinen Teil des ANHANGS A11 (S. 269) zusammengestellt.

Nach diesem Schritt waren alle notwendigen Eingangsdaten für das Computermodell *Skifahrer* bestimmt.

---

71 Im vorliegenden Fall wurden lediglich Knochen, Muskelgewebe, Lunge und Luft differenziert. Haut, Fett und alle anderen Gewebearten wurden dem Muskelgewebe zugeordnet.

72 In der Arbeit von WYRWA [499] sind diese Werte im Anhang zusammengestellt.

3.2.3.5.4 Anpassungsprozess – Regelung der Gelenkmomente

Bei der Beschreibung des Aufbaus des Modells *Skifahrer* war lediglich davon gesprochen worden, dass die Wirkung der Muskulatur in den Gelenken berücksichtigt würde. Nachfolgend wird nun dargestellt, wie dies im Einzelnen erfolgte.

Grundsätzliches zur Auswahl eines geeigneten Verfahrens

Bewegungen werden durch die effektiv in einem Gelenk vorhandenen Muskelmomente erzeugt und kontrolliert. Ein Landevorgang, wie der betrachtete, ist dadurch gekennzeichnet, dass die äußeren Kräfte zunächst größer sind, als die von der Muskulatur erzeugten inneren. Unter der Wirkung der Schwerkraft werden die Gelenke „gestaucht", während die Muskeln versuchen, diese Bewegung bis zum Stillstand abzubremsen und den Körper in einen stationären Zustand zu bringen. Die Bewegung des Körpers ist damit von außen aufgezwungen, die Muskelphysiologen sprechen in diesem Fall von einer *exzentrischen* Muskelarbeitsweise. Im Gegensatz dazu steht die *konzentrische* Muskelarbeit, die immer dann auftritt, wenn die von den Muskeln generierten Gelenkmomente größer sind als die äußeren. Ist dies der Fall, kommt es zu einer aktiven Bewegung im betreffenden Gelenk, z.B. bei einem Absprung zur Streckung in allen Gelenken der unteren Extremität.
Für die Simulation der gelenkumspannenden Muskulatur gibt es kein Patentrezept und auch keine für alle Bewegungssituationen gleichermaßen geeignete Modelle. In unserem Fall mussten etwaige Lösungen mit dem verwendeten MKS-Programm *SIMPACK* kompatibel sein. Während der Arbeit am hier beschriebenen Modell entstanden zwei Studien an Münchner Hochschulen (PRAXL [353], KRYSZOHN [258]), die beide ein Muskelmodell in *SIMPACK* vorstellten. Beide Modelle beruhten auf Kraftgesetzen zur Beschreibung der Muskelkontraktion (siehe EXKURS E13-4, S. 221). Genauere Analysen dieser Modelle zeigten jedoch, dass sie beide entweder Parameter enthielten, die sich der experimentellen Bestimmung entzogen oder für deren Ermittlung ein übermäßig großer Aufwand nötig gewesen wäre.
Um schneller zu einer Lösung zu kommen, wurde deshalb nach einem anderen Verfahren gesucht. Ein vergleichsweise weniger aufwendigeres Verfahren schien die Verwendung globaler Ansätze zur Beschreibung der in Gelenken insgesamt wirkenden Muskelmomente (⇒ Nettomomente) zu sein. Durch systematische Variation der in solchen Ansätzen enthaltenen Parameter kann der zeitliche Verlauf des Nettomomentes so eingestellt werden, dass die Bewegungen in den Gelenken (nicht gleichbedeutend mit der Bewegung des Skifahrers im Raum) mit den im Feld gemessenen Bewegungen übereinstimmen. Die Verwendung derartiger globaler Ansätze haben z.B. RUDER u. Mitarb. [390] beschrieben[73]. Nach einigen Versuchen, diese von RUDER angegebenen Ansätze für die vorliegende Aufgabe zu verwenden, musste dieser Weg jedoch aufgegeben werden. Grund war, dass sich

[73] Im EXKURS E13-4, S.221 werden die Gleichungen aufgeführt und zusammenfassend erläutert.

diese Ansätze als ungeeignet erwiesen, das Wiederaufrichten nach der erfolgten Landung, also die konzentrische Phase der Muskelarbeit, zu reproduzieren. Als Lösung wurde schließlich ein den Ansätzen von RUDER ähnliches Vorgehen gefunden und in *SIMPACK* realisiert.

Realisierte Regelung der Gelenkmomente im Modell Skifahrer

Den reibungsfreien drei Gelenken Sprung-, Knie- und Hüftgelenk wurde jeweils ein momenterzeugendes Element zugeordnet, welches nach dem Prinzip des klassischen PID-Reglers funktionierte. PID-Regler[74] sind für ihre hohe Regelgüte bekannt und in einem Algorithmus auch einfach umzusetzen. Das Funktionsprinzip des Regelungsvorgangs ist in Abb. 3.48 illustriert.

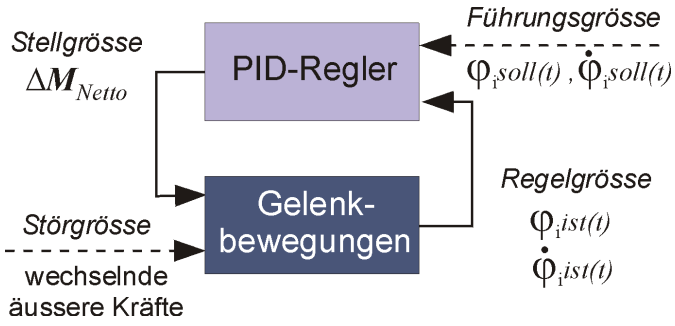


Abb. 3.48 Regelung der Gelenkmomente

Während einer Simulation liefert der Integrator die Werte des aktuellen Gelenkwinkels und der Gelenkwinkelgeschwindigkeit. Der Regler vergleicht diese mit den entsprechenden Werten der experimentell ermittelten Winkel-Zeitfunktion und verändert das im Gelenk wirkende Moment gemäß der Beziehung:

$$M_{Netto} = K_p \cdot (x + \frac{1}{T_n} \cdot \int x dt + T_V \cdot \frac{dx}{dt})$$

$$x = \varphi_{ist} - \varphi_{soll}$$

x	=	Regelgröße
K_p	=	Vorhaltverstärkung
T_n	=	Nachstellzeit
T_V	=	Vorhaltezeit

Dieser Regler konnte als eine Userroutine in *SIMPACK* implementiert werden und stand damit als neues Kraftelement[75] für den Modellaufbau zur Verfügung.
Die Abstimmung der drei Regelparameter erfolgte durch optischen Vergleich der vom Regler realisierten Winkel-Zeitverläufe mit den vorgegebenen Zeitkurven von Abb. 3.43. In einem Diagramm im ANHANG A12 (S. 270) ist die Wirkung verschiedener Reglereinstellungen auf den Kniewinkelverlauf dargestellt. Aus dieser Variation resultierten schließlich die Reglereinstellungen Tv=10000, Tn=0.0001 und Kp=10.
Mit diesem derart eingestellten PID-Regler konnten die Gelenkwinkel-Zeitverläufe in nahezu perfekte Übereinstimmung mit den vorgegebenen Verläufen gebracht werden. Ob die dazu notwendigen Nettomomente plausibel sind oder nicht, ist Gegenstand von Kap. 3.2.3.6 (S. 114).

---

74 Details zu PID-Reglern können z.B. bei SAMAL [393] nachgelesen werden.

75 *Kraftelemente* in *SIMPACK* können entgegen ihrer Bezeichnung auch so definiert werden, dass sie Momente übertragen.

3.2.3.5.5 Optimierungsprozess

Mit der Implementierung der Muskelmomentenregelung war der Aufbau des Modells *Skifahrer* abgeschlossen und erste Simulationen konnten gestartet werden[76]. Die Integration erwies sich als stabil und wurde – da Bewegungsdaten nur für ein Zeitintervall von 0.66 s vorlagen – bei 0.7 s abgebrochen. Nach Beendigung des Integrationsprozesses standen neben der graphischen Animation der Modellbewegung auch alle nur denkbaren Systemgrößen, wie z.B. die Zwangskräfte in den Gelenken, alle kinematischen Parameter und die von den Reglern erzeugten Momenten-Zeitverläufe zur Verfügung. Der in diesem Abschnitt beschriebene Optimierungsprozess hatte zum Ziel, die Qualität der Simulation zu überprüfen und diese ggf. durch Modifikationen am Modell zu verbessern.

Kein Qualitätskriterium waren die simulierten Gelenkwinkel-Zeitverläufe des Modells, denn diese waren ja durch die beschriebenen Regler an die realen Verläufe angepasst worden. Modellierungs- oder Eingabefehler, wie z.B. falsche Anfangsbedingungen, mussten sich auf die drei verbleibenden Systemfreiheitsgrade q_1, q_2 und q_3 und deren Ableitungen (Abb. 3.41) auswirken. Angestellte Vergleiche der simulierten Zeitverläufe dieser Koordinaten mit den zugehörigen experimentellen Werten zeigten, dass die beiden translatorischen Freiheitsgrade q_1 und q_2 mit dem aktuell vorliegenden Modellstand bereits gut reproduziert wurden. Nicht befriedigen konnte dagegen der Zeitverlauf des rotatorischen Freiheitsgrades q_3, also des *Rumpfwinkels*, welcher insbesondere in der letzten Phase der Simulation vom gemessenen Verlauf abwich.
Eingehende Analysen ergaben, dass diese Abweichungen durch eine ungenügende Modellierung der Reibungsverhältnisse zwischen Ski und Schnee bedingt waren. In der Realität dürften beim ersten Vollkontakt des Skis mit dem Schnee höhere Reibkoeffizienten vorliegen als im daran anschließenden Weggleiten. Dieses Phänomen kann mit einem kurzzeitigem Auftreten von Haftreibung erklärt werden. Im Modell war dagegen ein konstant niedriger Reibkoeffizient realisiert[77]. Ein geeignetes *SIMPACK*-Element, welches den Vorgang „kurzzeitig auftretende Haftreibung“ hätte reproduzieren können, lag zum Bearbeitungszeitpunkt nicht vor.
Eine Lösung für dieses Modellierungsproblem wurde schließlich dadurch gefunden, dass der gesamte Bewegungsablauf in zwei Abschnitte aufgeteilt wurde. Die Integration des ersten Abschnitts erfolgte mit einem Modell, bei dem die Reibwerte des Kontaktelements deutlich erhöht waren. Die Endzustände dieses ersten Integrationslaufs wurden als Anfangsbedingungen für einen zweiten Durchlauf übernommen. Bei diesem Durchlauf waren dann die Reibwerte des Kontaktelements erheblich reduziert.

Es zeigte sich, dass durch die so realisierten unterschiedlichen Reibbedingungen der kritische Rumpfwinkel-Zeitverlauf deutlich verbessert, d.h. dem im Feld gemessenen

---

[76] Die Durchführung einer kompletten Simulation dauerte in etwa 10-15 Minuten (Pentium II 400 MHz).

[77] Im allgemeinen Teil des ANHANGS A13 (S. 271) ist die Abhängigkeit des Rumpfwinkel-Zeitverlaufs vom gewählten Reibwert in drei Diagrammen illustriert.

Zeitverlauf angenähert werden konnte. Es folgte ein sehr zeitaufwändiges, systematisches Variieren sowohl der Reibwerte als auch der zeitlichen Intervallaufteilung mit dem Ziel, die aufsummierten Summenabstandsquadrate zwischen dem simulierten Rumpfwinkel-Zeitverlauf und dessen Sollwertverlauf zu minimieren[78].

Abb. 3.49 zeigt das am Ende des Optimierungsprozesses erreichte Ausmaß an Übereinstimmung, welche für die (realitätsnahe) Kombination $\mu = 0.1$ bis $t = 0.37$ s (das ist kurz bevor der Ski vollen Bodenkontakt hat) und $\mu = 0.001$ bis zum Ende des Beobachtungszeitraums erzielt wurde.

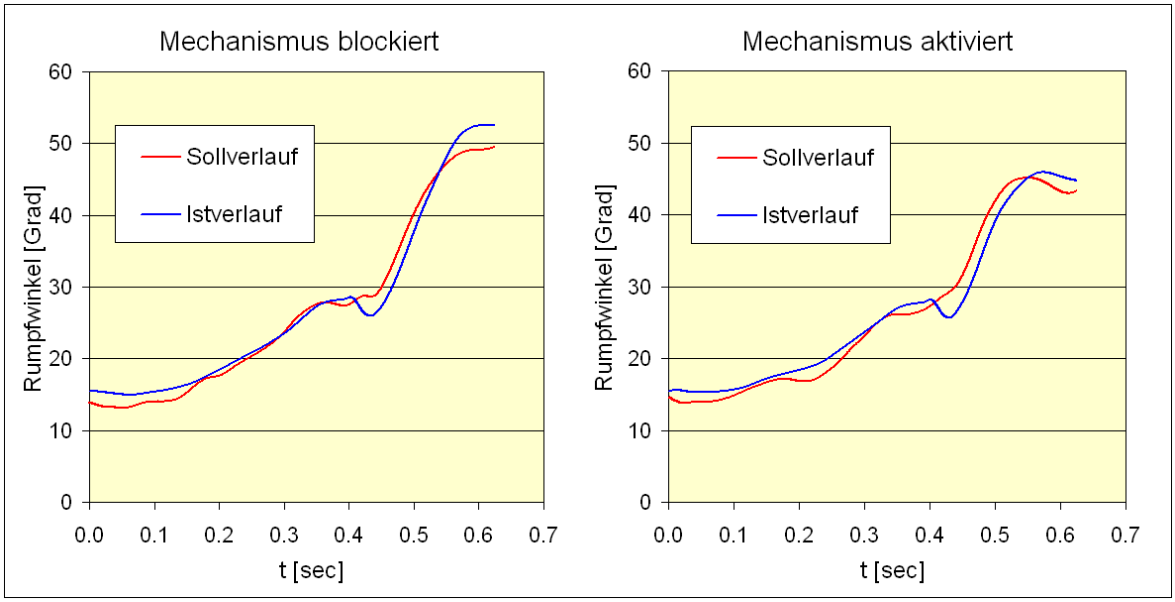
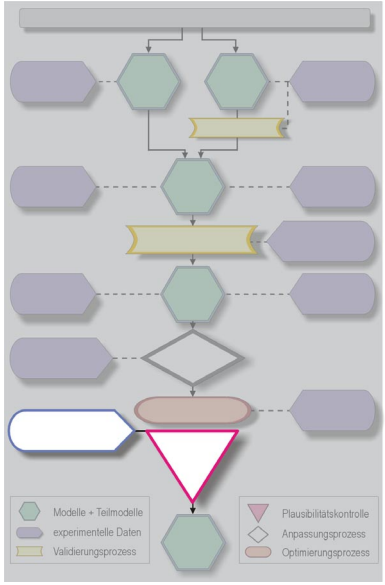


Abb. 3.49 Erzielte Übereinstimmung hinsichtlich des Freiheitsgrades *Rumpfwinkel*

[78] Dieser zeitaufwändige Prozess ist inzwischen durch eine in SIMPACK implementierte Routine weitgehend automatisiert worden. Hierbei kommt das im Programm vorhandene Modul *Parametervariation* zum Einsatz.

3.2.3.6 Plausibilitätskontrolle



3.2.3.6.1 Bedeutung, grundsätzliche Vorgehensweise

Bei der Entwicklung mathematischer Modelle sollte jede Möglichkeit genutzt werden, Modellvorhersagen über den Vergleich mit bekannten Werten zu validieren. Eine solche Möglichkeit bot sich im vorliegenden Fall durch den Vergleich der vom Regler berechneten Nettomomente mit realen Körperkraftmomenten[79]. Als Parameter dieses Vergleiches wurde das *maximale Gelenkmoment* gewählt. Die Frage lautete also: Liegen die vom PID-Regler berechneten Spitzenwerte des Nettomomentes in einer vernünftigen Größenordnung im Vergleich zu den Maximalwerten, die unser Proband in einem Muskeldynamometer aufbringen kann?

3.2.3.6.2 Erhebung der notwendigen experimentellen Daten

Abb. 3.50 Im Muskeldynamometer

Bestimmung der maximalen Muskelmomente im Knie

Das maximale Körperkraftmoment der Beuger- und Streckermuskulatur des Kniegelenks unseres Probanden wurde mit Hilfe der Muskeldynamometrie (Kap. 2.4.2.7) ermittelt. Hierbei kam ein am Lehrstuhl für Bewegungs und Trainingslehre der Technischen Universität München entwickelter Muskeldynamometer (*Drehmomentenmessstuhl*) zum Einsatz. Details zu dieser in Abb. 3.50 gezeigten Messvorrichtung und die Diskussion der damit bestimmbaren Kraftparameter können bei TUSKER [457] nachgelesen werden.

Die Untersuchung fand im August 1996 statt und beinhaltete sowohl eine statische Maximalkraftmessung[80] als auch die Bestimmung des Drehmomentes bei maximaler Leistung. Für Letzteres musste der Proband bei fünf verschiedenen von der Maschine vorgegeben Winkelgeschwindigkeiten so kräftig wie möglich gegen das Fuß-

[79] Erläuterungen zu den Begriffen s. Kap. 2.4.2.7 (S. 29)

[80] isometrische Kontraktionsform des Muskels, Kniebeugewinkel 110°, maximale Kraft gegen unüberwindbaren Widerstand.

polster drücken[81]. Nach TUSKER [457] ist dieser Parameter der aussagekräftigste, um die muskuläre Leistungsfähigkeit eines Probanden zu beurteilen. Diese Messungen erfolgten sowohl für die Strecker- als auch für die Beugermuskulatur.
In Abb. 3.51 sind die von unserem Probanden erzielten Werte, jeweils die Drehmomentensumme beider Beine, dargestellt. Der erste Balken gibt jeweils das in der statischen Maximalkraftmessung ermittelte Moment an, die anderen Werte wurden bei durchschnittlichen Winkelgeschwindigkeiten von 50°/s, 80°/s, 110°/s, 140°/s und 155°/s ermittelt.

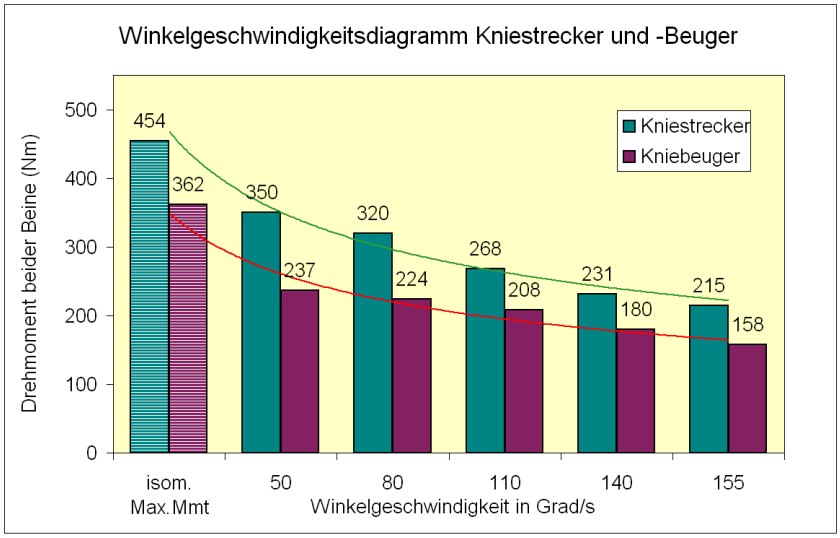


Abb. 3.51 Individuelle Beuger- und Streckerkörperkraftmomente

Für einen Niedersprung mit hohen exzentrischen Anteilen können die maximalen isometrischen Muskelkraftmomente noch etwa 25% höher angesetzt werden.
Somit dürften für die Kniestreckung Maximalwerte von 300 Nm pro Bein durchaus realistisch sein.

Bestimmung der maximalen Muskelmomente im Sprunggelenk

Die Experimente zur Ermittlung der maximalen Körperkraftmomente des Sprunggelenks fanden im März 1999 statt. Für die Messungen kam eine Mehrkomponentenmessplattform zur Bodenreaktionskraftmessung (Typ 9285, KISTLER Instrumente, Schweiz) zum Einsatz. Gemessen wurde das vom rechten Bein des Probanden generierbare maximale Moment bei Dorsalflexion (Beugung) und Plantarflexion (Streckung) bei jeweils drei Winkelstellungen des Kniegelenks (90°, 135°, 180°). Damit wurde einer Besonderheit der muskulären Aktivierung des Sprunggelenkes Rechnung getragen, nämlich von der Winkelstellung des Kniegelenkes abhängig zu sein[82]. Im ANHANG A15 (S. 273) sind ergänzende Erläuterungen zum Versuch und die ermittelten Messwerte zusammengestellt. Als maximales Beugermoment - wieder mit 25% Zuschlag für exzentrische Belastung -

81 Isokinetische Kontraktionsform des Muskels.

82 Dies liegt daran, dass der bedeutendste Streckermuskel des Sprunggelenks, der M. gastrocnemius, ein zweigelenkiger Muskel ist, also über das Kniegelenk hinwegzieht. Dadurch verändert sich dessen Ausgangslänge und damit dessen mögliche Kraftentwicklung in Abhängigkeit von der Kniebeugung.

ergaben sich aus dieser Messung für das maximale Beugermoment 75 Nm und für das maximale Streckermoment 154 Nm. In der Realsituation dürften – wie im ANHANG A15 erläutert – noch etwas höhere Werte erzielt werden.

Bestimmung der maximalen Muskelmomente im Hüftgelenk

Da keine Vorrichtung zur experimentellen Ermittlung der maximalen Hüftbeuge- und streckmomente zur Verfügung stand, mussten diese Werte der Literatur entnommen werden. Eine Zusammenstellung mit Hilfe von Muskeldynamometern ermittelter maximaler Gelenkmomente wird z.B. von JANIAK u. Mitarb. [223] vorgelegt. Die Abhängigkeit der Körperkraftmomente von der Gelenkstellung wurde in dieser Studie nicht berücksichtigt. Die in dieser Untersuchung getesteten Leistungssportler eines Nationalkaders dürften insgesamt ein höheres Kraftniveau gehabt haben als unser Proband als Sportstudent. Deshalb wurden die von JANIAK angegebenen Mittelwerte für den vorliegenden Fall um 20% reduziert. Damit ergaben sich - für ein Bein gerechnet - ein maximales Hüftstreckmoment von 500 Nm und ein maximales Beugemoment von 90 Nm.

HINWEIS: Die Bewegung des Rumpfes relativ zur unteren Extremität wird nicht allein durch die Hüftmuskulatur, sondern zu großen Teilen auch durch die Rücken- bzw. Bauchmuskulatur bewirkt, und das Aufrichten des Oberkörpers vollzieht sich natürlich nicht nur im Hüftgelenk. Der Vollständigkeit sei deshalb die Arbeit von GRAVEL u. Mitarb. [156] genannt, in welcher u.a. das maximale statische Moment der Rumpfstreckung (bei fixiertem Becken) untersucht wird.

3.2.3.6.3 Ergebnis und Diskussion

Die Zeitverläufe der vom Regler berechneten Nettomomente für die drei Gelenke sind im ANHANG A16 (S. 274) dargestellt. Die diesen Verläufen entnommenen absoluten Maxima für Beugung und Streckung sind in Tab. 3.2 den oben ermittelten maximalen Körperkraftmomenten gegenübergestellt.

Tab. 3.2: Gelenkmaxima bei Experiment und Simulation.

		Experiment / Literatur	Modell *Skifahrer*
		(ein Bein in Nm)	
Sprunggelenk	max. Beugemoment	75	761
	max. Streckmoment	154	1200
Knie	max. Beugemoment	200	160
	max. Streckmoment	300	930
Hüftgelenk	max. Beugemoment	90	500
	max. Streckmoment	500	1640

Jeweils Betrag. Richtungsdefinition s. Diagramme, Anhang A16, S. 274

Auf den ersten Blick scheinen die vom Modell berechneten Werte im Vergleich zu den realen Werten sehr hoch zu sein, insbesondere im Sprunggelenk.

Für die Interpretation muss jedoch auch die Dauer des Auftretens dieser Maximalwerte in Betracht gezogen werden.

Am Beispiel des Streckmoments des Hüftgelenks wird dies durch Abb. 3.52 verdeutlicht. Das gezeigte Diagramm stellt den Ausschnitt dar, in welchem der Maximalwert von 1640 Nm erreicht wurde. Werte über dem physiologischen Grenzwert von 500 Nm traten demnach nur für eine Zeitdauer von 1/100 s auf.
Diese sehr kurzzeitig auftretenden hohen Gelenkmomente könnten damit erklärt werden, dass es sich bei dem hier beschriebenen Segmentmodell um ein MKS starrer Körper handelt, für welches - im Gegensatz zum Menschen - keinerlei Dämpfung etwaiger Stöße auftritt[83].

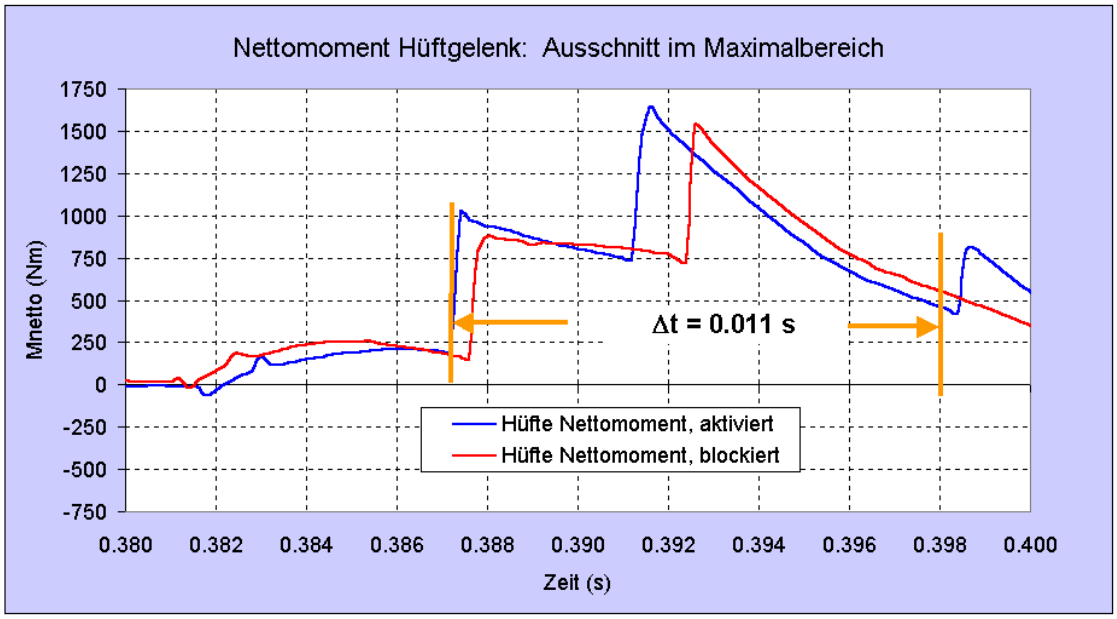


Abb. 3.52 Zeitcharakteristik der sehr kurzzeitig auftretenden hohen Gelenkmomente

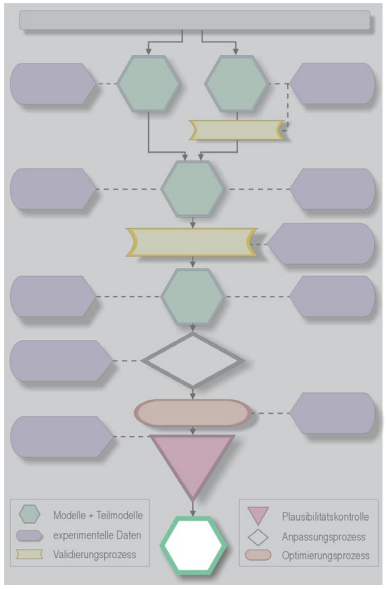
Erfreulicherweise waren für das im Mittelpunkt der Betrachtung stehende Kniegelenk die ermittelten Unterschiede zwischen Experiment und Modellrechnung nicht gravierend.

Die Plausibilitätskontrolle zusammenfassend war festzustellen, dass speziell im Sprunggelenk die berechneten Nettomomente nicht den Erwartungen entsprachen, die gefundenen Abweichungen aber durch inhärente Modellbeschränkungen (starre Modellierung) erklärt werden konnten. Durchaus plausibel waren die für das Kniegelenk berechneten Nettomomente.

83 Im Kap. 3.2.3.9 (S. 123) werden Lösungsmöglichkeiten für dieses Problem besprochen.

3.2.3.7 Beschreibung und Anwendung des Teilmodells *Knie*

3.2.3.7.1 Modellauswahl



Mit dem Modell *Skifahrer* konnten nun zwar die in den Gelenken wirkenden resultierenden Zwangskräfte und Nettomomente berechnet werden, nach wie vor unbekannt war aber deren Aufteilung auf die einzelnen kraftübertragenden Strukturen. Nachdem im vorliegenden Fall jedoch Aussagen über die im Kreuzband auftretenden Zugkräfte interessierten, wäre ein spezielles Modell des Kniegelenkes notwendig gewesen, um dieses *Verteilungsproblem*[84] zu lösen.

Die Entwicklung eines eigenen mathematischen Gelenkmodells hätte den Rahmen dieser wissenschaftlichen Arbeit überschritten und erschien auch nicht sinnvoll - in Anbetracht der Tatsache, dass in der Literatur etliche Kniemodelle beschrieben sind (Tab. 3.3).

Zentrale Kriterien für die Auswahl eines geeigneten Kniemodells waren:

- 3-dimensionales Modell,
- alle wesentlichen Strukturen des Knies berücksichtigt,
- realistische Gelenkgeometrie,
- Wirkung wichtiger Gelenkmuskeln modelliert,
- Verfügbarkeit,
- Kompatibilität mit unserem Modell *Skifahrer*.

Diese Kriterien erfüllte am besten das von LEHNER entwickelte Kniemodell, welches im nachfolgenden Kapitel beschrieben wird. Ab Mitte 1999 stand dieses Modell für die weiteren Schritte zur Verfügung.

Tab. 3.3 Auswahl Literatur Kniemodelle

BENDJABALLAH u. Mitarb. [36]
DELP u. Mitarb. [95, 94]
HEEGAARD u. Mitarb. [186]
HEFZY und GROOD [187]
LEHNER [270]
MCNALLY und ARRIDGE [296]
PENNOCK und CLARK [346]
SHELBURNE und PANDY [425]
WISMAN u. Mitarb. [486]

84 siehe EXKURS E13-5, S. 223.

3.2.3.7.2 Modellbeschreibung

Aufbau

Nachdem das von LEHNER entwickelte Kniegelenk mit dem gleichen Mehrkörper-System-Programm aufgebaut worden war, wie das vorliegende Skifahrermodell, gab es hinsichtlich des Datentransfers keine Kompatibilitätsprobleme.
Eine Frontal- und Lateralansicht dieses Kniemodells ist in Abb 3.53 zu sehen. Wesentliche Kennzeichen dieses komplexen 3D-Modells sind die aus Kernspin-Schnittbildern rekonstruierten Condylenflächen, das Vorhandensein der Patella und einer elastischen Patellasehne, die Modellierung der Gelenkkapsel und die vier getrennt modellierten Faserbündel der vier Kniegelenksbänder HKB, VKB, MSB, LSB[85].
Die Kontakte zwischen Femor und Tibia bzw. Femor und Patella sind als elastische Punktkontakte modelliert; ein Abheben der knöchernen Strukturen, wie es in natura z.B. bei Belastung mit einem größeren Valgusmoment auftritt, ist auch im Modell möglich.
Die Ansatzstellen der einzelnen Faserbündel am Knochen sind ebenfalls der Kernspinuntersuchung entnommen, für die elastischen Eigenschaften der Bänder, der Patellasehne und der Condylenflächen wurden Literaturdaten herangezogen.
Da ein Kniegelenk nur im Zusammenwirken mit der Muskulatur stabil ist, sind auch im Modell die Quadrizepszugkraft und eine Resultierende für die Wirkung der ⇒Ischiokruralmuskulatur (S. ANHANG A24, S. 283) vorhanden.
Das Kniemodell kann sowohl kinematisch animiert werden (durch Vorgabe gewünschter Zeitfunktionen wie z.B. einer bestimmten Tibiarotation), es können aber auch äußere Kräfte mit beliebigem Zeitverhalten (z.B. ein bestimmtes Valgusmoment) vorgegeben werden. Das Kniemodell bewegt sich dann unter den vorgegebenen Lasten, bzw. linearen oder rotatorischen Verschiebungen, wobei entsprechende Kräfte in den modellierten Strukturen auftreten. Das Programmpaket erlaubt die Darstellung und Ausgabe der Zeitfunktionen aller Systemgrößen, also z.B. den bei Tibiarotation auftretenden Kraftverlaufs im Vorderen Kreuzband.

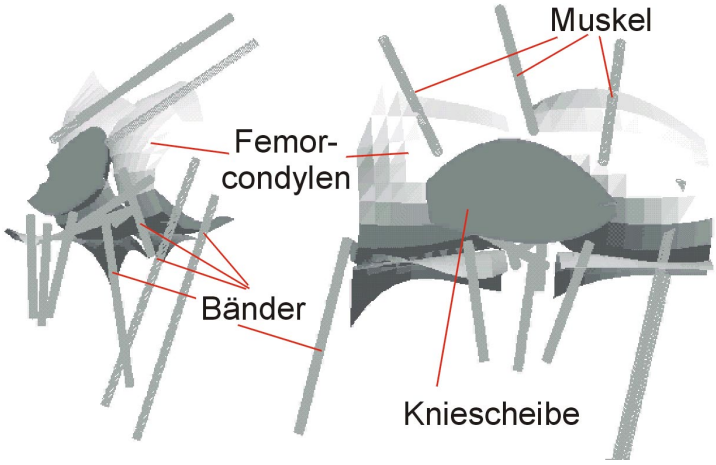


Abb. 3.53 Lateral- und Frontalansicht des Kniemodells nach LEHNER

[85] vgl. Abb. 3.7 im Kap. 3.1.2, S. 65 sowie die anatomischen Bilder im ANHANG A22 (S. 281).

Datentransfer zwischen Modell Skifahrer und Modell Knie

Die Verbindung zwischen dem Modell des Skifahrers und dem LEHNER'schen Kniemodell erfolgte durch Übergabe entsprechender Zeitfunktionen. Das Modell *Skifahrer* lieferte als Ergebnis der Simulation die im Kniegelenk auftretende horizontale und vertikale Zwangskraft, sowie den vom Regler realisierten Verlauf des *Istwinkels* der Knieflexion. Diese drei Zeitfunktionen fanden über sog. *input functions* Eingang in das Kniemodell.

3.2.3.8 Simulationsergebnisse: Erfüllt der untersuchte Prototyp die *kinetischen Anforderungen* ?

Mit Abschluss des letzten Arbeitsschrittes lagen nun ein - zumindest in Teilen - validiertes Segmentmodell des Skifahrers und ein Detailmodell des Kniegelenks vor. Da der Schwerpunkt der vorliegenden Arbeit auf der Darstellung von Methoden liegt, werden nachfolgend lediglich die elementaren Ergebnisse der Simulation dargelegt und in Hinblick auf die gestellten kinetischen Anforderungen diskutiert.

Abb. 3.54 zeigt das Verhalten des Spoilers im simulierten Intervall. Zum Zeitpunkt des Erstkontakts ($t \approx 0.225$ s) findet zum ersten Mal ein Übergang vom unteren zum oberen

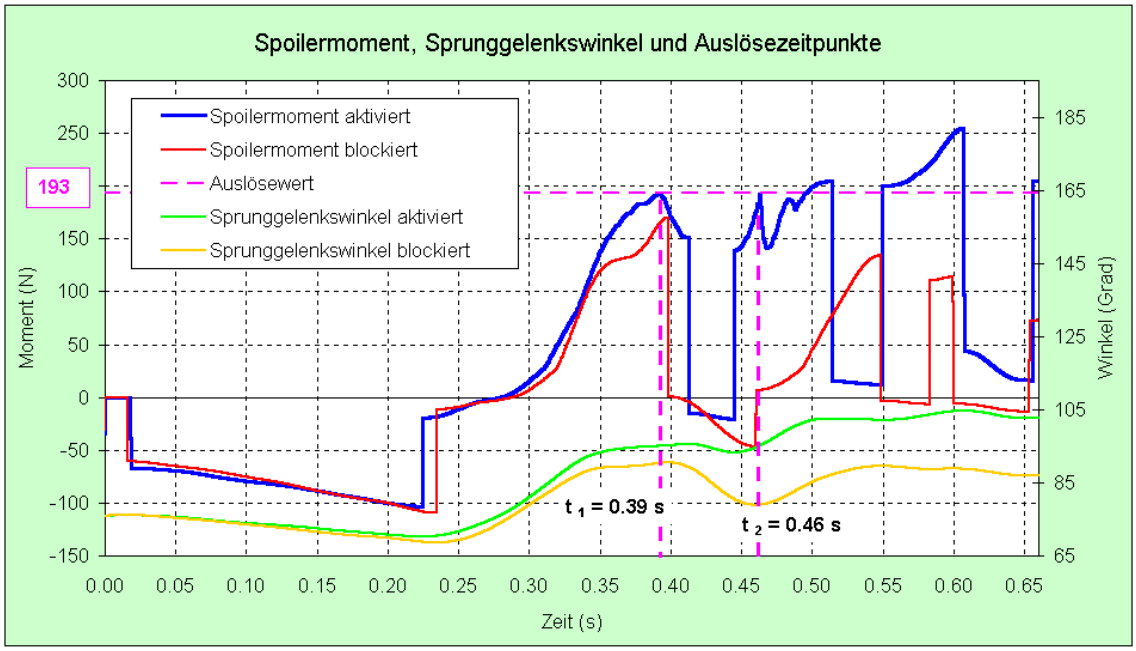


Abb. 3.54: Das Verhalten des Spoilers im simulierten Intervall

Ast der Hysterese statt und der Unterschenkel bekommt zunehmenden Spoilerkontakt. Bedingt durch die zwangsgesteuerte Klappbewegung steigt der Sprunggelenkwinkel[86] in

[86] Sekundärachse in Abb. 3.54.

dieser Phase an und erreicht kurz vor dem Klappende bei t ≈ 0.42 s ein erstes Maximum. Kurzzeitig kommt es dann – wohl aufgrund der Reibung unter dem Ski und der Trägheiten des Oberkörpers – zu einem Nach-Vorne-Kippen, was sich durch den ersten Rücksprung auf den unteren Hystereseast zeigt. Dieser Wechsel zwischen einem Nach-Vorne-Kippen und Wiederzurückfallen vollzieht sich im simulierten Intervall gleich dreimal. Von Bedeutung ist, dass im Fall des aktivierten Schuhes das Stützmoment im Umspringpunkt immer größer wird (beim dritten Wechsel werden immerhin 250 Nm erreicht), während das Umspringmoment im blockierten Fall abnimmt. Dies belegt die deutlich größere Rücklage bei aktiviertem Spoilermechanismus.

Zu beachten sind weiterhin zwei Auslösevorgänge des Versuchsschuhes: die Auslöseschwelle von 193 Nm wird ein erstes Mal bei t=0.39 s, also 30 ms vor dem Klappende (Ski hat zum ersten Mal vollen Bodenkontakt) und ein zweites Mal bei t=0.46 s erreicht. Besonders deutlich ist die Wirkung des Spoilermechanismus beim zweiten Auslösevorgang zu erkennen, wo sich genau die gemessene Schuhhysterese mit ihrem Abfall um 63 Nm reproduziert. Es ist also festzuhalten, dass die Dynamik des Landevorganges ausreicht, um den Mechanismus zur Auslösung zu bringen.

Im Diagramm in Abb. 3.55 ist die für das Drehgelenk *Knie* berechnete Horizontalkomponente der Zwangskraft für beide Anwendungen dargestellt. Negative Werte geben eine nach vorne gerichtete Kraft wieder.

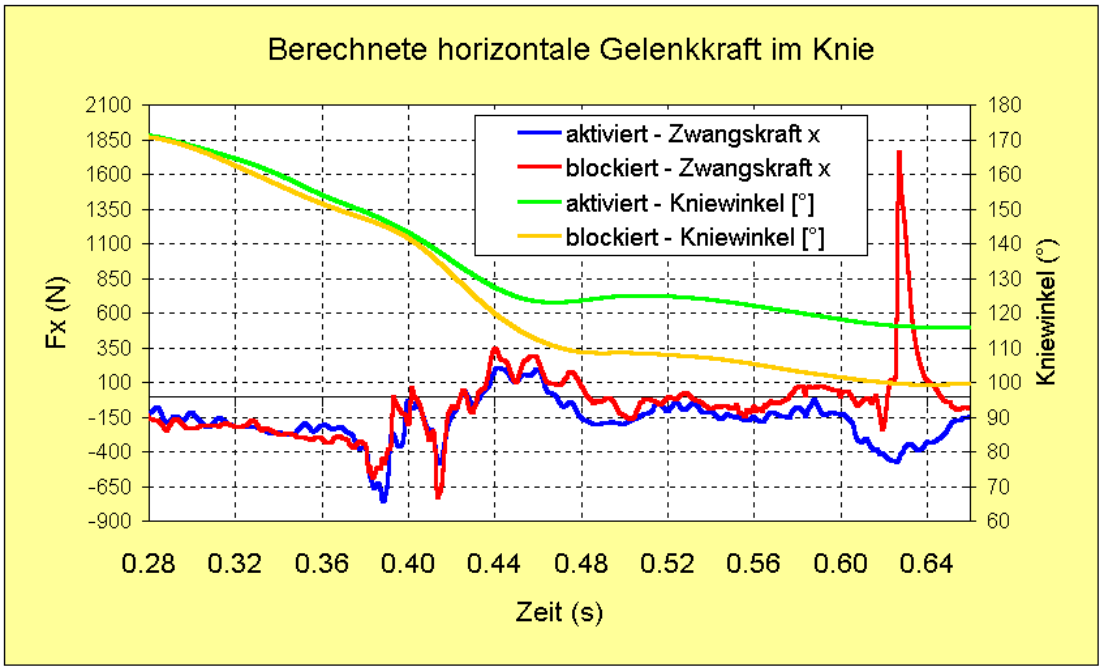


Abb. 3.55 Horizontalkomponente der Zwangskraft im Kniegelenk

Die Verläufe deuten erstens nicht darauf hin, dass es eine gravierende Schubbelastung nach vorne (*anterior*) gibt. Darüber hinaus sind die Unterschiede zwischen dem blockierten und

dem aktivierten Fall im Intervall, in welchem die Auslösungsvorgänge liegen, nur marginal. Auffallend ist dagegen die extrem hohe Schubkomponente nach hinten (*posterior*) im Fall des blockierten Mechanismus zum Zeitpunkt t = 0.62 s. Hinsichtlich der Belastung des Vorderen Kreuzbandes dürfte sie allerdings wenig Bedeutung haben.

Wie bereits mehrfach erwähnt, ist es für die Beurteilung der Belastungssituation im Knie nicht ausreichend, die horizontale Zwangskraft isoliert zu betrachten. Faktoren, wie der aktuelle Flexionswinkel, der momentane Spannungszustand der Kniegelenksmuskulatur und die Höhe der vertikalen Zwangskraft können die Lastsituation im Bandapparat grundlegend verändern. Aus diesem Grund musste am Ende der Modellentwicklung die Lösung des Verteilungsproblems stehen, im vorliegenden Fall durch Anwendung des LEHNER'schen Kniemodells. In Abb. 3.56 ist das Resultat dieser Anwendung dargestellt.

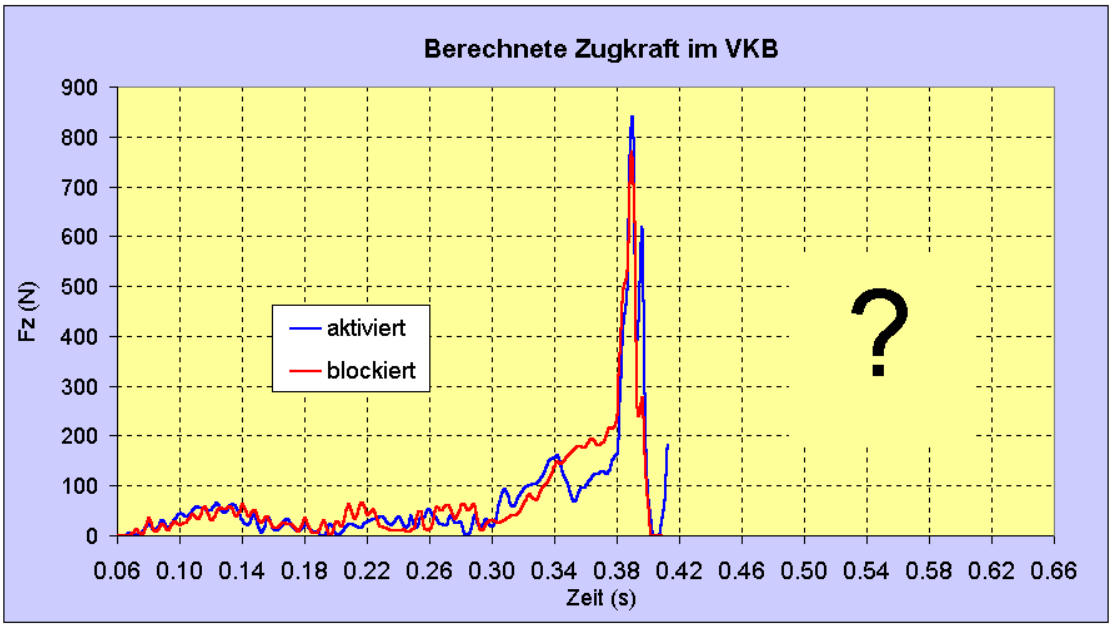


Abb. 3.56 Bei Anwendung des LEHNERschen Kniemodells berechnete Zwangskräfte im Kniegelenk

Danach ergibt sich ein anderes Bild der Situation: Zum Zeitpunkt t=0.39 s tritt eine Belastungsspitze im Vorderen Kreuzband auf, die im Fall des aktivierten Mechanismus sogar geringfügig höher ist als beim blockierten Mechanismus. Wegen numerischer Probleme des verwendeten Kontaktalgorithmus bricht das Kniemodell die Integration dann allerdings bereits bei 0.41 s ab. Deshalb müssen die Betrachtungen auf den Abschnitt bis 0.41 s beschränkt bleiben. Zumindest für dieses Intervall gilt, dass es keine Entlastungswirkung durch den Auslösevorgang gibt.

Dieses Resultat ist nicht als „negativer Ausgang" des hiermit abgeschlossenen Analyseprozesses der kinetischen Anforderungen zu werten. Die Beobachtung, dass der Schuh, so wie er gestaltet ist, keinen Entlastungseffekt hat, motiviert vielmehr dazu, den Funktionsmechanismus nun systematisch zu verändern - selbstverständlich unter Verwendung des

aufgebauten mathematischen Modells. Sinnvollerweise sollten vorab aber noch Verbesserungen am Modell vorgenommen werden, um dessen Realitätsnähe zu erhöhen. Im Mittelpunkt müssten dabei Maßnahmen stehen, welche dazu beitragen, die deutlich zu hohen vertikalen Zwangskräfte im Kniegelenk zu reduzieren. Denn wie die Gegenüberstellung im ANHANG A17 (S. 276) zeigt, liegt das Verhältnis Vertikalkraft zu Horizontalkraft bei gut 10 zu 1. Der Grund für die unphysiologisch hohen Vertikalkräfte ist in der Starrkörpermodellierung zu sehen. (Näheres dazu im nächsten Kapitel). Der Effekt: die entstehende unverhältnismäßig hohe Reibkomponente zwischen Ober- und Unterschenkel reduziert die Empfindlichkeit der Horizontalkomponente, könnte also tatsächlich vorhandene Effekte verdecken. Im letzten Kapitel dieses Abschnitts werden deshalb drei Ansätze vorgestellt, die das Modell entscheidend verbessern könnten.

3.2.3.9 Mögliche weitere Modellentwicklungen

Um etwaige Modellierungsfehler zu eliminieren, war die gesamte Systemsynthese dieses Entwicklungsbeispieles als Vergleichstechnik konzipiert (siehe EXKURS E16, S. 228). Je geringer die Modellierungsfehler und je genauer die Abbildung der Realität durch das Modell sind, desto weniger kritisch sind logischerweise Aussagen über Absolutwerte der vom Computermodell berechneten Belastungen. Für eine abschließende Interpretation der durch den neuen Mechanismus erzielbaren Effekte sind die a b s o l u t e n Belastungsänderungen von Interesse, denn nur mit diesen Werten ist natürlich ein Inbezugsetzen zu den Festigkeiten des Vorderen Kreuzbandes möglich. Aus dem Gesagten folgt, dass es erforderlich ist, die vorhandenen Modelle weiter zu verbessern. Dies kann dadurch geschehen, dass z.B. bislang nicht berücksichtigte Eigenschaften des realen Systems in die Modellbeschreibung aufgenommen werden. Drei Ansätze hierzu werden nachfolgend beschrieben.

Implementierung von sog. Schwabbelmassen

Im aktuellen Modell sind die Körpersegmente des Menschen durch ideal steife Körper repräsentiert. Insbesondere bei Bewegungen, bei denen hohe Verzögerungen wirken (wie z.B. bei einem Niedersprung), führt diese sogenannte *Rigiditätsapproximation* zu unrealistisch hohen Zwangskräften in den Gelenken. Die Ursache dafür liegt auf der Hand: Zunächst wird das starre Skelett des Menschen abgebremst und die Weichteile bewegen sich relativ dazu noch weiter. Erst mit einer gewissen Zeitverzögerung kommen dann auch diese zum Stillstand und bewegen sich nun in die entgegengesetzte Richtung. Für dieses Verhalten wurde der Begriff der *Schwabbelmassen* geprägt. Eine richtungsweisende Arbeit zu dieser Thematik wurde von GRUBER [159] vorgelegt. Ihre Untersuchung zeigt, dass bei Berücksichtigung der Weichteileigenbewegung deutlich geringere Kräfte in den Gelenken auftreten als bei starrer Modellierung.

Abb. 3.57 illustriert diesen Effekt am Beispiel der horizontalen Zwangskraft im Kniegelenk für einen simulierten Niedersprung.

Die bei einem Niedersprung auftretende vertikale Stoßbelastung wird nach GRUBER durch die Modellierung von Schwabbelmassen auf bis zu einem Fünftel des Wertes einer starren Modellierung reduziert.

Die Implementierung dieses Verhaltens in das vorliegende Modell dürfte in ganz besonderem Maße zu einer Erhöhung seiner Realitätsnähe beitragen.

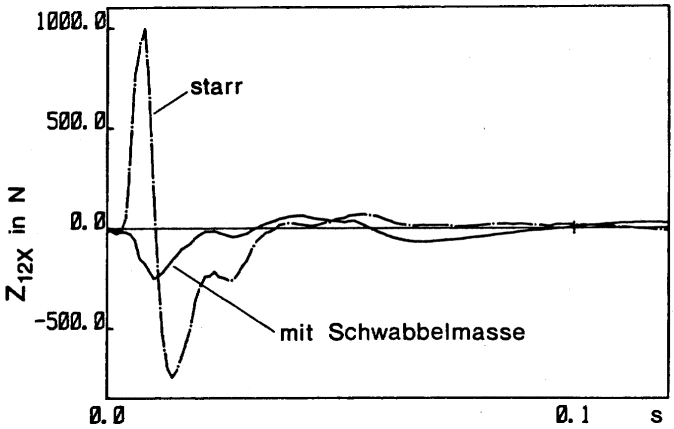


Abb. 3.57 Einfluss der Schwabbelmassenmodellierung (aus GRUBER [159]).

Verbesserungen des verwendeten Kniemodells

An erster Stelle der Wunschliste für das verwendete Kniemodell steht die Erhöhung der numerischen Stabilität. Dies wird wohl erst dann realisiert werden, wenn eine verbesserte Kontaktmodellierung verfügbar ist, an welcher derzeit gearbeitet wird (HIPPMANN [198]). Einfacher zu realisieren dürfte es sein, die Wirkung der Gelenkanschläge und der durch die gelenküberspannenden Strukturen auftretenden passiven Gelenkwiderstände zu berücksichtigen. Ein entsprechendes mathematisches Modell wurde von HATZE [177] vorgelegt und durch Experimente zur Bestimmung von Modellparametern ergänzt.

Einführung eines komplexeren Schneemodells

Der dritte Verbesserungsvorschlag für das aktuelle Modell betrifft die Beschreibung der Interaktion Ski und Untergrund. Die verwendete, Seite 98 dargestellte Kontaktmodellierung ist ein vergleichsweise simples Ersatzmodell für die realen Gegebenheiten auf der Piste. Auch die eingesetzten Steifigkeits- und Dämpfungsparameter sind nicht explizit verifiziert. Trotz großer Anstrengungen (Lawinenforschung) sind bis dato aber keine validen Schneemodelle bekannt. Ein Versuch, sich diesem komplexen Thema für die Anwendung im Bereich Skifahren zu nähern, ist in der Arbeit von CASOLO u. Mitarb. [73] beschrieben.

3.2.4 Analyse hinsichtlich der muskulären Anforderungen

3.2.4.1 Vorgehensweise im Überblick

Die Muskulatur der Beine wird - noch während der Flugphase und ohne dass es einer bewußten Kontrolle bedarf - durch Vorkontraktion auf die Landung vorbereitet. Dies zeigen z.B. die Untersuchungen von SCHAFF u. Mitarb. [401], die bei alpinen Abfahrtsläufern die Aktivierungsmuster der Kniebeuge und -streckmuskulatur bei der Landung nach einem Sprung ermittelten. Für den vorliegenden Fall stellte sich jedoch die Frage, ob sich dieses Aktivierungsmuster tatsächlich durch eine Umgestaltung der Funktion des Heckspoilers so beeinflussen lässt, dass die muskuläre Schutzwirkung für das Knie insgesamt verstärkt wird.
Zur Analyse des Kontraktionszustandes von Muskeln ist die in Kap. 2.4.2.6 (S. 27) und den EXKURSEN E9 (S. 195 ff.) beschriebene Elektromyographie die Methode der Wahl.
Von BARONE u. Mitarb. [31, 30] durchgeführte Laborversuche, bei denen das Elektromyogramm (EMG) verschiedener Beinmuskeln bei simulierten Absitzbewegungen (Abb. 3.58) analysiert wurde, zeigten, dass ein nachgebender Heckspoiler einen Effekt auf die Muskelaktivierung haben kann. Damit lag es nahe, die anstehende Analyse über entsprechende EMG-Messungen im Feldversuch anzugehen, wobei - wie bei der Analyse der Kinematik - die beiden Versuchsbedingungen *blockierter* bzw. *aktivierter Funktionsmechanismus* zu unterscheiden waren.

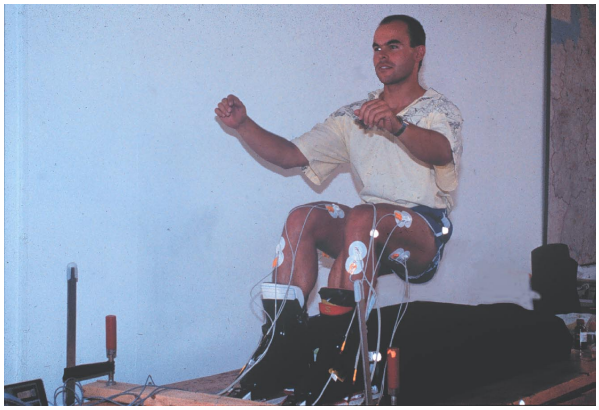


Abb. 3.58 Erste Fallversuche im Labor

3.2.4.2 Bestimmung der Muskelaktivitäten bei Sprung- und Landebewegungen

Versuchsablauf, Angaben zur Messtechnik

Die Messungen des Muskelkontraktionszustandes waren in die beschriebenen Versuche zur Bestimmung der Bewegungsdaten des Landevorganges (s. S. 102 ff.) integriert. Da die Einzelheiten zum Versuchsprogramm und zum Ablauf der Versuche dort ausführlich dargestellt sind, werden hier nur noch die ergänzenden Informationen zu den EMG-Messungen gegeben[87]. Das Messprogramm umfasste die bilaterale Registrierung des Oberflächenelektromyogramms der in Tab. 3.4 zusammengestellten Beinmuskeln.

[87] Eine detaillierte Darstellung der gesamten Untersuchung ist bei SENNER u. Mitarb. [418, 422] beschrieben.

Tab. 3.4 Erfasste Muskeln und Kurzzeichen

Muskel	Abk.
M. vastus medialis, rechtes Bein	VAMER
M. vastus lateralis, rechtes Bein	VALAR
M. biceps femoris, rechtes Bein	BIFER
M. semitendinosus, rechtes Bein	SEMIR
M. vastus medialis, linkes Bein	VAMEL
M. vastus lateralis, linkes Bein	VALAL
M. biceps femoris, linkes Bein	BIFEL
M. semitendinosus, linkes Bein	SEMIL

Diese Messungen waren mit der Videoaufzeichnung für die periphere Bewegungsanalyse auf elektronischem Weg synchronisiert, womit zu jedem Zeitpunkt eine exakte Zuordnung des Muskelzustandes zur aktuellen Körperposition gegeben war.
Die Aufzeichnungsfrequenz des EMG-Signals betrug 1000 Hz; Vorverstärker, direkt nach den Ag/AgCl-Elektroden, dienten zur Vermeidung von Kabelartefakten[88].

Das vorverstärkte EMG-Signal der untersuchten Muskeln wurde dann zur tragbaren Datenerfassungseinheit (Abb. 3.59) geführt, welche ein kompaktes System aus Verstärker, Multiplexer, 10 bit AD-Wandler und Speichereinheit mit austauschbaren 64kB Datenträgern bildet.
Die Erhebung des Kontraktionszustandes erfolgte bei insgesamt 18 Sprüngen, 9 Sprüngen mit blokkiertem und 9 Sprünge mit aktiviertem Heckspoilermechanismus.

Abb. 3.59 Datenspeicher für die EMG-Messungen

Darstellung des Auswerteverfahrens

Bei der Beschreibung der Methode der Elektromyographie wurde auf die große Bedeutung des eingesetzten Auswerteverfahrens für die Interpretation der ermittelten Daten hingewiesen. Weil Ingenieure in der Regel mit dieser Methode unerfahren sind, wird die Vorgehensweise beim vorliegenden Entwicklungsbeispiel etwas ausführlicher dargestellt. Das in Abb. 3.60 auf der nächsten Seite gezeigte Ablaufschema gibt einen Überblick des gewählten Verfahrens. Aus den vorliegenden Rohdaten wurden zunächst die Datensätze entfernt, bei denen der Landewinkel[89], d.h. der zum Zeitpunkt des Erstkontaktes bestehende Winkel zwischen Ski und Piste, weniger als 45° betrug. Die Begründung für diesen Schritt wird weiter unten gegeben.

88 Meßfehler durch Kabelbewegungen.
89 Siehe Abb. 3.42 auf der S. 103.

Da die Datenaufzeichnung mit 1000 Hz erfolgt war, konnten durch Tiefpassfilterung mit 500 Hz Aliasingeffekte wirkungsvoll unterdrückt werden. Das anschließende Zentrieren der Daten um eine Nulllinie und die Gleichrichtung sind für EMG-Daten übliche Auswerteschritte und hatten keinen Informationsverlust zur Folge.

Die Zeitnormierung erfolgte - wie bei der Auswertung der Videodaten auf S. 239ff. beschrieben - auf die beiden Zeitpunkte *Messbeginn* und *Klappende*.

Damit hatten EMG- und Videodaten dieselbe normierte Zeitachse, mit dem Klappende (KE) bei 100 Prozent Normzeit.

Der letzte Schritt vor der Berechnung von Parametern sah eine zweite Tiefpassfilterung der Datensätze vor, wobei im vorliegenden Fall eine Grenzfrequenz von 20 Hz gewählt wurde. Bei dieser Frequenz bildet die erzeugte Hüllkurve das Signal noch mit ausreichend hoher Genauigkeit ab. Abb. 3.61 auf der nächsten Seite demonstriert an einem Datensatz nochmals die Effekte der erläuterten Datenbehandlung. Das obere Diagramm zeigt das zentrierte EMG-Signal des M. vastus medialis des rechten Beines, das Diagramm in der Mitte dasselbe Signal nach der Gleichrichtung und das untere Diagramm den Verlauf der 20 Hz Hüllkurve.

Ob sich durch Aktivierung des Spoilermechanismus Veränderungen im Muskelkontraktionszustand ergaben oder nicht, ließ sich aus den soweit aufbereiteten Daten allerdings noch nicht ableiten. Hierzu mussten aus den Datensätzen einfache Kenngrößen gewonnen werden, welche trotzdem einen hohen Informationsgehalt über den beobachteten Muskelzustand aufwiesen. Im vorliegenden Fall wurde hierfür das sog. *Hüllkurvenintegral* verwendet. Dieser Parameter ist in der einschlägigen Literatur, wie z.B. bei WINTER [481] beschrieben, und stellt eine allgemein anerkannte Kenngröße für die Höhe der aufgebrachten kontraktilen Muskelarbeit dar.

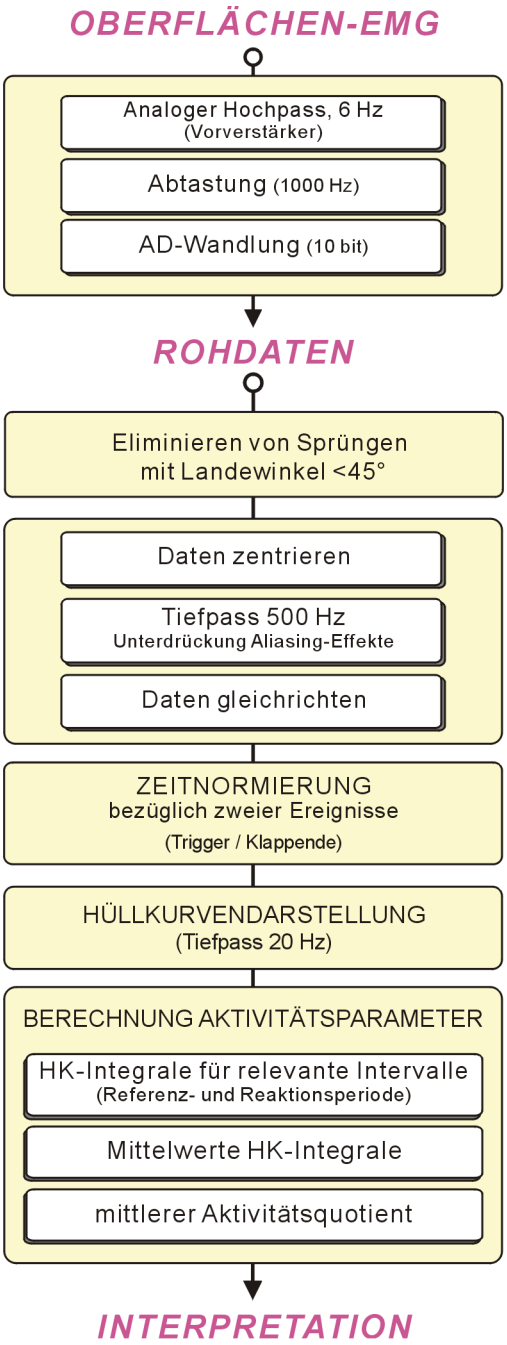


Abb. 3.60 Auswerteschritte für EMG

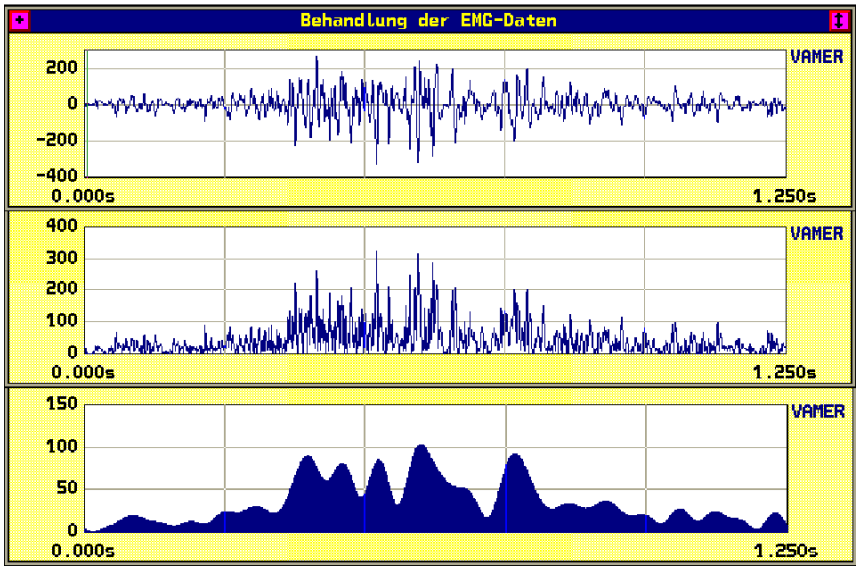


Abb. 3.61 Illustration der Effekte der verschiedenen Datenbehandlungen

HINWEIS: Eine Landebewegung, wie die vorliegende, stellt einen komplexen Ablauf unterschiedlicher Kontraktionsformen und Arbeitsweisen der beteiligten Muskulatur dar. Da das EMG nur den Aktivierungszustand der kontraktilen Elemente des Muskels, nicht aber dessen elastische Energie wiedergibt, werden die Anteile exzentrischer Muskelarbeit durch die Amplituden des EMG nicht erfasst.

Für die Interpretation von EMG-Daten über das Hüllkurvenintegral ist die Wahl seiner Integrationsgrenzen von entscheidender Bedeutung. Im vorliegenden Fall wurden zwei Perioden festgelegt, die im folgenden als *Referenzperiode* und als *Reaktionsperiode* bezeichnet werden. Im ANHANG A7 (S. 264) ist die zeitliche Zuordnung dieser beiden Perioden zu den Bewegungsphasen des Experimentes dargestellt. Die Festlegung auf die dort angegebenen Zeiten (Referenzperiode von 40% bis 90% Normzeit, Reaktionsperiode 90% bis 140% Normzeit) erfolgte nach eingehender Analyse der Daten. Damit waren folgende Bestimmungsgleichungen für die beiden Kenngrößen der kontraktilen Muskelarbeit kMA_{Ref} bzw. kMA_{Reak} der Referenz- bzw. Reaktionsperiode festgelegt:

$$kMA_{\mathrm{Ref}} = \int_{\tau=40\%}^{\tau=90\%} EMG_{Hüllk}(\tau)d\tau \qquad \text{bzw.} \qquad kMA_{\mathrm{Reak}} = \int_{\tau=90\%}^{\tau=140\%} EMG_{Hüllk}(\tau)d\tau$$

Die für diese beiden Perioden berechneten Werte der Hüllkurvenintegrale aus allen Experimenten wurden - getrennt für die beiden Behandlungen - gemittelt und der nachfolgende Quotient gebildet:

$$\mathrm{MAQ} = \left[\frac{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{n} kMA_{\mathrm{Reak},i}}{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{n} kMA_{\mathrm{Ref},i}} \right]$$

i = Index des Experimentes

MAQ_{block} = mittlerer Aktivitätsquotient für die Sprünge mit blockiertem Mechanismus

MAQ_{aktiv} = mittlerer Aktivitätsquotient für die Sprünge mit akiviertem Mechanismus

Dieser als *mittlerer Aktivitätsquotient* (MAQ) bezeichnete Parameter normiert also den Wert der Reaktionsperiode auf den der Referenzperiode. EXKURS E21 (S. 241) stellt die hinter dieser Vorgehensweise stehenden Überlegungen dar. Im Rahmen dieses Exkurses

wird auch die bereits angesprochene Begründung dafür geliefert, warum Sprünge mit einem Landewinkel kleiner als 45° aus dem Datenmaterial entfernt wurden.

Ergebnis der Muskelaktivitätsmessungen

Das maßgebliche Resultat des durchgeführten Experiments ist in Abb. 3.62 dargestellt. Es zeigt für den aktivierten Heckspoilermechanismus bei allen untersuchten acht Muskeln höhere Werte des mittleren Aktivitätsquotienten an. Die Tabelle Tab. 3.5 stellt das Ausmaß der einzelnen Veränderungen zusammen. Die Interpretation dieser Ergebnisse hinsichtlich der analysierten *muskulären Anforderung* ist Gegenstand des folgenden Kapitels.

Tab. 3.5: Prozentuale Erhöhung des Muskelaktivitätsquotienten.

Muskel	Erhöhung des MAQ Referenz (100%) = Sprünge mit blockiertem Mechanismus
M. vastus medialis, rechts	+ 17,1 %
M. vastus lateralis, rechts	+ 14,2 %
M. biceps femoris, rechts	+ 24,1 %
M. semitendinosus, rechts	+ 30,1 %
M. vastus medialis, links	+ 4,6 %
M. vastus lateralis, links	+ 7,2 %
M. biceps femoris, links	+ 11,5 %
M. semitendinosus, links	+ 27,9 %

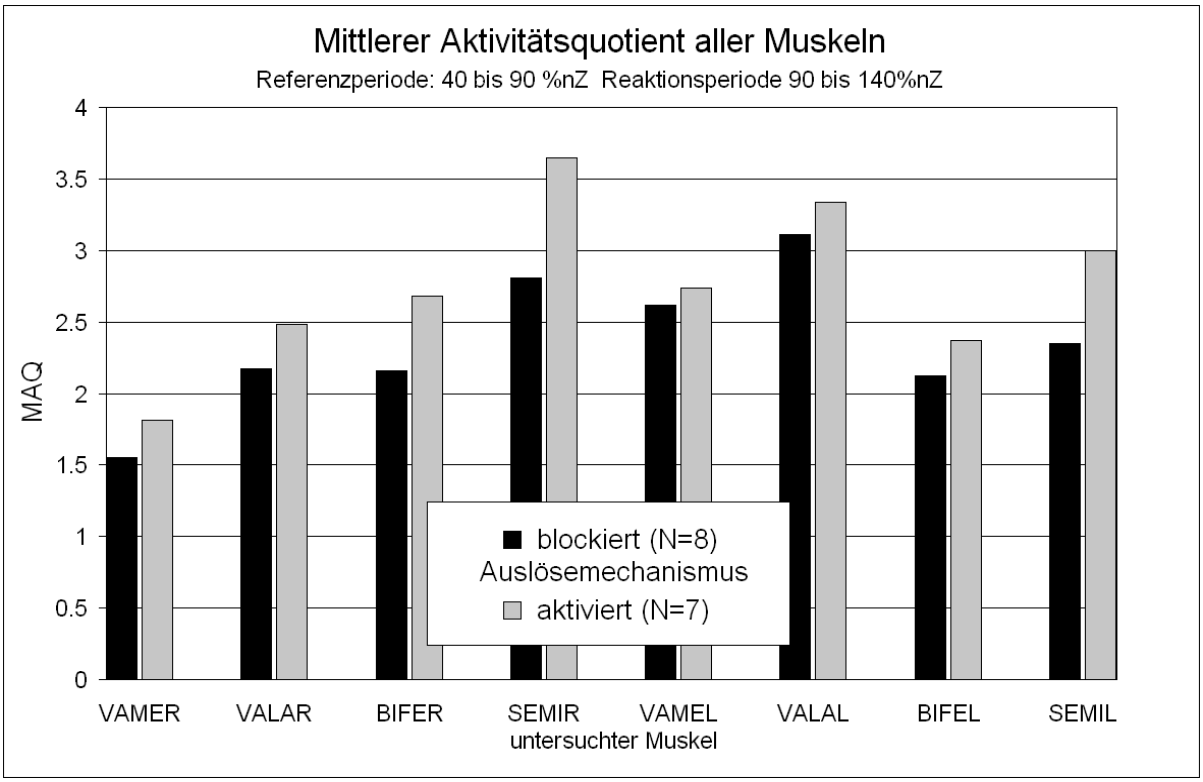


Abb. 3.62 Ergebnis der Untersuchung zu den muskulären Effekten der Spoilerauslösung

3.2.4.3 Ergebnisse des Experiments: Erfüllt der untersuchte Prototyp die *muskulären Anforderungen* ?

Die durchgeführte Feldstudie hat hinsichtlich der muskulären Effekte deutliche Unterschiede zwischen dem blockierten und dem aktivierten Mechanismus aufgezeigt. Der für den aktivierten Mechanismus festgestellte erhöhte Aktivitätsquotient ist dahingehend zu interpretieren, dass ein allgemein erhöhter Tonus in den das Kniegelenk umspannenden Muskeln vorliegt. Wie im EXKURS E15 (S. 226) ausführlich erläutert, dürfte dies insgesamt einen positiven Effekt auf die Stabilität des Kniegelenks haben und damit einen Teil der wirkenden äußeren Lasten von den Gelenkstrukturen fernhalten. Dass es hauptsächlich bei den Muskeln der ⇒ Ischiokruralgruppe zur Erhöhung des MAQ kommt, z.B. um über 25% bei den beiden M. semitendinosi[90], ist wegen deren Schutzfunktion für das VKB von besonderem Interesse. Es muss allerdings darauf hingewiesen werden, dass der positive muskuläre Effekt des Heckspoilermechanismus lediglich in einer Fallstudie, also an lediglich einem Probanden, nachgewiesen wurde. Eine vergleichbare Untersuchung am Probandenkollektiv steht derzeit noch aus[91].

3.2.5 Abschließende Bemerkungen zum Entwicklungsbeispiel

Für das ausgewählte Entwicklungsbeispiel waren zwei Analyseprozesse zu durchlaufen. Aus dem ersten Analyseblock (Kap. 3.1) war eine konkrete konstruktive Aufgabe entstanden, die in eine vorläufige technische Lösung – Prototyp *IV-B* – mündete. Der zweite Analyseblock (Kap. 3.2) hatte zum Ziel, diesen Prototyp hinsichtlich gestellter kinematischer und muskulärer Anforderungen zu bewerten. Diese beiden Bewertungsprobleme wurden gelöst, mit unterschiedlichem Ergebnis: Während eindeutig positive muskuläre Effekte (Abb. 3.62) beim untersuchten Probanden festzustellen waren, lieferte die Simulation im Beobachtungszeitraum keine Hinweise auf eine Entlastungswirkung. Möglicherweise könnte aber eine andere Abstimmung des Auslöseverhaltens die gewünschten Verbesserungen bewirken. Weitere Simulationen mit systematischer Variation, z.B. der Hysteresefunktion, wären daher ein sinnvoller nächster Schritt (siehe Abschnitt *Und der neue Skischuh?*).

Der Verlauf - wohl aber die Fragestellung - der hier beschriebenen Entwicklung, ist mit Sicherheit nicht üblich. Grund: der zeitliche Aufwand, um zu den dargestellten Ergebnissen zu kommen, war extrem groß. Für die Entwicklung eines Sportgerätes wäre das nicht wirtschaftlich gewesen. Im vorliegenden Fall war aber parallel zur produktbezogenen

---

90 Zur Anatomie der Ischiokruralmuskulatur siehe die Abbildung im ANHANG A24, S. 283.

91 Eine Feldstudie mit einer Probandengruppe wurde bereits durchgeführt und wird zur Zeit ausgewertet.

Problemlösung ein universelles Werkzeug – ein Computermodell - entstanden, welches eine Investition für die Zukunft darstellte. Dieses Werkzeug stand am Ende der Entwicklung zur Verfügung und kann Problemlösungsprozesse bei ähnlich gelagerten Mensch-Maschineproblemen nun beschleunigen.

Und der neue Skischuh?

Bereits zu Beginn der gesamten hier beschriebenen Entwicklung wurden von unserem damaligen Industriepartner erste Designstudien zu dem neuen Schuhkonzept angestellt (Abb. 3.63).

Im Frühjahr 2001, fast zehn Jahre später, hat ein führender Skischuhhersteller ein entsprechendes Serienprodukt auf den Markt gebracht (Abb. 3.64).

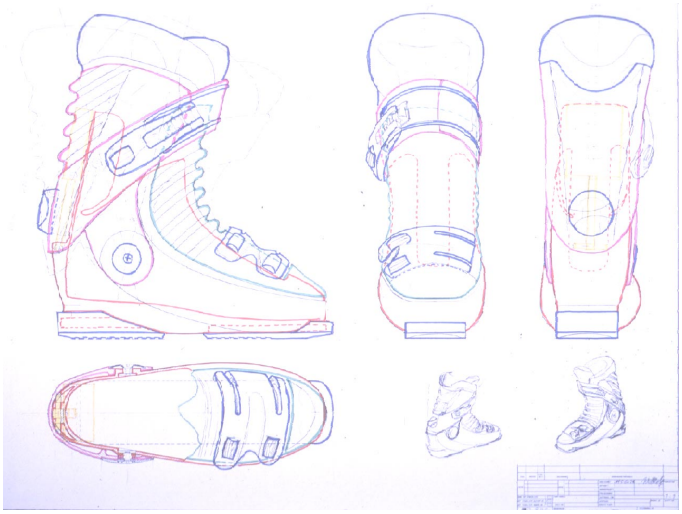


Abb. 3.63 Erste Designstudien zum neuen Schuhkonzept.

Abb. 3.64 Frühjahr 2001 vorgestelltes *Rear Release System* (*RRS*) der Firma LANGE.

Der Markteinführung gingen Jahre voraus, in denen, u.a. mit Hilfe des beschriebenen Computermodells, das Auslöseverhalten des Heckspoilers systematisch variiert wurde, bis schließlich Entlastungseffekte am Vorderen Kreuzband zu beobachten waren.
Mit der auf diese Weise erhaltenen optimierten Auslösecharakteristik konnte für den beschriebenen Sprung- und Landevorgang eine Reduktion der Kraft im Vorderen Kreuzband von über 25% gegenüber dem konventionellen Konzept erreicht werden.
Im ANHANG A25, S. 284 sind die sich für verschiedene Einstellungen dieses Mechanismus berechneten Kraft-Zeitdiagramme des Vorderen Kreuzbandes dargestellt.

Es bleibt abzuwarten, ob dieser neue *Sicherheitsskischuh* die gebührende Marktakzeptanz erfahren wird.

4. ZUSAMMENFASSUNG

4.1 Inhalte und Ergebnisse der Arbeit

Die inhaltliche Zweiteilung dieser Arbeit in einen Teil, in welchem Methoden besprochen werden und einen Abschnitt, der diese Methoden im Rahmen eines biomechanischen Entwicklungsprojektes in ihrer Anwendung demonstriert, hat auch eine Zweiteilung der Ergebnisse zur Folge.

Was ist das Neue, welches sind die wissenschaftlichen Erkenntnisse aus dem ersten Teil der Arbeit?

Im ersten Teil der Arbeit wird festgestellt, dass es in der Entwicklung von Mensch-Maschine-Systemen zu Analyse- und Bewertungsproblemen kommen kann. Kurze Beispiele aus der Praxis erläutern die Begriffe und liefern einen ersten Beleg für diese Behauptung. Die Lösung dieser Analyse- und Bewertungsprobleme – so die weitere Betrachtung der Ausgangssituation – erfordert biomechanische Methoden. Da diese Methoden bislang in der Regel weder Inhalt des Ingenieurstudiums sind, noch in den Methodensammlungen der Konstruktionsmethodik auftauchen, wird eine strukturierte Sammlung von insgesamt zwölf Methoden vorgestellt. Darin enthalten sind jeweils Begriffsdefinitionen, die Beschreibung typischer Anwendungsbereiche, Hilfestellungen zu spezifischen Problemen in der Anwendung, sowie Beispiele und zahlreiche Literaturangaben. Eine Vielzahl zusätzlicher Informationen, z.B. zur Messtechnik oder zur Datenauswertung, werden im Rahmen von Exkursen gegeben, welche dem Anhang beigefügt sind. Am Ende des ersten Teils der Arbeit werden Kriterien für die gezielte Methodenauswahl vorgestellt und Maßnahmen besprochen, die dazu beitragen, im Rahmen der Anwendung biomechanischer Methoden Kosten zu senken. Damit stellt der erste Teil der Arbeit eine in dieser Form erstmalige Zusammenstellung von Verfahrensanweisungen für jene Ingenieure dar, die sich mit biomechanischen Analyse- und Bewertungsproblemen bei Mensch-Maschine-Systemen konfrontiert sehen.

Der Nutzen, der aus der vorgelegten Sammlung gezogen werden kann, besteht letztlich in einem Zeitgewinn. Zeit, die ohne diese Arbeit zu investieren wäre, um zum Beispiel die richtige Literatur zu finden und das Wesentliche daraus zu extrahieren. Oder Zeit, die gebraucht würde, um den einen oder anderen methodischen Fehler wieder „auszubügeln“. Die hier vorgelegte Sammlung an Informationsquellen bedeutet also einen messbaren Zeitgewinn, wenn Produkte zu konstruieren oder zu optimieren sind, für welche biomechanische Kriterien eine Rolle spielen.

Dass der erste Teil mit diesem Inhalt etwas den Charakter eines Lehrbuches bekommen hat, war unvermeidbar. Denn bis heute gibt es im deutschen Sprachraum lediglich ein Einsteigerbuch zum Thema Biomechanik (BALLREICH und BAUMANN [27]), welches aber

weder Detailinformationen bringen, noch die Vielschichtigkeit dieser Disziplin in angemessenem Umfang darstellen will.

Was ist das Neue, welches sind die wissenschaftlichen Erkenntnisse aus dem zweiten Teil der Arbeit?

Nachdem im ersten Teil der Arbeit teilweise sehr abstrakte Zusammenhänge dargelegt werden mussten, stellt der zweite Teil den Bezug zur Praxis her. Ausgehend von dem zunächst noch sehr unkonkreten Problem, die Verletzungshäufigkeit im alpinen Skilauf reduzieren zu wollen, wird, mit Hilfe einiger im ersten Teil besprochener Methoden, die Situation in mehreren Schritten analysiert. Am Ende dieses ersten Analyseblockes steht eine konkrete Entwicklungsaufgabe, nämlich die Realisation einer *Auslösefunktion* am Schuh des Skifahrers. Diese soll bewirken, dass der Skifahrer in einer ganz bestimmten Situation - einem Sprung mit anschließender Landebewegung – einem geringeren Verletzungsrisiko am Kniegelenk ausgesetzt ist, als mit einem herkömmlichen Schuh.
Es wird gezeigt, dass das eigentliche Entwicklungsproblem jedoch nicht die konstruktive Umsetzung dieser Auslösefunktion ist, sondern die Beantwortung der Frage, ob diese tatsächlich die gewünschten Auswirkungen auf den Skifahrer hat.

Um dieses *Bewertungsproblem* beantworten zu können, wird ein zweiter umfangreicher Analyseprozess durchgeführt. In diesem werden nahezu alle, im ersten Teil der Arbeit besprochenen Methoden, – teilweise mehrmals und in Kombination –, eingesetzt. Dabei wird demonstriert, wie man sich in kleinen Schritten der Lösung eines solchen Problems nähern kann, wo typische "Stolperstellen" sind und wie sie umgangen werden können.
Zunächst entsteht auf der Grundlage der im ersten Analyseblock gewonnenen Erkenntnisse ein Prototyp eines Skischuhes mit einem integrierten Auslösemechanismus. Ob dieser Schuh tatsächlich die erwünschte belastungsreduzierende Wirkung auf das Kniegelenk – speziell auf das vordere Kreuzband – hat, wird dann mit Hilfe einer Computersimulation und einem Feldexperiment untersucht. Dazu entsteht unter Verwendung der Daten aus zahlreichen Feld- und Laborexperimenten ein mathematisches Modell des Skifahrers, welches sich durch eine Reihe spezieller Eigenschaften auszeichnet, u.a. durch

- validierte Teilmodelle,
- die Berücksichtigung der Wirkung der Muskulatur über bewegungsgesteuerte Regler,
- das Vorhandensein elastischer Komponenten,
- Implementierung individueller Werte für die Körpersegmentdaten des untersuchten Probanden,
- Lösung des sog. *Verteilungsproblems*.

Mit Hilfe dieses Modells und den begleitenden Felduntersuchungen wird eine als kritisch erachtete Sprung- und Landesituation systematisch analysiert und Rückschlüsse auf die Wirkung des zu bewertenden Auslösemechanismus gezogen.

Am Ende dieses gesamten Analyseprozesses steht fest,

(1) dass der Sicherheitsmechanismus des untersuchten Prototyps in der betrachteten Situation tatsächlich auslöst,
(2) die Charakteristik des Auslösemechanismus noch zu optimieren ist, um relevante mechanische Entlastungseffekte zu erzielen,
(3) positiv zu bewertende muskuläre Effekte in Folge des Auslösevorganges auftreten.

Insgesamt zeigt das Entwicklungsbeispiel die Komplexität auf, die im Zusammenhang mit biomechanischen Konstruktionsproblemen entstehen kann. Bei der Vielfalt von Produkten, bei denen biomechanische Aspekte zu berücksichtigen sind, kann es keinen Standardweg zur Lösungsfindung geben. Es wurde aber versucht, die gewählte Vorgehensweise so darzustellen, dass es möglich ist, sie sinngemäß auch auf andere Fragestellungen zu übertragen.

Nicht vergessen werden sollte, dass im Rahmen der Bewertung des Funktionsmechanismus ein wertvolles Nebenprodukt entstanden ist, nämlich ein universell verwendbares, anthropometrisch-biomechanisches Computermodell eines Menschen. Dieses und die in den einzelnen Arbeitsschritten entwickelten Module stehen nun zur Verfügung und sind, mit mäßigem Aufwand, nicht nur für die Simulation anderer Bewegungen, sondern auch als entwicklungsbegleitendes Werkzeug (z.B. für die Konzeption und Auslegung von physikalischen Modellen oder von Prüfeinrichtungen) einsetzbar.
Dass sich aus der wissenschaftlichen Analyse des Vorganges und insbesondere der Verhältnisse im Kniegelenk neue Fragen und Ansätze für weitere Studien ergaben, muss nicht weiter verwundern.

4.2 Ausblick

Wenn an den Schluss einer wissenschaftlichen Arbeit Ausblicke und Visionen gestellt werden, dann kann es leicht geschehen, dass dabei übersehen wird, wie schwierig deren Umsetzung tatsächlich ist. Trotzdem sollen an dieser Stelle die nächsten sich aus dieser Arbeit ergebenden Schritte, sowohl für die Konstruktionsmethodik als auch für die biomechanische Forschung, skizziert werden.
Eine ambitionierte und sicher nicht kurzfristig zu erreichende Aufgabe für die Konstruktionsmethodik ist, die in dieser Arbeit vorgestellte strukturierte Methodensammlung zu einem Methodenbaukasten auszubauen. Besonderen Anreiz hat diese Aufgabe durch die Tatsache, dass in einen solchen Methodenbaukasten die Problemlösungsstrategien und Denkprozesse sehr unterschiedlicher Berufsgruppen (Mediziner, Physiker und Ingenieure) einfließen müssen. Ohne einen durchgängig interdisziplinären Ansatz, der z.B. auch die unterschiedlichen Persönlichkeitsprofile der an der Entwicklung von biomechanischen Konstruktionsobjekten beteiligten Personen berücksichtigt, wird es kaum erfolgversprechende Lösungen geben.

Für die biomechanische Forschung gibt es ebenfalls einen naheliegenden nächsten Schritt: Nachdem mit der hier vorgelegten Entwicklung nur ein Teil der Kreuzbandverletzungen abgedeckt ist – nur etwa 12% –, der überwiegende Anteil der Knieverletzungen aber durch Mechanismen mit einer rotatorischen Komponente entsteht, ist es naheliegend, sich mit Maßnahmen zur *Reduktion von Rotationsbelastungen* zu beschäftigen. Ein Ansatz könnte sein, die bis dato symmetrisch aufgebauten Sicherheitsbindungen so zu verändern, dass sie in ihrer Auslösefunktion dem asymmetrischen Aufbau des Kniegelenks besser entsprechen. Für diese Zielsetzung wurde im April 2001 ein eigens dafür konzipierter Versuchsstand (Abb. 4.1) in Betrieb genommen und eine Pilotstudie mit einem Humanpräparat durchgeführt. Abb. 4.2 zeigt eine Detailaufnahme, auf der die Applikation eines Hall-Effekt-Sensors (s. EXKURS E6-5, S. 191) auf dem vorderen Kreuzband zu sehen ist.

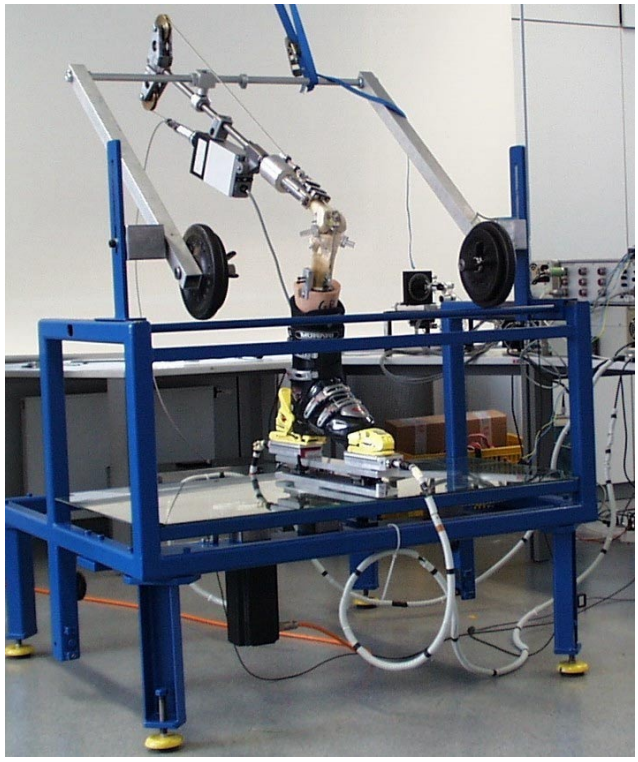


Abb. 4.1: Neuentwickelter ACL-Prüfstand

Abb. 4.2 Einsetzen des Sensors auf dem Kreuzband

Aber auch für die biomechanische Forschung gibt es Fernziele, wie z.B. die Schaffung von *Modelldatenbanken* oder der Übergang vom biomechanischen Konstruktionsobjekt zur biomechanischen Maschine.

Schaffung von Modelldatenbanken

Da die Rechenleistung heutiger Standardcomputer bereits ausreicht, um Simulationen durchzuführen, können Konstruktionsabteilungen auch kleinerer Unternehmen diese Methode einsetzen. Wozu sie aus Kostengründen i.d.R. aber nicht in der Lage sind, ist, die dazu benötigten mathematischen Modelle zu erstellen und zu validieren.

Die in der vorliegenden Arbeit aufgebauten und hiermit zur Verfügung stehenden Teilmodelle sind deshalb von Nutzen, auch wenn diese Bausteine noch längst nicht den Charakter von Standardelementen haben.

Hier ist noch Entwicklungsarbeit notwendig, und es wird sicher noch einige Zeit in Anspruch nehmen, bis das von RUDER und GRUBER [389] formulierte Ziel, *„... ein modular aufgebautes Programm- und Datensystem zur anatomisch und physikalisch korrekten Simulation menschlicher Körperfunktionen und Verhaltensweisen unter dem Einfluss äußerer und innerer Kräfte zu entwickeln*“ erreicht ist. Der Ingenieur von morgen kann sich aber vielleicht schon aus einer allgemein zuggängigen Modelldatenbank bedienen und damit die Lösung seiner biomechanischen Fragestellungen drastisch beschleunigen. Dies sollte das vorrangige Ziel der biomechanischen Grundlagenforschung sein und wird auch nur dann erreicht werden, wenn erstens die Zusammenarbeit zwischen den beteiligten Disziplinen ausgeweitet und zweitens der Aspekt der Praxisanwendung nicht vernachlässigt wird.

Vom biomechanischen Konstruktionsobjekt zur biomechanischen Maschine

Anhand eines Beispieles soll abschließend eine interessante Ausweitung der Möglichkeiten biomechanischer Produkte dargestellt werden, nämlich die Realisierung des sogenannten *bio-feedback*. Das Problem der Insulinversorgung von Diabetikern wird seit vielen Jahren durch gleichmäßig über den Tag verteilte Insulingaben mittels Spritze gelöst. Neben der unbequemen Handhabung hat dies insbesondere das Manko von Fehldosierungen, denn kurzzeitige Blutzuckerverschiebungen können nicht berücksichtigt werden. Seit Kurzem wird das Problem der Insulinversorgung auf vollkommen andere Art und Weise angegangen, nämlich durch eine in den Körper eingepflanzte Insulinpumpe, welche über einen Sensor gesteuert wird, der die Blutzuckerkonzentration ständig erfasst.
Allgemein formuliert bedeutet das Prinzip des *bio-feedback* die Einbeziehung (momentaner) Zustände des Menschen in die Funktion der Maschine, d.h. der Mensch bildet ein Teilsystem der Gesamtstruktur (die - formal betrachtet - eine Kreisschaltung realisiert).
Damit beschränkt sich der Anwendungsbereich von *bio-feedback* natürlich entweder auf Produkte, die eng mit dem Menschen selbst verknüpft sind, also Produkte aus den Bereichen Sicherheits-, Medizin- und Orthopädietechnik, oder aber auf Steuerungen und Regelung von Maschinen bzw. Prozessen. Ein Produkt aus der ersten Kategorie wäre z.B. eine elektronische Skibindung, die in ihrem Auslösungsverhalten auch z.B. die Muskelanspannung des Skifahrers berücksichtigt. Ein solches System wurde bereits vorgestellt (CRAWFORD und MOTE [87], NEPTUNE und HULL [326]). Ein über *bio-feedback* gesteuerter Prozess wäre z.B die Steuerung der Cursorbewegung auf einem Bildschirm über die Augenbewegung.
Konstruktionsmethodisch betrachtet stellt *bio-feedback* nichts prinzipiell Neues dar, denn die Funktionsstruktur *Regelung* als Sonderfall der Kreisschaltung ist eine durchaus gebräuchliche Strukturform. Bei der Synthese technischer Systeme ist jedoch in manchen Fällen durch Einbeziehung von *bio-feedback* eine bisher nicht mögliche Verschiebung der Systemgrenzen nach außen (bis in den Menschen hinein) und damit eine Erweiterung des formal variierbaren Funktionsspektrums des technischen Systems (*intelligente* Maschine) denkbar.

5. LITERATURVERZEICHNIS

HINWEIS: Bis auf wenige Ausnahmen liegen alle zitierten Literaturquellen vor.

1 Acierno, S. P., Barrata, R. V. und Solomonow, M.: A practical guide to Electromyography. Manuskript des Bioengineering Laboratory der Abteilung Orthopaedics der Louisiana State University, New Orleans, USA, S.1-29, 1995.

2 Ahmed, A.M. und Burke, D.L.: In-vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints-Part I: Tibial surface of the knee. ASME Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 105, S. 216-225, 1983.

3 Ahmed, A.M. und Burke, D.L.: In-vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints-Part II: Retropatellar surface. ASME Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 105, S. 226-236, 1983.

4 Aichner, F.T., Felber, S.R., Muller, R.N. und Rinck, P.A. (Hrsg.): Three-Dimensional Magnetic Resonance Imaging. An integrated clinical update on 3D-imaging and 3D-postprocessing: Proceedings of a joint meeting in Obergurgl, Austria, 1992. Blackwell Scientific Publications, Oxford - Boston - Melbourne - Paris - Berlin, 1994.

5 Allard, P., Blanchi, J.-P. und Aïssaoui, R.: Bases of three-dimensional reconstruction. In: Allard, P., Stokes, I.A.F. and Blanchi, J.-P. (Hrsg.): Three-Dimensional Analysis of Human Movement. Human Kinetics Verlag, Champaign - Windsor - Leeds - Edwardstown - Auckland, Chapter 2, S. 19-40, 1995.

6 Allard, P., Stokes, I.A.F. and Blanchi, J.-P. (Hrsg.): Three-Dimensional Analysis of Human Movement. Human Kinetics Verlag, Champaign - Windsor - Leeds - Edwardstown - Auckland, 1995.

7 Alves, F. und Gimes-Pereira, J.: Energiebedarf beim Kraulen und beim Rückenschwimmen im Wettbewerb. Sportphysiotherapie aktuell, Sportverletzung Sportschaden, 12, S. XV-XVIII, 1998.

8 Amis, A. A.: Biomechanics of ligaments. In: Jenkins, D. H. R. (Hrsg.): Ligament Injuries and their Treatment., Chapman and Hall, London, S. 3-28, 19xx.

9 An, K.N., Jacobsen, L.J. und Chao, E.Y.S.: Application of a magnetic tracking device to kinesiologic studies. J. Biomechanics Vol. 21, S. 613-620, 1988.

10 An, K.-N., Berglund, L., Cooney, W.P., Chao, E.Y.S. und Kovacevic, N.: Direct in vivo tendon force measurement system. J. Biomech. Vol. 23, No. 12, pp. 1269-1271, 1990.

11 An, K.-N., Kaufman, K. R. und Chao, E. Y.-S.: Estimation of muscle and joint forces. In: Allard, P., Stokes, I.A.F. and Blanchi, J.-P. (Hrsg.): Three-Dimensional Analysis of Human Movement. Human Kinetics Verlag, Champaign - Windsor - Leeds - Edwardstown - Auckland, Chapter 10, pp. 201-214, 1995.

12 Anderson, F. C., Ziegler, J. M., Pandy, M. G. und Whalen, R.T.: Applications of high-performance computing to numerical simulation of human movement. Journal Biomechanical Engineering, Feb. 117 (1), S. 155-157, 1995.

13 Anderssen, R.S., Bloomfield, P.: Numerical differentiation procedures for non-exact data. Num. Math. 22, S. 157-182, 1974.

14 Andreassen, S. und Rosenfalck, P.: Relationship of Intracellular and Extracellular Action Potentials of Skeletal Muscle Fibers. CRC Crit. Rev. Bioeng., 6, S.267-306, 1981.

15 Andrews, X.: Euler's and Lagrange's Equations for Linked Rigid-Body Models of Three-Dimensional Human Motion. In: Allard, P., Stokes, I. A. F. und Blanchi, J.-P. (Hrsg.): Three-Dimensional Analysis of Human Movement. Human Kinetics Verlag, Champaign - Windsor - Leeds - Edwardstown - Auckland, Chapter 8, S. 145-175, 1995.

16 Arms, S., Boyle, J., Johnson, R. und Pope, M.: Strain measurement in the medial ligament of the human knee: an autopsy study. J. Biomech. Vol. 16, No. 7, pp. 491-496, 1983.

17 Arms, S. W., Pope, H. M., Johnson, R. J., Fischer, R. A., Arvisson, I. und Eriksson, E.: The Biomechanics of Anterior Cruciate Ligament Rehabilitation and Reconstruction. The American Journal of Sports Medicine, Vol. 12, S. 8-18, 1984.

18 Artmann, M., Kaltschmidt, H., Viernstein, K. und Wirth, C.J.: Das Verhalten der Beschleunigungsübertragung vom Beckenkamm auf einen äußeren Beschleunigungsaufnehmer beim Menschen. Biomedizinische Technik, Band 21, Heft 7, S.213-221, 1976.

19 Aune, A. K., Ekeland, A. und Nordsletten, L.: Effect of Quadriceps or Hamstrings Contraction on the Anterior Shear Force to Anterior Cruciate Ligament Failure. Unveröffentlichter Vortrag beim 11. Internationalen Symposium on Ski Trauma and Skiing Safety, Voss, Norwegen, 1995.

20 Aune, A.K., Schaff, P. and Nordsletten, L.: Contraction of knee flexors and extensors in skiing related to the backward fall mechanism of injury to the anterior cruciate ligament. Scand J Med Sci Sports, No. 5, S. 165-169, 1995.

21 Aune, A.K., Ekeland, A., Nordsletten, L. und Cawley, P.W.: ACL Failure in Anterior Tibial Translation, Influence of Quadriceps or Hamstrings Contraction. Vortrag beim 12. Internationalen Symposium on Ski Trauma and Skiing Safety, Whistler, Kanada, 1997.

22 Bach, J. M. und Hull, M. L.: The Effects of Musculature on Strain Developed in the Anterior Cruciate Ligament. Vortrag beim 11. Internationalen Symposium on Ski Trauma and Skiing Safety, Voss, Norwegen, 1995.

23 Bach, J.M. und Hull, M.L.: A new load application system for in vitro stud of ligamentous Injuries to the human knee joint. In: Skiing Trauma and Safety: Tenth Volume, ASTM STP 1266, C.D. Mote, Jr., R.J. Johnson, W. Hauser und P. Schaff, Eds., American Society for Testing and Materials, Philadelphia, pp. 232-243, 1996.

24 Bach, J.M., Hull, M.L.: Can Vigorous Quadriceps Contraction lead to Anterior Cruciate Ligament Failure ? Vortrag beim 12. Internationalen Symposium on Ski Trauma and Skiing Safety, Whistler, Kanada, 1997.

25 Bahniuk, E. und Strunc, J.: The use of an anthropometric dummy for testing a new ski binding-boot system. In: C.D. Mote, Jr. und R.J. Johnson (Hrsg): Skiing Trauma and Safety: Sixth International Symposium, ASTM STP 938, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, S. 225-232, 1987.

26 Bahniuk, E., Scheider, R. und Tompkin, E.: The effect of ankle motion on Ski binding release tests using an anthropometric dummy. In: R.J. Johnson, C.D. Mote, Jr. und M.H. Binet (Hrsg): Skiing Trauma and Safety: Seventh International Symposium, ASTM STP 1022, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, S. 210-221, 1989.

27 Ballreich, R. und Baumann, W.: Grundlagen der Biomechanik des Sports. Probleme-Methoden-Modelle. Hersg. von Rainer Ballreich und Wolfgang Baumann. Unter Mitarb. Von Rüdiger Preiss. F. Enke Verlag, Stuttgart, 1988.

28 Bally, A., Boreiko, M., Bonjour, F., and Brown, C. A.: Modeling Forces on the Anterior Cruciate Ligament During Backward Falls While Skiing. In: M.-H. Binet, C. D. Mote, Jr., and R. J. Johnson (Hrsg): Skiing Trauma and Safety: Seventh International Symposium, ASTM STP 1022, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, S. 267-276, 1989.

29 Bally, A.: Release level for backward release. In: C.D. Mote, Jr., R.J. Johnson, W. Hauser und P. Schaff (Hrsg): Skiing Trauma and Safety: Tenth Volume, ASTM STP 1266, American Society for Testing and Materials, S. 354-360, 1996.

30 Barone, M., Schaff, P., Senner, V., Rosemeyer, B.: Die muskuläre Aktivität während des Rückwärtsfalls beim Skifahren. Ein Schutzmechanismus für das vordere Kreuzband ? Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, Heft 4, 45, S.142-150, 1994.

31 Barone, M., Senner, V., Schaff, P. und Rosemeyer, B.: Muscle Activity During Backward Fall - Protection for the ACL? In: C.D. Mote, Jr., R.J. Johnson, W. Hauser and P. Schaff (Hrsg): Skiing Trauma and Safety: Tenth Volume, ASTM STP 1266, American Society for Testing and Materials, S. 244-253, 1996.

32 Barone, M., Senner, V. und Schaff, P.: ACL-injury mechanism in alpine skiing- New aspects based on accidental ACL-rupture under experimental conditions. In: R.J. Johnson, (Hrsg): Skiing Trauma and Safety, Twelvth International Symposium, ASTM STP 1345, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, S. 63-81, 1999.

33 Baum, K., Hoy, S. und Eßfeld, D.: Continuous monitoring of spine geometry: A new approach to study back pain in space. Int. J. Sports Med., Suppl. 4, Vol. 18, S. 331-333, 1997.

34 Becker, H. P., Zenkl, M., Bensel, R. und Claes, L.: Postoperative dynamische Belastungsmessungen mit dem EMED-System: Zwei Techniken des fibularen Bandersatzes im Vergleich zu einem Kollektiv gesunder Probanden. In: Europäisches Symposium über Klinische Ganganalyse, April 1-3, 1992. Beiträge - Proceedings. Laboratorium für Biomechanik der Eidg. Technischen Hochschule Zürich (Hrsg.), 1992.

35 Beletsky, V. V.: Bipedal walking (in russisch). Moskau: Nauka, 1984.

36 Bendjaballah, M. Z., Shirazi-Adl, A. und Zukor, D. J.: Finite element analysis of human knee joint in varus-valgus. . Clinical Biomechanics, Vol. 12, No. 3, S. 139-148, 1997.

37 Bergmann, G., Graichen, F. und Rohlmann, A.: Messungen der Belastung künstlicher Hüftgelenke beim Patienten. VDI Berichte 882, Verein Deutscher Ingenieure, VDI/VDE-Gesellschaft Mess- und Automatisierungstechnik, 14. GESA-Symposium für Experimentelle Mechanik in Forschung und Praxis, S. 33-42, 1991.

38 Bergmann, G., Graichen, F. und Rohlmann, A.: Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. J. Biomech. Vol. 26, No. 8, pp. 969-990, 1993.

39 Bergmann, G., Kniggendorf, H., Graichen, F. und Rohlmann, A.: Influence of shoes and heel strike on the loading of the hip joint. J. Biomech. Vol. 28, No. 7, pp. 817-827, 1995.

40 Bertolini, R. und Leutert, G.: Atlas der Anatomie des Menschen nach systematischen und topographischen Gesichtspunkten. Band 1: Arm und Bein. Springer-Verlag Berlin – Heidelberg – New York, 1987

41 Beusenberg, M.: Unfallforschung mit Crashtest-Dummys. Spektrum der Wissenschaft, September, S.90-96, 1997.

42 Beynnon, B.D., Howe, J.G., Pope, M.H., Johnson, R.J. und Fleming, B.C.: The measurement of anterior cruciate ligament strain in vivo, International Orthopaedics (SICOT) (1992) 16: 1-12 1992.

43 Beynnon, B.D., Johnson, R.J., Fleming, B.C., Renström, P.A., Nichols, C.E., Pope, M.H. und Haugh, L.D.: The measurement of elongation of anterior cruciate-ligament grafts in vivo. J. Bone Joint Surg. 76A: 520-531, 1994.

44 Beynnon, B.D., Fleming, B.C. and Johnson, R.J.: Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo. Am J Sports Med. 23 (1), S. 24-34, 1995.

45 Bigford, A.: The ACL epidemic. Ski Racing, No.9, S.20-21, 1994.

46 Binder, E.: Vergleich von Bewegungsanalyse-Systemen unter technischen und marktpolitischen Gesichtspunkten. Diplomarbeit an der Fachhochschule München, Fachbereich Wirtschaftsingenieurwesen, 1992.

47 Binder, E.: Hilfsmittel gegen Dekubitus. Unveröffentlichtes Manuskript, Basis-Institut der TÜV Product Service, 1996.

48 Binder, E., Luber, M. und Schaff, P.: Neue Bewertungsmöglichkeiten für Knieorthesen auf der Basis eines Kniesimulators. Orthopädie-Technik, 9, S, 754-757, 1997.

49 Bluestein, D. und Einav, S.: The effect of varying degrees of steneosis on the characteristics of turbulent pulsatile flow through heart valves. J. Biomechanics, Vol. 28, No. 8, S. 915-924, 1995.

50 Bobbert, M. F. und Schamhardt, H. C.: Accuracy of determining the point of force application with piezoelectric force plates. J. Biomechanics, Vol. 23, No. 7, S. 705-710, 1990.

51 Bobet, J. und Norman, R. W.: Least-Squares identification of the dynamic relation between the electromyogram and joint moment. J. Biomechanics, Vol. 23, No. 12, S. 1275-1276, 1990.

52 Bochdansky, T.: Die dynamometrische Beurteilung der Muskelkraft bei konzentrischer und exzentrischer Muskelarbeit. Österreichische Zeitschrift f. Phys. Medizin, 4, Supplement, 1994.

53 Bodem, F.: Biomechanik: Der menschliche Bewegungsapparat als Gegenstand der Theoretischen und Experimentellen Mechanik. VDI Berichte 882, Verein Deutscher Ingenieure, VDI/VDE-Gesellschaft Mess- und Automatisierungstechnik, 14. GESA-Symposium für Experimentelle Mechanik in Forschung und Praxis, S.11-21, 1991.

54 Bonato, P., D'Alessio, T. und Knaflitz, M.: A statistical method for the measurement of muscle activation intervals from surface myoelectric signal during gait. IEEE Trans Biomed Eng, Mar, 45:3, S. 287-299, 1998.

55 Boulton, A. J. M., Betts, R. P., Franks, C. I., Newrick, P. G., Ward, J. D. und Duckworth, T.: Abnormalities of foot pressure in early diabetic neuropathy. Diabetic Medicine, Vol. 4, S. 225-228, 1987.

56 Boulton, A. J. M., Connor, H. und Cavanagh, P. R.: The Foot in Diabetes. John Wiley & Sons, Chichester - New York - Brisbane - Toronto - Singapore, 1994

57 Boyd, T., Hull, M. L. und Wootten, D.: An improved accuracy six-load component pedal dynamometer. J. Biomechanics, Vol. 29, No. 8, S.1105-1110, 1996.

58 Boyd, T., Neptune, R. R. und Hull, M. L.: Pedal and knee loads using a multi-degree-of-freedom pedal platform in cycling. J. Biomechanics, Vol. 30, No. 5, S.505-511, 1997.

59 Brüggemann, G.-P., Kersting, U.: Validierung und Vergleich von Meßsystemen: Erfassung der Druckverteilung unter dem Fuß Orthopädieschuhtechnik 7/8/97, S.40-45, 1997.

60 Buchthal, F., Guld, C. und Rosenfalck, P.: Propagation Velocity in Electrically Activated Fibres in Man. Acta Physiol. Scand. 34, S. 75-89, 1955.

61 Bühler, D. W., Berlemann, U., Lippuner, K., Jaeger, P. und Nolte, L. P.: Three-dimensional primary stability of cemtless femoral stems. Clinical Biomechanics, Vol. 12, No. 2, S. 75-86, 1997.

62 Bührle, M., Schmidtbleicher, D. und Ressel, H.: Die spezielle Diagnose der einzelnen Kraftkomponenten im Hochleistungssport. Leistungssport 13 (1983) 3, S.11-16, 1983.

63 Bührle, M.: Dimensionen des Kraftverhaltens und ihre spezifischen Trainingsmethoden. In: Bührle, M. (Hrsg.): Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Hofmann Verlag, Schorndorf, S.82-111, 1985.

64 Bundesinnungsverband für Orthopädie-Technik (Hrsg.): Umfrage: Elektronische Druckverteilungsmessung. Viel mehr als nur ein elektronischer Blauabdruck. Orthopädieschuhtechnik, 11, S. 37-42, 1998.

65 Bundesinnungsverband für Orthopädie-Technik (Hrsg.): Neue Druckmeßsysteme: Angebot vergrößert. Orthopädieschuhtechnik, 7/8/97, S. 49-50, 1997.

66 Burgkart, R., Schelter, R., Eckstein, F., Rechl, H. und Träger, J.: Schnittanatomie des Kniegelenkes. Sportorthopädie - Sporttraumatologie, 11.2, S. 112-117, 1995.

67 Burkholder, T.J. und Lieber, R.L.: Stepwise regression is an alternative to splines for fitting noisy data. J. Biomechanics, Vol. 29, No. 2, S. 235-238, 1996.

68 Burmeister, H.-J. und Winkler, W. D.: Eine Verlaufskontrolle der Kraftparameter und der Gangsymmetrie von Patienten mit Fussverletzungen. In: Europäisches Symposium über Klinische Ganganalyse, April 1-3, 1992. Beiträge - Proceedings. Laboratorium für Biomechanik der Eidg. Technischen Hochschule Zürich (Hrsg.), 1992.

69 Busby, H.R., Trujillo, D.M.: Numerical experiments with a new differentiation filter. J. Biomech. Eng. Vol. 107, S. 293-299, 1985.

70 Cappello, A., Leardini, A., Catani, F. und La Palombara, P.F.: Selection and validation of ski array technical references based on optimal rigid model estimation. Proceedings of Third Int. Symposium on 3-D-Analysis of Human Movement, Stockholm, Schweden, S. 15-18, 1994.

71 Cappello, A., Cappozzo, A., Leo, T. und Paul, J.P. 3-D Reconstruction of Human Motion. Theoretical and practical aspects. Notes of a Tutorial held in Jyvaskyla, Finnland, prior to the XV Congress of the International Society of Biomechanics, 1995.

72 Cappozzo, A., Leo, T., Pedotti, A.: A generalized computing method for the analysis of human locomotion. J. Biomechanics 8, S. 307-320, 1975.

73 Casolo, F., Lorenzi, V., Vallatta, A. und Zappa, B.: Simulation techniques applied to skiing mechanics. In: E. Müller, H. Schwameder, E. Kornexl und C. Raschner (Hrsg.): Science and Skiing. E&FN Spon, London - Weinheim - New York - Tokyo - Melbourne - Madras, S. 116-131, 1997.

74 Cavagna, G. A. und Franzetti, P.: The determinants of the step frequency in walking in humans. J. Physiol. 373, S. 235-242, 1986.

75 Cavanagh, P. R., Sanders, L. J., Sims, Jr, P. T.: The role of pressure distribution measurement in the diabetic foot care. Rehabilitation R&D Progress Reports 1987 der Veterans Administration, Lebabon, Pennsylvania, USA, 1987.

76 Challis, J. H., Kerwin, D. G. und Yeadon, M. R.: A technique for the examination of the accuracy of statistical models for the determining segmental inertias. XIVth Congress International Society of Biomechanics, 4-8 Juli, Paris, 1993.

77 Chambat, P, Siegrist, O., Neyret, Ph., Millon, J.: ACL Mechanisms of Rupture in Downhill Skiing. Vortrag beim 12. Symposium for Skiing Trauma and Safety in Whistler, Kanada, 1997.

78 Chandler, R. F., Clauser, C. E., McConville, J. T., Reynolds, H. M. und Young, J. W.: Investigation of the inertial properties of the human body. AMRL Technical Report 74-137, Department of Transportation National Highway Traffic Safety Administration. Civil Aerospace Medical Research Institute, Oklahoma, USA, 1975.

79 Chen, W.-J., Chiou, W.-K., Lee, Y.-H., Lee, M.-Y. und Chen, M.-L.: Myo-electric behavior of the trunk muscles during static load holding in heallthy subjects and low back pain patients. Clinical Biomechanics, Vol. 13, Suppl. No. 1, S. 9-15, 1998.

80 Chèze, L., Fregly, B.J. und Dimnet, J.: A solidification procedure to fascilitate kinematic analyses based on video system data. J. Biomechanics, Vol. 28, No. 7, S. 879-884, 1995.

81 Chiang, A L. und Mote, C.D., Jr.: Translations and Rotations Across the Knee Under Isometric Quadriceps Contraction. In: R. J. Johnson, C. D. Mote Jr. und John Zelcer (Hrsg) Skiing Trauma and Safety, Nineth International Symposium, ASTM STP 1182, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, S. 62-74, 1993.

82 Claes, L., Dürselen und Kiefer, H.: The determination of ligament strain by a computer controlled knee loading apparatus. In: Bergmann, G., Kölbel, R. und Rohlmann, A. (Hrsg.): Biomechanics: Basic and Applied Research. Selected Proceedings of the Fifth Meeting of the European Society of Biomechanics. Martinus Nijhoff Publishers, Dordrecht - Boston - Lancaster, S. 173-178, 1987.

83 Clarys, J. P.: Electrology and localized electrization revisited. Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol. 4, No. 1, S. 5-14, 1994.

84 Clauß und Ebner: Statistik (Kap.VI Faktorenanalyse), Band 1, 4. Aufl., Verlag Harri Deutsch, Thun und Frankfurt am Main, S. 353-437, 1982.

85 Cochran, G. Van B.: Biomechanik von orthopädischen Materialien. In: Cochran, G. Van B. Orthopädische Biomechanik. Bücherei des Othopäden, Bd. 51, Otte, P. und Schlegel, K.-F. (Hrsg.), Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart, S: 45-85, 1988.

86 Collins, J. J.: The redundant nature of locomotor optimization laws. J. Biomechanics, Vol. 28, No. 3, S. 251-267, 1995.

87 Crawford, R.P. und Mote, Jr., C.D.: Fuzzy logic control of bioadaptive binding release. In: C.D. Mote, Jr., R.J. Johnson, W. Hauser und P. Schaff (Hrsg): Skiing Trauma and Safety: Tenth Volume, ASTM STP 1266, American Society for Testing and Materials, S. 323-338, 1996.

88 Crawford, P.R. und Mote, Jr., C.D.: Ski binding minimum retention requirements. In: R.J. Johnson, C.D. Mote Jr. und A. Ekeland (Hrsg): Skiing Trauma and Safety, Eleventh International Symposium, ASTM STP 1289, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, S. 93-108, 1997.

89 Crowninshield, R. D. und Brand, R. A.: A pysiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. J. Biomechanics, Vol. 14, No. 11, S. 159-181, 1981.

90 Cullander, C., Baker, J.R. und Budinger, T.F.: Rapid detection of spatial pattern by fourier analysis. Comput. Biol. Med., Vol. 20, No. 5, S. 297-310, 1990.

91 Daniel, D.M. und Stone, M.L.: KT-1000 Anterior-Posterior displacement measurements. In: D. Daniel u. Mitarb. (Hrsg.): Knee Ligaments: Structure, Function, Injury and Repair. Raven Press, Ltd., S. 427-447, 1990.

92 Danner, F.: Die Stellung des Fusses im Skischuh. Erstellung des Definitionsgerüstes, meßtechnische Erfassung und Diskussion der Größen. Unveröffentlichte Untersuchung im Rahmen einer Diplomarbeit, TÜV Bayern e.V., 1986.

93 Dedler, K.: Kraftverhältnis von Beugern und Streckern des Kniegelenks bei alpinen Skirennläufern. Besteht ein Zusammenhang zur isolierten vorderen Kreuzbandverletzung. Diplomarbeit im Diplomstudiengang Sport der Technischen Universität München, 1992.

94 Delp, S. L., Loan, P. L., Hoy, M. G., Zajac, F. E., Topp, E. L. und Rosen, J. M.: An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 30, No. 8, S. 757-767, 1990.

95 Delp, S. L.: Surgery simulation: A computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstruction of the lower limb. Dissertation an der Stanford University, Department of Mechanical Engineerimg, USA, 1990.

96 De Luca, C. J.: The use of electromyography in Biomechanics. Journal of Applied Biomechanics, 13, S . 135-163, 1997.

97 Dempster, W. T.: Space requirements of the seated operator. WADC Technical Report 55-159, Wright-Patterson Airforce Base, Ohio, USA, 1955.

98 Denoth, J., Lawson, R., Gerber, H. und Stüssi, E.: Techniques and Equipment for Muscle Mechanics. Biomedizinische Technik, Band 43, Heft 4, S. 75-81, 1998.

99 Dickhuth, H.-H., Röcker, K., Nieß, A., Striegel, H. und Heitkamp, H.C.: Leistungsdiagnostik und Trainingssteuerung. Sportorthopädie - Sporttraumatologie, 14.4, S. 176-180, 1998.

100 Dolan, P. und Adams, M.A.: Power spectrum analysis in the assessment of static and dynamic fatigue of the back muscles. Vortrag beim 8. Meeting of the European Society of Biomechanics in Rom, 1992.

101 Döring, H.J., Classen, H.G. und Dehnert, H.: Muskelkontraktionen - isotonisch, auxotonisch, isometrisch -. 2. Aufl., Hugo Sachs Elektronik KG (Hrsg.), March-Hugstetten über Freiburg, 1983.

102 Drillis, R. und Contini, R.: Body segment parameters. Report 1163-03, Office of Vocational Rehabilitation, Department of Health, Education and Welfare, New York, 1966.

103 Eckhardt, R., Scharf, H.-P. und Puhl, W.: Die Bedeutung der neuromuskulären Koordination für die sportliche Belastbarkeit des Kniegelenkes nach vorderen Kreuzbandverletzungen. Sportverletzung Sportschaden, 8, S. 16-24, 1994.

104 Eckstein, F., Faber, S., Lösch, A., Sittek, H., Haubner, M., Englmeier, K.H., Schnier, M., Fischer, H. und Reiser,, M.: Aktuelle Aspekte der funktionellen Anpassung und der mechanisch bedingten Degeneration des Gelenkknorpels: neue Perspektiven durch die Magnetresonanztomographie. In: Aichner, F.T., Felber, S.R., Muller, R.N. und Rinck, P.A. (Hrsg.): Three-Dimensional Magnetic Resonance Imaging. Blackwell Scientific Publications, Oxford - Boston - Melbourne - Paris - Berlin, S.28-36, 1994.

105 Ehlenz, H., Grosser, M. und Zimmermann, E.: Krafttraining. BLV Sportwissen 407, BLV-Verlag, München 1984.

106 Ehrlenspiel, K., : Intergrierte Produktentwicklung: Methoden für Prozeßorganisation, Produkterstellung und Konstruktion. Carl Hanser Verlag, München - Wien, 1995.

107 Ekeland, A. und Thoresen, B. O.: Isolated Rupture of the Anterior Cruciate Ligament by Knee Hyperflexion. In: C. D. Mote, Jr. und R. J. Johnson (Hrsg): Skiing Trauma and Safety. Sixth International Symposium, ASTM STP 938, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, S. 61-67, 1987.

108 Ekstedt, J.: Human single muscle fibre action potentials. Acta physiol. scand. 61, Suppl. 226, S. 1-96, 1964.

109 Elsevier Science Ltd.: Journal of Electromyography and Kinesiology, Special Issue: Muscle Fatigue in FES. Vol. 7, No. 1, March 1997.

110 Elster, K. H.: Nichtlineare Optimierung, 2. Überarb. Aufl., Band 15 der Reihe Mathematik für Ingenieure, Naturwissenschaftler, Ökonomen und Landwirte. B. G. Teubner Verlagsgesellschaft, Leipzig, 1980.

111 Epstein, M.: Energy considerations. In: Nigg, B.M. und Herzog, W. (Hrsg.): Biomechanics of the Musculo-Skeletal System, 2.Aufl., John Wiley & Sons Verlag, Chichester - New York - Brisbane - Toronto - Singapore, S. 492-550, 1995.

112 Erdmann, W. S.: Geometric and inertial data of the trunk in adult males. J. Biomechanics, Vol. 30, No. 7, S. 679-688, 1997.

113 Ettlinger, C.F.: What can be done about knee injuries ? Skiing, Spring 1989, S. 85-87.

114 Ettlinger, C.F, Johnson, R.J.: Can knee injuries be prevented ? Skiing, March S. 120-122, 1991.

115 Ettlinger, C.F, Johnson, R.J., Shealy, J.E.: A method to help reduce the risk of serious knee sprains incurred in alpine skiing. Am J Sports Med, 23:5, S. 531-537, 1995.

116 Ettlinger, C.F, Shealy, J.E., Johnson, R.J.: Latest developments in the investigation of knee injury mechanisms in alpine skiing. Vortrag beim 12. Symposium for Skiing Trauma and Safety in Whistler, Kanada, 1997

117 Ettlinger, C.F., Johnson, R.J., Shealy, J.E., Meader, C.: Video analysis of ACL injuries and reliability study. Vortrag beim 12. Symposium for Skiing Trauma and Safety in Whistler, Kanada, 1997.

118 Ettlinger, C.F., Johnson, R.J., Shealy, J.E., Meader, C.: Video analysis of falls and reliability study. Vortrag beim 12. Symposium for Skiing Trauma and Safety in Whistler, Kanada, 1997.

119 Ettlinger, C.F., Meader, C., Johnson, R.J., Shealy, J.E.: Fall Classification Study. Vortrag beim 12. Symposium for Skiing Trauma and Safety in Whistler, Kanada, 1997.

120 Falconer, K. und Winter, D. A.: Quantitative Assessment of Cocontraction at the ankle joint in walking. Electromyogr. & Clin. Neuropysiol. 25, S. 135-148, 1985.

121 Farkas, R.: Der Test des Tests - Komplexe Analysen biomechanischer Laufschuhtests. Dissertation Deutsche Sporthochschule Köln. Verlag Shaker, Aachen, 1994.

122 Farkas, R., Glitsch, U. und Paris, M.: On the mechanical effects of knee bandages in the therapy of patellar chondropathy. Clinical Biomechanics, Vol. 12, No. 2, S. 116-121, 1997.

123 Feagin, J. A., Lambert, K.L., Cunningham, R.R., Anderson, L.M., Riegel, J., King, P.H., van Genderen, L.: Consideration of the anterior cruciate ligament injury in skiing. Clinical Orthopaedics and Related Research, No. 216, S. 13-18, 1987.

124 Feichter, E.: Systematischer Entwicklungsprozeß am Beispiel von elastischen Radialversatzkupplungen. Ehrlenspiel, K. (Hrsg.): KM Konstruktionstechnik München, Band 10, Carl Hanser Verlag München Wien, 1994.

125 Ferguson, S. A. und Marras, W. S.: A literature review of low back disorder surveillance measures and risk factors. Clinical Biomechanics, Vol. 12, No. 4, S. 211-226, 1997.

126 Fethke, K.: Biomechanische Untersuchungen an Kiefergelenkendoprothesen. VDI Berichte 882, Verein Deutscher Ingenieure, VDI/VDE-Gesellschaft Mess- und Automatisierungstechnik, 14. GESA-Symposium für Experimentelle Mechanik in Forschung und Praxis, S. 109-117, 1991.

127 Figueras, J. M., Escalas, F., Vidal, A., Morgenstern, R., Buló, J.M., Merino, J.A. und Espadaler-Gamisans, J.M.: The Anterior Cruciate Ligament Injury in Skiers. In: C.D. Mode, Jr., and R.J. Johnson (Hrsg): Skiing Trauma and Safety. Sixth International Symposium, ASTM STP 938, , Eds., American Society for Testing and Materials, Philadelphia, , S. 55-60, 1987.

128 Figueras, J.M., Vidal, A., Escalas, F., Merino, J. A., Espadaler-Gamisans, J.M. und Castanyer, F.: More on the lesions of the anterior cruciate ligament and their prevention in skiers. In: R.J. Johnson, C.D. Mote, Jr. und M.H. Binet (Hrsg): Skiing Trauma and Safety: Seventh International Symposium, ASTM STP 1022, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, S. 112-118, 1989.

129 Fink, C., Hoser, C., Benedetto, K.P. und Judmaier, W.: (Neuro)Muskuläre Veränderungen der kniegelenksstabilisierenden Muskulatur nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes. Sportverletzung Sportschaden, 8, S. 25-30, 1994.

130 Fleming, B.C., Beynnon, B.D., Nichols, C.E., Johnson, R.J. und Pope, M.H.: An In Vivo Comparison of Anterior Tibial Translation and Strain in the Anteriomedial Band of the Anterior Cruciate Ligament. J. Biomechanics, Vol.26, No. 1, 51-58, 1993.

131 Franke, J.S.: Biomechanisch experimentelle Untersuchungen zum Rißverhalten der menschlichen Achillessehne. Dissertation an der Fakultät für Medizin an der Technischen Universität München, 1990.

132 Frederick, E. C.: Kinematically mediated effects of sport shoe design: a review. Journal of Sports Sciences, Vol. 4, S. 169-184, 1986.

133 Friedrich, M.T. und Mote, Jr., C.D.: Automatic tracking of bone motion using ultrasound. In: C.D. Mote, Jr., R.J. Johnson, W. Hauser und P. Schaff (Hrsg): Skiing Trauma and Safety: Tenth Volume, ASTM STP 1266, American Society for Testing and Materials, S. 144-154, 1996.

134 Fritz, M.: Abschätzung der Impedanz des menschlichen Körpers in drei Schwingungsrichtungen mit Hilfe eines biomechanischen Modells. Z. Arb. Wiss. 52 (24 NF), S.1-6, 1998.

135 Fuchs, S., Kullmer, G. und Richard, H. A.: Darstellung der Konstruktion eines FE-Modelles am Beispiel des Kniegelenkes. Biomedizinische Technik, Band 42, Heft 12, S. 347-351, 1997.

136 Fuchs, S., Thorwesten, L., Niewerth, S. und Jerosch, J.: Prpriorezeptive Fähigkeiten des Kniegelenkes mit und ohne Endoprothese. Zeitschrift für Orthopädie, Vol. 135, F. Enke Verlag, Stuttgart, S. 335-340, 1997.

137 Fujiya, H., Churchill, D.L., Johnson, C.,C., Beynnon, B.D., Johnson, R.J.: The effect of Muscle Forces on ACL Strain under applied Internal / External Tibial Torque. Vortrag beim 12. Internationalen Symposium on Ski Trauma and Skiing Safety, Whistler, Kanada, 1997.

138 Gavazzeni, A., Eckstein, F., Sittek, H., Milz, S., Schulte, E., Kiefer, B., Putz, R. und Reiser, M.: Die Bestimmung der quantitativen Verteilung des hyalinen Knorpelgewebes mittels Magnetresonanztomographie. In: Aichner, F.T., Felber, S.R., Muller, R.N. und Rinck, P.A. (Hrsg.): Three-Dimensional Magnetic Resonance Imaging. Blackwell Scientific Publications, Oxford - Boston - Melbourne - Paris - Berlin, S.176-182, 1994.

139 Genoud, P.: 3D Gait analysis model: A new approach. Proceedings of Third Int. Symposium on 3-D-Analysis of Human Movement, Stockholm, Schweden, S. 45-48, 1994.

140 Gerdle, B., Fugl-Meyer, R.: Prediction of peak torque and contraction work at different isokinetic angular velocities of plantarflexion. Eur. J. Appl. Pyysiol., Berlin, 55 (1986) 4, pp. 436-439, 1986.

141 Gerhard, E.: Entwickeln und Konstruieren mit System. 3. Aufl., Kontakt und Studium, Band 51, W. J. Bartz (Hrsg.), expert verlag, ????

142 Gerritsen, K.G., Nachbauer, W. und van den Bogert, A.J.: Computer simulation of landing movement in downhill skiing: anterior cruciate ligament injuries. J. Biomech. Vol.29, No. 7, pp. 845-854, 1996.

143 Gerritsen, K.G., van den Bogert, A.J. und Nachbauer, W.: Computer simulation as a tool to investigate ACL injuries during landing movements in downhill skiing. In: R. J. Johnson, C. D. Mote Jr. und A. Ekeland (Hrsg): Skiing Trauma and Safety, Eleventh International Symposium, ASTM STP 1289, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, S. 133-140, 1997.

144 Geuß, H.: Ein integratives Meßverfahren für Anthropometrie, Körperhaltungen und Bewegungen. In: DGLR Bericht 95-02 Anthropometrische Cockpitgestaltung. Deutsche Gesellschaft für Luft- und Raumfahrt, Lilienthal-Oberth e.V., S. 61-76, 1996.

145 Gläser, H.: Skisport und Skiunfälle. Zahlen und Trends der Saison 1993/1994. ARAG-ASU Düsseldorf, 1995.

146 Gläser, H.: Skisport und Skiunfälle. Zahlen und Trends der Saison 1994/95. ARAG, Auswertestelle für Skiunfälle, Düsseldorf, 1996.

147 Gläser, H.: Skisport und Skiunfälle. Zahlen und Trends der Saison 1995/1996. ARAG, Auswertestelle für Skiunfälle, Düsseldorf 1997.

148 Gläser, H.: Durch alpine Skiunfälle verursachte Kosten für das Gesundheitswesen. Bericht der ARAG Sportversicherung anläßlich der Arbeitstagung des Deutschen Skiverbandes in Rottach Egern, 1997.

149 Gleeson, N.P. und Mercer, T.H.: The utility of isokinetic dynamometry in the assessment of human muscle function. Sports Med, 21:1, S.18-24, 1996.

150 Glitsch, U. und Baumann, W.: The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. J. Biomechanics, Vol. 30, Nos. 11/12, S. 1123-1131, 1997.

151 Goh, J.-H., Thambyah, A., Bose, K.: Effects of varying backpack loads on peak forces in the lumbosacral spine during walking. Clinical Biomechanics, Vol. 13, Suppl. 1, S. 26-31, 1998.

152 Gollhofer, A. und Schmidtbleicher, D.: Protokoll der Expertendiskussion: Methodische Probleme der Elektromyographie. In: Motorikforschung aktuell, DVS-Symposium, dvs Clausthal-Zellerfeld, S. 74-79, 1989.

153 Gollhofer, A. und Schmidtbleicher, D.: Reproduzierbarkeit von neuromuskulären Aktivierungsmustern im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus. In: Motorikforschung aktuell, DVS-Symposium, dvs Clausthal-Zellerfeld, S. 58-67, 1989.

154 Gonzales, H. und Hull, M. L.: Multivariable optimization of cycling biomechanics. J. Biomechanics, Vol. 22, No. 11/12, S. 1151-1161, 1989.

155 Grabiner, M. D. und Gregor, R.J. (Hrsg.): Journal of Applied Biomechanics, Special Issue: Mechanics and Energetics of the Stretch-Shortening Cycle. Volume 13, Number 4, 1997.

156 Gravel, D., Gagnon, M., Plamondon, A. und Desjardins, P.: Development and application of predictive equations of maximal static momnets generated by the trunk musculature. Clinical Biomechanics, Vol. 12, No. 5, S. 314-324, 1997.

157 Greenwald, R.M., Swanson, S.C. und McDonald, T.R.: A comparison of the effect of ski sidecut on the three-dimensional knee joint kinematics during a ski run. Sportverl. Sportschad. 11, S. 129-133, 1997.

158 Grüber, J., Wolter, D. und Lierse, W.: Der vordere Kreuzbandreflex (LCA-Reflex), Unfallchirurg, Vol. 89, S. 551-554, 1986.

159 Gruber, K.: Entwicklung eines Modells zur Berechnung der Kräfte im Knie- und Hüftgelenk bei sportlichen Bewegungsabläufen mit hohen Beschleunigungen. Dissertation, ETH Zürich, Universität Tübingen, 1987.

160 Gründer, W. und Kanowski, M.: Druckapparaturen für NMR-mikroskopische Untersuchungen zum Belastungsverhalten von Gelenkknorpel. Biomedizinische Technik, Band 43, Heft 10, S. 287-292, 1998.

161 Gu, M.-J., Schultz, A. B., Shepard, N. T. und Alexander, N. B.: Postural control in young and elderly adults when stance is perturbed: dynamics. J. Biomechanics, Vol. 29, No. 3, S. 319-329, 1996.

162 Hahs, D.W. und Stiles, R.N.: Buckle muscle transducer: What does it measure? J. Biomech. Vol. 22, No. 2, pp. 165-166, 1989.

163 Hanser, U.: Quantitative evaluation of holographic deformation investigations in experimental orthopedics. In: Bally, G. (Hrsg.): Holography in Medicine and Biology. Springer Verlag, Berlin - Heidelberg - New York, S. 27-33, 1979.

164 Hansson, G.Å., Balogh, I., Ohlsson, K., Rylander, L. und Skerfving, S.: Goniometer measurement and computer analysis of wrist angles and movements applied to occupational repetitive work. J. Electromyogr. Kinesiol., Vol. 6, No. 1, S. 23-35, 1996.

165 Hartung E. und Haverkamp, M.: Artefakte bei der Oberflächenmyographie am musculus erector spinae unter Schwingungsbelastung in Sitzhaltung. In: Motorikforschung aktuell, DVS-Symposium, dvs Clausthal-Zellerfeld, S. 48-57, 1989.

166 Hatze, H.: Was ist Biomechanik. Leibesübungen Leibeserziehung. 25, S. 33-34, 1971.

167 Hatze, H.: A new method for the simultaneous measurement of the moment of inertia, the damping coefficient and the location of the centre of mass of a body segment in situ. Europ. J. appl. Physiol. 34, S. 217-226, 1975.

168 Hatze, H.: A model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. Technical Report, National Research Institute for Mathematical Sciences, TWISK 79, Tegniese Verslag, Pretoria, 1979.

169 Hatze, H.: A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. J. Biomechanics, Vol. 13, S. 833-843, 1980.

170 Hatze, H.: The use of optimally regularized fourier series for estimating higher-order derivatives of noisy biomechanical data. J. Biomechanics 14, S. 13-18, 1981.

171 Hatze, H.: Myocybernetic control models of skeletal muscle. Characteristics and applications. University of South Africa, 1981.

172 Hatze, H.: Estimation of myodynamic parameter values from observations on isometrically contracting muscles groups. Europ. J. appl. Physiol. 46, pp. 325-338, 1981.

173 Hatze, H.: Methoden biomechanischer Bewegungsanalyse, Österreichischer Bundesverlag Gesellschaft m.b.H., Wien, 1986.

174 Hatze, H.: Tennisschläger-Testmethoden - Wie aussagekräftig und verläßlich die Resultate wirklich sind. Sportshop, Oktober S. 517-520, 1990.

175 Hatze, H. und Baca, A.: Automatic shape recognition of human limbs to avoid errors due to skin marker shifting in motion analysis. In: Application of Digital Image Processing XIV, SPIE-P-Vol. 1567, S. 264-276, 1991.

176 Hatze, H. und Baca, A.: Contact-free determination of human body segment parameters by means of videometric image processing of an anthropometric body model. In: Applications of Digital Image Processing XV, SPIE-P-Vol. 1771, S. 536-546, 1992.

177 Hatze, H.: A three-dimensional multivariate model of passive human joint torques and articular boundaries. Clinical Biomechanics, Vol. 12, No. 2, S. 128-135, 1997.

178 Haus, J., Halata, Z., und Refior, H.J.: Propriozeption im vorderen Kreuzband des menschlichen Kniegelenks - Morphologische Grundlagen. Zeitschrift für Orthopädie, Vol. 130, F. Enke Verlag, Stuttgart, S. 484-494, 1992.

179 Hauser, W.: Torsionsfrakturen der menschlichen Tibia im dynamischen Zeitbereich. Dissertation im Fachbereich Medizin an der Technischen Universität München, 1977.

180 Hauser, W.. Experimental prospective skiing injury study. In: R.J. Johnson, C.D. Mote, Jr. und M.H. Binet (Hrsg): Skiing Trauma and Safety: Seventh International Symposium, ASTM STP 1022, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, S. 18-24, 1989.

181 Hay, J.G.: Biomechanics of Sports Techniques. Prentice Hall, Inc., Englewood Cliffs, NJ, 1973.

182 Hayes, W.C., Gran, J.D., Nagurka, M.L., Feldmann, J.M. und Oatis, C.: Leg motion analysis during gait by multiaxial accelerometry: theoretical foundations and preliminary validations. Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 105, S. 283-289, 1983.

183 Handbuch der Ergonomie, BAND 1. Überarbeitete und erweiterte Aufl., Bundesamt für Wehrtechnik und Beschaffung, Koblenz (Hrsg.), Carl Hanser Verlag, München - Wien, 1989.

184 Hedia, H. S., Barton, D. C., Fisher, J. und Elmidany, T. T.: A method for shape optimization of a hip prothesis to maximize the fatigue life of the cement. Med Eng Phys, Dec., 18(8), S. 647-654, 1996.

185 Hedia, H. S., Barton, D. C., Fisher, J. und Elmidany, T. T.: Effect of FE idealisation, load conditions and interface assumptions on the stress distribution and fatigue notch factor in the human femur with an endoprothesis. Biomedical Materials and Engineering, 6(3), S. 135-152, 1996.

186 Heegard, J., Leyvraz, P. F., Curnier, A., Rakotomanana, L. und Huiskes, R.: The biomechanics of the human patella during passive knee flexion. J. Biomechanics, Vol. 28, No. 11, S. 1265-1279, 1995.

187 Hefzy, M. S. und Grood, E. S.: Review of knee models. Appl. Mech. Rev., Vol. 41, No. 1, S. 1-13, 1988.

188 Heidweiller, J. und de Boer, R. W.: Ground reaction forces during walking as a diagnostic tool for juvenile chronic arthritis. In: Europäisches Symposium über Klinische Ganganalyse, April 1-3, 1992. Beiträge - Proceedings. Laboratorium für Biomechanik der Eidg. Technischen Hochschule Zürich (Hrsg.), 1992.

189 Hennig, E.M., Milani, T.L. und Lafortune, M.A.: Use of ground reaction force parameters in predicting peak tibial accelerations in running. Journal of Applied Biomechanics, 9, S.306-314, 1993.

190 Hennig, E. M. und Milani, T. L.: In-shoe pressure distribution for running in various types of footwear. J. Applied Biomechanics, Vol. 11, S. 299-310, 1995.

191 Hermens, H.J.: Informationsblatt zum SENIAM Projekt, European Concerted Action BIOMED 2, 1996-1999. Herausgeber: Roessingh Research and Development, Enschede, Niederlande, 1996.

192 Herzog, W.: The Relation between Resultant Moments at a Joint and the Moments measured by an isokinetic dynamometer. J. Biomech. 21, pp.5-12, 1988.

193 Herzog, W., Leonard, T.R. und Guimaraes, A.C.S.: Forces in gastrocnemius, soleus, and plantaris tendons of the freely moving cat. J. Biomech. Vol. 26, No. 8, pp. 945-953, 1993.

194 Herzog, W., Guimaraes, A.C.S. und Zhang, Y.T.: EMG. In: Nigg, B.M. und Herzog, W. (Hrsg.): Biomechanics of the Musculo-Skeletal System, 2.Aufl., John Wiley & Sons Verlag, Chichester - New York - Brisbane - Toronto - Singapore, S. 308-336, 1995.

195 Herzog, W. und Binding, P.: Mathematically indeterminate Systems. In: Nigg, B. M. und Herzog, W. (Hrsg.): Biomechanics of the Musculo-Skeletal System, 2.Aufl., John Wiley & Sons Verlag, Chichester - New York - Brisbane - Toronto - Singapore, S. 472-491, 1995.

196 Herzog, W., Archambault, J.M., Leonard, T.R. und Nguyen, H.K.: Evaluation of the implantable force transducer for chronic tendon-force recordings. J. Biomech. Vol.29, No. 1, pp. 103-109, 1996.

197 Hierholzer, E. und Lüxmann, G.: Three-dimensional shape analysis of the scoliotic spine using invariant shape parameters. J. Biomech., Vol. 15, No. 8, pp. 583-598, 1982.

198 Hippmann, G.: Kontaktmodelle in Mehrkörpersystemen. Dissertation an der Fakultät für Maschinenbau der Universität Wien. In Vorbereitung.

199 Hirokawa, S., Solomonow, M., Lu, Y., Lou, Z.P. und d'Ambrosia, R.: Anterior-posterior and rotational displacement of the tibia elicited by quadriceps contraction. Am J Sports Med., Vol. 20, No.3, S. 299-306, 1992.

200 Hocke, M.: Regelungstechnisches Modell zum Gleichgewichtsverhalten des stehenden Menschen. Dissertation an der Fakultät für Maschinenwesen der Technischen Universität München, 1992.

201 Hof, A. L.: The best jump is the highest jump. J. Appl. Biomechanics, Vol. 13, No. 4, S. 448-451, 1997.

202 Höhne, K.H., Bomans, M., Pflesser, B., Pommert, A., Riemer, M., Schiemann, T. und Tiede, U.: Perspectives of 3D Imaging. In: Aichner, F.T., Felber, S.R., Muller, R.N. und Rinck, P.A. (Hrsg.): Three-Dimensional Magnetic Resonance Imaging. An integrated clinical update on 3D-imaging and 3D-postprocessing: Proceedings of a joint meeting in Obergurgl, Austria, 1992. Blackwell Scientific Publications, Oxford - Boston - Melbourne - Paris - Berlin, S. 27-40, 1994.

203 Hollweck, F.: 3D-Simulation von Sprung- und Landebewegungen im alpinen Skilauf. Diplomarbeit im FH-Studiengang Medizintechnik, Fachhochschule München, Fachbereich 06: Feinwerk- und Mikrotechnik, 1996.

204 Holm, I., Hammer, S., Larsen, S., Nordsletten, L. und Steen, H.: Can a regular leg extension bench be used in testing deficits of the quadriceps muscle during rehabilitation ? Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports, 5, 29-35, 1995.

205 Holzer, P., Engelke, K., Pierer, G., Hoflehner, H. und Pokorny, H.: Gang- und Bewegungsschulung bei Vorfußrekonstruktion mittels akustischer Feedbacktherapie. In: Europäisches Symposium über Klinische Ganganalyse, April 1-3, 1992. Beiträge - Proceedings. Laboratorium für Biomechanik der Eidg. Technischen Hochschule Zürich (Hrsg.), 1992.

206 Hörtnagel, H., Raas, E. und Baumgartner, H.: Herz-Kreislauf-Belastungen beim alpinen Skilauf. TW Sport und Medizin 8, 5, S. 274-276, 1996.

207 Hoshaw, S. J., Fyrie, D. P., Takano, Y., Burr, D. B. und Milgrom, C.: A method suitable for in vivo measurements of bone strain in humans. J. Biomechanics, Vol. 30, No. 5, S. 521-524, 1997.

208 Hottenrott, K., Hoos, O., Sommer, H.-M.: Neue Vorstellungen zur Wirkungsweise von Einlegesohlen. Orthopädieschuhtechnik, 11, S. 51-55, 1998.

209 Howell, S.M.: Anterior tibial translation during maximum quadriceps contraction: is it clinically significant? Am J Sports Med, Vol. 18, S. 573-578, 1990.

210 Hoyer, H.-E. und Dörheide, J.: Speckle interferometry: A technique to investigate deformations in the femoral bone. In: Bergmann, G., Kölbel, R. und Rohlmann, A. (Hrsg.): Biomechanics: Basic and Applied Research. Selected Proceedings of the Fifth Meeting of the European Society of Biomechanics. Martinus Nijhoff Publishers, Dordrecht - Boston - Lancaster, S. 135-140, 1987.

211 Hsu, A.-T., Perry, J., Gronley, J. K. und Hislop, H. J.: Qudriceps force and myoelectric activity during flexed knee stance. Clinical Orthopaedics and Related Research. No. 268, March, S. 254-262, 1993.

212 Huang, H. K.: Evaluation of cross-sectional geometry and mass density distributions of humans and laboratory animals using computerized tomography. J. Biomechanics, Vol. 16, No. 10, S. 821-832, 1983.

213 Hubbard, M.: Computer simulation in sport and industry. J. Biomechanics, Vol. 26, Suppl.1, S. 53-61, 1993.

214 Hughes, J., Pratt, L., Linge, K., Clark, P. und Klenerman, L.: Reliability of pressure measurements: the EMED F system. Clinical Biomechanics, Vol. 6, S. 14-18, 1991.

215 Huiskes, R., Kremers, J., Lange, A. de, Woltring, H.J., Selvik, G. und Rens, Th.J.G. van: An analytical stereo-photogrammetric method to determine the three-dimensional geometry of articular surfaces. J. Biomech. 18, 559-570, 1985.

216 Hull, M.L. und Johnson, C. Axial Rotation of the Lower Limb Under Torsional Loading: I. Static and Dynamic Measurements in Vivo. In: R. J. Johnson, C. D. Mote, Jr. und M. H. Binet (Hrsg): Skiing Trauma and Safety: Seventh International Symposium, ASTM STP 1022, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, S. 277-290, 1989.

217 Hull, M.L., Berns, G.S., Varma, H. und Patterson, H.A.: Strain in the medial collateral ligament of the human knee under single and combined loads. J. Biomech., Vol. 29, No. 2, S. 199-206, 1996.

218 Hull, M.L., Swanstrom, M. und Wade, B.: Electromechanical ski release binding with mechanical backup. In: R.J. Johnson, C.D. Mote Jr. und A. Ekeland (Hrsg): Skiing Trauma and Safety, Eleventh International Symposium, ASTM STP 1289, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, S. 81-92, 1997.

219 Hull, M.L.: Analysis of skiing accidents involving combined injuries to the medial collateral and anterior cruciate ligaments. In: R.J. Johnson, C.D. Mote Jr. und A. Ekeland (Hrsg): Skiing Trauma and Safety, Eleventh International Symposium, ASTM STP 1289, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, S. 122-132, 1997.

220 Inaba, H. und Arai, M.: Direct measurment of dynamic contact pressure on the tibial plateau of the knee. In: Bergmann, G., Kölbel, R. und Rohlmann, A. (Hrsg.): Biomechanics: Basic and Applied Research. Selected Proceedings of the Fifth Meeting of the European Society of Biomechanics. Martinus Nijhoff Publishers, Dordrecht - Boston - Lancaster, S. 291-296, 1987.

221 Jackson, K. M.: Fitting of mathematical functions to biomechanical data. IEEE Trans. Biomed. Eng. BME 26(2), S. 122-124, 1979.

222 James, P. J., Nicol, A. C. und Hamblen, D. L.: A comparison of gait symmetry and hip movements in the assessment of patients with monarticular hip arthritis. In: Europäisches Symposium über Klinische Ganganalyse, April 1-3, 1992. Beiträge - Proceedings. Laboratorium für Biomechanik der Eidg. Technischen Hochschule Zürich (Hrsg.), 1992.

223 Janiak, J., Gajewski, J. und Trzaskoma, Z.: The maximal muscle torques distribution among muscle groups in elite athletes in combat sports. Posterpräsentation beim XVI International Symposium of Biomechanics in Sports, Konstanz, 1998.

224 Jenik, P.: Hmatniky ovladacu (Handgriffe der Bedienteile). Prag: VUBP-ROH, 1969.

225 Jensen, R. K.: Human Morphology: Its role in the mechanics of movement. J. Biomechanics, Vol. 26, Suppl. 1, S. 81-94, 1993.

226 Jensen, R K., Treitz, T. und Sun, H.: Prediction of Infant Segment Inertias. J. Applied Biomechanics, Vol. 13, S. 287-299, 1997.

227 Jerosch, J., Prymka, M.: Propriorezeptive Fähigkeiten des gesunden Kniegelenkes: Beeinflussung durch eine elastische Bandage. Sportverletzung Sportschaden, 9, S. 72-76, 1995.

228 Jeschke, D.: Probleme der Belastbarkeits- und Leistungsdiagnostik. Sportorthopädie - Sporttraumatologie, 14.4, S. 172-175, 1998.

229 Johanson, M. E., Bolding, D. J. und Skinner, S. R.: EMG investigation of the effects of peripheral feedback on the goal-directed wrist movements. Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol. 6, No. 1, S. 13-21, 1996.

230 Johnson, C. und Hull, M. L.: Axial Rotation of the Lower Limb Under Torsional Loading: II. Parameter Identification of a Dynamic System Model. In: R. J. Johnson, C. D. Mote, Jr. und M. H. Binet (Hrsg): Skiing Trauma and Safety: Seventh International Symposium, ASTM STP 1022, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, S. 291-307, 1989.

231 Johnson, G. A.: Livesay, G. A., Woo, S. L. und Rajagopal, K. R.: A single integral finite strain viscoelastic model of ligaments and tendons. J. Biomechanical Engineering, May 118 (2), S. 221-226, 1996.

232 Johnson, R.J.: Sports Injury Research. Am. J. Sports Med, 16, Suppl. 1, S. 1-223, 1988.

233 Johnson, R.J.: Ski Injury Epidemiologie. Keynote lecture beim 10. International Symposium for Skiing Trauma and Safety, Zell am See, Österreich, 1993.

234 Johnson, R.J., Ettlinger, C.F., and Shealy, J.E.: Skier Injury Trends-1972 to 1994. Skiing Trauma and Safety: Eleventh Volume, ASTM STP 1289, R. J. Johnson, C. D. Mote, Jr., and A. Ekeland, Eds., American Society for Testing and Materials, S. 37-48, 1997

235 Jöllenbeck, T.: Is electromechanical delay misinterpreted ? In: Riehle, H. und Vieten, M.M. (Hrsg): ISBS ’98 XVI, International Symposium on Biomechanics in Sports. Proceedings II. Universitätsverlag Konstanz GmbH, S. 38-41, 1998.

236 Jöllenbeck, T.: Relation between initial muscle length and electromechanical delay. In: Riehle, H. und Vieten, M.M. (Hrsg): ISBS ’98 XVI, International Symposium on Biomechanics in Sports. Proceedings II. Universitätsverlag Konstanz GmbH, S. 34-35, 1998.

237 Jürgens, H. W.: Körperteilgewichte des lebenden Menschen. Ergonomische Studien, Bericht Nr. 13, Bundesamt für Wehrtechnik und Beschaffung, Koblenz (Hrsg.), 1985.

238 Jürgens, H. W., Aune, I. A. und Pieper, U.: Internationaler anthropometrischer Datenatlas. Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz, Wirtschaftsverlag NW, Bremerhaven, 1989.

239 Kadaba, M.P., Wootten, M.E., Gainey, J. und Cochran, G.V.B.: Repeatability of phasic muscle activity: Performance of surface and intramuscular wire elektrodes in gait analysis. J. Orthop. Research, 3, S. 350-359, 1985.

240 Kadefors, R., Petersen, I. und Broman, H.: Spectral analysis of events in the electromyogram. In: Desmedt, J.E. (Hrsg.): New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology, Vol. 1, Karger Verlag, Basel, S. 628-637, 1973.

241 Kaneko, M.: Mechanics and energetics in running with special reference to efficiency. J. Biomechanics, Vol. 23, S. 57-63, 1990.

242 Kapandji, I.A.: Funktionelle Anatomie der Gelenke: schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik. Band 1-3, Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart, 1984, 1985.

243 Kastner, J. und Kristen, H.: Die Messung des Abrollvorganges beim Gehen und der Einsatz als Therapie- und Verlaufskontrolle. In: Europäisches Symposium über Klinische Ganganalyse, April 1-3, 1992. Beiträge - Proceedings. Laboratorium für Biomechanik der Eidg. Technischen Hochschule Zürich (Hrsg.), 1992.

244 Kaufmann, K. R., Sutherland, D. H., Miller, L., Anderson, L. und Irby, S. E.: Gait asymmetry in normal adults and patients with limb length inequality. In: Europäisches Symposium über Klinische Ganganalyse, April 1-3, 1992. Beiträge - Proceedings. Laboratorium für Biomechanik der Eidg. Technischen Hochschule Zürich (Hrsg.), 1992.

245 Kaufmann, K.R., An, K.-N. und Chao, E.Y.S.: A comparison of intersegmental joint dynamics to isokinetic dynamometer measurements. J. Biomech., Vol. 28, No. 10, 1243-1256, 1995.

246 Kennedy, J.C.; Hawkins, R.J.; Willis, R.B. und Danylchuk, K.D.: Tension Studies of Human Knee Ligaments, J. Bone and Joint Surg., 58A, S. 350-355, 1976.

247 Kingma, I., Toussaint, H. M., Commissaris, D. A. C. M., Hoozemans, M. J. M. und Ober, M. J.: Optimizimg the determination of the body center of mass. J. Biomechanics, Vol. 28, No. 9, S. 1137-1142, 1995.

248 Kirsch, D., Frey, S., Schuh, D., Häring, H. U. und Mehnert, H.: Dynamische Druckverteilungsmessung unter dem Fuß an Patienten mit diabetischen Ulcera. Akt. Endokr. Stoffw., Vol. 6, S. 133-142, 1985.

249 Kleinau, J.: Modellierung des menschlichen Bewegungsablaufs in einem Arm bei Anlegen von Vibrationen sowie experimentelle Anpassung der Modellparameter. Diplomarbeit im Lehr- und Forschungsbereich Theoretische Astrophysik, Universität Tübingen, 1993.

250 Knutson, L. M., Soderberg, G. L., Ballantyne, B. T. und Clarke, W. R.: A study of various normalization procedures for within day electromyographic data. Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol. 4, No. 1, S. 47-59, 1994.

251 Koh, T. J. und Grabiner, M. D.: Evaluation of methods to minimize crosstalk in surface EMG. Journal of Biomechanics, 26 Suppl. 1, S. 151-157, 1993.

252 Kolen, P.T., Rhode, J.P. und Francis, P.R.: Absolute angle measurements using the earth-field-referenced hall effect sensors. J. Biomechanics, Vol. 26, No. 3, S. 265-270, 1993.

253 Komi, R., Buskirk, E.R.: Reproducibility of Electromyographic Measures with Inserted Wire Electrodes. J. Electromyography 10, S. 357-367, 1970.

254 Komi, P. V.: Fatigue and recovery of neuromuscular function. In Marconnet, P., Poortmans, J. und Hermansen, L. (Hrsg.): Physiological chemistry of training and detraining. Medicine and Sport Science. Vol. 17, S. 187-210, Basel, 1984.

255 Komi, P.V.: Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. J. Biomechanics, Vol 23. Suppl. 1, pp. 23-34, 1990.

256 Kortüm, W.: Die Entwicklung von SIMPACK durch das DLR. Simpack-News, 3. Jahrgang, 1. Ausgabe, S. 10-13, 1998.

257 Kristukas, St. J.: A model for stying loss of knee extension. Doctoral thesis, Faculty of the Graduate School of the University of Minnesota, April 1995.

258 Kryszohn, F.: Entwicklung eines Muskelmodells für Mehrkörperprogramme zur Simulation der Streckung im Kniegelenk. Diplomarbeit im Studiengang Medizintechnik an der Fachhochschule Hamburg, 1999.

259 Kuiper, J. H. und Huiskes, R.: Friction and stem stiffness affect dynamic interface motion in total hip replacement. J. Orthop. Research, Jan. 14(1), S. 36-43, 1996.

260 Kuo, S.S.: Numerical Methods and Computers: Reading. MA: Addison-Wesley, 1965.

261 Kuo, C.Y. und Mote, C.D., Jr.: Identification of the knee joint in varus-valgus and longitudinal rotations in laboratory and snow skiing experiments. In: C.D. Mote, Jr. und R.J. Johnson (Hrsg): Skiing Trauma and Safety: Sixth International Symposium, ASTM STP 938, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, S. 5-25, 1987.

262 Kurth, A., Wassum, P., Dietz, U. und Scale, D.: Dreidimensionale Darstellung der Becken- und Hüftregion am Computer zur präoperativen Planung von othopädischen Eingriffen und Operationssimulation. Z. Orthopädie, 135, F. Enke Verlag, S. 120-123, 1997.

263 Kwatny, E., Thomas, D. H. und Kwatny, H. G.: An application of signal processing techniques to the study of myoelectric signals. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-17, No. 4, S. 303-312, 1970.

264 Ladin, Z., Mansfield, P.K., Murphy, M.C. und Mann, R.W.: Segmental Analysis in Kinesiological Measurements. In: SPIE Vol. 1356 Imaged-Based Motion Measurement, S.110-121, 1990.

265 Ladin, Z.: Three-Dimensional Instrumentation. In: Allard, P., Stokes, I.A.F. and Blanchi, J.-P. (Hrsg.): Three-Dimensional Analysis of Human Movement. Human Kinetics Verlag, Champaign - Windsor - Leeds - Edwardstown - Auckland, Chapter 7, S. 3-17, 1995.

266 Lafortune, M.A., Cavanagh, P.R., Sommer, H.J. und Kalenak, A.: Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. J. Biomechanics, Vol. 25, No. 4, S. 347-357, 1992.

267 Lafortune, M.A., Henning, E.M. und Valiant, G.A.: Tibial shock measured with bone and ski mounted transducers. J. Biomechanics, Vol. 28, No. 8, S. 989-993, 1995.

268 Lafortune, M.: New approach to assess in vivo rearfoot control of court footwear during side-stepping moves. J. of Applied Biomechanics, Vol. 13, S. 197-204, 1997.

269 Leemputte, M.F., Spaepen, A. J. und Willems, E. J.: Quantification of EMG using a differentiation technique. In: Ducheyne, P., Van der Perre, G. und Aubert, A. E. (Hrsg.): Biomaterials and Biomechanics, 1983. Elsevier Science Publisher B.V., Amsterdam, 1984.

270 Lehner, St.: 3D-Simulation des menschlichen Kniegelenkes. Diplomarbeit an der Fachhochschule München, Fachbereich Feinwerk- und Mikrotechnik, 1995.

271 Lephart, S. A.: Measuring the inertial properties of cadaver segments. J. Biomechanics, Vol. 17, No. 7, S. 537-543, 1984.

272 Letzelter, M.: Trainingsgrundlagen. Training, Technik, Taktik. Rowohlt Verlag, Reinbeck 1978.

273 Lienert, X.: Verteilungsfreie Methoden in der Biostatistik.

274 Lind, D. und Sanders, S. P.: Friction. In: Lind, D. und Sanders, S. P.: The physics of skiing: skiing at the triple point. Springer-Verlag, New York - Berlin - Heidelberg, S. 171-185, 1996.

275 Lösch, A., Eckstein, F., Haubner, M., Sittek, H., Gavazzeni, A., Milz, S., Kolem, H., Reiser, M. und Englmeier, K.-H.: 3D-MR-Chondro-Crassometrie. In: Aichner, F.T., Felber, S.R., Muller, R.N. und Rinck, P.A. (Hrsg.): Three-Dimensional Magnetic Resonance Imaging. Blackwell Scientific Publications, Oxford - Boston - Melbourne - Paris - Berlin, S.183-186, 1994.

276 Louie, J. K., Kuo, C.Y., Gutierrez, M.D., and Mote, C.D., Jr.: Surface EMG Measurements and Torsion During Snow Skiing: Laboratory and Field Tests, Journal of Biomechanics, Vol. 17, No. 10, S. 713-724, 1984.

277 Louie, J. K. und Mote, C. D.: Contributions of the Musculature to Rotatory Laxity and Torsional Stiffness at the Knee. In: C.D. Mote, Jr. und R.J. Johnson (Hrsg): Skiing Trauma and Safety: Sixth International Symposium, ASTM STP 938, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, S. 26-52, 1987.

278 Lu, T.-W, Taylor, S.J.G., O'Connor, J.J. und Walker, P.S.: Influence of muscle activity on the forces in the femur: an in vivo study. J. Biomechanics, Vol. 30, Nos. 11/12, S. 1101-1106, 1997.

279 Luber, M.: Entwicklung einer künstlichen Extremität mit Simulation der Weichteile an einem Kniegelenksimulator. Diplomarbeit im FH-Studiengang Medizintechnik, Fachhochschule München, Fachbereich 06: Feinwerk- und Mikrotechnik, 1996.

280 Ludin, H.P. Praktische Elektromyographie (Kap. 1 Grundlagen), 3. Aufl., Enke Verlag Stuttgart, 1988.

281 Madsen, O.R.: Trunk extensor and flexor strength measured by the Cybex 6000 dynamometer. Assessment of short-term and long-term reproducibility of several strength variables. Spine, 1996 Dec 1, 21:23, S. 2770-2776, 1996.

282 Manley, M.T., Stern, L., Bowins, T. DelliSanti, G.: A biomechanical study of the proximal femur using full-field holographic interferometry. Orthop. Trans 7, 283, 1983.

283 Maquet, P.G.J.: Biomechanics of the knee. 2., überarbeitete Aufl., Springer Verlag Berlin - Heidelberg - New York - Tokyo, 1984.

284 Markolf, K.L., Gorek, J.F., Kabo, M. und Shapiro, M.S.: Direct Measurement of Resultant Forces in the Anterior Cruciate Ligament. Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 72-A, No. 4, S. 557-567, 1990.

285 März, P.: Der experimentelle Ermüdungsbruch am Beispiel der menschlichen Tibia. Dissertation an der Fakultät für Medizin an der Technischen Universität München, 1980.

286 Matsuo, A., Ozawa, H., Goda, K. und Fukunaga, T.: Moment of inertia of whole body using an oscillating table in adolescent boys. J. Biomechanics, Vol. 28, No. 2, S. 219-223, 1995.

287 Mattheck, C.: Computer Aided Optimization: Gestaltoptimierung technischer Bauteile auf der Basis biologischen Wachstums. VDI Berichte 882, Verein Deutscher Ingenieure, VDI/VDE-Gesellschaft Mess- und Automatisierungstechnik, 14. GESA-Symposium für Experimentelle Mechanik in Forschung und Praxis, 1991.

288 Matthis, W.: FEM-Analyse zur Unterstützung von Designstudien in der Orthopädie-Technik. Orthopädie Technik 11/94, Verlag Orthopädie-Technik, Dortmund, 1994.

289 Maulucci, R.A. und Eckhouse, R.H.: A technique for measuring clothed range of joint motion. J. of Applied Biomechanics, 13, S. 316-333, 1997.

290 Maxwell, S., M. und Hull, M.L.: Measurement of strength and loading variables on the knee during alpine skiing. In: R.J. Johnson, C.D. Mote, Jr. und M.H. Binet (Hrsg): Skiing Trauma and Safety: Seventh International Symposium, ASTM STP 1022, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, S. 231-251, 1989.

291 McCaw, St., T. und DeVita, P.: Errors in alignment of centre of pressure and foot coordinates affect predicted lower extremity torques. J. Biomechanics, Vol. 28, No. 8, S. 985-988, 1995.

292 McConkey, J. P.: Anterior Cruciate Ligament Rupture in Skiing - A New Mechanism of Injury. American Journal of Sports Medicine, Vol. 14, No. 2, S. 160-164, 1986.

293 McGill, S.M., Cholewicki, J. und Peach, J.P.: Methodological considerations for using inductive sensors (3SPACE ISOTRAK) to monitor 3-D orthopaedic joint motion. Clinical Biomechanics Vol. 12, No. 3, S. 190-194, 1997.

294 McIllroy, W. E. und Maki, B. E.: Preferred placement of the feet during quiet stance: development of a standardized foot placement for balance testing. Clinical Biomechanics, Vol. 12, No. 1, S. 66-70, 1997.

295 McLean, J. A. und Tobin, G.: Animal and Human Calorimetry. Cambridge University Press, Cambridge, 1987.

296 McNally, D. S. und Arridge, R. G. C.: An analytical model of intervertebral disc mechanics. J. Biomechanics, Vol. 28, No. 1, S. 53-68, 1995.

297 Meglan, D., Berme, N. und Zuelzer, W.: On the construction circuitry and properties of liquid metal strain gages. J. Biomechanics 21, 681-685, 1988.

298 Meijer, R.C.M.B., Huiskes, R. und Kauer, J.M.G.: A stereophotogrammetric method for the measurements of ligament structure. J. Biomech., Vol. 22, No. 2, pp. 177-184, 1989.

299 Meijer, K., Grootenboer, H. J., Koopman, B. F.J.M. und Huijing, P. A.: Fully isometric length-force curves of rat muscle differ from those during and after concentric contractions. J. Appl. Biomechanics, 13, S. 164-181, 1997.

300 Meyring, S., Diehl, R. R., Milani, T. L., Hennig, E. M. und Berlit, P.: Dynamic plantar pressure distribution measurements in hemiparetic patients. Clinical Biomechanics, Vol. 12, No. 1, S. 60-65, 1997.

301 Mickley, K., Nolte, L.-P., Stumpf, H., Lange, H., Beerens, C. und Krämer, J.: Eine Versuchsanlage für biomechanische Studien an menschlichen Wirbelsäulenpräparaten. In: Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH (Hrsg.): Meßtechnische Briefe 26, Heft 1, 1990.

302 Mielke, U. und Schimrigk, K.: Bewegungsanalyse mit einem Fahrradergometrietest bei Gesunden und Patienten mit neuromuskulären Erkrankungen. In: Motorikforschung aktuell, DVS-Symposium, dvs Clausthal-Zellerfeld, S. 32-38, 1989.

303 Milani, T., Schnabel, G. und Hennig, E. M.: Rearfoot motion and pressure distribution patterns during running in shoes with varus and valgus wedges. J. of Applied Biomechanics, Vol. 11, S. 177-187, 1995.

304 Milani, T. L., Hennig, E., M., Lafortune, M. A.: Perceptual and biomechanical variables for running in identical shoe constructions with varying midsole hardness. . Clinical Biomechanics, Vol. 12, No. 5, S. 294-300, 1997.

305 Mills, O. S. und Hull, M. L.: Flexibility of the Human Knee as a Result of Varus/Valgus and Axial Moments in Vivo: Apparatus Design and Performance Evaluation. In: C.D. Mote,Jr. and R. J. Johnson (Hrsg.): Skiing Trauma and Safety: Eighth International Symposium . ASTM STP 1104, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, S. 11-34, 1991.

306 Mills, O.S. und Hull, M.L.: Flexibility of the Human Knee as a Result of Varus/Valgus and Axial Moments in Vivo: Experiments and Results. In: C.D. Mote,Jr. and R. J. Johnson (Hrsg.): Skiing

Trauma and Safety: Eighth International Symposium . ASTM STP 1104, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, S. 35-56, 1991.

307 Mitternacht, J.: Adaptationsstudie, adidas Pumpschuhe. Unveröffentlichter Abschlußbericht des BASiS-Instituts der TÜV Product Service, München für die Firma ADIDAS, Herzogenaurach, 1994.

308 Mitternacht, J.: Bergstockstudie. Unveröffentlichter Abschlußbericht des BASiS-Instituts der TÜV Product Service, München für das Rehabilitationszentrum Felbring, 1995.

309 Mitternacht, J.: Pedographie und ihre alternativen Auswertungsmöglichkeiten. Orthopädieschuhtechnik, 11, S. 22-28, 1998.

310 Mittlmeier, Th., Morlock, M. M., Fäßler, M. und Lob, G.: Bewertung der Gangfunktion nach komplexen Fusstrauma mittels dynamischer Pedographie. In: Europäisches Symposium über Klinische Ganganalyse, April 1-3, 1992. Beiträge - Proceedings. Laboratorium für Biomechanik der Eidg. Technischen Hochschule Zürich (Hrsg.), 1992.

311 Mommersteeg, T. J. A., Blankevoort, L., Huiskes, R., Kooloos, J. G. M. und Kauer, J. M. G.: Characterization of the mechanical behavior of human knee ligaments: a numerical-experimental approach. J. Biomechanics, Vol. 29, No. 2, S. 151-160, 1996.

312 Mommersteeg, T. J. A., Huiskes, R., Blankevoort, L., Kooloos, J. G. M und Kauer, J. M. G.: An inverse dynamic modeling approach to determine the restraining function of human knee ligament bundles. J. Biomechancis, Vol. 30, No. 2, S. 139-146, 1997.

313 More , R.C., Bryant, T.K., Neiman, R., Fritschy, D., Woo, S. L-Y., Daniel, D.M.: Hamstrings-an anterior cruciate ligament protagonist. The American Journal of Sports medicine, Vol. 21, No. 2, S. 231-237, 1993.

314 Moritani, T. und Shibata, M.: Premovement electromyographic silent period and α-motoneuron excitability. Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol. 4, No. 1, S. 27-36, 1994.

315 Moulton, M. J., Creswell, L. L., Actis, R. L., Myers, K. W., Vannier, M. W., Szabó, B. A. und Pasque, M. K.: An inverse approach to determining myocardial material properties. J. Biomechanics, Vol. 28, No. 8, S. 935-948, 1995.

316 Müller, B.: Kontrollierte Studie über Verletzungen beim alpinen Skisport. Disseration an der Fakultät für Medizin der Technischen Universität München, 1986.

317 Müller, G. und Scheller, v.: Plotprogramme in BASIC. R. Oldenbourg Verlag, München Wien, 1983.

318 Müller, K.-W., Ernst, J. und Strasser, H.: Statische und dynamische Komponenten des EMG bei repetitiven Bewegungsabläufen. In: Motorikforschung aktuell, DVS-Symposium, dvs Clausthal-Zellerfeld, S. 21-26, 1989.

319 Müller, W.: Normale und pathologische Mechanik. In: Witt, A.N., Rettig, H., Schlegel, K.F., Hackenbroch, M. und Hupfauer, W. (Hrsg.): Orthopädie in Praxis und Klinik. 2., neubearbeitete Aufl., Band VII, Spezielle Orthopädie, Hüftgelenk und untere Extremität., Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York, 1987.

320 Müllinger, M., Mitternacht, J. und Schaff, P.: Bewegungsstudie “Toppers”. Unveröffentlichter Abschlußbericht des BASiS-Instituts der TÜV Product Service München für die Firma IDEECO, Augsburg, 1994.

321 Murphy, N., Allard, P., Aissaoui, R. und Duhaime, M.: Differences between skin and bone inserted markers in estimating kinematics of human joints: An application with the ankle and subtalar joint. Proceedings of Third Int. Symposium on 3-D-Analysis of Human Movement, Stockholm, Schweden, S. 81-84, 1994.

322 Nachtigall, W.: Vorbild Natur, Springer Verlag, 1997.

323 Nachtigall, W.: Bionik, Springer Verlag, 1998

324 Nazre, A.: Optimization of a prothesis for above knee amputees. Dissertation am Institut für Biomedizinische Techik und Krankenhaustechnik der Medizinischen Hochschule Hannover, 1991.

325 Neptune, R.R. und Hull, M.L.: Accuracy assessment of methods for determining hip movement in seated cycling. J. Biomechanics, Vol. 28, No. 4, S. 423-437, 1995.

326 Neptune, R.R. und Hull, M.L.: A new electromechanical ski binding with release sensitivity to torsion and bending moments transmitted by the leg. In: C.D. Mote, Jr., R.J. Johnson, W. Hauser und P. Schaff (Hrsg): Skiing Trauma and Safety: Tenth Volume, ASTM STP 1266, American Society for Testing and Materials, S. 339-353, 1996.

327 Nicol, K. und Rusteberg, D.: Pressure distribution on mattresses. J. Biomechanics, Vol. 26, No. 12, S. 1479-1486, 1993.

328 Nigg, B.: Untersuchung über das menschliche Gleichgewichtsverhalten. Dissertation ETH Nr. 5630 an der Eidgenösssischen Technischen Hochschule Zürich, 1975.

329 Nigg, B. M. (Hrsg.): Biomechanics of running shoes. Human Kinetics Publishers, Campaign, Illinois, USA, 1986.

330 Nigg, B. M., Bahlsen, H. A., Lüthi, S. M. und Stokes, S.: The influence of running velocity and midsole hardness on the external impact forces in heel-toe running. J.Biomechanics, Vol. 20, No. 10, S. 951-959, 1987.

331 Nigg, B. und Bobbert, M.: On the potential of various approaches in load analysis to reduce the frequency of sport injuries. J. Biomechanics, Vol. 23, Suppl. 1, S. 3-12, 1990.

332 Nigg, B. und van den Bogert, A. J.: Example of a musculo-skeletal simulation model. In: Nigg, B.M. und Herzog, W. (Hrsg.): Biomechanics of the Musculo-Skeletal System, 2.Aufl., John Wiley & Sons Verlag, Chichester - New York - Brisbane - Toronto - Singapore, S. 558-567, 1995.

333 Nigg, B.: General comments about modelling. In: Nigg, B.M. und Herzog, W. (Hrsg.): Biomechanics of the Musculo-Skeletal System, 2.Aufl., John Wiley & Sons Verlag, Chichester - New York - Brisbane - Toronto - Singapore, S. 367-379, 1995.

334 Nigg, B.M. und Cole, G.K.: Optical Methods. In: Nigg, B.M. und Herzog, W. (Hrsg.): Biomechanics of the Musculo-Skeletal System, 2.Aufl., John Wiley & Sons Verlag, Chichester - New York - Brisbane - Toronto - Singapore, S.254-286, 1995.

335 Nigg, B.M. und Herzog, W.: Biomechanics of the Musculo-Skeletal System, 2.Aufl., John Wiley & Sons Verlag, Chichester - New York - Brisbane - Toronto - Singapore, 1995.

336 Nigg, B.M.: Acceleration. In: Nigg, B.M. und Herzog, W. (Hrsg.): Biomechanics of the Musculo-Skeletal System, 2.Aufl., John Wiley & Sons Verlag, Chichester - New York - Brisbane - Toronto - Singapore, S. 237-253, 1995.

337 Nigg, B.M.: Selected historical highlights In: Nigg, B.M. und Herzog, W. (Hrsg.): Biomechanics of the Musculo-Skeletal System, 2.Aufl., John Wiley & Sons Verlag, Chichester - New York - Brisbane - Toronto - Singapore, Kap. 1.2, S. 3-35, 1995.

338 Nigg, B.M.: Force Plates. In: Nigg, B.M. und Herzog, W. (Hrsg.): Biomechanics of the Musculo-Skeletal System, 2.Aufl., John Wiley & Sons Verlag, Chichester - New York - Brisbane - Toronto - Singapore, S. 213-224, 1995.

339 Nordsletten, L.: Muscle Protection Against Fracture. A Biomechanical Study in the Rat Tibia. Dissertation am Institute for Surgical Research, Rikshospitalet, University of Osly, Norwegen, 1993.

340 Noth, J.: Physiologische Grundlagen der Entstehung elektromyographisch ableitbarer Spannungen. In: Motorikforschung aktuell, DVS-Symposium, dvs Clausthal-Zellerfeld, S. 7-20, 1989.

341 Noyes, F. R., DeLucas, J.L. und Torvik, P.J.: Biomechanics of Anterior Cruciate Ligament Failure: An Analysis of Strain-Rate Sensitivity and Mechanisms of Failure Primates. J. Bone and Joint Surg., 56A, S. 236-253, 1974.

342 O'Connor, J., Shercliff, T., Patrick, D.F., Biden, E. und Goodfellow, J.: Mechanics of the Knee. In: Daniel, D. et al. (Hrsg.): Knee Ligaments: Structure, Function, Injury and Repair. Raven Press, Ltd., S. 201-237, 1990.

343 Pandy, M. G., Zajac, F. E., Sim, E. und Levine, W. S.: An optimal control model for maximum-height human jumping. J. Biomechanics, Vol. 23, No. 12, S. 1185-1198, 1990.

344 Pandy, M. G., Anderson, F. C. und Hull, D. G.: A parameter otimization approach for the optimal control of large-scale musculoskeletal systems. Journal Biomechanical Engineering, Nov. 114 (4), S. 450-460, 1992.

345 Pandy, M. G. und Shelburne, K. B.: Dependence of cruciate-ligament loading on muscle forces and external load. J. Biomechanics, Vol. 30, No. 10, S. 1015-1024, 1997.

346 Pennock, G. R. und Clark, K. J.: An anatomy-based coordinate system for the description of the kinematic displacements in the human knee. J. Biomech., Vol. 23, No. 12, S. 1209-1218, 1990.

347 Perktold, K. und Rappitsch, G.: Computer simulation of local blood flow and vessel mechanics in a compliant carotid artery bifurcation model. J. Biomechanics, Vol. 28, No. 7, S. 845-856, 1995.

348 Peters, G.W.M., Sauren, A.A.H.J. und v. Mameren: Redesign and development of a force transducer of the buckle type. In: Bergmann, G., Kölbel, R. und Rohlmann, A. (Hrsg.): Biomechanics: Basic and Applied Research. Selected Proceedings of the Fifth Meeting of the European Society of Biomechanics. Martinus Nijhoff Publishers, Dordrecht-Boston-Lancaster, S. 179-186, 1987.

349 Pezzack, J.C., Norman, R.W., Winter, D.A.: An assessment of derivative determining techniques used for motion analysis. J. Biomech. 10, S. 377-382, 1977.

350 Pierrynowski, M. R.: Analytic representation of muscle line of action and geometry. In: Allard, P., Stokes, I.A.F. and Blanchi, J.-P. (Hrsg.): Three-Dimensional Analysis of Human Movement. Human Kinetics Verlag, Champaign - Windsor - Leeds - Edwardstown - Auckland, Chapter 11, pp. 215-231, 1995.

351 Pierrynowski, M. R.: Muscle Modeling. In: Allard, P., Stokes, I.A.F. and Blanchi, J.-P. (Hrsg.): Three-Dimensional Analysis of Human Movement. Human Kinetics Verlag, Champaign - Windsor - Leeds - Edwardstown - Auckland, Chapter 11, S. 231-256, 1995.

352 Platzer, W.: Bewegungsapparat, Band 1, 6. Aufl. des Taschenatlas der Anatomie, Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York, 1991.

353 Praxel, N.: Zur Bedeutung der passiven Muskeleigenschaften für die menschliche Bewegungskoordination. Dissertation an der Fakultät für Pädagogik der Bundeswehrhochschule München, 2001.

354 Prendergast, P. J.: Finite element models in tissue mechanics and orthopaedic implant design. Clinical Biomechanics, Vol. 12, No. 6, S. 343-366, 1997.

355 Press, W.H., Teukolsky, S.A., Vetterling, W.T., Flannery, B.P.: Numerical Recipes in C, Second edition, Cambridge University Press, 1988.

356 Prilusky, B. I.: Work, energy expenditure, and efficiency on the stretch-shortening cycle. J. Appl. Biomechanics, Vol. 13, No. 4, S.466-471, 1997.

357 Prilutsky, B. I., Herzog, W. und Allinger, T. L.: Forces of individual cat ankle extensor muscles during locomotion predicted using static optimization. J. Biomechanics, Vol. 30, No. 10, S. 1025-1133, 1997.

358 Pschyrembel, W.: Klinisches Wörterbuch, 256. Aufl., Walter de Gruyter, Berlin - New York, 1990.

359 Quinn, T.P., Mote, C.D., Jr. und Skinner, H.B.: Three-dimensional loading of the knee during internal-external rotation: The effect of ankle constraint. In: R.J. Johnson, C.D. Mote, Jr. und M.H. Binet (Hrsg): Skiing Trauma and Safety: Seventh International Symposium, ASTM STP 1022, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, S. 252-266, 1989.

360 Quinn, T.P. und Mote, C.D.: A six-degrees-of-freedom acoustic transducer for rotation and translation measurements across the knee. Journal of Biomechanical Engineering, 112 (4), S. 371-378, 1990.

361 Quinn, T. P. und Mote Jr., C. D.: Optimal design of an uncoupled six-degree-of freedom dynamometer. In: C.D. Mote,Jr. and R.J. Johnson (Hrsg.): Skiing Trauma and Safety: Eighth International Symposium . ASTM STP 1104, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, S. 94-111, 1991.

362 Quinn, T.P. und Mote, C.D., Jr.: Prediction of the loading along the leg during snow skiing. In: R.J. Johnson, C.D. Mote Jr. und John Zelcer (Hrsg) Skiing Trauma and Safety, Nineth International Symposium, ASTM STP 1182, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, S. 128-149, 1993.

363 Rabl, C.R.H., Nyga, W.: Orthopädie des Fußes. 6., neu bearbeitete Aufl., Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart, 1982.

364 Raskulinescz, G. und Bahniuk, E.: Simulation of an alpine skier by use of an anthropometric dummy. Ski Trauma and Skiing Safety III, Technischer Überwachungsverein Bayern e. V., München, S. 29-35, 1979.

365 Raskulinescz, G. Jr.: Design and Construction of an Anthropometric Dummy of the Alpine Skier. Master Thesis am Department of Biomedical Engineering, Case Western Reserve University, 1980.

366 Ravussin, E., Stephen. L., Anderson, T. E., Christin, L. und Bogardus, C.: Determinants of 24-hour energy expenditure in man. J. Clinical Investment. 78, S. 1568-1578, 1986.

367 Read, L. und Herzog, W.:External Loading at the Knee Joint for Landing Movements in Alpine Skiing. International Journal of Sport Biomechanics, 8, S. 62-80, 1992.

368 Reinsch, C.H.: Smoothing by spline functions. Numer. Math. 10, S. 177-183, 1967.

369 Reinsch, C.H.: Smoothing by spline functions II. Numer. Math. 16, S. 451-454, 1971.

370 Reinschmidt, C., van den Bogert, A. J., Murphy, N., Lundberg, A. und Nigg, B. M.: Tibiocalcaneal motion during running, measured with external bone markers. Clinical Biomechanics, Vol. 12, No. 1, S. 8-16, 1997.

371 Reinschmidt, C., van den Bogert, J.A., Nigg, B.M., Lundberg, A. und Murphy, N.: Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. J. Biomechanics, Vol. 30, No. 7, S. 729-732, 1997.

372 Renström, P., Arms, S. W., Stanwyck, T.S., Johnson, R.J. und Pope, M.H.: Strain within the Anterior Cruciate Ligament during Hamstring and Quadriceps Activity. The American Journal of Sports Medicine, Vol. 14, No. 1, S. 83-87, 1986.

373 Rezonja Jr., S. und Bahniuk, E.: Tibia moments occurring after binding release. In: W. Hauser, J. Karlsson und M. Magi (Hrsg): Ski Trauma and Skiing Safety IV: Proceedings of the Fourth Conference, Technischer Überwachungsverein Bayern e. V., München, S. 31-36, 1982.

374 Rice, J.R.: The approximation of functions II. Reading. MA: Addison-Wesley, 1969.

375 Riener, R. und Schmidt, G.: A detailed biomechanical model for the simulation of human knee motion induced by neuromuscular stimulation: Comparison of simulation and experimental data for stimulated quadriceps muscle. J. Biomechanics, Vol. 29, No. 9, S. 1157-1167, 1996.

376 Robertson, D. G. E. und Winter, D. A.: Mechanical energy generation, absorbtion and transfer amongst segments during walking. J. Biomechanics, Vol. 13, S. 845-854, 1980.

377 Rodgers, M. M., Cavanagh, P. R. und Sanders, L. J.: Plantar pressure distribution of diabetic feet. (Keine weiteren Angaben vorliegend).

378 Rohmert, W., Jenik, P. und Mainzer, J.: Biomechanik der menschlichen Arbeit. Statische Arbeit. Dynamische und kombinierte mechanische Arbeit. In: Bundesamt für Wehrtechnik und Beschaffung, Koblenz (Hrsg.): Handbuch der Ergonomie, Band 1, 2. Aufl., Carl Hanser Verlag München - Wien, Kapitel A-4.3.1. / A-4.3.2, 1989.

379 Rohmert, W., Jenik, P. und Mainzer, J.: Einführung in die Biomechanik. Grundlagen, Begriffe, Zusammenhänge. In: Bundesamt für Wehrtechnik und Beschaffung, Koblenz (Hrsg.): Handbuch der Ergonomie, Band 1, 2. Aufl., Carl Hanser Verlag München-Wien, Kapitel A-4.1.1, S.1-12, 1989.

380 Rohmert, W., Jenik, P. und Mainzer, J.: Körperkräfte. Dynamometrie / Stellungs-, Betätigungs- und Manipulationskräfte. In: Bundesamt für Wehrtechnik und Beschaffung, Koblenz (Hrsg.): Handbuch der Ergonomie, Band 1, 2. Aufl., Carl Hanser Verlag München - Wien, Kapitel A-4.2.3 / A-4.2.4, 1989.

381 Röhrl, S., Hauser, W., Schaff, P., Rosemeyer, B.: Verletzungsmuster beim Skifahren weltweit. Können die derzeitigen Einstellrichtlinien die Verletzungen auch in Zukunft reduzieren ?. Sportverl. Sportschaden 8, S. 73-82, 1994.

382 Röhrl, S.: Eine kritische Analyse der bestehenden Einstellrichtlinien für Skibindungen durch Statistik, Theorie und Experiment. Dissertation an der Medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilian-Universität, München, 1995.

383 Röhrl, S., Gläser, H., Schaff, P.: Future Challanges in Skiing Statistics. Unveröffentlichter Vortrag beim 12. Symposium for Skiing Trauma and Safety in Whistler, Kanada, 1997.

384 Ronsky, J.L., Herzog, W., Brown, T.D., Pedersen, D.R., Grood, E.S. und Butler,D.L.: In vivo quantification of the cat patellofemoral joint contact stresses and areas. J. Biomech. Vol. 28, No. 8, pp. 977-983, 1995.

385 Rose, J., Ralston, H. und Gamble, J. G.: Energetics of walking. In: Rose, J. und Gamble, J. G. (Hrsg.): Human Walking. Williams & Wilkins, Baltimore, USA, S. 45-72, 1994.

386 Rosenfalck, P. Intra and Extracellular Potential Fields of Active Nerve and Muscle Fibres. Acta Physiol. Scand. 321: S. 1-165, Suppl., 1969.

387 Rostedt, M., Broman, H. und Hansson, T.: Resonant frequency of a pin-accelerometer system mounted in bone. J. Biomechanics, Vol. 28, No. 5, S. 625-629, 1995.

388 Röttgermann, F.-J.: Wie gut ist die Dämpfung wirklich ? Orthopädieschuhtechnik, 11, S. 48-50, 1998.

389 Ruder, H., Gruber, K.: Ganzkörpermodelle und Simulationen. Vortrag bei der 2. BIOMECHANICA, Hamburg-Harburg, 1993.

390 Ruder, H., Ertl, T., Gruber, K., Günther, M., Hospach, F., Ruder, M., Subke, J. und Widmayer, K.: Kinematics and Dynamics for Computer Animation. In: Coquillart, S., Straßer, W. und Stucki, P. (Hrsg): From Object Modelling to Advanced Visual Communication, Springer Verlag, Berlin - Heidelberg - New York, S. 76-117, 1994.

391 Rühmann, H.: Körperkräfte. Begriffe und Meßmethodik. In: Bundesamt für Wehrtechnik und Beschaffung, Koblenz (Hrsg.): Handbuch der Ergonomie, Band 3, 2. Aufl., Carl Hanser Verlag München - Wien, Kapitel B-4.1.1, 1989.

392 Sachse, F. B., Werner, C., Müller, M., Meyer-Waarden, K. und Hombach, V.: Ein Computer-Dummy zur Simulation physikalischer Phänomene im menschlichen Körper. Spektrum der Wissenschaft, September 1997, S. 99-101, 1997.

393 Samal, E.: Grundriß der praktischen Regelungstechnik. 13., verb. u. erw. Aufl. R. Oldenburg Verlag, München-Wien, 1983

394 Sarfathy, O. und Ladin, Z.: A video-based system for the estimation of the inertial properties of body segments. J. Biomechanics, Vol. 26, No. 8, S. 1011-1016, 1993.

395 Schaff, P. und Hauser, W.: Dynamische Druckverteilungsmessung mit flexiblen Meßmatten - ein innovatives Meßverfahren in der Sportorthopädie und Traumatologie. Sportverletzung - Sportschaden, 4, S. 185-222, 1987.

396 Schaff, P. und Hauser, W.: Skischuh versus Kniegelenk - ein sportmedizinisches, orthopädisches und biomechanisches Problem. Sportverl. Sportschad. 3, Georg Thieme, Stuttgart - New York, S. 149-161, 1989.

397 Schaff, P. und Hauser, W.: Skischuh versus Kniegelenk - Teil 3: Risikosituation Rückwärtsfall. Sportverl. Sportschad. 4, Georg Thieme, Stuttgart - New York, S. 151-162, 1990.

398 Schaff, P., Renisch, P., Mitternacht, J. und Senner, V.: Praktikabilität contra Messtechnik. Orthopädie Technik, 11/91, S. 787-795, 1991.

399 Schaff, P. und Hauser, W.: Influence of ski boot construction on knee load - A biomechanical investigation on safety and performance aspects of ski boots. In: R.J. Johnson, C.D. Mote Jr. und John Zelcer (Hrsg) Skiing Trauma and Safety, Nineth International Symposium, ASTM STP 1182, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, S. 75-88, 1993.

400 Schaff, P., Luber, M., Mößmer, Ch. und Rosemeyer, B.: Der Effekt infrapatellarer Sehnenbandagen auf das EMG-Muster. Sportorthopädie Sporttraumatologie, 11.2, S. 118-124, 1995.

401 Schaff, P., Nordsletten, L. und Aune K.A.: Muscle activity patterns of elite downhill ski racers during landing. J. of Applied Biomechanics, 12, S. 225-236, 1996.

402 Schaff, P., Rauschenbach, K. und Mitternacht, J.: Ermittlung der Kräfteverteilung auf den Fuß im Fußballschuh für die Entwicklung präventativer Maßnahmen zur Verringerung des Risikos "Kreuzbandverletzung beim Fußball". Unveröffentlichter Bericht des Bundesinstituts für Sportwissenschaft, WF 0407/01/37/96, 1996.

403 Schaff, P., Luber, M. und Binder, E.: Was leisten Kniegelenksorthesen bei der Stabilisierung wirklich? Biomechanische Objektivierung mittels eines Kniesimulators. Sportorthopädie-Sporttraumatologie, 14.3, S. 132-136, 1998.

404 Schaff, P. und Senner, V.: Druckverteilungsmessungen am alpinen Skiläufer. Darstellung des Spektrums möglicher Anwendungen. Sportorthopädie - Sporttraumatologie, 14.4, S. 199-205, 1999.

405 Scherer, M.A., Ascherl, R., Lechner, F.: Zur Aussagekraft epidemiologischer Studien über Verletzungen im Skisport. Sportverl. Sportschaden 6 (1992) 150-155, 1992.

406 Schmalz, T.: Biomechanische Modellierung menschlicher Bewegung. Verlag Karl Hofmann, Schorndorf, 1993.

407 Schmidtbleicher, D.: Strukturanalyse der motorischen Kraft. In: Lehre der Leichtathletik 35 (1984) 50, S. 1785-1792, 1984

408 Schmidtbleicher, D.: Motorische Beanspruchungsform Kraft. Dtsch Z Sportmed 38 (1987) 9, S. 356-377, 1987.

409 Schmidtke, H. Körperkräfte. Anwendung der Datenblätter / Übersicht der Datenblätter / Datenblätter. In: Bundesamt für Wehrtechnik und Beschaffung, Koblenz (Hrsg.): Handbuch der Ergonomie, Band 3, 2. Aufl., Carl Hanser Verlag München - Wien, Kapitel B-4.1.2 / B-4.1.3 / B-4.2 bis B-4.5, 1989.

410 Schmidtke, H.: Biomechanik der menschlichen Arbeit. Repetitive dynamische Muskelarbeit. In: Bundesamt für Wehrtechnik und Beschaffung, Koblenz (Hrsg.): Handbuch der Ergonomie, Band 1, 2. Aufl., Carl Hanser Verlag München - Wien, Kapitel A-4.3.3., 1989.

411 Schneider, E.: Biomechanics of Men: Models and Laws. Vortrag bei der 2. BIOMECHANICA, Hamburg-Harburg, 1993.

412 Schumacher, F. und Schaff, P.: Studie zur Reduzierung der Belastung für die Knie beim Bergabgehen durch den Einsatz von Bergstöcken. Unveröffentlichter Abschlußbericht des BASiS-Instituts der TÜV Product Service, München für die Fa. Leki-Sport GmbH, 1994.

413 Schumpe, K.G. und Hallbauer, T.: Bewegungsmessungen von Körperpunkten und ihr Aussagewert bezüglich der Körpergelenke. VDI Berichte 882, Verein Deutscher Ingenieure, VDI/VDE-Gesellschaft Mess- und Automatisierungstechnik, 14. GESA-Symposium für Experimentelle Mechanik in Forschung und Praxis, S. 569-581, 1991.

414 Sell, I.: Produktbewertung unter Einbeziehung menschenbezogener Kriterien. In: W. Gens (Hrsg.): 41. Internationales Wissenschaftliches Kolloquium, Wandel im Maschinenbau durch Feinwerktechnik und Mikrotechnik. Entwicklung Konstruktion und Fertigung, Band 2. Universitätsbibliothek der TU Ilmenau, S. 342-347, 1996.

415 Senner, V., Schaff, P. und Hauser, W.: Einflüsse des Ski-Schuh-Bindungssystems auf die Belastung und Kinematik der unteren Extremität beim Rückwärtssturz im alpinen Skilauf. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 11/12, S. 428-438, 1994.

416 Senner, V., Mitternacht, J., Schaff, P. und Müllinger, M.: High resolution force platform for stabilometry. Poster beim Second World Congress of Biomechanics, Amsterdam 1994.

417 Senner, V.: Die schuhinduzierte Kreuzbandverletzung im alpinen Skilauf: Bestimmung individueller Eingangsparameter für die mathematische Simulation der ursächlichen Sturzbewegung. Diplomarbeit für den Diplomstudiengang Sport, Technische Universität München, 1994.

418 Senner, V., Schaff, P., Ehrlenspiel, K., Bubb, H.: Der Rückwärtsfall im alpinen Skilauf. Fallstudie zum Einfluss des Heckspoilers des Skischuhes auf die Muskelaktivität und Kinematik. Sportverletzung Sportschaden 9, S. 109-117, 1995.

419 Senner, V. und Schaff, P.: Biomedizinische Begutachtung des Fahrgeschäfts “INFERNO”. Unveröffentlichter interner Bericht des BASiS-Instituts der TÜV Product Service, München für den TÜV Bayern Sachsen, 1995.

420 Senner, V.: Unveröffentlichter Jahresbericht 1994 zur Forschungskooperation “Rückwärtsfall” der Raichle Sportschuh AG und dem BASiS-Institut der TÜV Product Service. 1995.

421 Senner, V., Schaff, P. und Hauser, W.: Influence of Ski Boot Binding System on Load Reduction and Kinematics of Lower Leg During Backward Fall: Dynamic Simulation Using an Anthropometric

Dummy. In: C. D. Mote, Jr., R.J. Johnson, W. Hauser and P. Schaff (Hrsg): Skiing Trauma and Safety: Tenth Volume, ASTM STP 1266, American Society for Testing and Materials, S. 206-218, 1996.

422 Senner, V. und Schaff, P.: Experiments with a modified boot design: Does it influence muscle activity and kinematics during landing ? In: R.J. Johnson, C.D. Mote Jr. und A. Ekeland (Hrsg): Skiing Trauma and Safety, Eleventh International Symposium, ASTM STP 1289, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, S. 63-80, 1997.

423 Senner, V., Mitternacht, J. und Schaff, P.: Relation between the vertical ground reaction force and the pressure inside the ski boot. Vortrag beim Eleventh International Symposium Skiing Trauma and Safety, Whistler, Kanada, 1997.

424 Senner, V. und Schaff, P.: Elektromyographie. Physiologie des EMG-Signals, dessen meßtechnische Erhebung und Auswertung. Sportorthopädie-Traumatologie, 15.2, S. 160-165, 1999.

425 Shelburne, K. B. und Pandy, M. G.: A musculoskeletal model of the knee for evaluating ligament forces during isometric contractions. J. Biomechanics, Vol. 30, No. 2, S. 163-176, 1997.

426 Shorten, M. R. und Kerwin, D.G.: In vivo viscoelasticity of the human soleus muscle. In: Bergmann, G., Kölbel, R. und Rohlmann, A. (Hrsg.): Biomechanics: Basic and Applied Research. Selected Proceedings of the Fifth Meeting of the European Society of Biomechanics. Martinus Nijhoff Publishers, Dordrecht - Boston - Lancaster, S. 619-624, 1987.

427 Shorten, M.: The energetics of running and running shoes. J. Biomechanics, Vol. 26, Suppl. 1, S. 41-51, 1993.

428 Shrive, N.G., Damson, E.L. und Frank, C.B.: Techology Transfer Regarding the Measurement of Strain on Flexible Materials with Special Reference to Soft Tissue. In: Little, E.G. (Hrsg.): Experimental Mechanics: Technology Transfer Between High-tech Engineering and Biomechanics. Elsevier, New York, S 121-130, 1992

429 Shrive, N.G.: Strain Measurement. In: Nigg, B.M. und Herzog, W. (Hrsg.): Biomechanics of the Musculo-Skeletal System, 2.Aufl., John Wiley & Sons Verlag, Chichester - New York - Brisbane - Toronto - Singapore, S. 287-307, 1995.

430 Sih, G. C. und Matic, P.: Failure prediction of the total hip prothesis system. J. Biomechanicfs, Vol. 14, No. 12, S. 833-841, 1981.

431 Silbernagel, S., Despopoulos, A.: Taschenatlas der Physiologie. 4. Aufl., Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York, 1991.

432 Smith, G.A.: Padding point extrapolation techniques for the butterworth digital filter. J. Biomechanics 22, No. 8/9, S. 967-971, 1988.

433 Söderkvist, I. und Wedin, P.-Å.: Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. J. Biomechanics, Vol. 26, No. 12, S1473-1477, 1993.

434 Soest, A. J.: Jumping from structure to control. A simulation study of explosive movements. Dissertation an der Freien Universität Amsterdam, Thesis Publishers Amsterdam, 1992.

435 Solomonow, M., Baratta, R., Zhou, B., Shoji, H., Bose, W., Beck, C. und d'Ambrosia, R.: The Synergistic Action of the Anterior Cruciate Ligament and Tigh Muscles in Maintaining Joint Stability. The American Journal of Sports Medicine, Vol. 15, No. 3, S. 207-213, 1987.

436 Solomonow, M., Baratta, R., Shoji, H., Bose, W., Beck, C. und d'Ambrosia, R.: Biomechanics of first and second order reflexes in stabilizing ACL deficient Knees. J. Biomechanics, XI-A, S. 254-259, 1988.

437 Solomonow, M., Baten, C., Smit, J., Baratta, R., Hermens, H. und d'Ambrosia, R.: EMG power spectra frequencies associated with motor unit recruitement strategies. J Appl. Physiol., 68, S. 1177-1185, 1990.

438 Sommer, H.J. und Miller, N.R.: A technique for the calibration of instrumented spatial linkages used for biomechanical kinematic measurements. J. Biomechanics, Vol. 14, S. 91-98, 1981.

439 Soni, A. H., Kutubuddin, M., Grana, W. A. und Gudavalli, M. R.: Bending fatigue characteristics of artificial knee ligaments. In: Bergmann, G., Kölbel, R. und Rohlmann, A. (Hrsg.): Biomechanics:

Basic and Applied Research. Selected Proceedings of the Fifth Meeting of the European Society of Biomechanics. Martinus Nijhoff Publishers, Dordrecht - Boston - Lancaster, S. 459-464, 1987.

440 Soulier, S. M., Godsey, C., Asay, E. D. und Perrotta, D.: The prevention of plantar ulceration in the diabetic foot through the use of running shoes. The Diabetes Educator, Vol. 13, No. 2, S. 130-132, 1985.

441 Spaepen, A. J., Baumann, W. und Maes, H.: Relation between mechanical load and EMG-activity of selected muscles of the trunk under isometric conditions. In: Bergmann, G., Kölbel, R. und Rohlmann, A. (Hrsg.): Biomechanics: Basic and Applied Research. Selected Proceedings of the Fifth Meeting of the European Society of Biomechanics, 1986. Martinus Nijhoff Publishers, Dordrecht - Boston - Lancaster, S. 595-600, 1987.

442 Staarink, H. A. M.: Sitting posture, comfort and pressure. Series Physical Ergonomics, Faculty of Industrial Design Engineering, Delf University of Technology, 1995.

443 Standard of TC 22 / SC 12, Übersicht nach Internet http:\www.iso.ch/liste/TC22SC12.html, Stand 19.09.1998.

444 States, R.A.: Two simple methods for improving the reliability of joint center locations. Clinical Biomechanics, Vol. 12, No. 6, S. 367-374, 1997.

445 Steinhauser, E.: Faserverstärkte Kunststoffe in der Tumorendoprothetik des proximalen Femurs. Dissertation an der Fakultät für Maschinenwesen der Technischen Universität München, 1998.

446 Stoboy, H. Die Elektromyographie und ihre Anwendbarkeit zur Beurteilung von Muskelkontraktionen und Bewegungsabläufen. In: Witt, A.N., Rettig, H., Schlegel, K.F., Hackenbroch, M. und Hupfauer, W. (Hrsg.): Orthopädie in Praxis und Klinik., 2., neubearbeitete Aufl., Band I, Allgemeine Orthopädie, Biomechanik-Genetik-Ökologie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York, Kap. 6, 1987.

447 Stoboy, H.: Reflektorische Kontrolle und Muskeltätigkeit. In: Witt, A.N., Rettig, H., Schlegel, K.F., Hackenbroch, M. und Hupfauer, W. (Hrsg.): Orthopädie in Praxis und Klinik. 2., neubearbeitete Aufl., Band I, Allgemeine Orthopädie, Biomechanik-Genetik-Ökologie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York, 1987.

448 Stokes, I.A.F.: X-Ray Photogrammetry. In: Allard, P., Stokes, I.A.F. and Blanchi, J.-P. (Hrsg.): Three-Dimensional Analysis of Human Movement. Human Kinetics Verlag, Champaign - Windsor - Leeds - Edwardstown - Auckland, Chapter 7, pp. 125-141, 1995.

449 Strassburg, K.: Früherkennung der Druckgefährdung des diabetischen Fußes und gezielte Schuh- und Einlagengestaltung auf der Basis von Druckverteilungsmessungen. Dissertation an der Medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilian-Universität München, 1992.

450 Stülpner, M. A:; Reddy, B. D., Starke, G. R. und Spirakis, A.: A three-dimensional finite analysis of adaptive remodelling in the proximal femur. J. Biomechanics, Vol. 30, No. 10, S. 1063-1066, 1997.

451 Sun, M. und Hill, J. O.: A method for measuring mechanical work and work efficiency during human activities. J. Biomechanics, Vol. 26, No. 3, S. 229-241, 1993.

452 Sust, M.: Beitrag zum Aufbau einer axiomatisch-deduktiven Theorie der Biomechanik und Beispiele ihrer Anwendung. Habilitation, FSU Jena, 1987.

453 Tani, H. und Nagasaki, H.: Contractile properties of human ankle muscles determined by a systems analysis method for the EMG-force relationship. Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol. 6, No. 3, S. 205-213, 1996.

454 Tissakht, M. und Ahmed, A.M.: Tensile stress-strain characteristics of the human meniscal material. J. Biomechanics, Vol. 28, No. 4, S. 411-422, 1995.

455 Tittel, K.: Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. 11. Aufl., VEB Gustav Fischer Verlag Jena, 1990.

456 Toth, E.: Implementierung von Muskelfunktionen in ein Computermodell des menschlichen Körpers und deren Abstimmung auf vorgegebene Optimierungskriterien. Diplomarbeit im FH-Studiengang Medizintechnik, Fachhochschule München, Fachbereich 06: Feinwerk- und Mikrotechnik, 1998.

457 Tusker, F.: Bestimmung von Kraftparametern eingelenkiger Kraftmessungen. Berichte aus der Biomechanik, Shaker verlag, Aachen, 1994.

458 Van Meurs, W.: Ein Patient aus Kunststoff und Elektronik. Spektrum der Wissenschaft, S.97, September 1997.

459 Vaughan, C. L., Davis, B. L. und O'Connor, J. C.: Dynamics of human gait. Chapter 4: Muscle actions revealed through electromyography. Human Kinetics Publishers, Champaign, Illinois, USA. S.45-61, 1992.

460 Voigt, M., Bojsen-Møller, F., Simonsen, E. B. und Dyhre-Poulsen, P.: The influence of tendon youngs modulus, dimensions and instantaneous moment arms on the efficiency of human movement. J. Biomechanics, Vol. 28, No. 3, S. 281-291, 1995.

461 VOXEL-MAN-Atlases. Interaktiver 3D Anatomie Atlas, Abteilung Informatik in der Medizin der Universität Hamburg, Direktor Prof. Dr. K. H. Höhne.

462 Wallrapp, O.: Beam. A pre-processor for the generation of input data of flexible beam structures in multibody systems. User's Manual, Vers. 2.2, Deutsche Luft und Raumfahrt, Institut für Flugdynamik, 1992.

463 Walther, M., Wölfel, R., Stangl, R. und Beck, H.: Meßmodell zur Überprüfung der Biomechanik nach Implantation einer Endoprothese. In: Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH (Hrsg.): Meßtechnische Briefe 29, Heft 2, 1993.

464 Washer, D.C., Markolf, K.L., Shapiro, M.S. und Finerman, G.A.M.: Direct in vitro measurement of forces in the cruciate ligaments. Part I: The effect of multiplane loading in the intact knee. Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 75-A, No. 3, S. 377-386, 1993.

465 Watson, P. J., Booker, C.K., Main, C. J. und Chen, A. C. N.: Surface electromyography in the identification of chronic low back pain patients: the development of the flexion relaxation ratio. . Clinical Biomechanics, Vol. 12, No. 3, S. 165-171, 1997.

466 Webster, J. D., und Brown, C. A.: Computer Simulation of the Loads on the ACL During Backward Falls Based on an Open Kinetic Chain Model. In: C. D. Mote, Jr., R.J. Johnson, W. Hauser und P. Schaff (Hrsg): Skiing Trauma and Safety: Tenth Volume, ASTM STP 1266, American Society for Testing and Materials, S. 254-269, 1996.

467 Wedekind, S.: Trainingswissenschaftliche Grundbegriffe - Zur Terminologie konditioneller Leistungskomponenten. Bartels und Wernitz Verlag, Berlin 1985.

468 Weegels, M. F.: Retrospective research into accidents. International Journal for Consumer & Product Safety, Vol. 5, No. 4, S. 173-189, 1998.

469 Weineck, J.: Sportanatomie. Beiträge zur Sportmedizin. Band 9, 7. Aufl., perimed Fachbuch-Verl.-Ges., Erlangen, 1991.

470 Weinhoffer, S.L., Barnes, S.Z. und Berme, N.: Measurement of angular displacements using hall effect transducers. J. Biomechanics, Vol. 26, No. 4/5, S. 609-612, 1993.

471 Weiß, C. und Schaff, P.: Einfluß eines neuartigen Bindungskonzeptes auf die Muskelaktivität und Herzfrequenz des Snowboardanfängers und Snowboardfortgeschrittenen beim Schlepplift fahren. Sportorthopädie-Sporttraumatologie, 11.4, S. 278-283, 1995.

472 Weiß, H. R.: Über den Wert von Oberflächenvermessungsverfahren in der Verlaufskontrolle von Wirbelsäulendeformitäten. Orthopädie-Technik, 1/99, S. 22-29, 1999.

473 Wickiewicz, T., Roy, R.R., Powell, P.L., Perrine, J.J. und Edgerton, V.: Muscle architecture and force-velocity relationship in humans. J. Appl. Physiol. 57 (1984) 2, pp.435-443, 1984

474 Wilke, H.-J., Russo, G., Schmitt, H. und Claes, L.E.: Ein mechanisches Modell für humane Wirbelsäulenbewegungssegmente. Biomedizinische Technik, Band 42, Heft 11, S. 327-331, 1997.

475 Wilkening, F. und Wilkening, K.: Versuchsplanung, VERS/0 bis VERS/10. In: Kugemann, W.F. und Toman, W. (Hrsg.): Studienmaterialien FIM-Psychologie, Erlangen/Tübingen: DIFF/Universität Erlangen-Nürnberg, Version D/März 1988.

476 Wimmer, M.: Erfassung und Simulation des Zeitverlaufs der vertikalen Bodenreaktionskräfte im alpinen Skirennsport. Diplomarbeit am Lehrstuhl für Feingerätebau und Getriebelehre der Technischen Universität München, 1992.

477 Wimmer, M.A. und Holzner, R.: Constraint Forces may influence the measurement of vertical ground reaction forces during slalom skiing. In: E. Müller, H. Schwameder, E. Kornexl und C. Raschner (Hrsg.): Science and Skiing. E&FN Spon, London - Weinheim - New York - Tokyo - Melbourne - Madras, S. 208-215, 1997.

478 Winter, D.A., Sidwall, G.H., Hobson, D.A.: Measurement and reduction of noise in kinematics of locomotion, J. Biomech., 7, S. 157-159, 1974.

479 Winter, D., Rau, G., Kadefors, R., Broman, H. und de Luca, C.J.: Units, terms and standards in reporting of EMG research. Report by the Ad Hoc Committee of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, 1980.

480 Winter, D.A.: Moments of force and mechanical power in jogging. J. Biomechanics, Vol. 16, No. 1, S. 91-97, 1983.

481 Winter, D. A.: Biomechanics and motor control of human movement, Second Ed., John Wiley & Sons, New York, Chichester, Brisbane, Toronto, Singapur,1990.

482 Winter, D. A.: Mechanical Work, Energy, and Power. In: Winter, D. A. (Hrsg) Biomechanics and motor control of human movement, 2. Aufl., John Wiley & Sons, New York, Chichester, Brisbane, Toronto, Singapur,S. 103-139, 1990.

483 Winter, D. A.: Kinesiological Electromyography. In: Winter, D. A. (Hrsg) Biomechanics and motor control of human movement, 2. Aufl., John Wiley & Sons, New York, Chichester, Brisbane, Toronto, Singapur,S. 191-212, 1990.

484 Winter, D. A., Fuglevand, A. J. und Archer, S. E.: Crosstalk in surface electromyography: theoretical and practical estimates. Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol. 4, No. 1, S. 15-26, 1994.

485 Winters, J. M.: Concepts in neuromuscular modelling. In: Allard, P., Stokes, I.A.F. and Blanchi, J.-P. (Hrsg.): Three-Dimensional Analysis of Human Movement. Human Kinetics Verlag, Champaign - Windsor - Leeds - Edwardstown - Auckland, Chapter 12, pp. 257-292, 1995.

486 Wisman, J., Veldpaus, F. und Janssen, J.: A three dimensional mathematical model of the knee-joint. J. Biomechanics, Vol.13, pp. 677-685, 1980.

487 Witt, A.N., Rettig, H., Schlegel, K.F., Hackenbroch, M. und Hupfauer, W. (Hrsg.): Orthopädie in Praxis und Klinik. 2., neubearbeitete Aufl., Band 1-7, Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York, 1980-1987.

488 Woledge, R. C.: Efficiency definitions relevant to the study of SSC. J. Appl. Biomechanics, Vol. 13, No. 4, S. 476-479, 1997.

489 Wollny, R. und Schimanski-Osterloff, M.: Überprüfung der Theorie generalisierter motorischer Programme mittels elektromyographischer Verfahren - Zur Invarianz des relativen Timing beim sportlichen Gehen. In: Motorikforschung aktuell, DVS-Symposium, dvs Clausthal-Zellerfeld, S. 39-47, 1989.

490 Woltring, H.J.: On optimal smoothing and derivative estimation from noisy displacement data in biomechanics. J. Hum. Mov. Science, 4, S. 229-245, 1985.

491 Woltring, H.J., Huiskes, R. und De Lange, A.: Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics. J. Biomechanics, Vol. 18, No. 5, S. 379-389, 1985.

492 Wonnacott, T.H. und Wonnacott, R.J.: Introductory Statistics, 5th Ed., New York, 1990.

493 Woo, S.L.Y., Gomez, M. A. und Akeson, W.H.: The time and history-dependent viscoelastic properties of the canine medial collateral ligament. J. Biomech. Eng., 103, S. 293-298, 1981.

494 Woo, S.L.-Y., Newton, P.O., MacKenna, D.A. und Lyon, R.M.: A comparative evaluation of the mechanical properties of the rabbit medial collateral and anterior cruciate ligaments. J. Biomechanics, Vol. 25, No. 4, S. 377-386, 1992.

495 Woo, S.L-Y., Fox, R.J., Sakane, M., Livesay, G.A., Rudy, Th.W., Runco, Th.J., Li, G., Allen, Chr.R. und Fu, F.H.: Force and force distribution in the anterior cruciate ligament and its clinical implications. J Orthop Trauma 13.1, 37-48, 1997.

496 Wood, G.A., Jennings, L.S.: On the use of spline functions for data smoothing. J. Biomechanics 12, S. 477-479. 1979.

497 Wood, G. A.: Data smoothing and differentiation procedures in biomechanics. In: Terjung, R.L. (Hrsg.): Exercise and Sport Science Reviews, Vol.10, S. 308-362. Franklin Institute Press, Philadelphia, PA, 1982.

498 Wunderly, G.S., Hull, M.L. und Scott, M.M.: Measurement of boot loads using a second-generation microcomputer-controlled snow ski binding system. In: R.J. Johnson, C.D. Mote, Jr. und M.H. Binet (Hrsg): Skiing Trauma and Safety: Seventh International Symposium, ASTM STP 1022, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, S. 181-198, 1989.

499 Wyrwa, K.: Rekonstruktion anthropometrischer Daten aus Schnittbildern von Kernspinuntersuchungen. Studienarbeit an der Universität Hannover, Institut für Getriebetechnik im Maschinenbau, 1996.

500 Yack, H. J.: The mechanics of two-joint muscles during gait. Ph.D. thesis. University of Waterloo, Waterloo, Ontario, Canada, 1986.

501 Yamaguchi, G. T., Moran, D. W. und Si, J.: A computationally efficient method for solving the redundant problem in biomechanics. J. Biomechanics, Vol. 28, No. 8, S. 999-1005, 1995.

502 Yang, J. F. und Winter, D A.: Electromyographic Amplitude Normalization Methods: Improving their sensitivity as diagnostic tolls in gait analysis. Arch Phys Med Rehabil. 65, S. 517-521, 1984.

503 Yasuda, K. und Sasaki, T.: Exercise after anterior cruciate ligament reconstruction. Clinical Orthopaedics and Related Research, Number 220, S.275-283, 1987.

504 Yeadon, M. R. und Morlock, M.: The appropriate use of regression equations for the estimation of segmental inertia parameters. J. Biomechanics, Vol. 22, No. 6/7, S. 683-689, 1989.

505 Yee, A.G. und Mote, Jr., C.D.: Regression models of forces and moments at potential sites of injury along the leg in skiing. In: C.D. Mote, Jr., R.J. Johnson, W. Hauser und P. Schaff (Hrsg): Skiing Trauma and Safety: Tenth Volume, ASTM STP 1266, American Society for Testing and Materials, S. 126-143, 1996.

506 Yuancheng, J., Winter, D. A., Ishac, M. G. und Gilchrist, L.: Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait. Gait & Posture, Vol. 1, S. 9-22, 1993.

507 Zajac, F. E.: Muscle coordination of movement: A perspective. J. Biomechanics, Vol. 26, Suppl. 1, S. 109-124, 1993.

508 Zatsiorsky, V.M. und Aleshinsky, S.Y.: Simulationof human locomotion. In: Komi, P.V. (Hrsg.): Biomechanics V-B. Baltimore, University Park Press, S. 387-394, 1976.

509 Zatsiorsky, V. M. und Prilutsky, B. I.: Model for determining muscular forces in a set human movement. Biophysics, Vol. 24, No. 6, S. 1120-1125, 1989.

510 Zipp, P.: Leitregeln für die Oberflächen-Myographie: ausgewählte Beispiele. In: Motorikforschung aktuell, DVS-Symposium, dvs Clausthal-Zellerfeld, S. 68-73, 1989.

511 Zschorlich, V.: Der integrative Einsatz der Elektromyographie und Dynamometrie zur komplexen Bewegungsanalyse. In: Motorikforschung aktuell, DVS-Symposium, dvs Clausthal-Zellerfeld, S. 27-31, 1989.

512 Zwick, E. B. und Konrad, P.: EMG-Fibel. Ein praxisorientierter Leitfaden für Einsteiger in das kinesiologische EMG. Kongreßbeilage zum NORAXON EMG Meeting 1994 in Berlin, Noraxon Austria, Wien (Hrsg.), 1994.

6. ANHANG

6.1 Exkurse

Exkurs E1

Abgrenzung Biomechanik gegen Ergonomie und Bionik

Die Biomechanik hat sich im Verlauf der Jahrhunderte aus den klassischen Disziplinen Mechanik, Mathematik und Anatomie als eine eigenständige Disziplin entwickelt. Ein Abriss zur Geschichte der Biomechanik kann bei NIGG [337] nachgelesen werden. Die Übergänge zur Ergonomie sind fließend, eine strikte Trennlinie der Arbeitsinhalte kann nicht gezogen werden. Mit Sicherheit finden biomechanische Methoden praktische Anwendung bei der Lösung ergonomischer Fragestellungen. ROHMERT nimmt hierzu in seiner Abhandlung [379], S. 1, Stellung: „*Innerhalb der Ergonomie haben biomechanische Methoden und Ergebnisse eine große Bedeutung erlangt, sowohl hinsichtlich der Definition von Arbeitsinhalten als auch der Beurteilung und insbesondere der Gestaltung menschlicher Arbeit.*“

Während sich die technische Biomechanik mit ihren Methoden den in Abb. 2.3 (S. 8) skizzierten Aufgabenfeldern widmet, versucht die Bionik technische Geräte durch möglichst naturgetreues Kopieren biologischer Systeme zu verbessern bzw. in der Natur realisierte Eigenschaften einzelner Systeme analog auf die Technik zu übertragen. Beispiel: Übertragung des Aufbaus der Flügel einer Libelle auf die Gestaltung der Rotorblätter eines Helikopters. Die Gestaltoptimierung von technischen Bauteilen durch Verfahren der Bionik kann z.B. bei MATTHECK [287] nachgelesen werden. Auch GERHARD beschreibt im Kap. 3.3 seines Buches [141] ein an die Konstruktionsmethodik angelehntes Ablaufschema für die Analyse biologischer Systeme mit dem Ziel der Technikübertragung.
Allgemeine Informationen zur Bionik sind den beiden Grundlagenwerken von NACHTIGALL [322, 323] zu entnehmen oder können über die Gesellschaft für Technische Biologie und Bionik (GTBB), Saarbrücken bezogen werden.

Exkurs E2

Erklärung der Begriffe prospektiv - retrospektiv - kontrolliert

Im Zusammenhang mit epidemiologischen Studien tauchen diese Begriffe immer wieder auf und sind ein wesentliches Gütekriterium für die damit bezeichnete Studie. Bei der *retrospektiven* Studie werden nachträglich zu bereits vorliegenden Daten Kriterien zu deren Klassifizierung gesucht. Studien dieser Art werden auch als Ex-Post Facto Anordnungen bezeichnet. Da diese Daten nicht mit der aktuellen Zielsetzung erhoben wurden, sind sie

häufig auch lückenhaft, uneinheitlich dokumentiert und ungenau. Die *prospektive* Studie bezeichnet den Idealfall eines echten Experimentes, d.h. eine Untersuchung mit zufällig ausgewählten Stichproben und Manipulation der interessierenden Variablen durch den Versuchsleiter. Mit dem Begriff *kontrollierte* Studie wird zum Ausdruck gebracht, dass (eine) Kontrollgruppe(n) verwendet wurde(n), um z.B. Übertragungseffekte zu kontrollieren. Hat die Versuchsvariable einen Einfluss, so muss die Experimentalgruppe die zugeschriebene Wirkung zeigen, die Kontrollgruppe, welche der Veränderung der Versuchsvariable nicht ausgesetzt war, dagegen nicht. Etwaige Änderungen in der Kontrollgruppe wären dann z.B. Übertragungseffekten zuzuschreiben.

Exkurs E3

Verfahren der peripheren Bewegungsanalyse

Im Rahmen von insgesamt 12 Exkursen sind nachfolgend alle wichtigen Informationen zu den verschiedenen Verfahren der peripheren BA zusammengestellt. Für Informationen zu biomechanischen Studien, bei denen sie zum Einsatz kamen, sollte die zitierte Literatur herangezogen werden.

Exkurs E3-1

Einsatz von Goniometern

Nicht berührungsloses, analoges Verfahren, welches sowohl online (bei Verwendung von ⇒ Telemetrie) als auch (bei Verwendung von Datenspeichern) offline eingesetzt werden kann. In ihrer einfachsten Bauform bestehen Goniometer aus einem Drehpotentiometer, dessen Achse über einen am bewegten Körperteil befestigten Hebel verstellt wird. Dies setzt voraus, dass die Drehachse des Goniometers mit der tatsächlichen Gelenkdrehachse übereinstimmt, was im allgemeinen jedoch nicht zu realisieren ist, weil menschliche Gelenke mehr als einen Freiheitsgrad aufweisen. (Die Gelenkdrehachse bleibt deshalb nicht konstant). Aus diesem Grunde wurden Mehrachsengoniometer entwickelt, die aber oft ein hohes Übersprechen[1] aufweisen oder aufgrund mechanischer Zwangsbedingungen - translatorische Freiheitsgrade in einem Gelenk führen zu ungewollten Relativbewegungen - nicht genau sind. Es gibt jedoch für spezielle Gelenke entwickelte „Laborlösungen“, die ein Vermessen aller 6 Freiheitsgrade erlauben. Der Aufbau solcher Goniometer besteht im Prinzip aus einem System von sechs miteinander verbundenen Einzelpotentiometern. Über ein aufwendiges Kalibrierverfahren (beschrieben bei SOMMER u. Mitarb. [438]) können aus deren Signalen die in einem Gelenk möglichen drei Verdrehungen und drei Verschiebungen bestimmt werden.

[1] Einfluß des Signals von einem Kanal auf einen anderen.

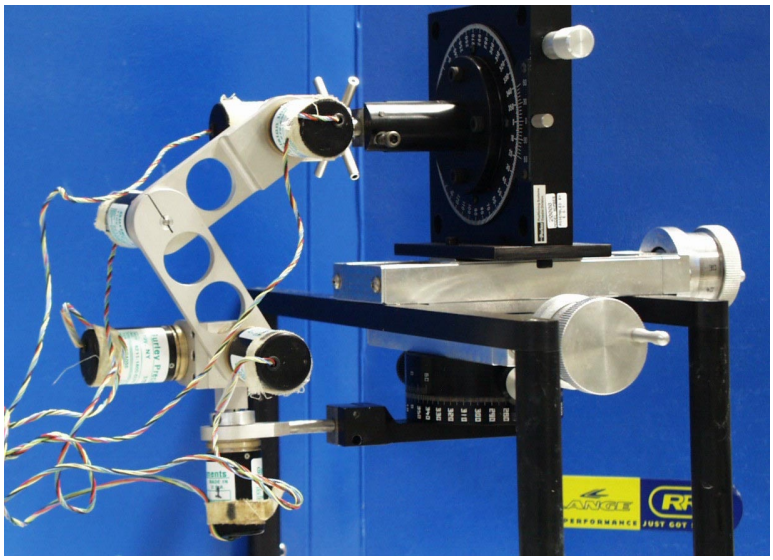


Abb. 6.1 zeigt einen im Rahmen der Arbeit von KRISTUKAS [257] entwickelten 6-Achsengoniometer, bei welchem eine vollständige Entkopplung der Achsen realisiert wurde.
Gleiches gilt für das von MILLS und HULL [305] gebaute Goniometer für das Knie, dessen Anwendung in deren Studie [306] beschrieben wird.

Abb. 6.1 6-Achsengoniometer mit Kalibriervorrichtung

Nachteil dieser und ähnlicher Anordnungen ist, dass bei zu enger Befestigung die natürliche Bewegung eingeschränkt, während bei zu lockerer Befestigung die Bewegung nicht vollständig übertragen wird. Der Vorteil des Goniometerverfahrens besteht in seiner Einfachheit und geringen Kostenintensität (sieht man von den erwähnten Spezialentwicklungen einmal ab).
Ein aus flexiblen, mit Dehnungsmessstreifen versehenen Kabeln bestehender Zweiachsen-Goniometer, wird von der Firma PENNY & GILES (Blackwood, Gwent, Großbritannien) hergestellt. Abb. 6.2 zeigt diesen Aufnehmer im Einsatz zur Bestimmung der beim Tennisspielern auftretenden Winkelauslenkungen im Handgelenk.

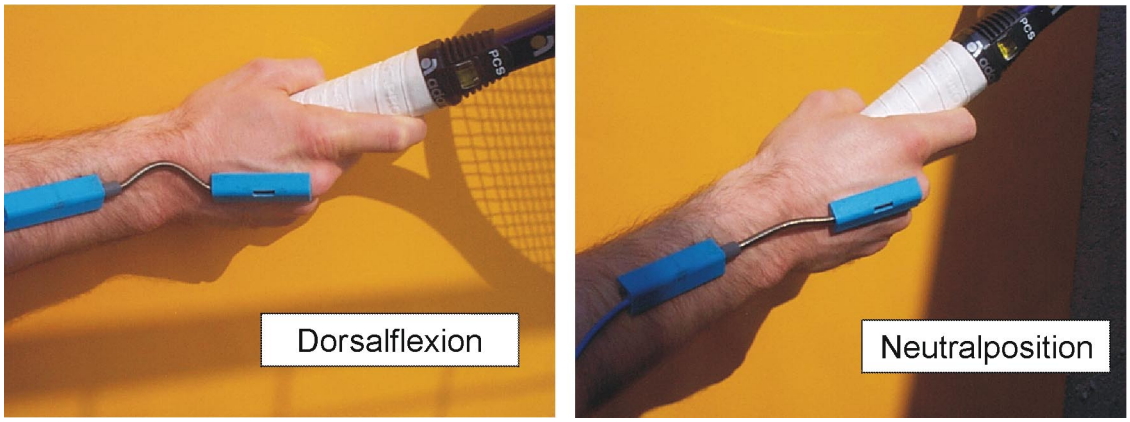


Abb. 6.2 Anwendung des Penn & Giles Goniometer für Untersuchungen zum Tennisarm.

Die von HANSSON u. Mitarb. durchgeführte Studie [164] untersucht dieses System hinsichtlich Genauigkeit und Anwendbarkeit für ergonomische Studien.

Exkurs E3-2

Accelerometrie

Bei diesem nicht berührungslosen, analogen Offlineverfahren[2] registrieren am Körper des Probanden befestigte Aufnehmer die während der Bewegung auftretenden Beschleunigungen. Mittels Integration lassen sich daraus Geschwindigkeiten bzw. Ortskoordinaten ermitteln. Bei einer räumlichen Bewegung sind für die Erfassung des Absolutvektors der Beschleunigung Dreiachsenaufnehmer erforderlich.

Die Anwendung von Beschleunigungsmessungen im Rahmen von Bewegungsanalysen wird u.a. bei HAYES u. Mitarb. [182] und LADIN [265, S. 12 ff.] beschrieben. Grundlegende Aussagen zur Accelerometrie sind auch bei NIGG [336] nachzulesen.

Den beiden Vorteilen der schnellen Verfügbarkeit und Eignung auch für sehr schnelle Bewegungen, sowie der Tatsache, dass durch die Integration der Beschleunigungsdaten hochfrequente Messfehler reduziert werden, stehen eine Reihe von Nachteilen entgegen:

- Das ermittelte Signal enthält eine unbekannte Komponente, verursacht durch eine etwaige Rotationsbewegung des vermessenen Körperteils. Daraus folgt, dass die Drehbewegungen des Körpers mittels anderer Verfahren bestimmt[3] werden müssen und mit den gemessenen Beschleunigungswerten zu verrechnen sind.
- Wegen des Einflusses des Gravitationsfeldes ist das Beschleunigungssignal von der Stellung des Körperteils (und damit des Sensors) im Raum abhängig. Deshalb muss die Lage des Beschleunigungssensors im Schwerefeld zu jedem Zeitpunkt der Bewegung bekannt sein, was ebenfalls die Hinzunahme eines anderen Verfahrens der peripheren Bewegungsanalyse erfordert.
- Für die Ermittlung von Geschwindigkeit und Weg durch Integration müssen die Anfangsbedingungen V_0 bzw. s_0 bekannt sein. In vielen Fällen erfordert auch dies die Kombination mit einem alternativen Verfahren der BA.
- Dreiachsenbeschleunigungsaufnehmer in der erforderlichen Qualität sind vergleichsweise teuer, für die BA von mehreren Körperteilen werden darüber hinaus entsprechend viele Einheiten benötigt.

Wegen ihrer geringen Baugröße und damit geringen Rückwirkung auf den Probanden, für biomechanische Bewegungsanalysen deshalb gut geeignete Beschleunigungsaufnehmer, werden u.a. von den Firmen ENDEVCO (San Juan Capistrano, Cal., USA), ENTRAN (Ludwigshafen, Deutschland) und KISTLER (Winterthur, Schweiz) hergestellt.

Aus der großen Anzahl von wissenschaftlichen Untersuchungen, bei denen die Accelerometrie eingesetzt wurde, seien die Arbeiten von ARTMANN u. Mitarb. [18], HENNIG u. Mitarb. [189], LAFORTUNE u. Mitarb. [267] und ROSTEDT u. Mitarb. [387] genannt.

---

2 Da aus den nachfolgend beschriebenen Gründen die online zur Verfügung stehenden Signale nachträglich noch korrigiert werden müssen, muss die Accelerometrie formal den offline Verfahren zugeordnet werden.

3 Alternativ kann durch eine entsprechende Anordnung von mehreren (mindestens zwei) 3-Achsen-Beschleunigungsaufnehmern eine Bestimmung der Rotationsanteile (siehe dazu auch HAYES und Mitarb. [182]) erfolgen.

Exkurs E3-3

Einsatz von Hall-Effekt Sensoren

Nicht berührungsloses, analoges Online- oder Offlineverfahren: Bei diesem Verfahren wird ausgenützt, dass ein Halleffektgenerator eine zum Normalenvektor des magnetischen Erdfeldes proportionale Ausgangsspannung liefert. Bei Verwendung einer am jeweiligen Körperteil befestigten Anordnung von drei senkrecht zueinander stehenden Halleffektsensoren, kann damit die dreidimensionale Winkelstellung dieses Körperteils im Raum bestimmt werden.
Ein Vorteil des Verfahrens besteht darin, dass relativ schnell genaue Informationen über Absolutwinkel zur Verfügung stehen. Von Nachteil ist, dass keine translatorischen Bewegungsgrößen erfasst werden können, ferromagnetische Materialien in Sensornähe zu Messfehlern führen und dass die Sensoren empfindlich auf Temperaturänderungen reagieren. Entsprechende Halleffektgeneratoren werden u.a. von der Fa. F.W. BELL (USA) vertrieben. Eine genauere Beschreibung des Verfahrens und Genauigkeitsbetrachtungen dazu können den Arbeiten von KOLEN u. Mitarb. [252] und WEINHOFFER u. Mitarb. [470] entnommen werden.

Exkurs E3-4

Elektromagnetisches Verfahren

Nicht berührungsloses, analoges Online- oder Offlineverfahren: Das u.a. von AN u. Mitarb. [9] beschriebene Verfahren verwendet eine Quelle (Sender) und am bewegten Körperteil befestigte Sensoren mit jeweils drei senkrecht zueinander stehenden Spulen. Durch Anregung der Quellenspulen mit niederfrequentem magnetischem Wechselfeld wird in den Sensoren ein ausrichtungsabhängiges Signal erzeugt. Ein Vorteil dieses Verfahrens ist, dass die Daten schnell verfügbar und alle Freiheitsgrade ziemlich genau messbar sind. Negativ ist, dass auch hier metallische Gegenstände in der Nähe der Sensoren Störungen verursachen und der Winkelbereich der observierten Bewegung auf 180° limitiert ist. Das von der Fa. POLHEMUS NAVIGATION, (Colchester, VT, USA) vertriebene System erlaubt bis zu 4 Sensoren pro Quelle, maximal zwei Quellen sind möglich. Seine Anwendung ist auf Einsatzbereiche begrenzt, bei denen die relativ geringe Aufzeichnungsfrequenz (30 Hz bei 4 Sensoren) ausreicht. Sowohl MAULUCCI u. Mitarb. [289] als auch MCGILL u. Mitarb. [293] beurteilen das System positiv in Bezug auf Genauigkeit und Anwendbarkeit für wissenschaftliche Untersuchungen. Bei GREENWALD u. Mitarb. [157] wird der Einsatz des Systems im Rahmen einer wissenschaftlichen Untersuchung beschrieben.

Exkurs E3-5

Akustisches Verfahren

Wie bei den vorherigen Verfahren handelt es sich auch hierbei um ein nicht berührungsloses Onlineverfahren. An den betreffenden Körperteilen befestigte Tonerzeuger (Sender) geben gepulste akustische Signale (i. allg. im Ultraschallbereich) ab, die von einer feststehenden Mikrofonanordnung im Raum aufgenommen werden. Aus den unterschiedlichen Schalllaufzeiten können die relativen Positionen der Sender, und damit des Körperteiles, bestimmt werden. Messfehler können sich bei diesem Verfahren durch das Auftreten von Echo (insbes. in geschlossenen Räumen), Interferenzen und Dopplereffekten ergeben, weshalb die Anwendung nur unter kontrollierten experimentellen Bedingungen sinnvoll ist. Unter solchen Bedingungen sind jedoch hohe Auflösungen (translatorisch <0.5 mm, rotatorisch <0.5°) zu erzielen (QUINN u. MOTE [360]).
Kommerzielle Ultraschallsysteme werden u.a. von den Firmen U.S.T. (Köln, Deutschland) und ZEBRIS (Isny, Deutschland) angeboten. Eine in den VDI-Berichten veröffentlichte Arbeit von SCHUMPE und HALLBAUER [413] beschreibt die Anwendung eines solchen Systems zur Bewegungsmessung von Körperpunkten.

Exkurs E3-6

Akustisches Verfahren mit Schallleitung im Körper

Dieses relativ neue, nicht berührungslose analoge Onlineverfahren basiert ebenfalls auf dem Prinzip der Schallleitung. Im Unterschied zum vorherigen Verfahren werden jedoch die Impulse im Körper des Probanden selbst weitergeleitet. Vom auf der Hautoberfläche applizierten Sender breiten sich Ultraschallimpulse über die oberflächlichen Körperschichten aus und werden vom ebenfalls auf der Haut positionierten Empfänger registriert. Die Elektronik ermittelt die Schalllaufzeiten, die proportional zur Entfernung zwischen Sender- und Empfängereinheit sind.
Der Vorteil des Verfahrens besteht in der geringen Störanfälligkeit gegenüber äußeren Einflüssen und dem vergleichsweise geringen Aufwand zur Inbetriebnahme. Ein von der Fa. ORTHOSON (Jena, Deutschland) entwickeltes und auf diesem Meßverfahren beruhendes Gerät wurde unter anderem für die Langzeitüberwachung der Wirbelsäulenbewegung von Astronauten auf der Raumstation MIR eingesetzt (BAUM und EßFELD [33]). Gewisse Probleme stellt bei

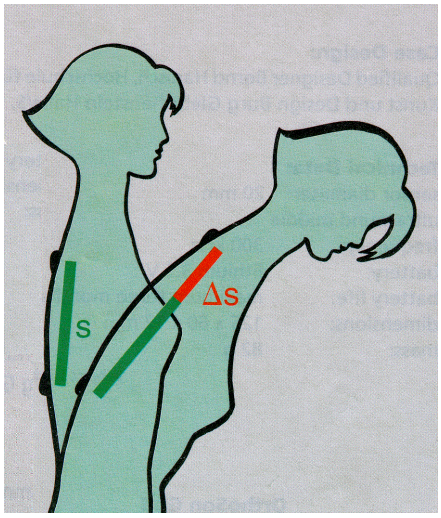


Abb. 6.3 Wegänderung durch veränderte Körperposition.

diesem Verfahren jedoch die Zuordnung der ermittelten Distanzänderungen zu den gesuchten Körperwinkeln dar (Abb. 6.3). Hierzu sind entsprechende Kalibriermessungen unter Anwendung anderer peripherer BA-Verfahren notwendig.

Exkurs E3-7

Photogrammetrische Rekonstruktion

Die photogrammetrische Rekonstruktion, vielfach auch als „optische Bewegungsanalyse“[4] bezeichnet, hat sich als berührungsloses Standardverfahren der biomechanischen BA etabliert. Das Grundprinzip dieses Verfahrens ist die Rekonstruktion des dreidimensionalen Objektes aus mehreren zweidimensionalen Projektionen. Wenn also die Kinematik von Körperpunkten, z.B. von Gelenken, im Raum zu bestimmen ist, dann wird die Bewegung von mindestens zwei synchronisierten Abbildungssystemen, mit unterschiedlicher Blickrichtung auf das Untersuchungsobjekt, aufgezeichnet (Abb. 6.4). Über Digitalisierungsverfahren werden aus den Abbildungen anschließend die Koordinaten der interessierenden Körperpunkte bestimmt und schließlich aus den (beiden) zweidimensionalen Datensätzen mit Hilfe einer DLT (Direct Linear Transformation) dreidimensionale Raumkoordinaten berechnet[5]. Aus den Koordinaten der Körperpunkte im Raum können dann weitere kinematische Parameter, wie z.B. Gelenkwinkel, Drehungen bzw. Rotationsachsen, Segmentlängen usw. bestimmt werden. Durch Vergleich der Positionen von Bild zu Bild (Ableiten der Zeitkurven) erhält man die (Winkel) Geschwindigkeiten und (Winkel) Beschleunigungen der digitalisierten Punkte.

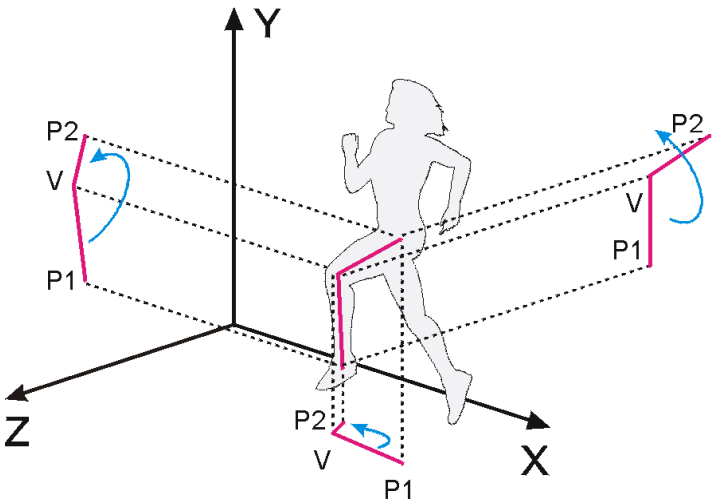


Abb. 6.4 Prinzip der photogrammetrischen Rekonstruktion

In Abb. 6.5 ist als Beispiel der nach diesem Verfahren ermittelte Kniewinkelverlauf beim Gehen dargestellt. Die Strichfigur erhält man durch Verbinden der digitalisierten Körperpunkte.

[4] Die optische Bewegungsanalyse stellt ein objektives Meßverfahren dar und ist nicht mit einer simplen (subjektiven) Bewegungsbeschreibung aus Film- und Videobetrachtungen vergleichbar.

[5] Aus diesem Grund wird oft auch der Begriff *3D-Analyse* verwendet.

Eine leicht verständliche und übersichtliche Zusammenfassung zu den Grundlagen der dreidimensionalen Rekonstruktion kann bei ALLARD u. Mitarb. [5] nachgelesen werden.

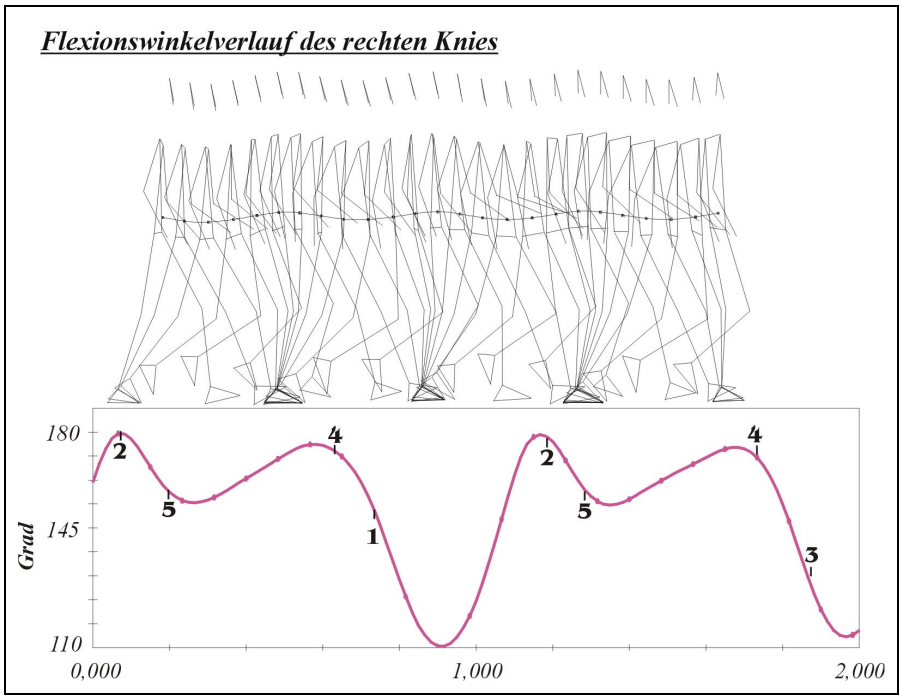


Abb. 6.5 Aus einer optischen Bewegungsanalyse ermittelte Strichfigur und Kniewinkel-Zeitverlauf

Innerhalb der optischen BA haben sich einige Varianten entwickelt, die wiederum in unterschiedlichsten kommerziellen Systemen umgesetzt wurden. Ein Vergleich der bis 1992 auf dem Markt befindlichen optischen BA-Systeme wurde im Rahmen einer von BINDER verfassten Diplomarbeit [46] angestellt. Im wesentlichen unterscheiden sich die Systeme darin, wie aus den optischen Abbildungen die tatsächlichen 2D-Koordinaten gewonnen werden. Im einfachsten Fall erfolgt dies durch manuelles Digitalisieren, d.h. Anklicken aller interessierenden Körperpunkte an einem Digitalisierungstableau oder am Bildschirm. Da dieser Vorgang für jedes Einzelbild und jede Kameraansicht getrennt durchgeführt werden muss, ist dies ein sehr zeitintensiver und auch subjektiver Prozess. Aus diesem Grunde wurden Verfahren entwickelt, die eine teilweise oder sogar vollständige Automatisierung des Digitalisierungsvorganges erlauben. Dies erfordert jedoch ein Anbringen von Markern bzw. Markerkombinationen am bewegten Objekt. Die hierfür verwendeten Marker lassen sich in zwei Kategorien einteilen:

(1) Aktive Marker (Dioden, die Licht, i. allg. im Infrarotbereich, abgeben).
(2) Passive Marker (meist mit retroreflektierender Folie beklebte Styroporkugeln, die das auf sie gerichtete Licht gebündelt zurückstrahlen).

In der Regel können bei Systemen mit aktiven Markern diese automatisch verfolgt und deren 2D-Koordinaten in Echtzeit wiedergegeben werden. (Meist emittieren die Dioden unterschiedliche IR-Frequenzen, wodurch eine eindeutige Zuordnung gewährleistet ist). Da

die aktiven Marker eine Spannungsversorgung und ihre automatische Identifikation im Kamerabild eine Elektronik benötigen, wird in diesem Zusammenhang oft auch von einem *opto-elektronischen* Verfahren gesprochen. Kommerzialisiert wurden derartige Systeme u.a. von den Firmen NORTHERN DIGITAL INC. (Waterloo, Ont., USA) und SELSPOT AB (Partille, Schweden).
Zur automatischen Identifikation der von passiven Markern im Film- oder Videobild bewirkten Leuchtpunkte wurden unterschiedlichste Strategien realisiert. Sie reichen von Formerkennungsverfahren mittels Kreuzkorrelationstechniken, wie z.B. von CULLANDER [90] beschrieben, über Farbenerkennung, wie beim Videomex®-System der Fa. COLUMBUS INSTRUMENTS (Columbus, Ohio, USA), bis hin zum derzeit gebräuchlichsten Verfahren, der Identifikation von systematischen Helligkeits- bzw. Kontraständerungen. Letzteres Prinzip kommt z.B. in den Systemen von PEAK PERFORMANCE TECH. (Englewood, Co, USA), MOTION ANALYSIS INC. (Santa Rosa, Cal., USA) und der SIMI GmbH (Unterschleissheim, Deutschland) zur Anwendung.
Der Hauptvorteil der optischen BA und wohl der Hautgrund für ihre große Verbreitung ist ihre Flexibilität. Der Untersucher kann sich erst nach den Experimenten auf die ihn interessierenden kinematischen Parameter festlegen und die erhobenen Koordinaten dahingehend auswerten. Darüber hinaus werden die Bewegungen des Probanden, zumindest bei den Systemen mit passiven Markern, praktisch überhaupt nicht beeinträchtigt und die Vorbereitungszeiten für die Versuchspersonen sind eher kurz. Nachteilig ist die, im Gegensatz zu den analogen Verfahren, geringe zeitliche Auflösung: Während hier mit der heutigen Mikroprozessortechnologie hohe Abtastfrequenzen (>1000 Hz) ohne großen Aufwand realisiert werden können, sind Aufzeichnungsfrequenzen über 50 Hz im Film- und Videobereich derzeit nur mit sehr teueren Systemen realisierbar. Das Problem der geringen zeitlichen Auflösung optischer BA-Systeme ist insbesondere unter dem Aspekt zu sehen, dass die ermittelten Ortskoordinaten zur Berechnung etwaiger Beschleunigungen zweimal abzuleiten sind. Stehen für die numerische Differentiation jedoch nicht genügend Datenpunkte zur Verfügung, dann können sich extreme Fehler ergeben. In den EXKURSEN E3-11, E3-12 und E3-13 (S. 175ff.) werden diese Problematik und weitere wichtige mit der photogrammetrischen Rekonstruktion in Verbindung stehende Themen (Fehlerquellen, Darstellungsmethoden) ausführlich besprochen.

Exkurs E3-8

Photogrammetrische Anpassungsverfahren

Ein vom Lehrstuhl für Ergonomie der Technischen Universität München in Zusammenarbeit mit verschiedenen Kooperationspartnern entwickeltes Meßverfahren (GEUß [144]) kombiniert die photogrammetrische Abbildung mit einem computerunterstützten Anpassungsverfahren. Dabei wird den von einer Front- und einer Seitenkamera aufgenommenen

Ansichten des Probanden die Projektion[6] eines vorhandenen (mathematischen) Mensch-Modelles (*PCMAN*[7]) überlagert und das Modell solange iterativ verändert, bis die Modellprojektion und die Abbildungen des Probanden übereinstimmen (Abb. 6.6). Aus dem angepassten Modell können dann die interessierenden Körpermaße und Körperwinkel entnommen werden.
Der Vorteil dieses Verfahrens besteht darin, dass letztlich eine Umrissinformation verwendet wird und daher keine Marker eingesetzt werden müssen. Damit fallen die mit Markern verbundenen Unzulänglichkeiten (siehe Exkurs oben) weg. Von Nachteil ist, dass der Anpassungsprozess (derzeit) noch ein hohes Maß an Aufwand erfordert.

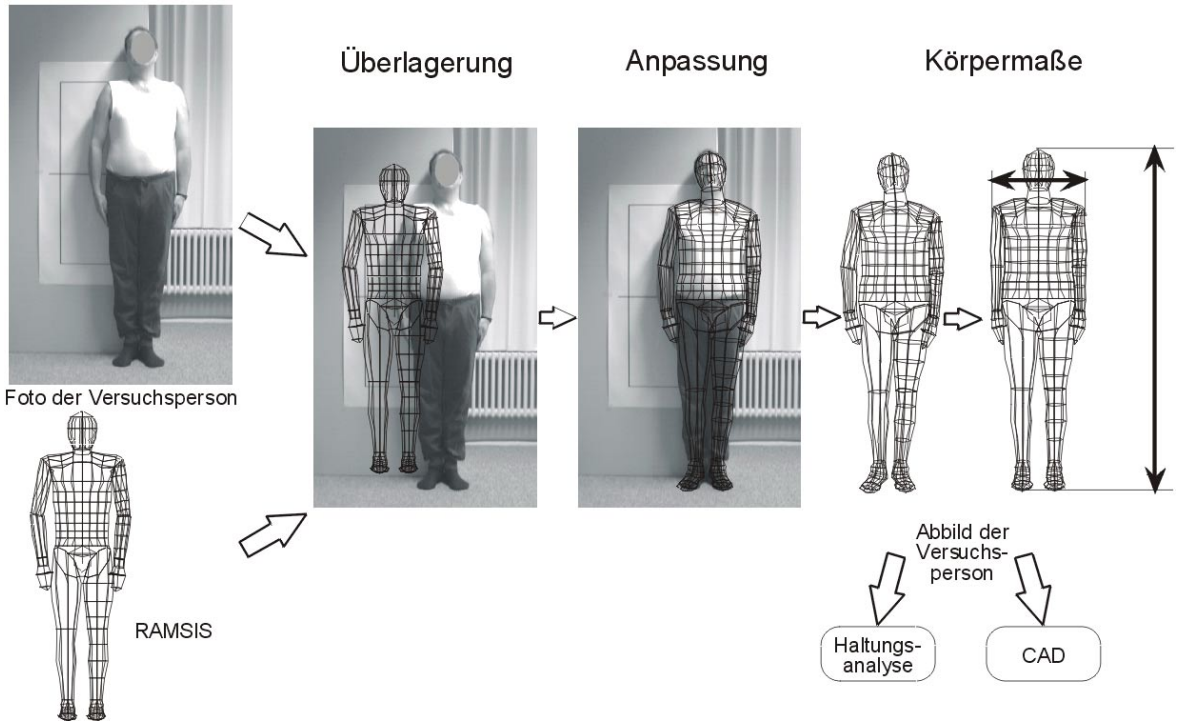


Abb. 6.6 Vorgehensweise beim photogrammetrischen Anpassungsverfahren (z.B. *Ramsis*)

Exkurs E3-9

Optische Oberflächenvermessung

Ein Grenzgebiet der optischen Bewegungsanalyse stellt das optische Vermessen von Oberflächen, z.B. mittels Moiré-Topographie oder sog. Linienprojektionsverfahren dar. Diese Verfahren kommen dann zum Einsatz, wenn Fehlstellungen des menschlichen Körpers, z.B. Wirbelsäulendeformitäten, diagnostiziert werden müssen (WEIß [472]).

6 Bei der Darstellung der Modells am Bildschirm werden dieselben zentralperspektivischen und Objektiv-Verzerrungen verwendet, wie bei den Aufnahmen des Probanden.

7 PC-Version des CAD-Mensch-Modells *Ramsis*

Exkurs E3-10

Kombinationsverfahren

Die Kombination von analogen mit optischen Verfahren ist ein durchaus sinnvolles, im Fall der Accelerometrie sogar notwendiges Vorgehen. Wie bereits angedeutet, ist es bei letzterer notwendig, die Position der verwendeten Beschleunigungssensoren im Raum zu kennen, um den Gravitationseinfluss berücksichtigen zu können. Am einfachsten ist dies mit Hilfe einer gleichzeitig durchgeführten optischen BA möglich. Genauere Angaben zu diesem kombinierten Verfahren können zum Beispiel bei LADIN [265, S. 15] nachgelesen werden.

Exkurs E3-11

Auswertung optisch erhobener Bewegungsdaten

Die Auswertung mittels optischer Verfahren erhobener Bewegungsdaten bis hin zur Berechnung ihrer ersten und zweiten Ableitung zählt zu den Grundproblemen der Biomechanik. HATZE spricht in diesem Zusammenhang sogar von *"...einem der schwierigsten Probleme der numerischen Mathematik"* [173], S. 69). Dies liegt darin begründet, dass die Datensequenzen verrauscht, d.h. von stochastischen und systematischen Fehlern überlagert sind (z.B. Fehler aus dem Digitalisierungsprozess, Parallaxenfehler der Abbildung, u.s.w.). Mit Hilfe geeigneter mathematisch-numerischer Verfahren ist es möglich, die „echten" Bewegungsdaten von den fehlerhaften Abweichungen zu trennen. Das richtige Maß an Glättung zu finden, erfordert Erfahrung und die Kenntnis der Vor- und Nachteile der verschiedenen Vorgehensweisen.

Zwei prinzipiell unterschiedliche kommen hierfür in Betracht:

(1) Kurvenanpassungstechniken mit Berechnung der Ableitungen aus stetigen Funktionen.
(2) Digitales Filtern und anschließende Berechnung der Ableitungen durch Differenzenbildung. (Bei PEZZACK [349] ist die Anwendung des gesamten Verfahrens beschrieben, das Vorgehen bei der Differentiation -*finite difference differentiation*- ist zum Beispiel bei WINTER [481, S. 47] dargestellt.)

Es würde den Rahmen der vorliegenden Arbeit sprengen, die große Anzahl der innerhalb dieser beiden Vorgehensweisen in Frage kommenden Verfahren genauer zu erläutern und zu diskutieren. In ausführlicher Form wird dies in der Bestandsaufnahme von WOOD [497], bei HATZE [173, Kap. 7] und bei BURKHOLDER u. Mitarb. [67] vorgenommen.
Eine Orientierung über die gebräuchlichsten Verfahren, sowie Angaben zur einschlägigen Literatur, liefert die auf der nächsten Seite dargestellte Übersicht.

Kurvenanpassungstechniken		Literatur
A	Interpolation durch Polynom 2. Ordnung (Finite Differenz Technik)	WOOD [497] S. 315
B1	Globale Approximation durch Polynome höherer Ordnung z.B. mittels Chebyshev-Polynomen, in Verbindung...	KUO [260] Press [355]
	• mit Fehlerabstandsquadratminimierung	WOOD [497], S. 319 ZATSIORSKY [508]
	• Verfahren zur Optimierung des Polynomgrades	JACKSON [221]
B2	Lokale Approximation durch Polynome höherer Ordnung in Verbindung mit Fehlerabstandsquadratminimierung (moving average procedure oder moving arc procedure)	WOOD [497], S. 320
B3	Lokale Approximation durch schrittweise polynome Regression (stepwise polynomial regression)	WONNACOTT [492]
C1	Harmonische Analyse (Fourieranalyse)	CAPPOZZO [72]
C2	Fourieranalyse in Verbindung mit Optimierungsverfahren	HATZE [170] ANDERSSEN [13]
D1	Splineapproximation mit optimierter Knotenanzahl und -position	RICE [374]
D2	(Kubische) Splineapproximation mit Knoten in allen Messwerten	REINSCH [368, 369]
D3	Quintische Splineapproximationen	WOOD [496]
D4	Quintische Splineapproximation in Kombination mit Verfahren zur Bestimmung des optimalen Glättungsfilters	WOLTRING [490]
E	Dynamic Programming Filter	BUSBY et al. [69]
Digitale Filtertechniken		
A	Einsatz nicht rekursiver Filter	
B	Einsatz rekursiver Filter, z.B. Bessel- oder Butterworthfilter	WINTER [481] S. 36ff. WINTER [478]
C	Einsatz optimierter rekursiver Filter (z.B. double reverse filtering with padding point technique)	SMITH [432]

EXKURS E3-12

Darstellungsmethoden für die Orientierung von Körperteilen im Raum

Zahlreiche Publikationen beschäftigen sich bis dato mit der Problematik der am besten geeigneten Darstellungsmethode für die Orientierung von Körperteilen im Raum. Hinter den angestellten Überlegungen steht der Wunsch, dass sich die ermittelten Parameter anschaulich darstellen und interpretieren lassen. Vier Darstellungsmethoden werden derzeit beschrieben:

(1) Kardan- bzw. Eulerwinkel,
(2) Gelenkkoordinatensystem (PENNOCK [346]),
(3) Finite Helikale Achse und Rotationen (WOLTRING u. Mitarb. [491]),
(4) Helikale Winkeldarstellung.

Eine gut verständliche Erläuterung der vier Darstellungsformen und ihrer Vor- und Nachteile ist der Abhandlung von NIGG und COLE [334, S. 267-278] zu entnehmen.

EXKURS E3-13

Fehlerquellen der optischen 3D-Analyse

(1) Fehler beim Bestimmen der Markerkoordinaten, bedingt durch:
- ungünstige Kameraposition (Kameraachsen nicht zwischen 60° und 90° zueinander),
- zu wenig Kameraansichten (Verdeckungen),
- nicht optimale Synchronisation der Kameras,
- Kalibrierungsfehler (nicht berücksichtigte Abbildungsfehler der Linsen, ungenaue Kalibrierungskoordinaten),
- Digitalisierungsungenauigkeiten (verdeckte oder fehlende Marker, zu kleine Marker, etc.).

(2) Fehler durch die Interpretation der Markerkoordinaten als tatsächliche Bewegung, bedingt durch:
- relative Markerbewegung zueinander, verursacht durch Hautverschiebungen,
- absolute Markerverschiebung bezüglich Knochen bzw. Gelenkdrehachse,
- grundsätzlich falsche Markerpositionierung.

Eine Beseitigung dieses zweiten Fehleranteiles kann nur durch direkt am Knochen befestigte Marker (über sog. *Knochenpins*, s. EXKURS E6-2, S. 185) erreicht werden.

Zahlreiche Studien beschäftigen sich mit den Themen Hautverschieblichkeit bzw. Gelenkachsenverschiebung und Verfahren zur Verminderung dieser Fehler (CHÈZE u. Mitarb. [80], CAPPELLO u. Mitarb. [70, 71], FRIEDRICH u. Mitarb. [133], GENOUD [139], HATZE u. BACA [175], LADIN u. Mitarb. [264], MURPHY u. Mitarb. [321], NEPTUNE und HULL [325], NIGG u. COLE [334, S. 278-285], REINSCHMIDT u. Mitarb. [371, 370], SÖDERKVIST und WEDIN [433], STATES [444], WOLTRING u. Mitarb. [490, 491]).

EXKURS E4-1

Direkte Verfahren der biomechanischen Anthropometrie

Durch direkte Messungen lassen sich Längenparameter von Körperteilen ermitteln. Außerdem kann die Lage von manchen Gelenkzentren relativ zu anatomischen Bezugspunkten direkt vermessen werden. Bei der direkten Vermessung von Körperlängen treten aber typischerweise Fehler auf, die folgende Ursachen haben können (vgl. GEUß [144]):

- Körpermaße verändern sich im Laufe des Tages (Körperhöhe kann bis zu 2 cm abnehmen),
- Reproduzierbarkeit innerhalb desselben Untersuchers nur ± 0,5 cm,

- Unterschiede zwischen verschiedenen Auswertern (bedingt durch Anlege- und Ablesefehler des Längenmessinstrumentes),
- Eindeutige Bestimmung von anatomischen Bezugspunkten (z.B. eines bestimmten Knochenhöckers) wegen Weichteilauflage nicht immer möglich,
- Haltungsabhängigkeit vieler Längenmaße.

Volumina von Körperteilen werden auf direktem Wege über Wasserverdrängung, die sog. *Immersionsmethode* (DRILLIS und CORTINI [102]) ermittelt.
Ist die mittlere Dichte des betreffenden Segmentes bekannt, dann kann man aus dem Segmentvolumen dessen Masse berechnen. Mittlere Dichten von einigen Körperteilen sind z.B. den Arbeiten von DEMPSTER [97] oder DRILLIS und CORTINI [102] zu entnehmen.
Wesentlich schwieriger ist die experimentelle Bestimmung der Hauptachsenträgheitsmomente, der Lage der Trägheitsachsen und des Segmentschwerpunktes. Die klassische Vorgehensweise ist die Bestimmung über Pendelversuche mit Leichenteilen (z.B. CHANDLER u. Mitarb. [78], LEPHART [271]). Die aus solchen Kadaverstudien ermittelten Daten werden dann statistischen Modellen (CHALLIS u. Mitarb. [76], YEADON und MORLOCK [504]) zugeführt. Auf diese Weise entstehen Regressionsgleichungen, über welche dann, aus einfachen Längenmessungen am lebenden Probanden, dessen individuelle Segmentträgheiten und -schwerpunktslagen mit in vielen Fällen ausreichender Genauigkeit berechnet werden können.
Da jedoch alle Kadaverstudien den Nachteil bergen, dass die Flüssigkeitsverteilung im toten Gewebe nicht der Realität entspricht, sind auch Verfahren vorgestellt worden, die das direkte Messen von Trägheitseigenschaften am lebenden Objekt ermöglichen. Das von HATZE [167] entwickelte *Oszillationsverfahren* erlaubt zumindest die ⇒ in situ Ermittlung der Schwerpunktskoordinaten und des Hauptträgheitsmomentes bezüglich der ⇒ Transversalachse von Körperteilen.
Um die Trägheitseigenschaften des gesamten (lebenden) Körpers zu bestimmen, bietet sich das von MATSUO u. Mitarb. [286] beschriebene Oszillationsverfahren an.

EXKURS E4-2

Indirekte Verfahren der biomechanischen Anthropometrie

Weil die Genauigkeit der direkten Verfahren beschränkt ist, und einige Parameter damit überhaupt nicht bestimmt werden können, wurden im Laufe der Zeit andere indirekte Verfahren entwickelt. Drei unterschiedliche Richtungen wurden hierbei verfolgt:

(1) Anthropometrisch-computative Verfahren,
(2) (photogrammetrische) Abbildungsverfahren (mit Anpassungsprozeduren),
(3) Durchleuchtungstechniken (MRI oder CT) mit anschließender Volumenrekonstruktion.

Anthropometrisch-computative Verfahren

Ausgangspunkt dieses Verfahrens ist eine Modellierung des (menschlichen) Körpers durch eine Kombination geometrischer Teilkörper. Beispiel: Der Kopf wird durch ein elliptisches Paraboloid achter Ordnung repräsentiert. Von diesen Körpern sind die Trägheitseigenschaften und die Lage des Schwerpunktes einfach berechenbar. Am Probanden werden dann direkt die Längen- bzw. Umfangmaße gemessen, die für die eindeutige Beschreibung der modellierten geometrischen Teilkörper benötigt werden. (Das von HATZE [173, 169, 168] beschriebene Modell besteht aus 17 Körpern, am Probanden müssen insgesamt 242 Messwerte ermittelt werden). Aus diesen Daten werden dann die Trägheitseigenschaften aller Modellkörper berechnet. Für das von ihm vorgeschlagene Modell gibt HATZE einen mittleren Fehler von unter 3% für alle damit berechenbaren Segmentparameter an. Das Modell, die genaue Beschreibung der Vorgehensweise bei der Erhebung der 242 Meßwerte und das zugehörige Computerprogramm *ANSEPA* sind kommerziell erhältlich (Fa. PROFICON AG, Triesen, Fürstentum Liechtenstein).

(Photogrammetrische) Abbildungsverfahren (mit Anpassungsprozeduren)

Nach diesem Prinzip arbeitet ein am Lehrstuhl für Ergonomie der Technischen Universität München entwickeltes Verfahren (GEUß [144]), welches bereits in dem vorausgegangenen EXKURS E3-8 erläutert wurde. Das System wird inzwischen kommerziell unter der Bezeichnung *RAMSIS-Anthropometriemesssystem* (Fa. TECMATH, Kaiserslautern) vertrieben und erlaubt eine berührungslose, für den Probanden deshalb angenehme Bestimmung von vielen seiner individuellen anthropometrischen Daten. Bis dato sind jedoch keine Dichteverteilungen in das System implementiert, weshalb lediglich Volumen- und Längendaten, aber keine Massen-, Schwerpunkts- oder Trägheitsinformationen gewonnen werden können. Dieses Manko ist bei den von HATZE [176], sowie bei dem von SARFATHY und LADIN [394] vorgeschlagenen Verfahren beseitigt. Was die Genauigkeit ihres Verfahrens betrifft, geben SARFATY und LADIN einen durchschnittlichen Fehler von 1,2% bis 4,5% an.

Durchleuchtungstechniken mit anschließender Volumenrekonstruktion

Bei diesem Verfahren werden mit Hilfe der Computertomographie oder der Kernspinresonanz-Tomographie (siehe nachfolgender EXKURS E5) eine Serie von Schnittbildern vom gesamten Körper bzw. vom interessierenden Körperteil angefertigt. Aus jedem einzelnen Schnittbild - meist Transversalschnitte[8] - werden computergestützt die Umrisslinie(n) bzw. Konturen der interessierenden Struktur ermittelt. Abb. 6.7 zeigt einen solchen Transversalschnitt durch den Oberkörper im Bereich der Schulter. Die in diesem Bild erkennbaren Segmentierungslinien wurden mit Hilfe der sog. *Lassofunktion*

[8] Schnittebenenbezeichnungen der Anatomie siehe ANHANG Kap. 6.4 (S. 253).

eines Graphikprogramms (*COREL* Photo Paint) automatisch ermittelt. Die so definierten Flächen können ausgeschnitten und die Flächenschwerpunkte und -trägheitsmomente bestimmt werden. Aus den Flächendaten aller Schnitte lassen sich schließlich die entsprechenden Volumendaten rekonstruieren. Einzelheiten zu diesem sehr genauen, aber äußerst zeitintensiven Verfahren können den Arbeiten von ERDMANN [112], HUANG und SUAREZ [212], KURTH u. Mitarb.[262] und WYRWA [499] entnommen werden.

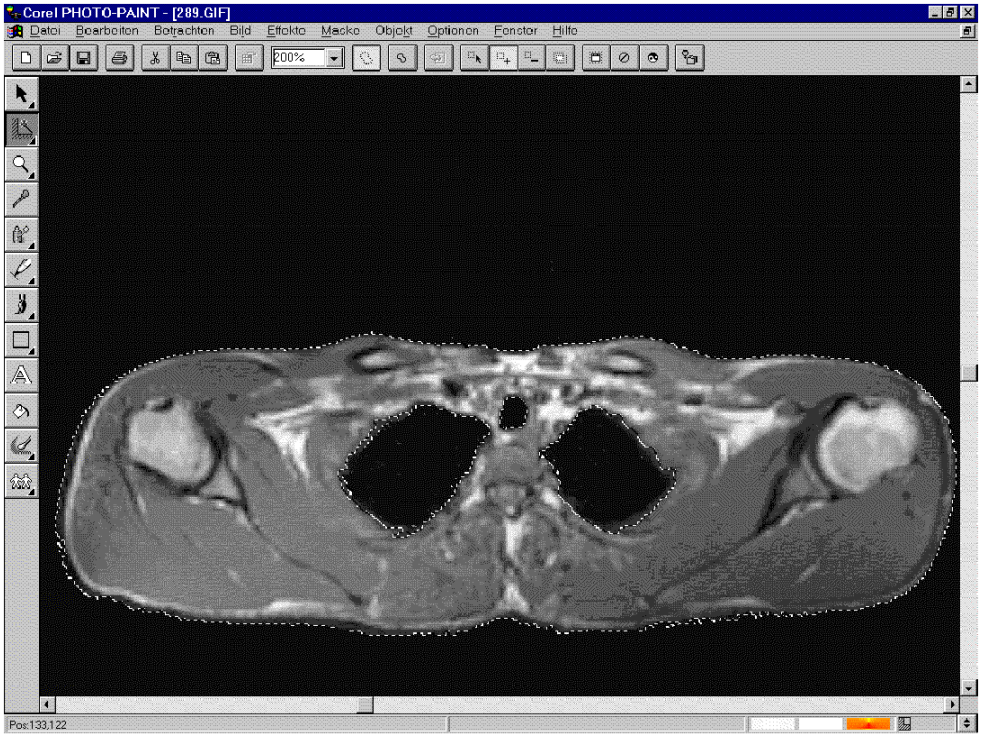


Abb. 6.7 Verwendung eines Grafikprogramms zur Segmentierung von Bildern einer Kernspinstudie.

EXKURS E5

Erklärungen zur Computertomographie (CT)

Die Computertomographie als Schichtaufnahmeverfahren beruht wie die konventionelle Röntgentechnik auf der Durchstrahlung eines Objektes mit Röntgenstrahlen. (Es tritt daher eine Strahlenbelastung für den Patienten bzw. Probanden auf). Im Unterschied zur konventionellen Röntgentechnik trifft die Strahlung nach dem Objekt nicht auf einen Film, sondern auf mehrere Detektoren, die das Schwächungsintegral entlang des Strahles messen. Das Objekt wird von einem dünnen Röntgenstrahl in einer transversalen Schicht von 2 bis 12 mm Dicke durchstrahlt, wobei dies in mehreren Projektionen (z.B. in 360 Winkelpositionen) rund um das Objekt wiederholt wird. Die als Folge der Strahlenabsorption gemessenen Schwächungswerte aller Projektionen einer Schicht werden über mathematische Transformationen und Filterung rückprojiziert und als Bild aus einzelnen Schwächungs-

werten in Form von Grauwerten (=CT-Dichte) rekonstruiert. Diese CT-Dichte wird in Hounsfield-Einheiten (HE) gemessen und über folgende Gleichung ermittelt:

$$CT-Dichte = \frac{\mu_x - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \cdot 1000 \quad [HE]$$

μ_x linearer Schwächungskoeffizient der untersuchten Substanz
μ_{H_2O} linearer Schwächungskoeffizient von Wasser

Die CT-Dichte ist somit auf Wasser bezogen. Fixpunkte der Skala sind Luft mit -1000 HE (geringe Schwächung, schwarz dargestellt) und Wasser mit 0 HE. Dichter Knochen liegt meist über 1000 HE und erscheint weiß.

Erklärungen zur Kernspintomographie

Gebräuchliche Abkürzungen: MR (*Magnetresonanz*), MRT (*magnetic resonance tomographie*), MRI (*magnetic resonance imaging*), NMR (*nuclear magnetic resonance*).
Bildgebendes Verfahren, welches auf dem Effekt der Kernspinresonanz beruht: Im Gegensatz zur Computertomographie und der konventionellen Röntgentechnik treten hierbei keine ionisierenden Strahlen auf, weshalb keine Strahlenbelastung für den Patienten bzw. Probanden anfällt. Bei der Kernspintomographie wird die Energie gemessen, die unter Einfluss eines von außen angelegten starken Magnetfeldes bei Relaxation der durch einen kurzen Hochfrequenzimpuls angeregten Kernspins aus dem Körper in Form von elektromagnetischen Wellen austritt. Durch Überlagerung eines homogenen magnetischen Hauptfeldes mit einem Gradientenfeld werden Kernspinresonanzmessungen ermöglicht, bei denen aus den von der Feldstärke abhängigen Resonanzsignalen zusätzlich auf deren Entstehungsort geschlossen werden kann. Die Signale einer aus verschiedenen Aufnahmepositionen abgetasteten, transversalen Körperschicht lassen sich so mit Hilfe eines Rechners zu einem zwei- oder dreidimensionalen Bild der Schicht zusammensetzen. Unter Verwendung von supraleitenden Magneten ist eine mit der Computertomographie mindestens vergleichbare, sehr hohe Auflösung und Darstellung kleiner anatomischer Strukturen möglich. Die besondere Bedeutung des Verfahrens liegt u.a. darin, dass damit unterschiedliche Gewebe dargestellt werden können, die sich nicht in ihrer Dichte bzw. Absorptionseigenschaften gegenüber ionisierender Strahlung unterscheiden.

Eine gute Einführung in die dreidimensionale Kernspintomographie und deren Anwendung ist von AICHNER u. Mitarb. [4] herausgegeben worden. Die Arbeit von BURGKART u. Mitarb. [66] analysiert die Leistungsfähigkeit der Kernspintomographie für die Differenzierung anatomischer Strukturen.

EXKURS E6-1

Anatomieanalyse: Zielsetzung funktioneller Aufbau und Geometrie

In vitro Methoden (Präparate)

Das seit den Anfängen der Medizin praktizierte Verfahren der Leichenpräparation hat im Laufe der Jahre zu einer fast unüberschaubaren Menge qualitativ hochwertiger Literatur zur ⇒ Anatomie bzw. ⇒ funktionellen Anatomie jeder denkbaren Struktur des menschlichen Körpers geführt.

Die meisten Fragen zum Aufbau und zur Funktion der interessierenden Strukturen können in der Regel durch Studieren dieser Literatur beantwortet werden. Ein Ingenieur, der sich mit biomechanischen Konstruktionsobjekten beschäftigt, sollte deshalb seine Problemlösung mit Literaturarbeit im Bereich Anatomie beginnen. Mit anderen Worten: Die praktische Durchführung einer *in vitro* Anatomieanalyse zur Bestimmung des (funktionellen) Aufbaus von Strukturen fällt in den Zuständigkeitsbereich der Medizin. Für den Ingenieur ist hier die Literaturarbeit das methodische Mittel der Wahl.

Grundlagenwerke zur funktionellen Anatomie sind u.a. TITTEL [455], KAPANDJI [242] und WITT et al. [487]. Das Knie bzw. der Fuß werden z.B. von MAQUET [283] oder RABL [363] behandelt. Als komprimiertes Nachschlagewerk im Taschenbuchformat ist PLATZER [352] zu empfehlen, das auch eine umfangreiche Literaturliste zu alle Bereichen der Anatomie beinhaltet.

Darüber hinaus können heute bereits elektronische Datenbanken zur Anatomie des Menschen, wie z.B der *visible man* der amerikanischen Nationalbibliothek für Medizin (Bethesda, Maryland) - siehe auch SACHSE u. Mitarb. [392] - oder der *voxel-man*-Atlas [461] der Universität Hamburg abgefragt werden: Solche Systeme erlauben, sich am Bildschirm interaktiv durch 3D-Darstellungen des menschlichen Körpers zu bewegen.

Die in vitro Bestimmung der Geometrie von anatomischen Strukturen nimmt eine gewisse Sonderstellung ein, weil hierzu oft auch in der einschlägigen Literatur keine ausreichend genauen Angaben zu finden sind. Deshalb können in Einzelfällen experimentelle Untersuchungen notwendig werden, wie z.B. das mechanische (u.a. WISMAN et al. [486]) oder stereo-photogrammetrische[9] (u.a. HUISKES [215], MEIJER [298]) Abtasten von Gelenkoberflächen.

[9] Das Verfahren der Photogrammetrie (optische Bewegungsanalyse) wurde in Kap. 2.4.2.1 und EXKURS E3-7 (S. 171) erläutert. Die Bezeichnung *Stereo-Photogrammetrie* soll lediglich verdeutlichen, dass für die 3D-Rekonstruktion zwei Kameraansichten verwendet werden.

In vivo Methoden (am lebenden Objekt)

Obwohl immer wieder Verfahren vorgestellt wurden (z.B. HIERHOLZER [197]), die eine Bestimmung des funktionellen Aufbaus und der Geometrie anatomischer Strukturen *in vivo* erlauben, ist es erst mit der Entwicklung der Kernspintomographie[10] (MRT) möglich geworden, Untersuchungen in größerem Stil durchzuführen. Dies ist natürlich damit zu begründen, dass diese Technik - im Gegensatz zur Röntgentechnik oder zur Computertomographie - keine Gefahr für den Organismus mehr darstellt. Damit sind auch zeitlich längere Untersuchungen durchführbar.

Die in jüngster Zeit erzielten großen Fortschritte auf dem Gebiet der 3D-MRT und insbesondere der graphischen Darstellungs- und Animationstechniken machen dieses Verfahren für die *in vivo* Anatomieanalyse zunehmend interessanter. (Zu den Perspektiven der MRT siehe HÖHNE [202]).

Viele Strukturen (z.B. Gelenkknorpel, ⇒ Menisken) können mit dieser Methode überhaupt erst sinnvoll untersucht werden, weil sie ihre realen Eigenschaften (hins. Geometrie und Funktion) nur im lebenden Organismus besitzen. Der größte Vorteil der MRT besteht darin, schnell 3D-Datensätze der interessierenden Strukturen zu liefern. Diese Daten können dann hinsichtlich der gesuchten Abmessungen (z.B. Dicke einer Knorpelschicht, Länge eines Bandes etc.) ausgewertet werden. Gute Darstellungen der aktuellen Einsatzmöglichkeiten der MRT für die Analyse der Geometrie und funktioneller Aspekte der Anatomie werden z.B. von BURGKART u. Mitarb. [66], ECKSTEIN [104], GAVAZZENI [138] und LÖSCH [275] beschrieben.

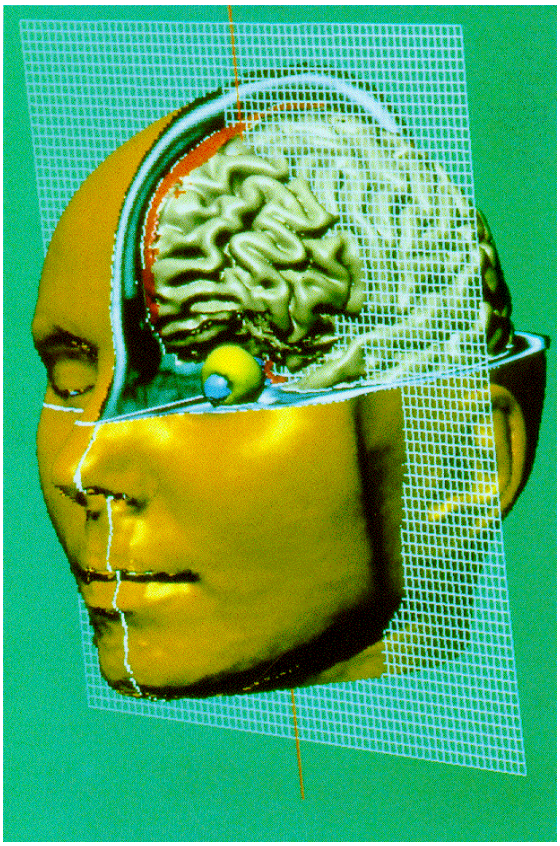


Abb. 6.8 3D-Volumenrekonstruktion des Kopfes (Aus: AICHNER [4]).

Abb. 6.8 zeigt eine 3D-Volumenrekonstruktion auf der Grundlage von MRT-Daten.

[10] Erläuterungen dazu werden im EXKURS E5 (S. 181) gegeben.

EXKURS E6-2

Anatomieanalyse: Zielsetzung Kinematik

Diese Zielsetzung bedeutet die genaue Beschreibung der Bewegungen der im Inneren des Körpers liegenden Strukturen des Bewegungsapparates. Durch diese Definition sind die Inhalte der AA-Kinematik eindeutig gegen die in Kap. 2.4.2.1 *Periphere Bewegungsanalyse* beschriebenen abgegrenzt, welche ja darin bestehen, die *von Außen* beobachtbaren Bewegungen zu vermessen.

Typische Problemstellungen im Rahmen einer AA-Kinematik sind:

- die Bewegung der knöchernen Teile eines Gelenkes zueinander,
- die Lage des Momentanpols der Gelenkdrehachse(n),
- die von der Bewegung abhängigen Hebelarme der Muskelzüge,
- die aktuellen Wirkungslinien der Muskulatur.

Wie bei der AA zur Ermittlung der Geometrie und Funktion, ist es auch hier sinnvoll, Literaturrecherchen - mit den Schwerpunkten funktionelle Anatomie und Orthopädie - an den Anfang eines Problemlösungsverfahrens zu stellen. Die im EXKURS 6-1 angegebene Literatur kann auch hierfür herangezogen werden.

ANMERKUNG: Manche der im EXKURS E6-1 unter der Zielsetzung *funktioneller Aufbau und Geometrie* beschriebenen Inhalte sind nicht ganz einfach von den hier beschriebenen abzugrenzen. Die beiden nachfolgenden Leitfragen helfen, die richtige Zuordnung zu treffen:

AA mit Zielsetzung...	Leitfrage(n)
...funktioneller Aufbau	Wie sind die Körperstrukturen aufgebaut, die in Bewegung sind bzw. die Bewegung verursachen? Wie „funktioniert“ die Bewegung prinzipiell ?
...Kinematik	Wie schaut die Bewegung der im Körperinneren liegenden Strukturen tatsächlich aus (konkrete Angaben über Ortskoordinaten, Winkel, Verschiebungen, usw.) ?

Damit ist z.B. das Thema *Zusammenarbeit von Muskelgruppen bei bestimmten Bewegungen* eindeutig der Analyse des funktionellen Aufbaus zuzuordnen. Die Bestimmung der sich bei dieser Bewegung im Gelenk ergebenden Verschiebungen gehört dagegen zur AA Kinematik.

In vitro Methoden

Die *in vitro* Bestimmung der Kinematik anatomischer Strukturen hat nur eine untergeordnete Bedeutung, da Präparate natürlich unbewegt sind. Für manche Fragestellungen kann es jedoch durchaus sinnvoll sein, die Präparate mit Hilfe spezieller Vorrichtungen[11] künst-

[11] Näheres hierzu siehe S. 189 den EXKURS E6-4 *Anatomieanalyse: Zielsetzung Verformungen, Spannungen, Kräfte.*

lich zu bewegen, um die Kinematik von Teilstrukturen vermessen zu können.
Beispiel: Kinematik der Roll-Gleitbewegung des Kniegelenks. Da in diesen Fällen die Strukturen von Außen zugängig sind, kann die Bestimmung der Kinematik mit den in Kap. 2.4.2.1 *Periphere Bewegungsanalyse* beschriebenen Methoden erfolgen.

In vivo Methoden

Wie im Kap. 2.4.2.1 (S. 14) angedeutet, erfordert die Ermittlung der Kinematik der im Körperinneren liegenden Strukturen spezielle Verfahren der Bewegungsanalyse[12]. Zwei verschiedene Verfahren kommen hierbei zum Einsatz:

(1) Periphere Bewegungsanalyse (wie in Kap. 2.4.2.1 beschrieben) in Verbindung mit sogenannten Knochenpins.
(2) Durchleuchtungs- oder andere bildgebende Verfahren, die dann photogrammetrisch ausgewertet werden.

Zu (1):
Die Verankerung von Stiften direkt im Knochen, durch die Haut und Muskelschichten hindurch, stellt einen massiven invasiven Eingriff am Probanden dar. Experimente mit Knochenpins müssen deshalb von der Ethikkommission genehmigt werden. Abb 6.9 zeigt eine direkt im Hüftknochen einer Versuchsperson fixierte Markerkombination, wie sie in der Genauigkeitsstudie von NEPTUNE und HULL [325] zum Einsatz kam.
Da zum Einsetzen der Knochenpins nur eine lokale Betäubung notwendig ist, kann sich der Proband anschließend nahezu ungehindert bewegen. Richtungsweisende Untersuchungen mit Knochenpins wurden von CAPPELLO u. Mitarb. [70], LAFORTUNE u. Mitarb. [266], sowie REINSCHMIDT u. Mitarb. [371, 370] veröffentlicht.

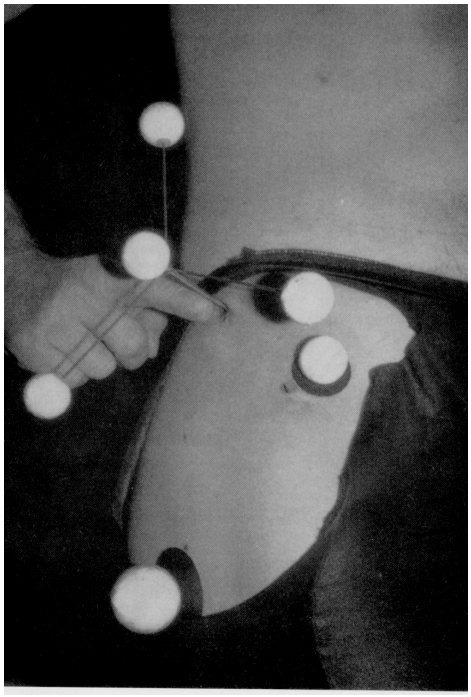


Abb. 6.9 Einsatz von Knochenpins

Unter dem Aspekt der wissenschaftlichen Verwertbarkeit stellen Knochenpinexperimente das beste und auch schnellste Verfahren zur genauen Bestimmung der Knochenkinematik dar. Für die Ermittlung von Parametern der Weichteilbewegungen (z.B. Bewegung von Organen, Muskelsehnen, Bändern usw.) ist dieses Verfahren selbstverständlich nicht geeignet.

[12] Zur Abgrenzung zur peripheren Bewegungsanalyse von Kap.2.4.2.1 im folgenden mit *invasiver Bewegungsanalyse* bezeichnet.

Zu (2):
Für die Erstellung von Bildsequenzen der Bewegung sind grundsätzlich alle in der medizinischen Diagnostik eingesetzten bildgebenden Verfahren, also Röntgentechnik, Computertomographie, Kernspin und die ⇒ Sonographie denkbar.
Für Fragestellungen, bei denen eine zweidimensionale Analyse der Kinematik ausreicht, sind lediglich die mit Hilfe eines Durchleuchters (sog. C-Bogen) oder einem Röntgengerät mit Speicher erstellten Bilderfolgen auszuwerten. (Heutige Geräte erlauben das Aufnehmen und Abspeichern von Sequenzen mit mehr als 10 Bilder/s). Abb. 6.10 zeigt die Außenansicht, sowie eines der dazugehörigen Röntgenbilder für eine solche 2D-Analyse. Ziel dieser Studie war es, die Bewegung des Fußes relativ zum Schuh und der Bindung festzustellen, um daraus konstruktive Verbesserungen für das getestete Schuh-Bindungssystem abzuleiten.

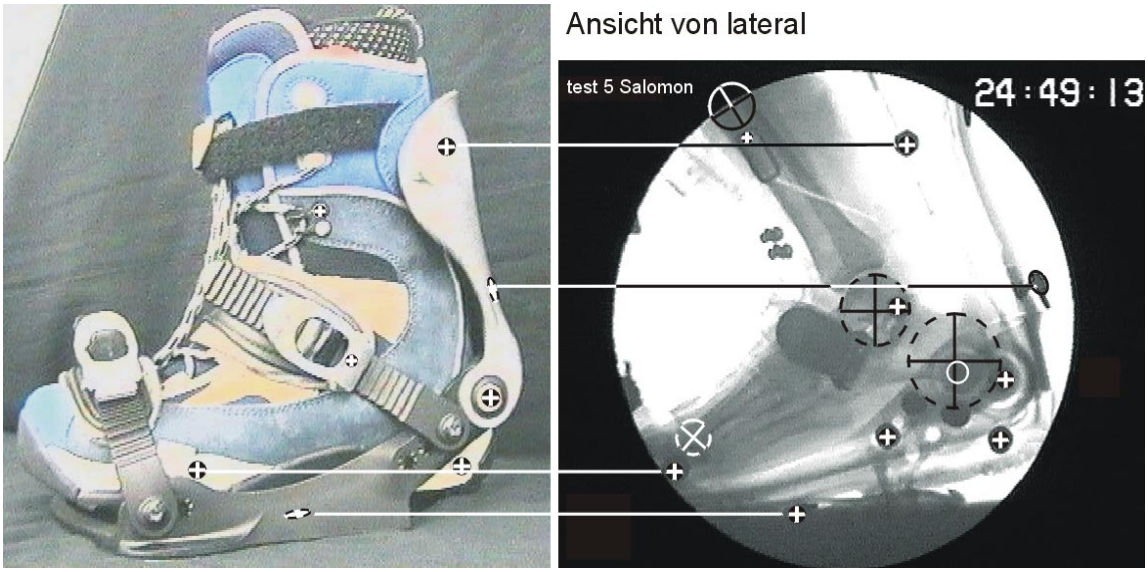


Abb. 6.10 Untersuchung mit Röntgentechnik zur Fußbewegung im Snowboardschuh

Ein zur Röntgentechnologie alternatives Verfahren zur Bestimmung der zweidimensionalen Knochenbewegung wird von FRIEDRICH und MOTE [133] beschrieben, die zur Bildgebung die für den Organismus nicht belastende Sonographie einsetzten.
Für die 3D-Rekonstruktion von Koordinaten sind jedoch – wie in EXKURS E3-7, S. 171 erläutert - mindestens zwei zum selben Zeitpunkt aus verschiedenen Ansichten aufgenommene Abbildungen notwendig. Diese Anforderung wird sowohl bei der sog. *Stereo-Röntgenphotogrammetrie* als auch bei der biplanaren Röntgenphotogrammetrie erfüllt. Eine Beschreibung beider Verfahren kann der Abhandlung von STOKES [448] entnommen werden.
Prinzipiell könnten auch aus - bei verschiedenen Körperpositionen aufgezeichneten - 3D-Kernspindatensätzen Aussagen über die Kinematik, z.B. der eines Gelenkes, gemacht wer-

den. Bislang sind jedoch keine entsprechenden Untersuchungen bekannt geworden. (Auch wurden bis dato keine biplanaren CT-Studien am lebenden Probanden veröffentlicht.)
Die wesentliche Beschränkung von allen Durchleuchtungsverfahren besteht natürlich darin, dass sie nur zur Untersuchung von solchen Bewegungen eingesetzt werden können, die sich im meist sehr eingeschränkten Observationsvolumens des verwendeten Gerätes noch durchführen lassen. Darüber hinaus eigenen sie sich nur für langsame, also quasi-statische Bewegungen (Problem des Nachleuchtens von Röntgenbildern).

Einen Spezialfall einer *in vivo* Anatomieanalyse mit Zielsetzung Kinematik stellt die nachfolgend beschriebene Arthrometermessung dar.

Spezialfall Arthrometermessungen (KT-1000, KT-2000)

Die in der Orthopädie zur Beurteilung der Stabilität des Bandapparates des Knies vielfach eingesetzten Arthrometer stellen vom Funktionsprinzip her einen Spezialfall der AA-Kinematik dar. Bei dieser Untersuchungsmethode (beschrieben z.B. von DANIEL und STONE [91]) wird das Kniegelenk über eine Spezialvorrichtung einer Schubkraftkomponente (in anterior-posteriore Richtung[13]) ausgesetzt und die dabei auftretende Relativverschiebung zwischen Oberschenkel- und Unterschenkelknochen gemessen. Damit erhält man zwar eine Aussage über die Kinematik im Inneren des Körpers liegender Strukturen, das Verfahren ist jedoch nur für das Kniegelenk und zur Ermittlung auch nur einer einzigen kinematischen Größe einsetzbar.

EXKURS E6-3

Anatomieanayse: Zielsetzung Materialeigenschaften

Die Ermittlung von Materialeigenschaften anatomischer Strukturen hat eine zweifache Bedeutung:
(1) Ableitung von Stoffgesetzen für die Modellierung,
(2) Optimierung von Werkstoffen für orthopädische Produkte, insbesondere Implantaten wie z.B. Gelenk-, Knochen- und Bandersatz.

Zu (1):
Die Methode und Bedeutung der mathematischen Modellierung des menschlichen bzw. tierischen Körpers (oder Teilstrukturen davon) wird in Kap. 2.4.4.3 (S. 36 ff.) ausführlich besprochen. Die auf Anatomieanalysen beruhenden Stoffgesetze bilden die Voraussetzung für viele der dort besprochenen Modelle und Vorgehensweisen.

Zu (2):
Ziel der Optimierung von Werkstoffen ist das Erreichen annähernd ⇒ physiologischer Materialeigenschaften.

[13] Richtungs- und Ebenenbezeichungen der Medizin sind im ANHANG S. 253 erläutert.

In vitro Methoden

Zu dieser Methode sind alle „klassischen“ Verfahren der Werkstoffprüfung, Zugversuche, Biegeversuche, aber auch Knickversuche, Versuche zum Relaxationsverhalten usw. zu zählen. Die Anwendung dieser Verfahren wird dadurch erschwert, dass Biowerkstoffe erstens ein nicht-lineares, oft viskoelastisches Materialverhalten aufweisen und zweitens die richtige Einspannung und Präparationstechnik viel Erfahrung und ein sehr differenziertes Vorgehen erfordern.

Anmerkung: Historisch gesehen führten diese Fragestellungen zum Einstieg der Ingenieure in die Biomechanik.

Zur Einarbeitung in die Materialprüfung von anatomischen Präparaten kann der von WOO und Mitarb. [494] beschriebene Zugversuch herangezogen werden. Bei dieser Versuchsanordnung erfolgte die Messung der Querschnittfläche mittels Laserabtastung, wohingegen die Spannung über eine optisches Längenmessverfahren mit Markierungen auf dem Präparat ermittelt wurde. Eine empfehlenswerte Abhandlung zur Materialprüfung von Implantatwerkstoffen für Hüftendoprothesen wurde von STEINHAUSER [445] vorgelegt.
Für die o.g. erste Zielsetzung, die Ableitung von Stoffgesetzen für Modellierungszwecke, ist es sinnvoll, vor der Durchführung neuer Materialprüfungen, die einschlägige Literatur nach bereits vorliegenden Ergebnissen zu durchsuchen. Eine ausgezeichnete Zusammenstellung der wichtigsten Fakten zu den Materialeigenschaften von Knochen, Knorpel, Sehnen, Bändern und Muskeln kann bei NIGG und HERZOG [335] im Kapitel *Biomaterials* (S.48-198) nachgelesen werden. Eine ins Deutsche übersetzte Einführung in die Biomechanik orthopädischer Materialien stammt von COCHRAN [85].
Um den Rahmen dieses Exkurses nicht zu sprengen, wird nachfolgend lediglich stichwortartig eine Auswahl weiterer Studien vorgestellt, die zur Einarbeitung in die Thematik dienen können:

- Grundlagenartikel zum Thema Eigenschaften von Bändern: AMIS [8],
- (Dauer)Bruchfestigkeit von Bändern des Knies: KENNEDY u. Mitarb. [246] und SONI u. Mitarb. [439],
- mechanische Eigenschaften des Seitenbandes und des Vorderen Kreuzbandes: WOO und Mitarb. [494],
- Festigkeit des Kreuzbandes in Abhängigkeit von der Dehnungsgeschwindigkeit: NOYES und Mitarb. [341] und WOO und Mitarb. [493],
- Untersuchungen zum Rißverhalten der menschlichen Achillessehne: FRANKE [131],
- Ermittlung der Festigkeit des menschlichen Unterschenkelknochens hinsichtlich Torsionsbelastung: HAUSER [179],
- Ermüdungsbruch des menschlichen Unterschenkelknochens: MÄRZ [285],
- Spannungs-Dehnungsdiagramm von Menisken im Zugversuch: TISSAKHT und AHMED [454].

In vivo Methoden

Die genannten Probleme der Präparation von anatomischen Strukturen und die Tatsache, dass das tote Material nicht exakt dieselben Eigenschaften wie im lebenden Organismus aufweist, lassen den Wunsch aufkommen, Materialeigenschaften unter *in vivo* Bedingungen zu bestimmen. Bis dato sind hierzu allerdings nur sehr wenige Studien bekannt geworden, eine davon ist die von SHORTEN und KERWIN durchgeführte Untersuchung [426] zu den viskoelastischen Eigenschaften des Soleusmuskels (tiefer Wadenmuskel).
Nach ECKSTEIN [104] wäre es jedoch denkbar, dass die Kernspintomographie in naher Zukunft auch für diese Fragestellungen eingesetzt werden kann.

EXKURS E6-4

Anatomieanalyse: Zielsetzung Verformungen, Spannungen, Kräfte

In vitro Methoden

Bei den *in vitro* Methoden werden die Präparate in speziellen Vorrichtungen einer vorgegebenen Kinematik und / oder Belastung ausgesetzt und die dabei an den interessierenden Stellen auftretenden Verformungen, Spannungen und Kräfte gemessen. Hierbei kommen die verschiedensten Messprinzipien zur Anwendung, die im direkt anschließenden EXKURS E6-5 zusammengestellt sind.
Die beiden wesentlichen Funktionen, die eingesetzte Testvorrichtungen erfüllen müssen, sind zum einen die Einhaltung der natürlichen Freiheitsgrade der Bewegung - eine Vorrichtung zum Vermessen von Kniegelenkspräparaten muss idealerweise 6 Freiheitsgrade realisieren - und zum anderen die Simulation der in der Realität wirkenden internen und externen Lasten (Muskelzugkräfte, Gewichts- und Trägheitskräfte). Im abschließenden EXKURS E6-6 der Anatomieanalyse werden an Hand von fünf Fallbeispielen Testvorrichtungen beschrieben, bei denen diese beiden Hauptfunktionen in hohem Maße konstruktiv umgesetzt worden sind.

In vivo Methoden

Eine interessante, derzeit jedoch noch im Entwicklungsstadium befindliche Methode zur *in vivo* Belastungsanalyse von Gelenkknorpeln wurde von GRÜNDER u. KANOWSKI [160] vorgestellt. Abgesehen von dieser, vielleicht in Zukunft einsetzbaren Methode erfordert die *in vivo* Bestimmung von Verformungen, Spannungen und Kräften von bzw. in Strukturen des lebendigen Organismus bislang immer noch einen operativen oder zumindest ⇒ arthroskopischen Eingriff zum Einsetzen der benötigten Sensorik[14]. In der Regel müssen solche Eingriffe, wenn sie am Menschen vorgenommen werden sollen, durch eine

[14] Deshalb wird hierfür gelegentlich auch der Begriff *invasive Belastungsmessung* verwendet.

Ethikkommission genehmigt werden. Genehmigungen werden meist nur dann erteilt, wenn ein Eingriff medizinisch indiziert (also sowieso notwendig) ist. Aus diesem Grund steht der Tierversuch für die *in vivo* Belastungsmessung im Vordergrund. Von besonderer Bedeutung auf diesem Gebiet sind die Arbeiten von HERZOG [193], NORDSLETTEN [339] und RONSKY [384].

Messungen am Menschen finden oft noch im Operationssaal statt und sind zeitlich durch die Wirkzeit der lokalen Anästhesie begrenzt (≤ 3h). Richtungsweisende Untersuchungen aus diesem Bereich stammen von BEYNNON [42, 43, 44], FLEMING [130] und KOMI [255].

Die beiden bislang einzigen *in vivo* Kraftmessungen am Menschen, bei denen die Sensorik dauerhaft implementiert wurde, werden von LU und Mitarb. [278], sowie BERGMANN u. Mitarb. [37, 38, 39] beschrieben. Bei LU befanden sich die eingesetzten DMS-Applikationen in der ⇒ Proximalfemorprothese der beiden Probanden, bei den Untersuchungen von BERGMANN in den beiden künstlichen Hüftgelenken eines 82-jährigen Mannes. Nicht nur aufgrund der Einmaligkeit ihrer Methode, sondern auch wegen der teilweise unerwartetenden Ergebnisse, haben diese Arbeiten eine herausragende Bedeutung in der Biomechanik erlangt.

Abb. 6.11 zeigt einen Schnitt durch die von BERGMANN u. Mitarb. entwickelte Hüftgelenkmessprothese.

Die im Rahmen der *in vitro* bzw. *in vivo* Belastungsanalyse eingesetzten Messverfahren entstammen ausnahmslos den Ingenieurwissenschaften. Für die Verwendung an anatomischen Strukturen mussten diese Verfahren jedoch modifiziert und angepasst werden. Im nachfolgenden Exkurs sind diese speziellen, für die Messung an anatomischen Strukturen geeigneten Verfahren zusammengestellt.

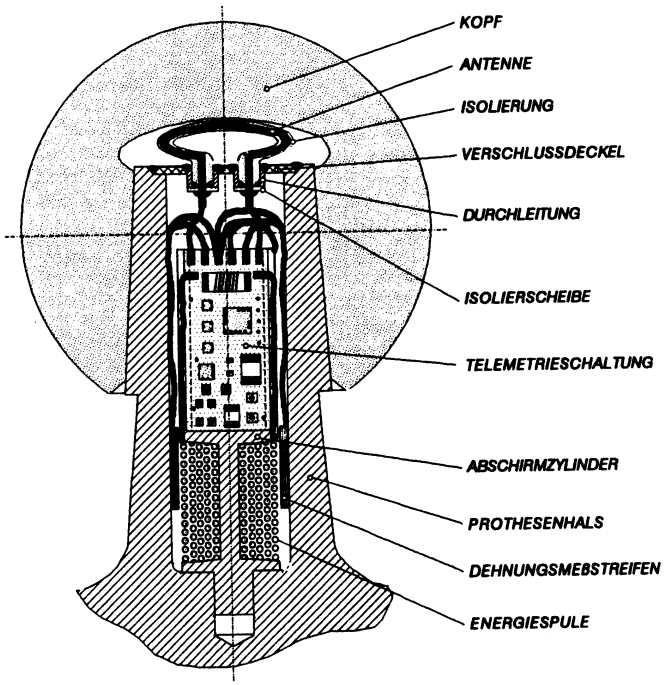


Abb. 6.11 Schnitt durch die von BERGMANN u. Mitarb. entwickelte Hüftgelenkmessprothese [37, 38, 39].

EXKURS E6-5

Messtechnik bei der in vitro / in vivo Belastungsanalyse

Dieser Exkurs stellt stichpunktartig die für anatomische Belastungsanalysen eingesetzte Messtechnik zusammen und gibt Hinweise auf einschlägige Literatur zu dieser Thematik:

- Grundlagen/Übersicht der Messtechnik der Spannungsmessung an anatomischen Strukturen: SHRIVE [429].
- Messgenauigkeit eingepflanzter Sensoren: HERZOG [196], HAHS [162].
- Design von sog. Klemm- oder Klammersensoren (*buckle transducer*, *E-buckle transducer*, *S-shaped transducer*): PETERS [348], KOMI [255], AN [10].
- Design von sog. Extensometern: SHRIVE [428].
- Spezielle DMS-Technik zur Dehnungsmessung an anatomischen Strukturen: CLAES [82], HOSHAW u. Mitarb [207], WALTHER [463].
- Flüssigquecksilber DMS-Technik: MEGLAN [297].
- HALL-Effektsensoren: ARMS [16], siehe untenstehende Abb. 6.12.
- Holographische Methoden: HANSER [163], MANLEY [282].
- Moiré- und Specklemethoden: HOYER [210].
- Spannungsoptische Verfahren: FETHKE [126].
- Druckmessfolien: RONSKY: [384].
- Drucksensoren: INABA und ARAI [215].

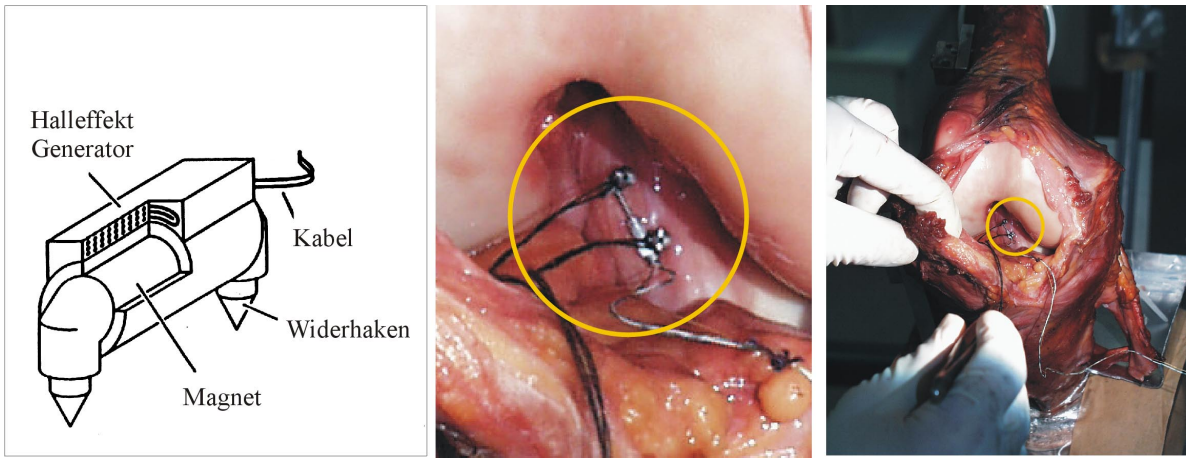


Abb. 6.12 Bei ARMS [16] beschriebener Hall-Effekt Sensor zur Messung der Dehnungen des menschlichen Kreuzbandes. Das linke Bild zeigt die Schemazeichnung des Sensors. Die beiden Widerhaken werden in das Kreuzband eingedrückt (Bild Mitte). Durch eine Längenänderung des Bandes wird der Magnet aus der Spule gezogen und generiert so ein Messsignal. Im rechten Bild ist das vom Operateur geöffnete Kniegelenk zu sehen.

EXKURS E6-6

Fallbeispiele von Vorrichtungen zur in vitro Belastungsanalyse des Kniegelenks

Beispiel 1:
Eine in der Experimentellen Traumatologie der Universität Ulm entwickelte Anlage (CLAES [82]) ermöglicht die Untersuchung von Kniegelenkspräparaten unter Einfluss der drei externen Momente (Flexions-, Rotations- und Varus-Valgusmoment). Darüber hinaus kann die Wirkung der drei für das Kniegelenk bedeutsamsten Muskelgruppen in einer Größenordnung von ca 10% der tatsächlichen Werte simuliert werden.

Beispiel 2:
In Abb. 6.13 ist ein von BACH u. HULL [23] entwickeltes System zu sehen, welches in nahezu idealer Weise die beiden o.g. Hauptfunktionen erfüllt. Alle theoretisch möglichen externen Lasten (also 3 Kräfte, 3 Momente) können bipolar und in jeder beliebigen Kombination aufgebracht werden. Die mögliche maximale Lasthöhe liegt über den in natura maximal auftretenden Werten. Das Präparat kann sich unter Belastung in allen 6 Freiheitsgraden verschieben. Wie bei der Anlage von CLAES kann auch hier die Wirkung der drei o.g. Muskelgruppen simuliert werden, die erreichbaren Muskelzugkräfte liegen jedoch in der Größenordnung der realen Werte.

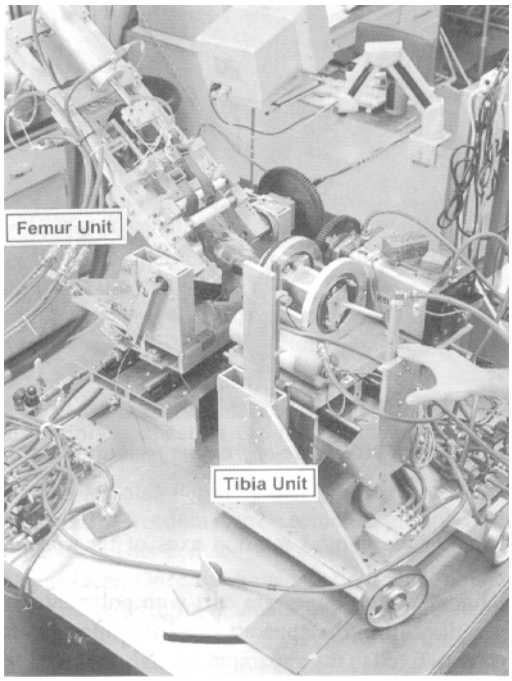


Abb. 6.13 Vorrichtung zur Belastungsanalyse an menschlichen Kniepräparaten.

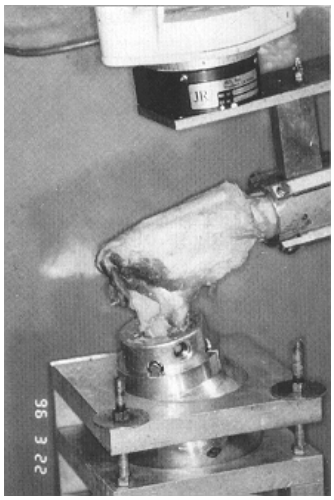


Abb. 6.14 Belastungssimulation mit Industrieroboter.

Beispiel 3:
Eine weitere, äußerst interessante Lösung ist der von WOO [495] vorgestellte, für den speziellen Anwendungsfall der in vitro AA angepasste Industrieroboter (Abb. 6.14). Der wesentliche Vorteil dieser Anlage ist die relativ einfache Umsetzung der gewünschten Kinematik ohne Einschränkung von Freiheitsgraden. Damit ist sie prinzipiell auch für die Verwendung mit anderen Gelenken einsetzbar. Nachteil des Systems ist, dass nur relativ geringe äußere Lasten (WOO [495], S.38 *„...loads similar to those used during clinical evaluation*“) und keine Muskelzugkräfte simuliert werden können.

Beispiel 4:
Die kanadischen Forscher AHMED und BURKE [2, 3] beschreiben einen Belastungssimulator, der alle Freiheitsgrade und Lasten in Höhe der real auftretenden realisieren kann.

Anmerkung: Neben der Beschreibung des Aufbaus der Testvorrichtung werden in den genannten Arbeiten auch Ergebnisse zum Spannungsverhalten des Vorderen Kreuzbandes bzw. zur Druckverteilung im Kniegelenk präsentiert.

Beispiel 5:
Als letztes Beispiel sei eine vom Lehrstuhl für Allgemeine Mechanik der Ruhr-Universität Bochum, in Zusamenarbeit mit der Orthopädischen Universitätsklinik Bochum entwickelte, Versuchsanlage zur *in vitro* Belastungsanalyse von Wirbelsäulenpräparaten aufgeführt (MICKLEY [301]). Die Vorrichtung erlaubt die Bestimmung der resultierenden Deformationen durch Belastungen in allen sechs Freiheitsgraden.

EXKURS E7

Stabilometrie, eine Nebenfunktion der Bodenreaktionskraftmessung (BRM)

Eine, in engem Zusammenhang mit der BRM stehende, biomechanische Methode ist die sog. *Stabilometrie*. Bei dieser Methode wird - unter Verwendung sehr genauer Bodenreaktionskraftmessungen - das Gleichgewichtsregelungsverhalten des Menschen systematisch untersucht. Dahinter können verschiedene Zielsetzungen stehen, das Spektrum reicht von der Diagnose neurologischer Defekte bis hin zu den Einwirkungen von Pharmaka auf die Bewegungsregulation. Eine Anwendung der Stabilometrie im Rahmen von Produktentwicklungen ist bis dato nicht bekannt, könnte aber insbesondere im Zusammenhang mit der Entwicklung von Apparaturen, die in das neurologische System eingreifen (z.B. Muskelstimulatoren für Querschnittsgelähmte) eine wichtige Bedeutung bekommen.
Eine hochgenaue, für die Stabilometrie geeignete Messvorrichtung, wurde von SENNER u. Mitarb. [416] vorgestellt, als Einstiegsliteratur zum Thema Stabilometrie können die Arbeiten von GU u. Mitarb. [161], HOCKE [200], MCILLROY und MAKI [294], NIGG [328], KINGMA u. Mitarb. [247] sowie YUANCHENG u. Mitarb. [506] dienen.

ANMERKUNG: In der englischsprachigen Literatur führen die beiden im Rahmen der Stabilometrie verwendeten Begriffe *center of pressure* (COP) und *center of gravity* (COG) oft zu Verwirrung. Der COP bezeichnet die Lage des Kraftangriffspunktes der resultierenden Bodenreaktionskraft in der Standebene, der COG dagegen die tatsächliche Lage des Gesamtkörperschwerpunktes. Selbst beim ruhigen Stehen sind beide Größen nicht konstant und weisen auch nur eine geringe Korrelation auf. Genauere Erläuterungen zu dieser Problematik siehe WINTER [481, S. 93].

EXKURS E8-1

Messprinzipien der biomechanischen Druckverteilungsmessung (DVM)

Die in solchen Messsystemen eingesetzten Sensoren arbeiten nach verschiedenen Prinzipien; am häufigsten werden piezoresistive, kapazitive und resistive Druckaufnehmer verwendet.

Piezoresistive Druckaufnehmer sind Halbleiter-Dehnmessstreifen, die durch Dotierung einer Siliziummembran hergestellt und zu einer Wheatstone'schen Messbrücke verschaltet sind. Eine Durchbiegung der Membran verursacht eine Verstimmung der Messbrücke und damit ein druckabhängiges Signal. Da diese Sensoren mechanisch sehr empfindlich sind, werden sie bei einem System der Fa. PAROMED, Neubeuern in eine Hydrozelle (Abb. 6.15), eine flüssigkeitsgefüllte Blase, eingebracht. Dabei bedient man sich der Tatsache, dass der Druck in Flüssigkeiten überall gleich ist, weshalb der Sensor ohne direkte mechanische Belastung in der Flüssigkeit schwimmen kann.

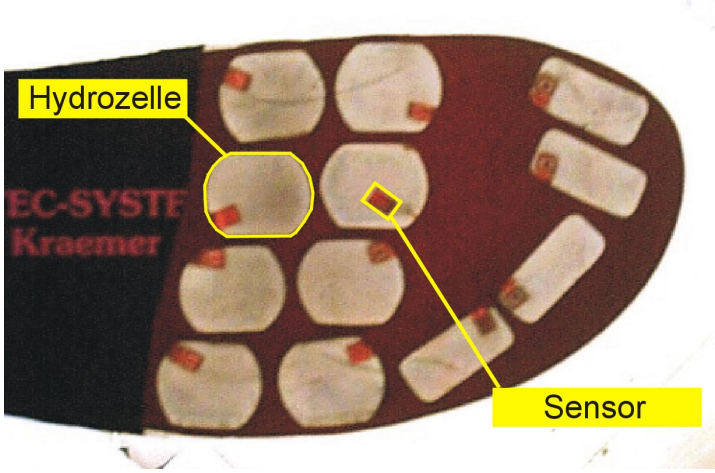


Abb. 6.15 Messsohle der Fa. PAROMED, Neubeuern.

Kapazitive Druckmessplatten bzw. -folien bestehen aus Kondensatoren, die abhängig von der Höhe des Auflagedruckes zusammengedrückt werden. Dadurch verändert sich deren Kapazität und damit Ausgangsspannung. Der Vorteil gegenüber dem piezoresistiven Sensor ist der deutlich geringere Preis, weshalb sich kostengünstig auch Systeme mit einer großen Anzahl von Sensoren aufbauen lassen.

Bei den *resistiven* Sensoren befindet sich zwischen zwei Leiterbahnfolien eine Widerstandsschicht, die bei Kompression ihre Leitfähigkeit ändert. Vom Aufbau her sind diese Sensoren besonders einfach, lassen sich sehr preisgünstig herstellen und sind sehr dünn. Sie sind allerdings temperaturempfindlicher und weniger präzise als die vorgenannten Sensoren.

EXKURS E8-2

Zusammenhang Bodenreaktionskraft und Plantardruckverteilung

Da mit den bis heute vorhandenen Druckmesssystemen nur die senkrecht zur Messfläche wirkenden Komponenten, also keine Scherkräfte, erfasst werden können, sind aus einer Plantardruckverteilungsmessung grundsätzlich nur die Vertikalkomponente der Boden-

reaktionskraft und eventuell zwei Momente ableitbar. Voraussetzung dafür ist, dass zu jedem Zeitpunkt die belastete Fläche bekannt ist. Damit ist klar, dass die räumliche Auflösung (sprich Anzahl der Drucksensoren unter der Fußsohle) das entscheidende Kriterium dafür ist, wie genau die Bestimmung der Vertikalkomponente der Bodenreaktionskraft erfolgen kann.

Eine Untersuchung zur Korrelation von DV-Messungen und Vertikalkraftmessungen im Bereich des alpinen Skilaufs wurde von SENNER u. Mitarb. [423] vorgestellt. Für diese Studie kam ein Spezialskischuh zum Einsatz (WIMMER [476, 477]), in dessen Sohle Kraftmessdosen eingebaut sind. Abb. 6.16 zeigt auf der rechten Seite die beiden Sohlenplatten dieses Schuhes, links ist das System zur Plantardruckverteilungsmessung zu sehen. Die Studie zeigte, dass bei Verwendung von 16 Sensoren, an ausgewählten Positionen unter der Fußsohle angebracht, eine Korrelation von $r \geq 0.8$ zwischen dem über alle Sensoren aufsummierten Druck und der auftretenden Vertikalkraft besteht. Auch die Arbeit von BRÜGGEMANN und KERSTING [59] ist dieser Thematik zuzuordnen.

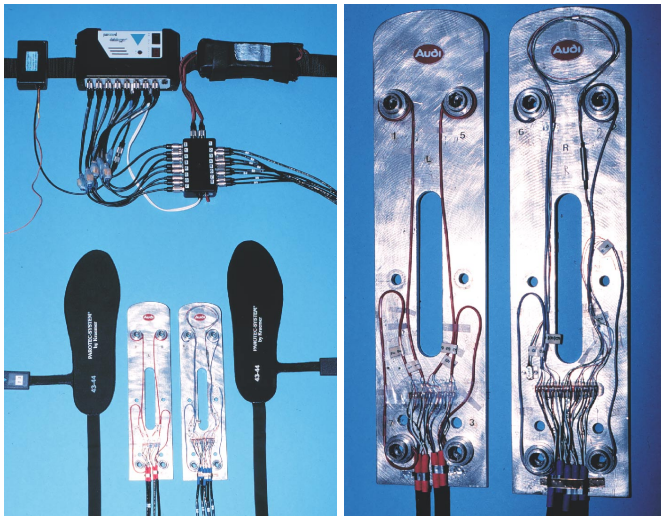


Abb. 6.16 System zur Messung der vertikalen Bodenreaktionskraft beim Skifahren.

EXKURS E9-1[15]

Wie entsteht das EMG-Signal, was wird bei diesem Verfahren gemessen?

Ausgangspunkt ist die auf den Muskelfasern sitzende motorische Endplatte (Abb. 6.17), die eine typische Synapse darstellt. In den synaptischen Bläschen, den Vesikeln, befindet sich die Überträgersubstanz Acetylcholin (ACh). Der Inhalt eines Vesikels wird als Quant bezeichnet. Ein (elektrisches) Aktionspotential (AP) in der motorischen Nervenfaser bewirkt die Ausschüttung (engl.: *depletion*) von etwa 100 ACh-Quanten, was zu einer Depolarisierung der postsynaptischen Membran führt. Diesen Zustand der Membran bezeichnet man als Endplattenpotential (EPP, engl.: *endplate potential*).

[15] Hinweis: Da es zur Thematik dieses und der nachfolgenden Exkurse viel englischsprachige Literatur gibt, werden für Fachausdrücke teilweise auch die englischen Bezeichnungen angeführt.

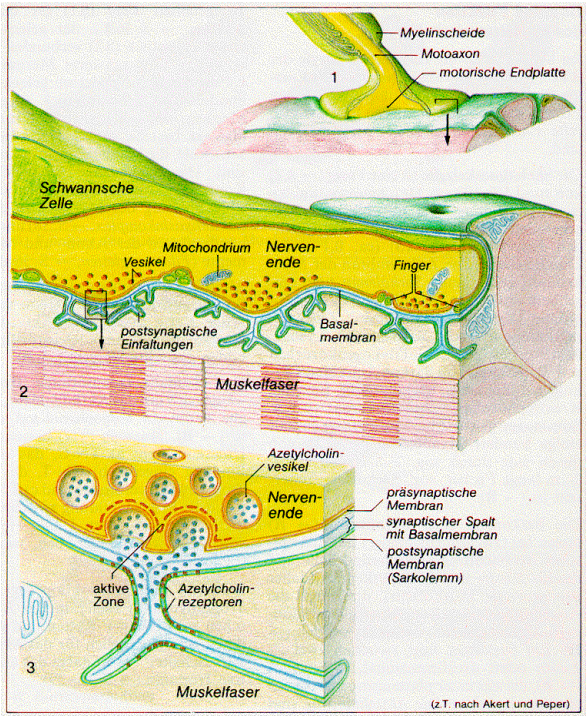


Abb. 6.17 Aufbau der motorischen Endplatte. Aus: SILBERNAGEL [431],

Erreicht das EPP einen bestimmten Schwellenwert (unterschwellige Endplattenpotentiale werden *Miniaturendplattenpotentiale* genannt und führen zu keiner Muskelerregung; *Alles-oder-Nichts- Gesetz*), wird in den, der motorischen Einheit bzw. der motorischen Endplatte zugeordneten Muskelfasern ein AP erzeugt. (In der englischsprachigen Literatur mit *motor unit action potential* oder *m.u.a.p.* bezeichnet). Wie die Ausbildung eines APs biochemisch vor sich geht, wird z.B. bei DÖRING u. Mitarb. [101], LUDIN [280], NOTH [340] oder SILBERNAGEL [431], (S. 26.ff) erläutert. Die Entladungsrate der motorischen Endplatten - auch als *Frequenzierung* bezeichnet -, liegt je nach Stärke der Muskelkontraktion zwischen 7 Hz und 50 Hz (vgl. STOBOY [446], S. 6.5). Kurzzeitig kann sie sogar über 100 Hz erreichen (NOTH [340], S. 12).

Die Aktionspotentiale

- pflanzen sich in der Muskelfaser fort, was als aktive Fortleitung bezeichnet wird,
- lösen die Kontraktion im Skelettmuskel aus (elektromechanische Kopplung),
- werden durch das umgebende Gewebe - in deutlich abgeschwächter Form - nach außen und innen geleitet (passive Volumleitung).

Aktive Fortleitung (in Anlehnung an LUDIN [280])

Muskelfasern stellen im allgemeinen relativ schlecht leitende Kabel dar. Bei rein elektrotonischer Fortleitung wäre von einem AP innerhalb weniger Millimeter nur noch ein Bruchteil seiner ursprünglichen Amplitude vorhanden. Tatsächlich wird das AP jedoch über die ganze Faserlänge mit unverminderter Amplitude fortgeleitet. Dies wird mit der sogenannten Strömchentheorie nach HODGKIN erklärt, wonach jeder Faserabschnitt neu erregt wird. Prinzipiell kommt es zu einer in der Faser entlang laufenden Wellenfront von Depolarisationen, d.h. Entladungen an Membranen (engl.: *dipole currents*), daraus entstehenden neuen Aktionspotentialen und anschließenden Repolarisationen.

Form, Amplitude, Dauer und Fortpflanzungsgeschwindigkeit der „AP-Welle“ sind von zahlreichen Faktoren abhängig:

- der Muskelfaserdicke,
- dem Faseraufbau (Myelinisierungsgrad),
- der Temperatur des Muskels,
- dem Alter,
- der Größe der motorischen Einheit,
- der Muskelarbeitsweise,
- der Verkürzungs-, bzw. Verlängerungsgeschwindigkeit des Muskels,
- der Muskelspannungszunahme,
- der Ermüdung,
- den Reflexen und
- dem Trainingszustand.

Für die Fortpflanzungsgeschwindigkeit der AP-Welle in der Muskelfaser geben BUCHTHAL u. Mitarb. [60] einen Wert von 2-5 m/s an.

Muskelkontraktion und elektromechanische Kopplung

Die (zeitverzögerte) Kontraktion des Skelettmuskels wird durch das fortgeleitete Aktionspotential ausgelöst. Der biochemische Vorgang gemäß der *sliding-filament-theory* nach HUXLEY wird u.a. bei SILBERNAGEL [431] und LUDIN [280] beschrieben.
Von Bedeutung ist, dass

(1) die Muskelkraft durch unterschiedliche Rekrutierung und durch die Änderung der Aktionspotentialfrequenz gesteuert wird,
(2) die Dauer eines AP (1-3 ms) viel kürzer ist, als die durch sie bewirkte Einzelzuckung der Muskelfaser (ca. 100 ms),
(3) ein einzelnes AP (Einzelreiz) nicht zur maximal möglichen Verkürzung der Muskelfaser ausreicht. Da es aber wegen des unter (2) beschriebenen Phänomens während der noch andauernden Einzelzuckung der Muskelfaser zu weiteren Erregungen durch neue Aktionspotentiale kommt, summieren sich die Einzelzuckungen zu einer dauerhaften Kontraktion der Einzelzuckungen (*Superposition*).

Der Vorgang der elektromechanischen Kopplung ist noch nicht in allen Einzelheiten bekannt, eine vereinfachte Erläuterung des Ablaufs wird von LUDIN [280] in seinem Kap. 1.1.6 gegeben.

Passive Volumleitung (Vom AP zum EMG-Signal)

Dieses Phänomen ist für die Entstehung des EMG-Signals von grundlegender Bedeutung, denn es erklärt, warum es an der Hautoberfläche, also extrazellulär, zu einem messbaren Signal kommt. Ursache dafür ist die Tatsache, dass die elektrische Aktivität in den

Muskelfasern, das interzelluläre AP, durch das umgebende Gewebe in abgeschwächter Form weitergeleitet wird (Widerstand W_G des Gewebes >> Widerstand W_F der Faser in Faserrichtung).
Von passiver Volumleitung wird deshalb gesprochen, weil die Leitung des Stromes nicht wie in der Muskelzelle durch fortlaufende AP-Bildung, sondern *passiv* durch gewöhnliche elektrische Leitfähigkeit erfolgt.

Die passive Volumleitung, also der Zusammenhang zwischen dem sich bewegenden interzellulären Aktionspotential und der an der Hautoberfläche registrierbaren elektrischen Spannung, wurde insbesondere von ANDREASSEN u. ROSENFALCK [14] mathematisch erfasst und beschrieben. In seinem *Dipolmodell* geht ROSENFALCK [386] von einer Quelle (engl.: *source of current*) aus, welche die Depolarisation modelliert und einer in bestimmten Abstand dazu liegenden Senke (engl.: *sink of current*), welche die Repolarisation darstellt. Für die an einer Oberflächenelektrode[16] messbare Spannung (Potential) gibt ROSENFALCK eine mathematische Beziehung an, welche u.a. die Leitfähigkeit des Gewebes als physiologischen Parameter beinhaltet.

Dieses bei WINTER [483] vereinfacht dargestellte Modell beschreibt den tatsächlichen Vorgang hinreichend gut. Das einphasige Aktionspotential in der Muskelzelle, welches sich unter einer auf der Hautoberfläche befindlichen stationären Elektrode hindurchbewegt, führt an ihr zu einem zweiphasigen Signal. Wird, wie allgemein üblich, mit einem Elektrodenpaar und Differentialverstärkern (welche nur die Spannungsdifferenz zwischen den beiden Elektroden verstärken) gearbeitet, so erhält man in der Regel ein dreiphasiges Signal.

Dies entspricht der Aussage LUDINS, der in seiner Abhandlung [280, Kap. 1.2] schreibt: *„...Im Gegensatz zum monophasischen Aktionspotential, wie es mit intrazellulären Elektroden abgeleitet wird, ist das extrazelluläre Potential triphasisch“.*
Die dreiphasische Form ist nur dann nicht vorhanden, wenn die Erregung direkt unter der Elektrode entsteht (weil hier der der Erregung vorauslaufende Auswärtstrom fehlt), bzw. wenn eine der Elektroden am Übergang zwischen Muskelfaser und Sehne platziert ist.

Aus dem Phänomen der passiven Volumleitung ergeben sich praktische Konsequenzen :

- Nach LUDIN [280] sowie WINTER u. Mitarb. [479] ist die Amplitude des extrazellulären Potentials mit 0,01-5 mV deutlich kleiner als die des intrazellulären (50-100 mV).
  BUCHTHAL u. Mitarb. [60] sowie EKSTEDT [108] geben an, dass die Amplitude in einem Abstand von 0,5 mm von der Muskelfaseroberfläche nur noch 1/10 des ursprünglichen Wertes beträgt.

[16] Die meßtechnische Erfassung und Verarbeitung von EMG-Signalen wird in den EXKURSEN E9-2 und E9-3 (S. 199 bzw. S. 201) genauer behandelt.

- Da die hohen Frequenzen durch das Gewebe stärker gedämpft werden als die unteren, haben die extrazellulären Potenziale geringere Frequenzanteile als die intrazellulären. In diesem Zusammenhang steht auch die Beobachtung, dass um so weniger hohe Frequenzanteile im Signal enthalten sind, je weiter die Oberflächenelektroden auseinander liegen. (WINTER [483] bezugnehmend auf eine Untersuchung von KADEFORS [240]).

Zusammenfassend kann das EMG-Signal als extrazellulär abgeleitetes Summensignal aller in der Nähe der Elektroden liegenden motorischen Einheiten (ME) bezeichnet werden, wobei der Anteil entfernt liegender ME am Summensignal natürlich geringer ist als der Anteil der nahe der Elektrode liegenden ME.

Frequenzen im EMG-Signal

Den Exkurs abschließend soll auf die Frage eingegangen werden, warum im Frequenzspektrum eines EMG-Signals - für biologische Vorgänge - unerwartet hohe Frequenzen (Größenordnung bis zu 1000 Hz) enthalten sind. Aus den erläuterten Zusammenhängen bei der Entstehung der Aktionspotenziale und ihrer aktiven und passiven Volumleitung läßt sich dies erklären: Die Elektroden registrieren die Interferenzmuster aus Entladungsimpulsen der motorischen Endplatten (bis zu 100 Hz) und dem „Vorbeilaufen“ der Polarisations- und Depolarisationswellen (bis zu 5 m/s) und dies schließlich noch von vielen Muskelbündeln gleichzeitig. Dass dabei ein hochfrequentes Summensignal entsteht, ist leicht nachzuvollziehen.

EXKURS E9-2

EMG-Meßtechnik: Sensorik und Signalverstärkung

Die Ableitung der Aktionspotenziale eines Muskels kann entweder an der Hautoberfläche mit Oberflächenelektroden, oder durch in den Muskel eingestochene Elektroden (sogenannten Nadel- oder Drahtelektroden) erfolgen. Eine Zusammenstellung in Frage kommender Elektrodentypen und deren spezifische Einsatzbereiche kann bei STOBOY [446, Kap. 6.3] und ACIERNO u. Mitarb. [1, S. 5-8] nachgelesen werden. Untersuchungen von KOMI und BUSKIRK [253] sowie KADABA u. Mitarb. [239] zeigten, dass Oberflächenelektroden die durchschnittliche Aktivität von oberflächlich liegenden Muskeln reproduzierbarer ermitteln als Nadelelektroden. In Abb. 6.18 sind auf dem Muskel angebrachte Oberflächenelektroden und die dazugehörige mobile Datenerfassungseinheit zu sehen.

Da die auftretenden elektrischen Spannungen (wenige Mikrovolt bis maximal 2-3 Millivolt) sehr klein sind, bestehen hohe Anforderungen an die Messtechnik. In der Regel wird das Signal mit dem Faktor 500-1000, in Einzelfällen sogar bis 100 000 verstärkt, zur Vermeidung von Kabelartefakten werden die Signale meist direkt an der Ableitstelle vorverstärkt.

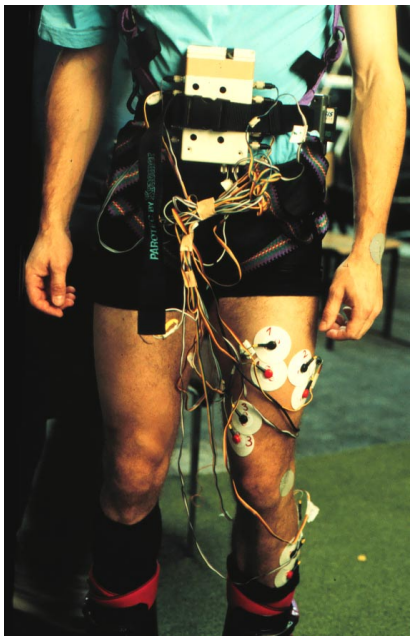


Abb. 6.18 EMG-Elektroden zur Bestimmung der Aktivität von Beinmuskeln.

Üblich ist die bipolare Verstärkung, d.h. Verwendung des Differenzsignals zwischen einem Elektrodenpaar in Bezug auf eine Referenzelektrode. Wenn eine besonders hohe Selektivität (Abgrenzung einzelner Muskeln voneinander) gefordert ist, dann kann die sog. Doppeldifferentialverstärkung (Verwendung von drei Elektroden, Erfassung zweier bipolarer Signale, Einsatz eines dritten Differentialverstärkers) zur Anwendung kommen. (Siehe dazu DE LUCA [96, S. 144 ff.] und KOH und GRABINER (251]).

Bei WINTER [483, Kap. 8.2] und [479] sowie ACIERNO u. Mitarb. [1, S. 11 ff.] sind die Verstärkeranforderungen (z.B. hinsichtlich Eingangsimpedanz, Rauschabstand, Bandbreite, usw.) zusammengestellt.

Einflussfaktoren und Fehlerquellen bei der EMG-Messtechnik

Einen vollständigen Überblick über Einflussfaktoren auf das EMG-Signal und mögliche Fehlerquellen bei dessen Erhebung liefert DE LUCA [96, S. 137 ff.]. Am bedeutendsten sind Einflüsse durch Artefakte, Übersprechen (Vermischen der Signale verschiedener Muskeln) und durch die Positionierung der Elektroden.
Wie oben erwähnt, können Kabelartefakte weitestgehend durch Vorverstärkung eliminiert werden. Welche anderen Artefakte noch auftreten können und wie sie zu kontrollieren sind, ist der Abhandlung von HARTUNG und HAVERKAMP [165] zu entnehmen.

Als Grundlage zur Einarbeitung in die Thematik des Übersprechens sollte die experimentelle Untersuchung von WINTER u. Mitarb. [484] herangezogen werden, durch Einsatz der *Doppeldifferentialverstärkung* (s.o.) kann dieser Störfaktor reduziert werden.

Empfehlungen zur Elektrodenpositionierung werden u.a. von ACIERNO u. Mitarb. [1, S. 8 ff.], gegeben, die wichtigsten Aussagen zu Positionierungseinflüssen sind bei De Luca [96, S. 140 ff.] nachzulesen. Insbesondere bei Wiederholungsmessungen am identischen Probanden spielt die Positionierung der Elektroden eine wesentliche Rolle, denn bereits geringe Abweichungen können die Reproduzierbarkeit der Messung gefährden. (Der Artikel von GOLLHOFER u. Mitarb. [153] nimmt hierzu ausführlich Stellung).

Allgemeine Leitregeln für EMG-Messungen

In den Aufsätzen von ZIPP [510] und GOLLHOFER und SCHMIDTBLEICHER [152] sind allgemeine Leitregeln zu EMG-Messungen zusammengestellt. ZWICK und KONRAD geben in ihrer Zusammenstellung [512] auf leicht verständliche Art Empfehlungen zu den notwendigen Vorbereitungen einer EMG-Messung, insbesondere zur Wahl der Aufnahmefrequenz, der Positionierung und der Auswahl des Elektrodentyps, zur Hautvorbereitung, zur Kabelfixierung sowie zur Überprüfung der Signalgüte.

EXKURS E9-3

Auswertung und Darstellung von EMG-Signalen

Für die Auswertung und Darstellung von elektromyographischen Daten haben sich eine Reihe von Verfahren etabliert, die wichtigsten davon sind in den Grundlagenarbeiten von WINTER [483, 479] und ACIERNO u. Mitarb. [1] beschrieben. Generell wird das EMG sowohl im Zeit- als auch im Frequenzbereich ausgewertet.

Die gängigen Auswerte- bzw. Darstellungsverfahren im Zeitbereich sind die

- Zentrierung und Gleichrichtung,
- Glättung oder Filterung, Hüllkurvendarstellung,
- Intergralbildung (*integriertes EMG*),
- Ermittlung mittlerer Amplituden,
- Amplituden- und Zeitnormierung,
- „Ein-Aus-Darstellung“,
- Differentialbildung (*differentielles EMG*).

Nachdem es sich beim EMG um ein Wechselspannungssignal handelt, kann das Rohsignal ohne Informationsverlust zunächst bezüglich einer für alle Kanäle gleichen Nullage zentriert und dann gleichgerichtet (d.h. alle negativen Ausschläge um die Nullinie „hochgeklappt“) werden. Damit wird eine bessere Lesbarkeit der Daten erzielt und darüber hinaus die Grundlage für die weitere Datenbehandlung gebildet.

Da das EMG-Signal einen großen stochastischen Anteil hat, sind gerade Amplitudenspitzen oft unsystematisch, weshalb Glättungs- und Filterungstechniken (analoge oder digitale) zum Einsatz kommen. Dies führt zu sog. Hüllkurvendarstellungen (engl. *linear envelope*, *envelope detection*), die sich entweder durch Tiefpassfilterung mit einer Grenzfrequenz im Bereich von 5 bis 20 Hz oder aus den über definierte Zeitintervalle (100-200 ms) berechneten Mittelwerten (engl.: *mean absolute values*, MAV bzw. dem *root-mean-square*, RMS) bildet. Die Hüllkurvendarstellung wird häufig zur Dateninterpretation herangezogen, zum Beispiel zur Interpretation des Zusammenhangs zwischen Kraft und EMG-Signal.

Ein vielfach eingesetztes Glättungsverfahren ist auch die schrittweise, jeweils über einen definierten Zeitraum (z.B. 50 ms) angestellte Berechnung und Darstellung der Fläche unter der Amplitudenkurve. Das so behandelte Signal wird als *integriertes EMG* (IEMG) bezeichnet, der Glättungseffekt dieses Verfahrens ist selbstverständlich um so größer, je länger die gewählte Integrationszeit ist.

Generell ist bei allen Filterungs- und Glättungsverfahren zu beachten, dass es zu Phasenverschiebungen, d.h. Änderungen der zeitlichen Eigenschaften des Signals kommt. Besteht also die Absicht, aus dem EMG-Signal exakte Zeitaussagen (z.B. zum Zusammenspiel betrachteter Muskeln oder zum Reflexverhalten) abzuleiten, dann sollte auf diese Verfahren verzichtet werden. In diesen Fällen bietet sich die mittlere Amplitude (engl.: *mean EMG*, *MEMG*) an, berechnet als Mittelwert des gleichgerichteten (ansonsten unbehandelten) Signals über einen definierten Zeitraum.

Aus den Zusammenhängen zur Entstehung des EMG-Signals ist ersichtlich, dass die Signalhöhe maßgeblich von den vorliegenden Ableitbedingungen abhängt. Für einen aussagekräftigen intermuskulären Vergleich einer Person und den interindividuellen Vergleich in einer Stichprobenuntersuchung ist deshalb ein Bezugsrahmen zu schaffen, auf den quantitative Aussagen bezogen werden können. Verbreitet ist hier die Amplitudennormalisierung auf die vom Probanden im Vorversuch ermittelte maximale Willkürkontraktion (engl.: *maximum voluntary contraction*, MVC). Gebräuchlich sind auch versuchsinterne Normierungen über Referenzkriterien, wie z.B. die über den gesamten Messvorgang gemittelte Amplitude oder das vorliegende Hüllkurvenmaximum. Zur Einarbeitung in das Thema Normalisierungsverfahren sind die Arbeiten von KNUTSON u. Mitarb. [250] sowie YANG und WINTER [502] zu empfehlen. In den genannten Arbeiten wird auch die zeitliche Normierung des EMG-Signals angesprochen, welche obligatorisch ist, wenn z.B. Signale von sich wiederholenden (sog. *zyklischen*) Bewegungen ausgewertet werden sollen.

Ein für manche Fragestellungen sinnvolles Vorgehen ist die Reduktion des Signals auf eine „Ein-Aus-Darstellung“ (engl: *binary threshold detection*). Dazu werden Schwellenwerte, wie z.B. *5% der maximalen Willkürkontraktion* oder *10% des Hüllkurvenmaximums* festgelegt, die - für eine bestimmte Zeitdauer - überschritten sein müssen, damit der Muskel als *aktiv* angesehen wird. Ein statistische Methode zur Ermittlung dieser dualen Darstellungsweise wird von BONATO u. Mitarb. [54] beschrieben.

Eine bislang noch wenig verbreitete, für kurze Betrachtungsintervalle und schnelle, dynamische Bewegungen jedoch interessante Darstellungsform des EMG-Signals verwenden LEEMPUTTE u. Mitarb. [269] und SPAEPEN [441]. Hier werden die Änderungen im EMG-Signal betrachtet, weshalb das Verfahren die Bezeichnung *differentielles EMG* trägt.

Abb. 6.19 illustriert – ausgehend von einem Rohsignal - drei der oben besprochenen Auswerteverfahren, (1) die Gleichrichtung mit Kennzeichnung der für einen definierten

Bereich ermittelten mittleren Amplitude, (2) die Hüllkurvendarstellung der amplitudennormierten Daten (100%-Referenz war in diesem Fall die maximale Amplitude) und (3) die „Ein-Aus-Darstellung", für welche ein Schwellenwert von 30 Prozent der vorab berechneten mittleren Amplitude und eine Zeitdauer von 20 Millisekunden gewählt wurde.

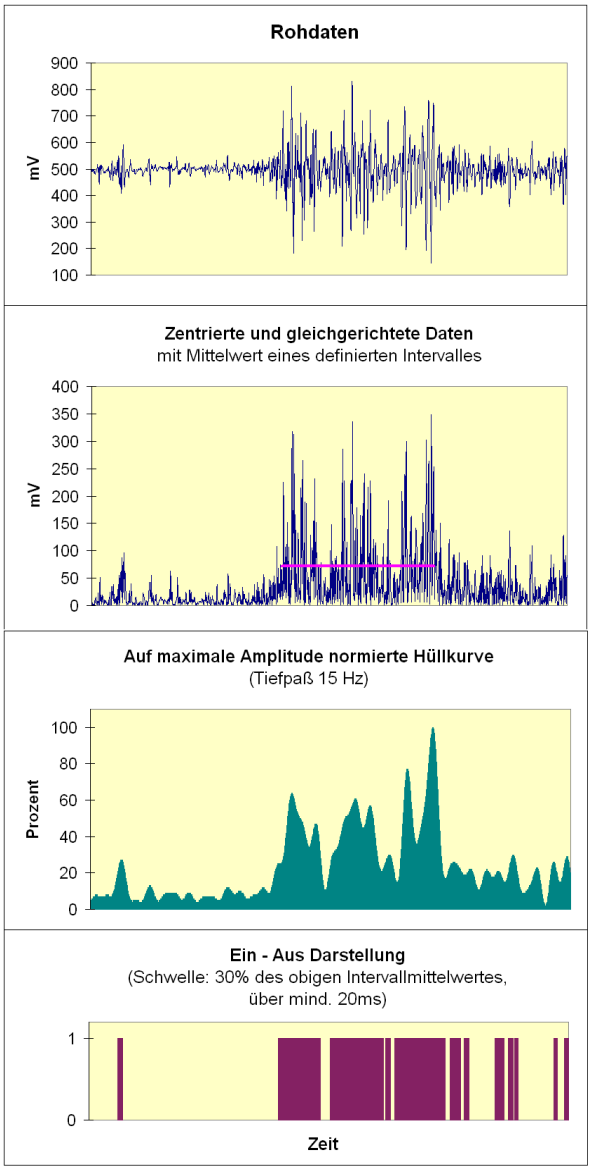


Abb. 6.19 Unterschiedliche Auswerteparameter

Meistens verwendete Auswerteparameter im Frequenzbereich sind:

- Energiespektrum (engl.: *energy spectrum*), Einheit [V^2s/Hz] bzw. Leistungsspektrum[17] (engl.: *power spectrum*), Einheit [V^2/Hz],
- Mittlere Frequenz, Medianfrequenz, Frequenzmodus [Hz],
- Totale Energie, Einheit [V^2s] bzw. Totale Leistung, Einheit [V^2],
- Bandbreite [Hz].

Durch Quadrieren des mittels (diskreter) Fast Fourier Transformation (FFT) ermittelten Amplitudenspektrums[18] (engl.: *amplitude spectrum*) erhält man das Energie- bzw. Leistungsspektrum des Signals. (*Energiespektrum*: Wenn das Signal zeitbegrenzt ist, d.h. einen endlichen Energiegehalt besitzt, wie zum Beispiel ein Aktionspotential einer motorischen Einheit. *Leistungsspektrum*: Wenn das Signal – theoretisch - einen unendlichen Energiegehalt besitzt, wie zum Beispiel das über eine definierte Messzeit aufgezeichnete EMG[19]. In den meisten Fällen kommt deshalb das Leistungsspektrum zur Anwendung). Neben der graphischen Darstellung von Energie- bzw. Leistungsspektrum (auch in logarithmischen Maßstäben, siehe WINTER [479], S. 11), werden aus ihnen diskrete Parameter wie die mittlere Frequenz, die Medianfrequenz, der

[17] Oft auch als *(spektrale) Leistungsdichte* (engl.: *power density spectrum*) bezeichnet.

[18] Oft auch als *Frequenzspektrum* (engl.: *frequency spectrum*) bezeichnet.

[19] Hier wird der Energiegehalt lediglich durch die Meßzeit begrenzt. Würde diese verlängert, dann hätte dies auch eine höhere Signalenergie zur Folge.

Frequenzmodus, die Totale Energie bzw. die Totale Leistung oder schließlich die Bandbreite bestimmt. Die mittlere Frequenz (*mean frequency*) errechnet sich dabei als arithmetisches Mittel[20] des Energie- bzw. Leistungsspektrums und die Medianfrequenz (engl.: *median frequency*) teilt es in zwei gleich große Flächen. Der Frequenzmodus (engl.: *peak power frequency*, *mode*) gibt an, bei welcher Frequenz das Energie- bzw. Leistungsspektrum sein Maximum hat. Die Totale Energie bzw. die Totale Leistung ist die Fläche unter dem Energie- bzw. Leistungsspektrum. Als Bandbreite wird im allgemeinen der 3 dB Abfall angegeben, also die Differenz zwischen jener oberen und unteren Frequenz, für welche das Leistungsspektrum auf 50% seines Maximalwertes abgefallen ist.

Die aus dem Leistungsspektrum ermittelten Parameter sind für die Beurteilung von Ermüdungserscheinungen und als Indikator für eine sich verändernde Muskelkraft von Bedeutung. So kommt es z.B. bei zunehmender Ermüdung zu einer Linksverschiebung (also Abnahme) der Median- und der mittleren Frequenz. Eine ansteigende (isometrische) Muskelkraft hat dagegen eine Rechtsverschiebung (also Zunahme) der Median- und mittleren Frequenz sowie einen Anstieg der Totalen Leistung zur Folge. (DELUCA [96, S. 155], KWATNY und Mitarb. [263], KOMI [254] und SOLOMONOW [437], Sondernummer der Zeitschrift Electromyography and Kinesiology [109]).

Abschließend ist noch auf eine interessante Form für die graphische Darstellung der Interaktion zwischen Muskeln hinzuweisen. Hierfür eignet sich bei zwei Muskeln ein EMG-EMG Diagramm, bei mehreren Muskeln kann über *multidimensional scaling* ein sogenanntes *muscle map* erzeugt werden (VAUGHAN u. Mitarb. [459], S. 55-61). Statistisch ist die intermuskuläre Koordination über Korrelations- bzw. Faktorenanalyse (z.B. VAUGHAN [459, S. 58] oder CLAUSS und EBNER [84]) auszuwerten.

EXKURS E9-4

Zusammenhang EMG und Muskelkraft

Jede Bewegung und Körperhaltung erfordert zu ihrer Erzeugung bzw. Stabilisierung gegen die Schwerkraft den Einsatz von Skelettmuskeln. Daher ist es für die wissenschaftliche Betrachtung des menschlichen Körpers in seiner Interaktion mit der Umwelt notwendig, nicht nur den Bewegungszustand (Kap. 2.4.2.1) und die auf den Körper wirkenden äußeren Kräfte (Kap. 2.4.2.4), sondern auch die vom Organismus erzeugten inneren Kräfte zu quantifizieren. Könnten die Kräfte der an einem Gelenk wirkenden Muskeln mit Hilfe der Elektromyographie bestimmt werden, dann wären alle zur Berechnung von Schnittlasten (sprich von Gelenkkräften und -momenten) notwendigen Eingangsgrößen bekannt. Wie Untersuchungen gezeigt haben, gibt es zwischen dem EMG-Signal und der

[20] $\hat{f} = \int_0^{f_{max}} f \cdot W(f) \Big/ \int_0^{f_{max}} W(f)$ mit Leistungsspektrum W*(f)*

Kraftentwicklung des Muskels jedoch nur dann einen linearen Zusammenhang, wenn dieser Muskel ⇒ isometrisch kontrahiert. In allen anderen Fällen aber, sprich wenn Bewegungen stattfinden, kann lediglich ein qualitativer Zusammenhang festgestellt werden.

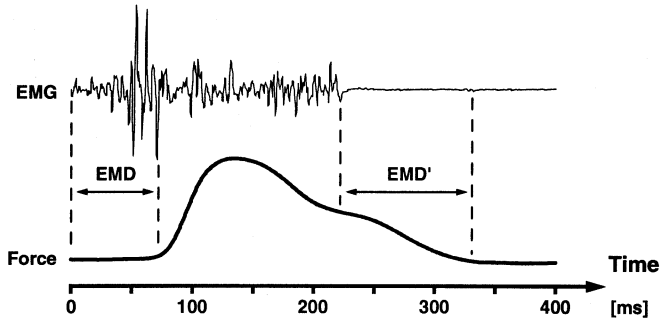


Abb. 6.20

Nicht nur die zeitliche Verzögerung (Abb. 6.20) zwischen dem Anstieg des EMG-Signals und der Muskelkraftentwicklung (engl.: *electro mechanical delay*, EMD) steht im Mittelpunkt des Forschungsinteresses, sondern ganz generell die Ableitung von (muskelspezifischen) EMG-Kraftfunktionen.

HINWEIS: Auch die Arbeitsweise des Muskels hat einen Einfluss auf die Höhe des EMG-Signals: Während eine ⇒ konzentrische Muskelarbeit durch das EMG-Signal wiedergegeben wird, führt eine ⇒ exzentrische Muskelarbeit (bei einem unter maximaler willkürlicher Kontraktion stehenden Muskel) zu keiner nennenswerten Erhöhung im EMG. Der Sehnen-Band-Apparat steht in diesem Fall jedoch unter deutlich höherer Spannung (siehe dazu: BOCHDANSKY [52]).

Als Einstieg in dieses bedeutsame Thema seien die beiden Grundlagenartikel von DE LUCA [96, S. 148-155] und HERZOG und Mitarb. [194, S. 316 ff.], empfohlen. Ein Filterverfahren zur Darstellung der Kraft aus dem EMG-Signal eines isometrisch kontrahierenden Muskels beschreiben BOBET und NORMAN [51], und auch die experimentellen Untersuchungen von SPAEPEN und Mitarb. [441], HSU und Mitarb. [211] und TANI u. NAGASAKI [453] liefern Material zur Einarbeitung. Mit Schwerpunkt *electro mechanical delay* sind schließlich zwei aktuelle Arbeiten von JÖLLENBECK [235, 236] zu nennen.

EXKURS E10

Nettomoment, Muskelkraft und Kraftgesetze zur Beschreibung der Muskelkontraktion

Das während einer Bewegung von den Gelenkmuskeln erzeugte Nettomoment M_{net} wird durch folgende Beziehung wiedergegeben:

$$M_{net} = \sum \boldsymbol{F}_i \times \boldsymbol{h}_i$$

$\boldsymbol{F}_i$ = Zugkraft von Muskel i an seiner Endsehne
$\boldsymbol{h}_i$ = Hebelarm der Endsehne von Muskel i zum momentanen Gelenkdrehpunkt

Für den Hebelarm gilt:

$$\boldsymbol{h}_i = f(\text{Gelenkgeometrie, aktueller Gelenkwinkel})$$

Die Kraft, die ein sich kontrahierender Muskel an seiner Endsehne hervorrufen kann, ist eine komlexe Funktion des aktuellen Bewegungszustandes und der Bewegungsregulation des Menschen:

$$\boldsymbol{F}_{\mathrm{i}} = f(\text{Innervationszustand } R^*, \text{ Muskellänge, Kontraktionsgeschwindigkeit})$$

Der Innervationszustand schließlich ist - vereinfacht ausgedrückt - vom zentralen Nervensystem und den Reflexbögen gesteuert, also:

$$R^* = f(\text{Tätigkeit des ZNS, reflektorische Effekte})$$

Zur Ableitung geeigneter Kraftgesetze der Muskelkontraktion, die diese funktionellen Abhängigkeiten beschreiben, nimmt SCHMALZ in seinem Buch [406, S.18-20] Stellung.
Danach legte lediglich HATZE [171] eine nach intensiver 15-jähriger Forschungsarbeit ermittelte Beziehung vor, welche alle oben genannten Parameter berücksichtigt. Die wichtigsten Gleichungen aus dieser Arbeit HATZES sind nachfolgend (wie zitiert von Schmalz [406]) zusammenstellt:

Für die Muskelkraft f_m gilt:

$$f_m \;=\; R_a \cdot k(l_m) \cdot b_1 \cdot \sqrt{1 - \frac{b_2{}^2}{(l_m - l_m^* + b_3}} \cdot \frac{\tanh(C \cdot V_m - D) - \tanh(C \cdot \dot{l}_0(l_m, R_q) - D)}{\tanh(-D) - \tanh(C \cdot \dot{l}_0(l_m, R_q) - D)}$$

mit:

$$k(l_m) = k(l_m, l_m^*, b_4, b_5, b_6, b_7, b_8, b_9, b_{10})$$

und:

$$\dot{l}_0(l_m, R_q) = \dot{l}_0(l_m, l_m^*, b_{11}, b_{12}, R_q)$$

Dabei ist l^*_m die Muskellänge beim Maximalwert der isometrischen Kraft, die b_i (i=1,...12) sowie C und D sind die den jeweiligen Muskel kennzeichnenden Werte. V_m entspricht der Kontraktionsgeschwindigkeit (also $-dl_m / dt$) des Muskels. Die Länge l_m definiert die Länge des kontraktilen Elementes (nicht die Gesamtlänge des Muskel-Sehnen-Komplexes). Die Größen R_a und R_q stehen für den Innervationszustand der Muskulatur. Sie ergeben sich wiederum aus Differentialgleichungen erster Ordnung, welche weitere muskelspezifischen Kennwerte, neurophysiologische Steuergrößen (u.a. die Anzahl der momentan effektiv arbeitenden motorischen Einheiten) und den mechanischen Parameter Muskellänge enthalten. Diese DGLen sind Ergebnisse von Überlegungen zur Beschreibung der Steuerung von Bewegungen.

Da es aber nach SCHMALZ bis heute noch nicht gelungen sei, alle in HATZES Beziehung vorkommenden Konstanten einer objektiven Messung zugängig zu machen, schlägt er als praktikable Lösung die von SUST [452] vorgestellte Modellfunktion vor.

Nach dieser gilt für die Muskelkraft f_m :

$$f_m(t) = \frac{c}{V_m(t) + b} - a$$

V_m entspricht der Kontraktionsgeschwindigkeit (also $-dl_m / dt$) und die Konstanten a, b und c beschreiben die globalen Eigenschaften des kontraktilen Systems. Zur Bestimmung der Konstanten siehe bei SCHMALZ [406] dessen Kap. 3.2.3.2, 4 und 5.

Dieser verallgemeinerte Ansatz der sog. HILLschen Relation stellt nach Meinung von SCHMALZ den derzeit sinnvollsten „*...Baustein der Physiologie*“ für die Anwendung in der Biomechanik dar. Allerdings begrenzt er dessen Anwendung auf Bewegungen, bei denen „*...annähernd konstante Reizbedingungen vorliegen*“ und „*...die mit maximaler subjektiver Anstrengung*“ ausgeführt werden.

EXKURS E11-1

Begrifflichkeiten der Arbeits- und Leistungsbilanzierung

Positive (konzentrische) versus negative (exzentrische) Muskelarbeit

Dieses Begriffspaar differenziert die Arbeitsweise eines Muskels und bestimmt letztlich die Richtung des Energieflusses zwischen Muskel und dem sich bewegenden Körpersegment. Positive (oder auch konzentrische) Muskelarbeit wird dann verrichtet, wenn die Kontraktion (Anspannung) eines Beuger- bzw. Streckermuskels tatsächlich zu einer Beugung bzw. Streckung im betreffenden Gelenk führt. Tritt jedoch, trotz Muskelkontraktion, eine Gelenkbewegung in entgegengesetzter Richtung auf (was dann der Fall ist, wenn die äußeren Lasten größer sind als die zur Verfügung stehende Körperkraft bzw. das Körperkraftmoment, siehe Kap. 2.4.2.7), dann liegt eine negative (oder auch exzentrische) Muskelarbeit vor. Während bei konzentrischer Muskelarbeit ein Energietransfer vom Muskel auf das Körperteil stattfindet, muss der Muskel bei exzentrischer Arbeitsweise die von den Gliedmaßen übertragene Energie absorbieren.

Energieaustausch im Körperinneren, Innere Arbeit versus Äußere Arbeit

Obwohl sich die ALB in der Biomechanik nicht grundsätzlich von der des Maschinenbaus unterscheidet, besteht doch ein wesentlicher Unterschied: Die einzige Quelle für mechanische Energie ist die Muskulatur und bis auf geringe Mengen - nämlich die Wärmeproduktion durch Reibung und Viskosität in den anatomischen Strukturen - wird diese Energie dort auch wieder verbraucht. Mit anderen Worten: Es findet ein unbekannter Energieaustausch im Inneren des Körpers statt, der mit dem äußerlich beobachtbaren zunächst nichts zu tun hat. Dies wird daran deutlich, dass zum Beispiel für das Gehen in der Ebene Energie benötigt wird (wir ermüden dabei), die äußere Energiebilanz jedoch

gleich Null ist. Eine ALB in der Biomechanik legt den Schwerpunkt der Betrachtung deshalb auf den im Körperinneren stattfindenden Energieaustausch, der durch die Überlagerung von folgenden vier Einzelphänomenen gekennzeichnet ist:

(1) Energieerzeugung durch den Muskel (*konzentrische Kontraktion*),
(2) Energieabsorption durch den Muskel (*exzentrische Kontraktion*),
(3) Energieübertragung durch den Muskel (*Aktiver Transfer*),
(4) Energieübertragung zwischen den Segmenten (*Passiver Transfer*).

Die konzentrische und die exzentrische Kontraktionsarbeit der Muskeln wird mit dem Begriff Innere Arbeit zusammengefasst. Sie wird dazu benötigt, die Körperteile selbst (also ohne Vorhandensein äußerer Lasten) in bestimmten Positionen gegen die Schwerkraft zu halten oder zu bewegen. Die Äußere Arbeit ist dann die vom Körper auf äußere Lasten ausgeübte, bzw. auch umgekehrt, von diesen am Körper bewirkte Arbeit.

Beispiel: Anheben einer Last (positive Äußere Arbeit), Auftreffen des Balles am Tennisschläger (negative Äußere Arbeit). Ein Grenzfall für diese Definition der Äußeren Arbeit stellt das Auf- oder Absteigen dar. Hierbei werden die Körpersegmente bewegt (d.h. es wird einmal innere Arbeit verrichtet) und gleichzeitig angehoben (bzw. abgesenkt), was in diesem Fall - auch ohne Vorhandensein äußerer Lasten - eine Äußere Arbeit bedeutet.

HINWEIS: Abweichend zur vorgenannten Definition legen einige Wissenschaftler, wie z.B. CAVAGNA und FRANZETTI [74] oder KANEKO [241] die Äußere Arbeit als Produkt der auf den Körper wirkenden resultierenden Kraft und der Verschiebung des Körperschwerpunktes in Richtung dieser Kraft fest (in der englischen Literatur als *Center of Mass Approach* bezeichnet). Ein experimentelles Verfahren zur Bestimmung der so definierten äußeren Arbeit wird bei SUN und HILL [451] beschrieben. Diese Definition führt dazu, dass sich z.B. für das Gehen in der Ebene eine von Null verschiedene Äußere Arbeit errechnet, was jedoch im Widerspruch zur Physik steht. (Kritische Anmerkungen zu diesem Verfahren, siehe auch bei WINTER [482], S. 126).

Unter dem aktiven Transfer ist der Energiefluss zu verstehen, der über den Muskel (auch ohne dass dieser kontrahiert) auf die mit ihm in Verbindung stehenden Körpersegmente erfolgt. Dieses Phänomen ist völlig getrennt von der Eigenschaft der Muskulatur zu sehen, Energie produzieren bzw. absorbieren zu können. (Analogie zur Technik: Der im Kfz eingebaute Motor überträgt über seine Lagerstellen Kräfte und Momente auf das Chassis und erzeugt gleichzeitig ein Drehmoment an der Kurbelwelle). Die Höhe der durch den aktiven Transfer übertragenen Energie[21] ist vom Bewegungszustand der beiden benachbarten Segmente abhängig (ROBERTSON und WINTER [376]).
Die vierte, in einer ALB zu betrachtende Energiekomponente, ist die des passiven Transfers. Dieser Arbeitsanteil gibt die Tatsache wieder, dass an den Kontaktstellen

[21] In der *Leistungsbilanz zwischen den Segmenten* (EXKURS E11-5, S. 213) wird dieser Energieanteil berücksichtigt.

benachbarter Segmente Schnittlasten auftreten, deren Komponenten kollinear mit dem Bewegungsvektor liegen, also Arbeit verrichten (Abb. 6.21).

Diese Energieübertragung von einem Körperteil auf das andere - in der Sportwissenschaft mit dem Begriff *Bewegungskopplung* bezeichnet - ist von großer Bedeutung für die Aufrechterhaltung einer Bewegung. (Die Verwendung des Begriffes *passiv* reflektiert die Tatsache, dass diese Art der Energieübertragung keine Muskelbeteiligung benötigt).

Beispiel: Gehen in der Ebene: Am Ende der Schwungphase des Unterschenkels wird dessen Rotationsenergie über den Oberschenkel auf die Hüfte und weiter auf den Oberkörper übertragen, wo sie in translatorische Energie umgewandelt wird und den Oberkörper in Gehrichtung „nach Vorne zieht".

Die mittels passiven Transfer übertragene Energie verändert den Gesamtenergiezustand des Körpers nicht, in der Leistungsbilanz eines einzelnen Segmentes (siehe EXKURS E11-5) muss dieser Energieanteil jedoch berücksichtigt werden.

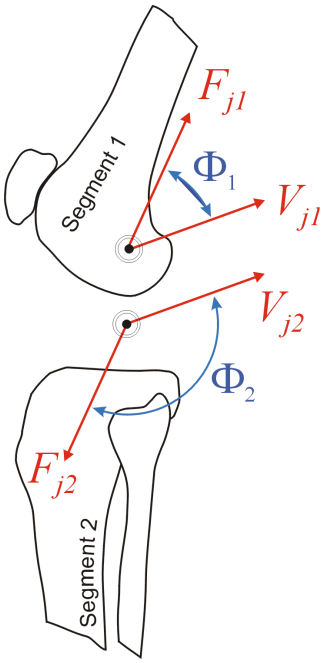


Abb. 6.21 Schnittlasten für die Ermittlung des passiven Transfers.

EXKURS E11-2

Bestimmung der Inneren Arbeit

Eine Reihe von Verfahren sind im Laufe der Zeit für die Berechnung der Inneren Arbeit zur Anwendung gekommen. Einige davon – insbesondere die aus den Anfängen der ALB - weisen jedoch gravierende Mängel auf, die darin bestehen, dass bestimmte Komponenten in der Bilanz der Inneren Arbeit nicht berücksichtigt wurden. Die wichtigsten Verfahren und die jeweils nicht berücksichtigten Arbeitsanteile sind in einer Tabelle bei WINTER [482, S. 130] zusammengestellt. Danach sind lediglich das Verfahren über die Bestimmung der Gelenkleistung (engl.: *Joint Power Technique*, JPT) und das Verfahren über die Bestimmung der Muskelleistung (engl.: *Muscle Power Technique*, MPT) geeignet, um realistische Werte für die Innere Arbeit zu erhalten.

Das Vorgehen bei der MPT, welche im Gegensatz zur JPT in der Bilanz sogar den sog. *Kokontraktionsanteil* – siehe nachfolgenden EXKURS E11-3 – berücksichtigt, ist in der Arbeit von YACK [500] beschrieben. Es erfordert die Kenntnis aller am Gelenk wirkenden Muskelkraftzeitfunktionen und der Geschwindigkeiten der Muskelansätze. Da diese Funktionen nur in Ausnahmefällen bekannt sind, (weil dazu das sog. *Überbestimmtheitsproblem* - siehe EXKURS E13-5, S. 223 - gelöst werden muss), wird im Folgenden das etwas weniger aufwendige Verfahren über die *Gelenkleistung* erläutert.

Die an einem Gelenk j erzeugte Muskelleistung P^j_{mech} (engl. *muscle power*) ist das Produkt aus dem resultierenden Muskelmoment aller am Gelenk wirkenden Muskeln M^j_{Netto} (*Nettomoment*, siehe Kap. 2.4.2.7, S. 29) und der Winkelgeschwindigkeit ω^j der Gelenkbewegung:

$$P^j_{mech} = M^j_{Netto} \cdot \omega^j \qquad [\mathrm{W}]$$

$$\text{Nettomoment } M^j_{Netto} = M^j_{Netto}(t) \quad [\mathrm{Nm}], \qquad \omega^j = \omega^j(t) \quad [\mathrm{rad/s}]$$

Während sich die Winkelgeschwindigkeit mit Hilfe der in Kap. 2.4.2.1 erläuterten peripheren BA experimentell bestimmen lässt, gibt es keine Möglichkeit das Nettomoment auf direktem Wege zu ermitteln. Verfahren zur seiner Bestimmung, z.B. über die sog. *Inverse Dynamik* oder die *Vorwärtssimulation unter Verwendung globaler Ansätze für die Nettomomente*, werden bei der mathematischen Modellierung (Kap. 2.4.4.3) und im Rahmen der EXKURSE E13-3 und E13-4 (S. 219 ff.) ausführlich besprochen.

Durch abschließendes Integrieren der nach obiger Formel ermittelten Muskelleistungszeitfunktion erhält man die von den Muskeln im Gelenk verrichtete mechanische Arbeit:

$$W^j_{mech} = \int_{t_1}^{t_2} P^j_{mech}\, dt$$

Die Nullstellen der Muskelleistung (Abb. 6.22) sind hierbei von besonderer Bedeutung, weil durch sie die Bereiche (und damit das Ausmaß) positiver und negativer Muskelarbeit festgelegt sind.

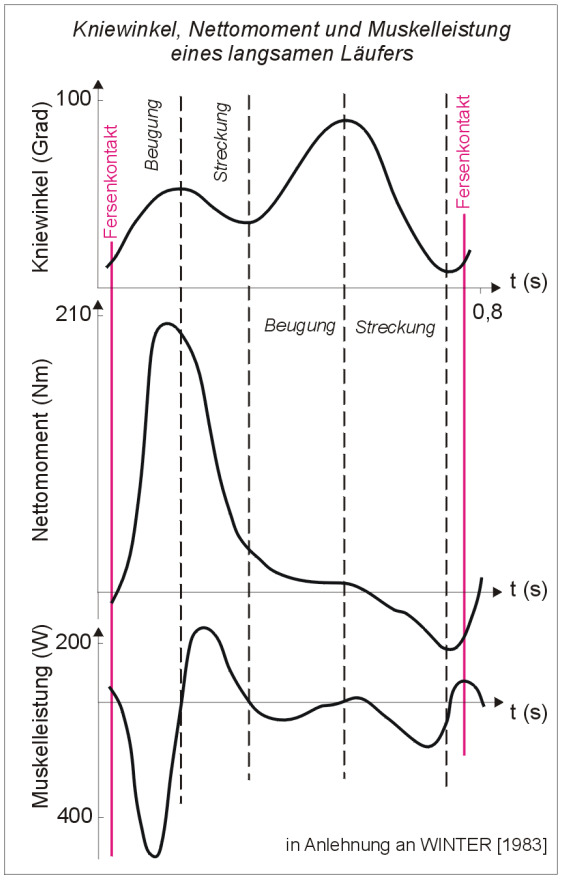


Abb. 6. 22: Bestimmung der Inneren Arbeit über die Muskelleistung.

Anmerkungen:

- Die mittels JPT bestimmte Muskelarbeit stellt die Summe aus Innerer und Äußerer Arbeit W^j_{mech} im Gelenk j dar[22]. Daraus ergibt sich folgende Konsequenz: sollte eine Gesamtbilanz nur der Inneren Arbeit gewünscht sein (und es liegt keine Bewegung vor, bei der die Äußere Arbeit gleich Null ist), so ist das beschriebene Verfahren für alle bewegten Gelenke durchzuführen und die ermittelten Arbeitsanteile zu addieren. Von dem so erhaltenen Wert ist dann die (gesamte) Äußere Arbeit – ermittelt wie in EXKURS E11-4 beschrieben – abzuziehen.

[22] Dasselbe gilt auch für die mittels MPT ermittelte Arbeit.

- In der mittels JPT berechneten Muskelarbeit W^j_{mech} eines Gelenkes ist der Kokontraktionsanteil (s. nachfolgender EXKURS) noch nicht berücksichtigt und muss ggf. noch addiert werden.
- Einen Sonderfall stellt die ⇒ isometrische Kontraktion gegen einen unüberwindbaren Widerstand dar. Da hier keine Gelenkbewegung auftritt ($\omega^j = 0$), errechnet sich – obwohl das Nettomoment im betrachteten Gelenk natürlich ungleich Null ist - die mechanische Muskelarbeit nach obiger Gleichung zu Null. Eine Äußere Arbeit tritt ebenfalls nicht auf (keine Bewegung des Kraftangriffspunktes der Reaktionslasten). Lösung: Das Nettomoment ist ohne den Umweg über die Gelenkleistung mit der Inneren Arbeit gleichzusetzen.

EXKURS E11-3

Bestimmung des Kokontraktionsanteils

Unter dem Phänomen der „Kokontraktion" ist zu verstehen, dass in einem Gelenk ⇒ Agonist und ⇒ Antagonist gleichzeitig aktiv sind, weshalb sie sich in ihrer Wirkung teilweise aufheben. Da in der oben beschriebenen Vorgehensweise zur Bestimmung der Inneren Arbeit nur die Nettomomente verwendet werden, ist in dieser Bilanz der teilweise beträchtliche Kokontraktionsanteil noch nicht enthalten. Ein Verfahren für dessen überschlägige Bestimmung wird bei WINTER [482, S. 115] und FALCONER und WINTER [120] beschrieben. Folgende Vorgehensweise steht dahinter:

(1) An den beiden gegensätzlich wirkenden Muskeln werden bei der zu untersuchenden Bewegung EMG-Messungen (Kap. 2.4.2.6), kombiniert mit einer peripheren Bewegungsanalyse (Kap. 2.4.2.1), durchgeführt. Beispiel: EMG-Messungen des *M. tibialis anterior* und des *M. soleus* beim Laufen mit gleichzeitiger Bestimmung des zeitlichen Verlaufes des Sprunggelenkswinkels.

(2) Aus einer vorab durchgeführten Muskeldynamometrie (Kap. 2.4.2.7) zur Ermittlung der Maximalkraft bei isometrischer Kontraktion mit parallel durchgeführter Erfassung der EMG-Signale der Muskeln, erhält man einen Zusammenhang zwischen den beiden EMG-Signalen und der auftretenden (maximalen) Körperkraft. Diese Messung muss bei verschiedensten Gelenkwinkeln durchgeführt werden, so dass jeweils ein gelenkwinkelabhängiger EMG-Kraftzusammenhang bekannt wird.

(3) Die in der Bewegung ermittelten EMG-Hüllkurven werden mit dem unter (2) ermittelten EMG-Kraftzusammenhang „kalibriert" und in ein gemeinsames Diagramm gezeichnet.

(4) Den gesuchten Kokontraktionsanteil (in Prozent) erhält man, indem man die Flächen A und B unter den beiden Kurven und die von beiden Kurven gemeinsam gebildete Fläche A&B nach folgender Gleichung in Beziehung setzt:

$$\%KoKa = 2 \cdot \frac{Gemeinsame\ \ Fläche\ A\ \&\ B}{Fläche\ A + Fläche\ B}$$

EXKURS E11-4

Bestimmung der Äußeren Arbeit

Die Ermittlung dieses Arbeitsanteiles ist – im Vergleich zur Inneren Arbeit – weniger aufwendig und wird deshalb auch häufiger praktiziert. Grundsätzlich werden hierzu experimentell bestimmt,

- die an den Terminalsegmenten (Händen, Füßen) wirkenden äußeren Lasten (mit Hilfe der in Kap. 2.4.2.4 vorgestellten Methode der (Boden)Reaktionskraftmessung), und
- die Geschwindigkeiten der Kontakt- bzw. Kraftangriffspunkte (z.B. mit Hilfe der in Kap. 2.4.2.1 besprochenen peripheren BA).

Beispiel: Messung der an beiden Pedalen eines Fahrrades übertragenen Kraftkomponenten Fx(t), Fy(t) und Fz(t) sowie der Geschwindigkeitskomponenten Vx(t), Vy(t) des Kontaktpunktes der Fußsohle mit dem jeweiligen Pedal.

Die äußere Arbeit W_{ext} errechnet sich dann als Integral des Skalarproduktes der beiden gemessenen resultierenden Vektoren $\boldsymbol{F_R}=(F_x, F_y, F_z)$ und $\boldsymbol{V_A}=(V_x, V_y, V_z)$:

$$W_{ext} = \int_{t_1}^{t_2} \vec{F}_R \cdot \vec{V}_A \, dt = \int F_x \cdot V_x \, dt + \int F_y \cdot V_y \, dt + \int F_z \cdot V_z \, dt$$

$\boldsymbol{F_R}$	Vektor der resultierenden Kraft
$\boldsymbol{V_A}$	Geschwindigkeitsvektor des Kontakt- bzw. Kraftangriffspunktes
$F_x = F_x(t)$ bzw. $V_x = V_x(t)$ $F_y = F_y(t)$ bzw. $V_y = V_y(t)$ $F_z = F_z(t)$ bzw. $V_z = V_z(t)$	gemessene Zeitfunktionen der Komponenten von $\boldsymbol{F_R}$ bzw. $\boldsymbol{V_A}$

Hinweise:

- Der Betrag des Geschwindigkeitsvektors beim Sichbewegen (Gehen, Laufen, Kniebeugen, Seilhüpfen, ...) in der Ebene ist praktisch Null ($W_{ext} \approx 0$). Da sich die Bodenreaktionskräfte in den Nettomomenten niederschlagen, errechnet sich aber eine entsprechend hohe Innere Arbeit (konzentrische bzw. exzentrische Muskelkontraktion zur Erzeugung der Abstoß- bzw. Abbremsbewegung).
- Befindet sich der Körperschwerpunkt (KSP) nach Beendigung der Bewegung auf einem anderen Niveau als zu Beginn (z.B. Bergauffahrt mit dem Fahrrad), addiert bzw. subtrahiert sich zu der nach obiger Gleichung berechneten Äußeren Arbeit noch die geleistete bzw. absorbierte Hubarbeit. (Sonderfall Auf- bzw. Abstiege zu Fuß: wegen $|\boldsymbol{V_A}| \approx 0$ ist die Äußere Arbeit gleich der Änderung der potenziellen Energie des Körperschwerpunktes.

Beispiel: Äußere Arbeit beim Skifahren. Hier sind sowohl V_A also auch die Hubarbeit des KSPes – bei Vernachlässigung der Vertikalbewegungen – gleich Null. Damit wird keine äußere Arbeit verrichtet. Aber: Die beim Abfahren frei werdende potenzielle Energie führt zu entsprechenden Bindungskräften, die auf das System Skifahrer einwirken und sich auf die Bilanz der Inneren Arbeit niederschlagen.

EXKURS E11-5

Bestimmung der Leistung zwischen den Segmenten

Die im EXKURS E11-2 beschriebene JPT zur Bestimmung der mechanischen Muskelarbeit liefert die in den einzelnen Bewegungsphasen vom Muskel erzeugte bzw. absorbierte (Netto)Kontraktionsarbeit, die notwendig ist, um die äußerlich beobachtbare Segmentbewegung und die etwaiger externer Lasten zu realisieren. Sie liefert jedoch nicht die insgesamt zwischen benachbarten Körpersegmenten übertragene Energie. Mit Hilfe der von WINTER [482, Kap. 5.5] beschriebenen *Leistungsbilanz zwischen Segmenten* wird nicht nur die insgesamt übertragene Leistung, sondern auch deren Aufteilung in den passiven und aktiven Transfer sowie den Kontraktionsanteil der Muskeln ermittelt.

Das Verfahren setzt - gemäß Energieerhaltungssatz - die am ⇒ distalen und am ⇒ proximalen Segmentende übertragenen Leistungen mit der Gesamtenergieänderung des betrachteten Körperteiles gleich:

$$\frac{dW_{Segment}}{dt} = P_{passiv}^{proximal} + P_{muskulär}^{proximal} + P_{passiv}^{distal} + P_{muskulär}^{distal}$$

Die passiv über ein Gelenk hinweg übertragene Energie ist durch das Skalarprodukt des wirkenden Schnittlast- und Geschwindigkeitsvektors bestimmt. So gilt beispielsweise für die am proximalen Segmentende passiv übertragene Energie (bei einer ebenen Bewegung):

$$P_{passiv}^{proximal} = F_{x,prox} \cdot V_{x,prox} + F_{y,prox} \cdot V_{y,prox}$$

Die über die Muskulatur übertragene Energie errechnet sich aus dem Produkt Nettomoment und Segmentwinkelgeschwindigkeit, also:

$$P_{muskulär}^{proximal} = M_{Netto,prox} \cdot \omega_{Segment} \quad \text{bzw.} \quad P_{muskulär}^{distal} = M_{Netto,dist} \cdot \omega_{Segment}$$

Die Gesamtenergieänderung dW_{Seg}/dt des Segments ergibt sich aus den Änderungen der translatorischen, rotatorischen und potenziellen Energie des Segmentschwerpunktes im betrachteten Zeitinkrement. Die entsprechenden Werte erhält man über die Methode der peripheren Bewegungsanalyse (Kap 2.4.2.1), und auch die benötigten Winkel- und Lineargeschwindigkeiten an den beiden Segmentenden werden mit ihrer Hilfe bestimmt. Wesentlich komplizierter ist die Ermittlung der Komponenten der beiden Schnittlastvektoren $\boldsymbol{F}_{prox}$ und $\boldsymbol{F}_{dist}$ sowie der wirkenden Nettomomente. Hierfür können nur die indirekten Verfahren eingesetzt werden, die im Kap. 2.4.4.3 bei der Methode der mathematischen Modellierung und in den EXKURSEN E13, S. 218 ff. noch ausführlich erläutert werden.

Ein einfach nachvollziehbares Beispiel einer Leistungsbilanz zwischen Segmenten mit konkreten Zahlenangaben ist bei WINTER [482, S. 134 ff.] beschrieben.

EXKURS E11-6

Bestimmung des Gesamtenergiebedarfs

Die insgesamt vom Organismus produzierte mechanische Arbeit stellt die Summe der Inneren Arbeit (einschließlich des Kokontraktionsanteiles) und der Äußeren Arbeit dar. Insbesondere im Zusammenhang mit Fragestellungen zum Wirkungsgrad der menschlichen Energiebereitstellung (siehe nachfolgender Abschnitt), ist die vom Organismus insgesamt benötigte biochemische bzw. metabolische Energie von Interesse. Dieser Energieanteil wird mit Hilfe der sog. *Ergometrie* (oder *indirekten Kalorimetrie*) ermittelt, ein Verfahren, bei dem das vom Organismus aufgenommene Sauerstoffvolumen und die abgegebene Kohlendioxidmenge gemessen und bilanziert werden. Eine umfassende Beschreibung dieses Verfahrens würde den Rahmen der vorliegenden Arbeit sprengen, weshalb hier lediglich Literaturhinweise gegeben werden; ALVES und GOMES-PEREIRA [7], DICKHUTH u. Mitarb. [99], JESCHKE [228], MCLEAN und TOBIN [295] und RAVUSSIN u. Mitarb. [366].

EXKURS E11-7

Wirkungsgradbetrachtungen

Bei der Bewertung konstruktiver Maßnahmen (z.B. Veränderung der Tretkurbellänge am Fahrrad) oder bewegungstaktischen Vorgaben (z.B. Erhöhung der Schlagfrequenz im Ruderboot) tritt immer wieder der Begriff des Wirkungsgrades (engl.: *efficiency*) in den Vordergrund. Autoren wie WINTER [482, S. 107], oder HOF [201, S. 448] weisen darauf hin, dass diese Größe häufig mißbraucht und falsch verstanden wird. Konsequenterweise wurde dieser Begriff zum Leitthema einer Sonderausgabe [155] des Journals of Applied Biomechanics (Human Kinetics Publishers, USA), in welcher über zwanzig Fachartikel zu dieser Thematik enthalten sind. Auch die Arbeit von VOIGT u. Mitarb. [460] ist in diesem Zusammenhang zu nennen.

Einigkeit besteht über die Definition des metabolischen Wirkungsgrades, der wiedergibt, wie gut das Energiebereitstellungssystem des Organismus biochemische Energie in mechanische umwandelt:

$$metabolischer\ Wirkunggrad = \frac{\sum mechanische\ Arbeit\ der\ ges.\ Muskulatur}{\sum Metabolische\ Energie\ der\ ges.\ Muskulatur}$$

Das Problem besteht darin, dass bis heute die beiden Energieanteile dieser Definitionsgleichung nicht bestimmbar sind. Grund: Es sind weder alle für die mechanische Muskelarbeit notwendigen Kraft- und Geschwindigkeits-Zeitfunktionen, noch der Energiebedarf der an einer Bewegung beteiligten Muskeln bekannt. Aus diesem Grund wurden eine ganze Reihe anderer Definitionen aufgestellt, so zum Beispiel der *mechanische WG* oder der *Arbeitswirkungsgrad* (WINTER [482]), die *Bewegungseffizienz*

bzw. *Bewegungseffektivität* (HOF [201]) oder die *Effizienz der positiven Arbeit*[23] (PRILUTSKY [357]).
Da der Organismus mehr Energie für die Bereitstellung positiver Muskelarbeit benötigt als für den gleichen Betrag an negativer Muskelarbeit, muss zur Bestimmung des metabolischen Energiebedarfs das Verhältnis zwischen konzentrischer und exzentrischer Muskelarbeit bei der betrachteten Bewegung bekannt sein. WINTER [482] gibt auf S. 108 seiner Arbeit diesen Sachverhalt durch die Unterscheidung zwischen einem *positiven* und einem *negativen* Arbeitswirkungsgrad wieder. Auch WOLEDGE [488] schlägt vor, bei der Definition des Wirkungsgrades zwischen den Vorgängen der Muskeldehnung der der und Muskelverkürzung zu unterscheiden.
In der Regel können die Arbeits- oder Leistungsanteile in den Gleichungen für die genannten Wirkungsgrade nach den oben dargestellten Verfahren der ALB bestimmt werden.

Bei WG Betrachtungen stehen oft auch die Ursachen für eine reduzierte Bewegungseffizienz im Vordergrund. WINTER [482, S. 115 ff.] unterscheidet in diesem Zusammenhang vier Phänomene, wobei die zu Beginn dieses Exkurses bereits erläuterte Kokontraktion das bedeutendste darstellt. Bis zu einem gewissen Maß sind Kokontraktionen normal und erwünscht (z.B. bei hohen Gelenkbelastungen, weil sie die Stabilität des Gelenkes erhöhen). Bei vielen Bewegungskrankheiten ist jedoch ein zu großer Anteil an Kokontraktion vorhanden.

EXKURS E12

Anwendung physikalischer Dummys in der Produktentwicklung

Beispiel 1:
Seit längerem werden mechanische Modelle des Menschen, mit vielerlei Sensorik ausgestattet und in der Automobilindustrie zur Unfallforschung eingesetzt. Die dabei durchgeführten Crashtests haben das Ziel, Verletzungsrisiken bei Unfällen abzuschätzen, als gefährlich erkannte Fahrzeugkomponenten zu verbessern und Schutzvorrichtungen zu überprüfen. Die Komplexität der hierbei verwendeten Crashtestdummys hängt von den Testzielen ab; nicht für alle Tests benötigt man ein hochentwickeltes oder detailliertes Modell. So genügt es häufig, nur jene Körperteile zu modellieren, die beim Unfall mit einem Fahrzeugteil Kontakt hätten. Eine Übersicht der derzeit eingesetzten Dummys, die Kriterien und Vorgehensweise für deren Entwicklung und einen Ausblick auf aktuelle und künftige Entwicklungen sind in einem Artikel von BEUSENBERG [41] zusammengefasst. Besonderes Augenmerk jeder Entwicklung von Crashtest-Dummys gilt ihrer Validierung, also der Untersuchung der Vergleichbarkeit von Modell und Mensch. Hier kommen häufig

[23] Hinweis: PRILUTSKYS Definition des Begriffes *positive Arbeit* weicht von der in der vorliegenden Arbeit gegebenen Definition ab.

Kadaverexperimente zur Anwendung. Vereinzelt nutzt man auch Tiere, wenn die betroffenen Körperteile den menschlichen ähneln. Die mit der Entwicklung von Crashtestdummys verbundenen hohen Kosten haben dazu geführt, dass kaum Neuentwicklungen durchgeführt werden. Stattdessen hat sich der 1977 von der GENERAL MOTORS (Detroit, USA) erstmalig vorgestellte Crashtestdummy *Hybrid* zum offiziellen Industriestandard entwickelt. Das aktuelle Modell *Hybrid III* verfügt über mehr als 60 Sensoren, kostet etwa 260,000 Mark und wird in einer ganzen Reihe von nationalen und internationalen Normen zur Unfallforschung, wie z.B. den TC 22 Standards [443], als Stand der Technik zugrunde gelegt. Zahlreiche Hersteller, wie z.B. FIRST TECHNOLOGY SAFETY SYSTEMS Inc. (Plymouth, Michigan, USA), KYOWA (Tokyo, Japan), MILLBROOK (Bedford, England) bieten diesen und andere Dummys sowie die zugehörige Sensorik an.

Beispiel 2:
WILKE u. Mitarb. [474] entwickelten ein mechanisches Wirbelsäulenmodell, welches die Bewegungscharakteristik der menschlichen Wirbelsäule nachbildet und auf die Eigenschaften einzelner oder mehrerer (auch erkrankter) Wirbelkörper näherungsweise angepasst werden kann. Das Bewegungsverhalten des Modells wurde mit Humanpräparaten verglichen; es zeigte sich, dass es in allen Richtungen vergleichbare Bewegungsumfänge und ein unter Belastung ähnliches Verhalten (Steifigkeitszunahme und Hysterese) aufweist. Das Modell kann als Standard für den Vergleich verschiedener Wirbelsäulenprüfstände dienen, darüber hinaus – statt Leichenpräparate - zum Test von Implantaten verwendet werden.

Beispiel 3:

Für die reproduzierbare Beurteilung von ⇒ Knieorthesen hinsichtlich ihrer stabilisierenden Eigenschaften wurde von BINDER und Mitarb. [48] ein Kniesimulator vorgestellt und in einer Vergleichsstudie (SCHAFF u. Mitarb. [403]) bewertet. Dieses physikalische Modell besteht aus einem freien Ober- und Unterschenkelsegment, die über Schrittmotoren unabhängig voneinander bewegt werden können. Dies ermöglicht die Simulation der realen Kniegelenkskinematik, d.h. Bewegungen in allen fünf physiologischen Freiheitsgraden in beliebigen Kombinationen. Darüber hinaus wurde über eine pneumatische Ansteuerung von speziell geformten Luftkammern, welche sich im Oberschenkel- und Unterschenkelsegment befinden, die Wirkung der sich kontrahierenden Muskulatur und der sich verschiebenden Haut nachgebildet. Über eine Mehrkomponentenmesszelle können die von einer angelegten Knieorthese aufgenommenen Kräfte und Momente in Abhängigkeit vom Bewegungszustand objektiv und reproduzierbar erfasst werden. Im Kap. 2.5 (S. 40) wird die Entwicklung dieses physikalischen Modells als Kurzbeispiel für die Anwendung einer *Methodenkombination* beschrieben. Abb. 6.23 zeigt das Modell im praktischen Einsatz.

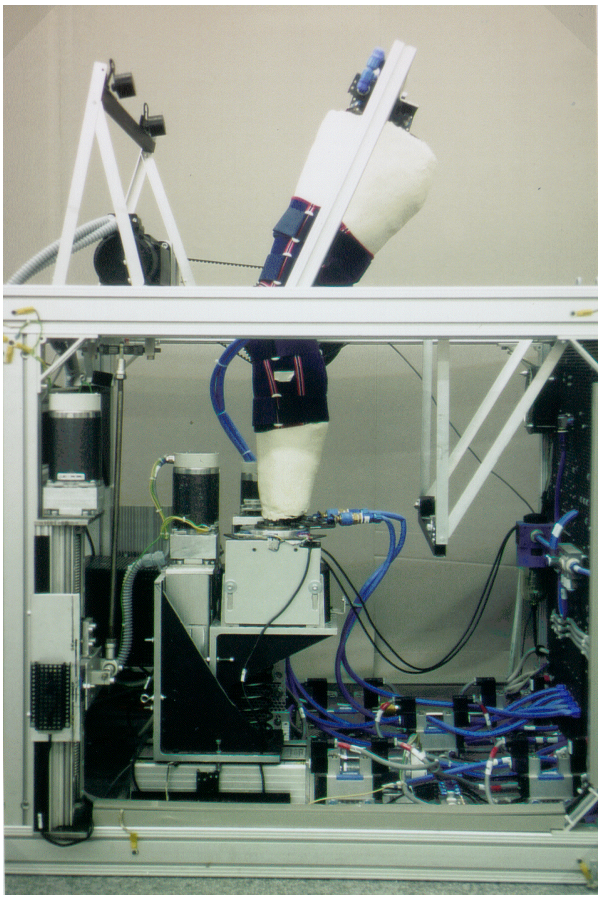


Abb. 6.23 Kniesimulator der TÜV Product Service

Beispiel 4:

Abschließend wird ein Beispiel aus einem Grenzbereich biomechanischer Modelle vorgestellt. An mehr als zwei Dutzend medizinischen Einrichtungen in der ganzen Welt wird ein spezieller Dummy, genannt *Human Patient Simulator* (HPS), für die Entwicklung neuer Verfahren und Instrumente sowie zur Aus- und Weiterbildung eingesetzt. Dieses von MEURS [458] beschriebene physikalische Modell reproduziert (kritische) Zustände realer Patienten, wie z.B. Herz- und Pulsschlag, Atmungsaktivität, Blutdruck und Sauerstoffsättigung des Hämoglobins. Das Modell reagiert auf therapeutische Maßnahmen (z.B. Änderung des zugeführten Atemgases, Verabreichung von Blutinfusionen oder Medikamenten) durch entsprechende Änderung der simulierten Zustände.

EXKURS E13-1

Einteilung von mathematischen Modellen nach NIGG

In seiner Abhandlung [333] teilt NIGG mathematische Modelle in die vier Gruppen *analytische* (*deduktive*), *semi-analytische*, *black box* und *konzeptionelle* Modelle ein. Kennzeichen *analytischer* Modelle ist, dass hinter allen modellierten Komponenten eine allgemein anerkannte Theorie und eine mathematisch eindeutige Formulierung stehen. *Semi-analytische* Modelle beruhen zwar ebenfalls auf einer soliden Wissensgrundlage, im Gegensatz zu den analytischen Modellen sind die zu modellierenden Strukturen aber so kompliziert, dass sie nicht eindeutig mathematisch beschrieben werden können. Bei derartigen Modellen stehen mehr Unbekannte als Gleichungen zur Verfügung, weshalb mehr Annahmen getroffen werden müssen. Bei *black box* Modellen steht die Beziehung zwischen Eingangs- und Ausgangsgrößen im Mittelpunkt der Betrachtung, die dazwischenliegenden Phänomene interessieren hier weniger. Modelloutput ist hier der die Interaktion zwischen Eingangs- und Ausgangsgrößen am besten beschreibende funktionelle Zusammenhang. Unter *konzeptionellen* Modellen versteht NIGG schließlich die Kombination aus einer Hypothese und solchen Verfahren, die diese Hypothese unterstützen oder zurückweisen können. Während es aus den vorab beschriebenen drei Modellgruppen eine Reihe von Beispielen zu biomechanischen Problemstellungen gibt, kommen konzeptionelle Modelle hier bis dato kaum zur Anwendung.

EXKURS E13-2

Verfahren zur Aufstellung von Bewegungsgleichungen

Für die Aufstellung von Bewegungsgleichungen (BGL) biomechanischer Mehrkörpersysteme werden sowohl das Verfahren nach Newton (Impuls- und Drehimpulserhaltung) als auch das nach Langrange ($L=E-V$) verwendet. Beide Vorgehensweisen haben Vor- und Nachteile (siehe dazu WINTER [482, S. 144] und ANDREWS [15, S. 145],). Die Entscheidung, welches Verfahren zum Einsatz kommt, hängt letztlich von den persönlichen Präferenzen und Erfahrungen ab. Das Problem, dass sich bei inverser Dynamik (siehe EXKURS E13-3, S. 219) keine resultierenden Gelenkkräfte über den Langrange Formalismus bestimmen lassen (weil die zwischen benachbarten Segmenten wirkenden Zwangskräfte insgesamt keinen Beitrag zur virtuellen Arbeit leisten), kann nach dem bei HATZE [173, S. 33 ff.], dargestellten Verfahren gelöst werden. NIGG beschreibt in seinem Buch [335, S. 330-470] in einer Reihe von Beispielen das Aufstellen von BGL nach dem Newton'schen Verfahren, beginnend vom korrekten Freischneiden der Körperteile, bis hin zu ihrer Lösung und deren Interpretation. Die dort vorgeschlagene, in Abb 6.24 dargestellte Nomenklatur und Vorzeichendefinition hat sich als Standard etabliert und ist aufgrund seiner Systematik gut geeignet, um auch für komplexe Mehrkörpersysteme (auch für den dreidimensionalen Fall) die BGL aufzustellen.

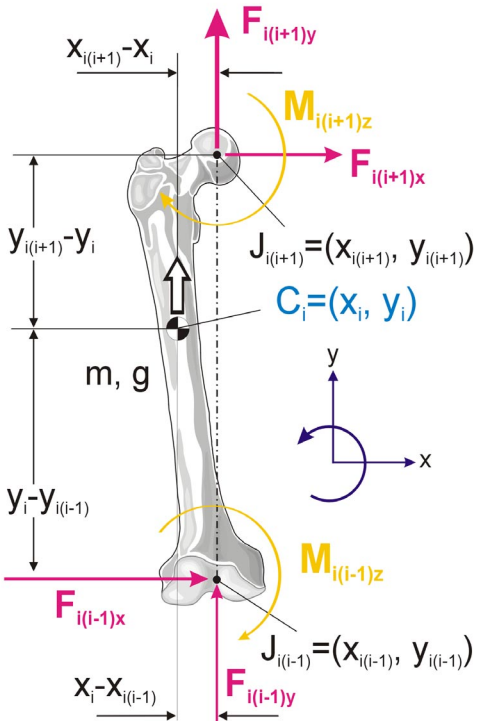


Abb. 6.24 (in Anlehnung an NIGG [335])

F_{ijx}	Von Segment j auf Segment i in x-Richtung ausgeübte Kraft
F_{ijy}	Von Segment j auf Segment i in y-Richtung ausgeübte Kraft
M_{ijz}	Von Segment j auf Segment i bezgl. z-Achse ausgeübtes Moment
C_i	Schwerpunkt von Segment i
J_{ij}	Zentrum des zwischen Segment i und dem Nachbarsegment j liegenden Gelenkes
m_i	Masse von Segment i
I_{iz}	Massenträgheitsmoment von Segment i bezgl. z-Achse durch Segmentschwerpunkt
φ_{iz}	Winkel zwischen Segmentlängsachse (Verbindungslinie der beiden Gelenkzentren) und positiver x-Achse des Inertialsystems

Impuls- und Drehimpulserhaltung für Segment i :

$$m_i \ddot{x}_i = F_{i(i+1)x} + F_{i(i-1)x}$$
$$m_i \ddot{y}_i = F_{i(i+1)y} + F_{i(i-1)y} + m_i g$$
$$I_{iz} \ddot{\varphi}_{iz} = M_{i(i+1)z} + M_{i(i-1)z} -$$
$$= -(y_{i(i+1)}-y_i)F_{i(i+1)x} + (y_i-y_{i(i-1)})F_{i(i-1)x} +$$
$$= +(x_{i(i+1)}-x_i)F_{i(i+1)y} - (x_i-x_{i(i-1)})F_{i(i-1)y}$$

- Die angegebenen formalen Gleichungen sind korrekt für jede beliebige Lage der beiden Gelenkpunkte und des Schwerpunktes[24].
- Ergeben sich aus obiger Impuls- und Drehimpulserhaltung negative Vorzeichen für Kräfte und Momente, so wirken sie in negativer Achsenrichtung des gewählten Inertialsystems.

EXKURS E13-3

Inverse Dynamik versus Bewegungssimulation

Mit über Newton oder Langrange aufgestellten Bewegungsgleichungen kann auf zwei prinzipiell unterschiedliche Arten verfahren werden, was mit den Begriffsgegensätzen

(1) Bewegungssimulation (synonym: *Bewegungssynthese*, *Vorwärtssimulation*, engl.: *forward optimization*) und

(2) Inverse Dynamik (missverständlich oft auch als *Bewegungsanalyse* bezeichnet)

zum Ausdruck gebracht wird (vgl. dazu HATZE [173] und ZAJAC [507]).

[24] So ergibt sich z.B. für die in Abb.6.24 skizzierte Lage von $J_{i(i-1)}$ ein negativer Wert für $(x_i-x_{i(i-1)})$, wodurch das eigentlich „falsche“ Vorzeichen beim letzten Produkt der obigen Drehimpulsgleichung wieder korrigiert wird.

Bei der Bewegungssimulation müssen die äußeren und inneren Kräfte bekannt sein, damit das mathematische Modell die Antwort auf die Frage liefert, wie sich der betreffende Hominoid aus der Anfangsposition unter dem Einfluss dieser Kräfte bewegt.

In der praktischen Anwendung werden dazu die von den Muskeln erzeugten Gelenkmomente oder –kräfte gezielt variiert und die dabei entstehende Modellbewegung mit der tatsächlichen Bewegung verglichen. Für diesen Prozess, der solange wiederholt wird, bis die Bewegung des Modells der tatsächlichen Bewegung entspricht, werden oft auch Nebenbedingungen, wie z.B. *Innere Arbeit*[25] *sei minimal* aufgestellt.

Aus dem Gesagten wird zweierlei deutlich: (1) Um den Anpassungsprozess nicht zu aufwendig werden zu lassen, muss die Kinematik der zu simulierenden Bewegungen genau bekannt sein (was in vielen Fällen über eine periphere Bewegungsanalyse - Kap. 2.4.2.1 - ermöglicht wird). (2) Es werden zumindest qualitative Aussagen über die Wirkung der Muskulatur in der Bewegung benötigt (dazu ist der Einsatz der Elektromyographie - Kap. 2.4.2.6 - notwendig).

Will man den Weg über Optimierungsverfahren vermeiden, dann kann inverse Dynamik betrieben werden, mit deren Hilfe direkte Antwort auf die Frage gegeben werden kann, welche Kräfte und Momente bei der (vermessenen) Bewegung in den Gelenken auftreten.

Mathematisch entspricht die Bewegungssimulation einer numerischen Integration der Bewegungsgleichungen unter Verwendung der Anfangsbedingungen und geeigneter mathematischer Ansätze zur Beschreibung der Muskelwirkung (z. B. über Muskelkraftgesetze, wie sie im folgenden EXKURS E13-4 besprochen werden). Dagegen werden bei der inversen Dynamik die Bewegungsgleichungen nach den intern generierten Gelenkmomenten aufgelöst, wozu die ersten und zweiten Ableitungen der Bewegungskoordinaten, sowie die externen Kräfte und Momente (z.B. von Bodenreaktionskraftmessungen – siehe Kap. 2.4.2.4 -) bekannt sein müssen.

Während sich die aufgrund von Messungenauigkeiten bei den externen Kräften ergebenden Fehler akzeptabel sind (McCaw [291]), stellen die zweiten Ableitungen der Bewegungskoordinaten das eigentliche Problem der inversen Dynamik dar. Grund: Mit dem numerischen Ableiten von auch nur geringfügig verrauschten (sprich: fehlerhaften) Datensequenzen werden die Fehler potenziert und die resultierenden Beschleunigungskurven - und folglich auch die daraus berechneten inneren Kräfte - unbrauchbar. Die Anwendung der inversen Dynamik stellt deshalb besonders hohe Anforderungen an die Qualität der Bewegungsdaten, die nur dann erfüllt werden können, wenn die in Kap. 2.4.2.1 und in EXKURS E3 (S. 166) zusammengestellten Verfahrenshinweise korrekt umgesetzt sind.

[25] Siehe Kap. 2.4.3 und EXKURS E11-2 (S. 209).

Wegen der geschilderten Schwierigkeiten bei der Anwendung der inversen Dynamik hat sich in der Biomechanik die Bewegungssimulation weitgehend etabliert, obgleich auch die inverse Dynamik durchaus noch Bedeutung hat, nicht zuletzt als notwendiges (aber nicht hinreichendes) Testkriterium für die interne Validität von Modellen zur Vorwärtssimulation (vgl. dazu WINTER [481], S.143).

EXKURS E13-4

Methoden zur Modellierung der Muskelwirkung

Die Bewegungen von Mensch und Tier werden durch die Muskulatur erzeugt. Die Wirkung der Muskulatur führt zu teilweise hohen inneren Kräften auf das Skelett-, Bänder- und Sehnensystem und darf deshalb bei der Betrachtung nicht vernachlässigt werden. Daraus folgt, dass eine realistische mathematische Modellierung die Wirkung der Muskulatur nachbilden muss. Zwei Möglichkeiten bieten sich hierfür an:

(1) Modellierung der Muskeln einzeln durch Kraftelemente, die bezüglich des Gelenkdrehpunktes einen bestimmten – von der aktuellen Gelenkstellung abhängigen – Hebelarm haben. Mathematisch bedeutet dies (i) die Einführung von Kraftgesetzen zur Beschreibung der Muskelkontraktion (siehe dazu auch obigen EXKURS E10), (ii) die Formulierung der vorliegenden Gelenkgeometrie und (iii) die Kenntnis der positionsabhängigen Wirkungslinien der implementierten Muskeln (PIERRYNOWSKI [350]). Grundlagenarbeiten zur Muskelmodellierung und zu Muskelkraftgesetzen werden u.a. von HATZE [171], SCHMALZ [406] und PIERRYNOWSKI [351] vorgelegt. Auch der Artikel von MEIJER u. Mitarb. [299] stellt aktuelle Erkenntnisse zu dieser Thematik vor.
Ein einfach nachzuvollziehendes Modellierungsbeispiel mit nur einem Kraftelement ist bei NIGG und VAN DEN BOGERT [332] dargestellt. Komplexe Muskel-Skelettmodelle werden z.B. von DELP [94, 95], GLITSCH und BAUMANN [150], PANDY und SHELBURNE [345, 425] oder SOEST [434] beschrieben. Die mit der Muskelwirkung an einem Gelenk eng in Verbindung stehende Modellierung von Bändern ist schließlich Inhalt der Arbeiten von MOMMERSTEEG u. Mitarb. [311, 312] oder JOHNSON u. Mitarb.[231].

(2) Verwendung *globaler Ansätze*, welche das in einem Gelenk wirkende resultierende Muskelmoment, das sog. ⇒ Nettomoment, als Gesamtgröße beschreiben. Durch systematische Variation der in diesen Ansätzen enthaltenen Parameter wird der zeitliche Verlauf des Nettomomentes so eingestellt, dass die Modellbewegung mit der beobachteten Bewegung übereinstimmt[26].

[26] Für das in Kap. 3 beschriebene Entwicklungsbeispiel wird eine Variante dieses Vorgehens eingesetzt: PID-Regler in den Gelenken übernehmen die automatische Anpassung des Nettomomentes unter Einbeziehung der gemessenen Gelenkbewegung als Zielgröße. Die Vorgehensweise ist in Kap. 3.2.3.5.4 (S. 110) beschrieben.

Um die Muskelwirkung, z.B. für einen Niedersprung, zu beschreiben, schlagen RUDER u. Mitarb. [390] folgenden iterativen Ansatz für das im Gelenk wirkende ⇒ Nettomoment M_{netto} vor:

$$M_{netto}(t+dt) = M_{netto}(t) + c \cdot \dot{\varphi}(t) \cdot \left(\frac{M_{\max} - M_{netto}(t)}{M_{\max}} \right) dt$$

$\dot{\varphi}$	Winkelgeschwindigkeit der Gelenkbewegung
c	Anpassungskonstante
M_{max}	maximales Gelenkmoment

Dieser Ansatz sieht die Winkelgeschwindigkeit im betreffenden Gelenk als Hauptkriterium für das sich einstellende Muskelmoment. Die Konstante M_{max} in diesem Ansatz gibt die Tatsache wieder, dass der Mensch nur ein ganz bestimmtes maximales Drehmoment erzeugen kann. Allerdings wird dieses maximale Gelenkmoment in RUDERS Ansatz als eine Konstante betrachtet, was nach sportwissenschaftlichen Erkenntnissen nicht ganz der Realität entspricht. So legen z.B die Arbeiten von BÜHRLE [63] und TUSKER [457, S. 64] nahe, dass das in einem Gelenk (maximal) erzeugbare Muskelmoment von der aktuellen Gelenkstellung und Winkelgeschwindigkeit abhängt. Dies gilt insbesondere für die Streckermuskulatur des Kniegelenks, welche bei einem Niedersprung den wesentlichen Anteil der zur Körperstabilisierung notwendigen exzentrischen Muskelarbeit aufbringt.
Um dem Rechnung zu tragen, könnte in obigem Ansatz noch ein vom Bewegungszustand abhängiges Maximalmoment M_{max} eingesetzt werden.

$$M_{netto}(t+dt) = M_{netto}(t) + c \cdot \dot{\varphi}(t) \cdot \left(\frac{M_{\max}(\dot{\varphi}) - M_{netto}(t)}{M_{\max}(\dot{\varphi})} \right) dt$$

Die für M_{max} einzusetzenden Funktionswerte müssen experimentell über die Muskeldynamometrie (Kap. 2.4.2.7) ermittelt werden. Damit ist die Muskelwirkung mathematisch also durch eine einfache Differentialgleichung der Form

$$\dot{M}(t) = c \cdot \dot{\varphi}(t) \cdot \left(\frac{M_{\max} - M(t)}{M_{\max}} \right)$$

beschrieben. Die Arbeit von TOTH [456] demonstriert an einem konkreten Beispiel, wie eine Bewegung über diese DGL gesteuert werden kann.

EXKURS E13-5

Methoden zur Lösung des Überbestimmtheitsproblems

Bei der Modellierung biomechanischer Strukturen übersteigt die Zahl der Unbekannten häufig die der zur Verfügung stehenden Bestimmungsgleichungen. Diese mathematische Unterbestimmtheit wird auch als Verteilungsproblem (engl.: *distribution problem*, *load-sharing problem*, *muscle redundancy problem*) bezeichnet, womit die eigentlich Aufgabe zum Ausdruck gebracht wird, die ermittelten resultierenden Gesamtlasten im Gelenk „richtig" auf alle kräfteübertragenden anatomischen Strukturen verteilen zu müssen. Um eine im mathematischen Sinn eindeutige Lösung zu finden, können entweder zusätzliche Gleichungen zur Beschreibung des (mechanischen) Systems aufgestellt oder, umgekehrt, die Anzahl der Unbekannten reduziert werden. Letzteres wird mit der bei ZATSIORSKY und PRILUTSKY [509] skizzierten Reduktionsmethode erreicht, die darauf beruht, dass alle wirkenden ⇒ Agonisten des betreffenden Gelenkes zu einer Muskelgruppe zusammengefasst werden. Nachteil dieser Vorgehensweise ist, dass sich damit nicht die Kräfte in den einzelnen Muskeln bestimmen lassen und die Wirkung der Antagonisten völlig unberücksichtigt bleibt. Bei der Kontrollmethode werden zusätzliche Gleichungen, z.B. die mathematische Beschreibung der Mikrostruktur der Muskulatur und deren Aktivierung eingeführt (HATZE [171]) und damit die fehlenden Systemgleichungen ergänzt. Nachteil dieser Methode ist, dass zunächst weitere Annahmen und neue experimentell zu bestimmende Parameter eingebracht werden, welche die Komplexität des Modells erhöhen. Eine interessante Kombination aus Reduktions- und Kontrollmethode wird von ZATSIORSKY und PRILUTSKY [509] beschrieben. Am häufigsten eingesetzt wird jedoch die sog. Optimierungsmethode (AN u. Mitarb. [11], CROWNINSHIELD und BRAND [89]), COLLINS [86], HERZOG und BINDING [195], PRILUTSKY u. Mitarb. [357] sowie YAMAGUCHI u. Mitarb. [501]). Für diese Methode sind folgende Begriffe von Bedeutung:

- Zielfunktion oder Optimierungsfunktion (engl.: *cost function*, *objective function*),
- Gütekriterium bzw. Gütekriterien,
- Optimierungsparameter (engl.: *design variables*),
- Nebenbedingung(en) oder Restriktionen (engl.: *constraint function*).

Prinzipiell werden diejenigen Werte für die Optimierungsparameter bestimmt, für welche die (auf der Grundlage bekannter Theorien) aufgestellte Zielfunktion das Gütekriterium unter Beachtung der bestehenden Nebenbedingungen am besten erfüllt.

Beispiel:
In einem Gelenk sind das wirkende Nettomoment M_{Netto}, die Wirkungslinien der Muskulatur und die Ortsvektoren von den Muskelansatzpunkten zum definierten Gelenkzentrum $\vec{r}_{i\to O}$ bekannt. Gesucht sind die in allen Gelenkmuskeln wirkenden Muskelkräfte F_i.

Zielfunktion ϕ: Über alle Muskeln aufsummierte kubische Muskelspannung[27] (nach CROWNINSHIELD und BRAND [89]):

$$\phi = \sum_{i=1}^{N} \left(F_i / A_i^{phys} \right)^3 \quad \begin{array}{l} F_i = \text{Kraft von Muskel } i \\ A_i^{phys} = \text{physiol. Muskelquerschnittsfläche} \\ \quad \text{(siehe PIERRYNOWSKI [351])} \end{array}$$

Gütekriterium: Minimierung der kubischen Muskelsummenspannung (im vorliegenden Beispiel also nur ein Gütekriterium).

Optimierungsparameter: Die einzelnen Muskelkräfte F_i $(i=1...N)$, also N Optimierungsparameter.

Nebenbedingungen: (1) $F_i \geq 0; \quad i = 1...N$ Muskeln können nur Zugkräfte übertragen

(2) $M_{Netto} = \sum_{i=1}^{N} \left(\vec{r}_{i \to O} \times \vec{F}_i \right)$ von allen Muskelzügen erzeugtes Moment

Grundsätzlich könnten weitere Nebenbedingungen formuliert werden.

Auf die Lösung dieses nichtlinearen Optimierungsproblems mit Nebenbedingungen (die Zielfunktion ist darüber hinaus nicht für alle Werte von F_i konvex) soll hier nicht weiter eingegangen werden. Ein möglicher Lösungsweg ist z.B. bei HERZOG und BINDING [195] skizziert. Für tiefergehende Informationen zur nichtlinearen Optimierung sei auf die einschlägige Literatur verwiesen, z.B. ELSTER [110].

HINWEIS: Nach Lösung des ÜBP sind die Muskelkraft-Zeitfunktionen im betreffenden Gelenk bekannt. Damit besteht auch die Möglichkeit einer Arbeits- und Leistungsbilanz über das im EXKURS E11-2 (S. 209) erwähnte ideale Verfahren der *Muskelleistung* (MPT-Technik).

Optimierungsverfahren zur Lösung des Überbestimmtheitsproblems versus Optimierungsverfahren im Rahmen einer Bewegungssimulation

Im Rahmen der Modellierung von Bewegungen werden Optimierungsverfahren (OV) aus zwei unterschiedlichen Gründen eingesetzt. Da es hier immer wieder zu Verwechslungen kommt und die Begrifflichkeiten, insbesondere in der englischsprachigen Literatur, sehr verwirrend sind, soll hier eine Abgrenzung vorgenommen werden (vgl. dazu auch die Ausführungen von WINTERS [485], S. 275 ff.).

Der Einsatz von OV zur Lösung des Überbestimmtheitsproblems wird in der einschlägigen Literatur auch als *static optimization* oder *inverse optimization* bezeichnet. Dem gegenüber steht der Einsatz von OV im Rahmen der Bewegungssimulation, mit der Zielsetzung, die Bewegungen des modellierten Mehrkörpersystems an die realen Bewegungen anzupassen.

---

[27] Es sind auch andere Ansätze denkbar.

Für diesen Anwendungsfall wurden die Begriffe *dynamic optimization* oder *forward optimization* geprägt. Innerhalb der forward optimization werden nochmals zwei Verfahren unterschieden, die statische und die dynamische Vorwärtsoptimierung. Letztere verwendet als Nebenbedingung die Erfüllung eines bestimmten, eindeutig nachprüfbaren Bewegungszustandes. Beispiel Modellierung eines beidbeinigen Absprunges: Die Geschwindigkeit und Lage des Gesamtkörperschwerpunktes des Modells soll zum Zeitpunkt des Abhebens dieselben Werte haben wie sie in der Realität beim Hochspringer gemessen wurden. Derartige Nebenbedingungen werden von manchen Autoren auch als Zielfunktion formuliert und einem Gütekriterium unterworfen. Angewendet auf das Beispiel des beidbeinigen Absprunges bedeutet dies, dass die Optimierungsparameter so zu bestimmen sind, dass die Vertikalgeschwindigkeit des Modellschwerpunktes zum Zeitpunkt des Abhebens maximal wird. Diese Vorgehensweise ist mit dem Begriff *optimal control theory* (PANDY u. Mitarb. [343], ZAJAC [507]) verknüpft. Beim Computereinsatz zur Lösung des hierbei aufgestellten optimalen Kontrollproblems kann es - bei Gradientenmethoden - aufgrund numerischer Probleme zu Inkonvergenzen kommen. Zur Vermeidung solcher numerischer Instabilitäten schlagen PANDY u. Mitarb. [344] deshalb ein alternatives, numerisches Verfahren, die sog. *Parameteroptimierung*, vor.

EXKURS E14

Was ist ein Vorgehenszyklus?

Ein Vorgehenszyklus gibt eine Folge von Arbeitsschritten an, die den Zweck hat, für eine Aufgabe (Problem) eine Lösung (bzw. Ergebnis) zu finden. Er leitet sich aus dem Problemlösungszyklus der Systemtechnik ab und besteht aus drei grossen Arbeitsschritten:

(1) Aufgabenklärung,
(2) Lösungssuche,
(3) Lösungsauswahl

Dabei entsteht im Verlauf der beiden ersten Schritte ein Mehr an Informationen, mit dem

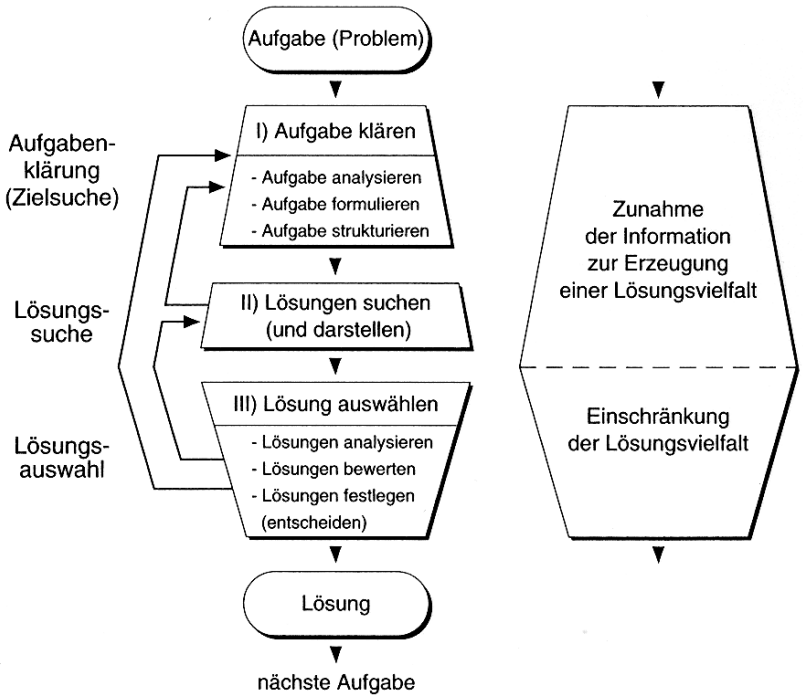


Abb. 6.25 Die Arbeitsschritte eines Vorgehenszyklus

Ziel der Erzeugung einer Lösungsvielfalt. Im dritten Schritt wird diese Lösungsvielfalt wieder eingeschränkt. Abb. 6.25 illustriert die einzelnen Schritte eines Vorgehenszyklus und nennt inhaltliche Oberbegriffe. Im Kapitel 3.2.2 seines Buches [106] gibt EHRLENSPIEL ausführliche Erläuterungen zu den in Abb. 6.25 dargestellten sieben Arbeitsschritten.

EXKURS E15

Einfluss der Muskulatur auf die Stabilisierung des Kniegelenks und die Spannungen im Vorderen Kreuzband (VKB)

Neben der sog. *passiven* Stabilisierung des Kniegelenkes durch Knochen- und Bänderführung sowie der Wirkung der Gelenkkapsel und Menisken (⇒ Meniskus), gibt es auch eine von der Muskulatur ausgehende sog. *sekundäre* oder auch *aktive* Stabilisierung. So stellt MÜLLER [319, S. 7.15] fest: „*Dass die ⇒ Flexoren und ⇒ Rotatoren zusammen Schützer und ⇒ Synergisten des vorderen Kreuzbandes sind, ist inzwischen gut bekannt.*“ Das Ausmaß der muskulären Stabilisierung und die Frage nach den Einflussfaktoren auf dieses Phänomen sind Gegenstand zahlreicher Untersuchungen. So diskutieren zum Beispiel O'CONNOR und Mitarb. [342] anhand theoretischer Betrachtungen ausführlich die Wechselwirkung von Muskeln und Bändern im belasteten und bewegten Knie. Auch andere Modellbetrachtungen, wie z.B. die von WISMAN u. Mitarb. [486], liefern hierzu wesentliche Erkenntnisse. Periphere Bewegungsanalysen in Verbindung mit Bodenreaktionskraftmessungen, wie sie z.B. von HULL u. JOHNSON [216], LOUIE u. Mitarb. [276, 277], MAXWELL u. HULL [290] QUINN u. Mitarb. [359] und SCHUMPE u. HALLBAUER [413] durchgeführt wurden, belegen eindeutig die stabilisierende Wirkung der Kniegelenksmuskulatur bei den in den verschieden Experimenten aufgebrachten äußeren Lasten. Auch Arbeiten aus dem Bereich der Sportwissenschaften, wie z.B. die Studie von DEDLER [93], zeigen diese Zusammenhänge auf.

Welche Auswirkungen die Muskelaktivierung auf die Spannungsentwicklung im VKB hat, wurde sowohl experimentell über *in vitro* und - noch bedeutender – *in vivo* Anatomieanalysen, als auch über mathematische Modellierungen untersucht.

Effekte der Beugermuskulatur

In mehreren Studien konnte eine spannungsreduzierende Wirkung der ⇒ Ischiokruralmuskulatur[28] nachgewiesen werden. Das Ausmaß dieser VKB-Entlastung hing jedoch von Art und Betrag der äußeren Lasten und dem Flexionswinkel im Knie ab. So stellten MORE u. Mitarb. [313] in ihren *in vitro* Untersuchungen signifikante Verringerungen der Zugkräfte im rekonstruierten VKB-Ersatz fest, wenn sie Simulation der Beugermuskulatur aktivierten.

[28] Die zur Ischiokruralmuskulatur gehörigen Muskeln sind in Abb. 3.10 (S. 67) tabellarisch zusammengestellt. Die Anatomie dieser Muskeln ist im ANHANG A24 (S. 283) abgebildet.

Die Experimente von BACH und HULL [22], bei denen die Kniegelenkspräparate zusätzlich einer nach anterior gerichteten Kraft ausgesetzt waren, zeigten, dass es über den gesamten Beugebereich zu einer Abnahme der VKB-Spannung kam, falls die Muskelwirkung der Beugergruppe simuliert wurde. Zu ähnlichen Ergebnissen kam die Untersuchung von RENSTRÖM u. Mitarb. [372]. FUJIYA u. Mitarb. [137] stellten - ebenfalls im *in vitro* Experiment - fest, dass sich die VKB-Spannung, verursacht durch am Bein wirkende Torsionslasten, ab einem Beugewinkel von 30° reduzierte, sobald die Ischiokruralmuskulatur „aktiv" war. Im Tierversuch wiesen AUNE u. Mitarb. [19] bei einem Flexionswinkel von 30° eine signifikante Spannungsreduktion im VKB bei Stimulierung der Beugermuskulatur nach. In ihrer Folgestudie [21] zeigten sie, dass es - bei (isolierter) Aktivierung der Beugermuskulatur - erst bei einer 50% höheren Horizontallast zur Ruptur des VKB kam. Auch eine von YASUDA und SASAKI durchgeführte Untersuchung mit Probanden [503] konnte eine schubkraftreduzierende Wirkung der Beugermuskulatur nachweisen. Die richtungsweisende *in vivo* Studie von BEYNNON u. Mitarb. [44] kam zu dem Ergebnis, dass das Anspannen der Beugermuskeln zumindest keine Spannungserhöhung im VKB zur Folge hatte, gleichgültig welcher Beugewinkel eingenommen worden war. (Bei dieser Studie waren allerdings keine Horizontallasten aufgebracht worden). Die von PANDY und SHELBURNE [345] mit Hilfe eines mathematischen Modells durchgeführte Analyse der Muskelwirkung auf die VKB-Spannung unterstützt schließlich die Ergebnisse der experimentellen Studien: bei nahezu allen Beugewinkeln (nur nicht nahe Extension) führte die Kokontraktion der Flexorengruppe zu einer Verminderung der VKB-Spannung.

Effekte der Streckermuskulatur

Verschiedene Forschergruppen, wie z.B. ARMS u. Mitarb. [17], BACH u. Mitarb. [24], BEYNNON u. Mitarb. [44], , CHIANG und MOTE [81], HIROKAWA u. Mitarb. [199], HOWELL [209] und MARKOLF u. Mitarb. [284], untersuchten die Wirkung der Streckermuskulatur auf die VKB-Spannung bei unterschiedlichen Kniebeugewinkeln. Übereinstimmend stellten sie eine Spannungserhöhung im VKB fest, wenn bei geringem Beugewinkel, also bei nahezu gestrecktem Knie (Extension) der M. quadriceps aktiviert wurde. Im Gegensatz zu den vorgenannten Untersuchern simulierten AUNE u. Mitarb. diesen Einfluss unter der gleichzeitigen Wirkung einer nach anterior gerichteten Horizontalkraft bis hin zur Ruptur des VKBes. Aus ihren *in vivo* Experimenten mit Ratten [19, 21] ergab sich, dass bei 30° Flexion eine Aktivierung des M. quadriceps keinen Einfluss auf die zur Ruptur notwendige Horizontallast hatte. Beim gleichen Flexionswinkel registrierten sie an menschlichen Kadaverknien, dass bei Aktivierung der Muskelsimulation erst eine um 22% erhöhte Horizontallast zum VKB-Riss führte [21]. HOWELL konnte aus seinen Experimenten [209], bei denen Flexionswinkel ab 15° getestet wurden, keine signifikanten Einflüsse der Streckermuskulatur auf die VKB-Spannung ableiten. Da jedoch SOWOHL AUNE als auch HOWELL den Bereich größerer Beugewinkel untersuchten, stehen ihre Erkenntnisse nicht im Widerspruch zu den o.g. Autoren.

Reflektorische Kontrolle der Kniegelenksmuskulatur

Wie beschrieben führt Muskeleinsatz zu Spannungsveränderungen im Vorderen Kreuzband. Diverse Untersucher weisen aber auch darauf hin, dass es eine Umkehrung dieses Vorganges gibt, nämlich über die sog. ⇒ Propriorezeption. Bei diesem Vorgang wird die Muskeltätigkeit durch die in den Kreuzbändern registrierten Spannungsänderungen reflektorisch derart gesteuert, dass es zu einem Spannungsabbau im belasteten Band kommt (Schutzfunktion). Grundlagen zur reflektorischen Kontrolle der Muskeltätigkeit im allgemeinen können zum Beispiel bei STOBOY [447] nachgelesen werden. Zum Thema Propriorezeption des Vorderen Kreuzbandes sind die Arbeiten von ECKHARDT [103], FINK [129], FUCHS [136], GRÜBER [158], HAUS [178] und SOLOMONOW [435, 436] zu nennen. Aussagen zur Beeinflussung der reflektorischen Muskelkontrolle durch Kniebandagen werden von SCHAFF u. Mitarb. [400], JEROSCH und PRYMKA [227] und - mit zu den vorgenannten Autoren konträren Ergebnissen - von FARKAS u. Mitarb. [122] gemacht. MÜLLER fasst das Phänomen mit der Aussage zusammen „*Aus diesen Erkenntnissen wird deutlich, dass nur eine feine, propriorezeptiv gesteuerte Zusammenarbeit zwischen passiven Strukturen und der Muskulatur die volle Stabilität am Knie [...] bringen kann.*“ (MÜLLER [319, S. 7.15]).

EXKURS E16

Die sog. Vergleichstechnik zur Belastungsanalyse im Sport

In einer in jeder Hinsicht empfehlenswerten Veröffentlichung [331] verglichen NIGG und BOBBERT drei Vorgehensweisen, den sog. *cause-effect approach*, den *empirical approach* und die *comparison technique* hinsichtlich deren Effektivität zur Analyse von Belastungen mit der Zielsetzung, die Häufigkeit von Sportverletzungen zu reduzieren. Dem Entwicklungsbeispiel win der vorliegenden Arbeit wird die *comparison technique* zu Grunde gelegt, d.h. sie stellt eine Vergleichsstudie dar. Die Vorteile dieses Konzeptes liegen auf der Hand, wenn man sich die nachfolgenden Zusammenhänge vor Augen führt. Angenommen, es werden mit Hilfe einer mathematischen Simulation die im Knie auftretende Kraft F_{Neu} (für den Fall des neu konzipierten Heckspoilers), sowie die Kraft F_{konv} (für den Fall des konventionellen Heckspoilers) berechnet. Das zu Grunde liegende Modell ist mit einem systematischen Fehler ΔF behaftet. Da aber in beiden Fällen dasselbe Modell verwendet wird, gilt:

$$\Delta F_{neu} \approx \Delta F_{konv}$$

Die in der Realität auftretenden Werte setzen sich aus dem Modellierungswert und dem Modellfehler zusammen, es gilt also:

$$F_{neu}^{real} = F_{neu}^{Modell} + \Delta F_{neu} \quad \text{bzw.} \quad F_{konv}^{real} = F_{konv}^{Modell} + \Delta F_{konv}$$

Das Prinzip der Vergleichstechnik ist die Betrachtung nur der Unterschiede, also der Differenz aus beiden Behandlungen:

$$F_{neu}^{real} - F_{konv}^{real} = F_{neu}^{Modell} + \Delta F_{neu} - \left(F_{konv}^{Modell} + \Delta F_{konv}\right)$$

Damit kompensieren sich die Modellierungsfehler, d.h. die sich aufgrund der unterschiedlichen Behandlung und mit Hilfe des „fehlerhaften“ Modells ergebenden Differenzen entsprechen durchaus den sich in der Realität ergebenden Unterschieden. Stellt man also eine Belastungsreduktion am Modell fest, so kann auch von einer entsprechenden Reduktion in der Wirklichkeit ausgegangen werden. Aussagen über die Absolutwerte von Belastungen sind bei einer Vergleichstechnik natürlich nicht zulässig.

EXKURS E17

Vorrichtung zur Schaftsteifigkeitsmessung alpiner Skischuhe

Die vom TÜV entwickelte Prüfmaschine zur Bestimmung der Schaftsteifigkeit für alpine Skischuhe (Abb. 6.26) entstand 1985/86 im Rahmen einer Diplomarbeit (DANNER [92]) und wurde inzwischen etwa 10 mal für Kunden nachgebaut. Die Maschine ermöglicht eine dynamische Auslenkung des auf einer Wippe fixierten Schuhes mittels Druckkolben. Eine im Schuh befindliche Normprothese stützt sich über eine geeichte Kraftmessdose am Maschinengestell ab, womit über den geometrischen Hebelarm eine funktionelle Zuordnung des wirkenden Beugemoments zum jeweiligen Auslenkwinkel möglich ist.

Sowohl der maximale Auslenkwinkel als auch die für einen Be- und Entlastungszyklus notwendige Zeit können innerhalb sinnvoller Grenzen eingestellt werden.

Um die statistischen Schwankungen eliminieren zu können, werden meist mehrere Messzyklen hintereinander gefahren. Die Darstellung der aufgezeichneten Messwerte erfolgt anhand von Hysteresekurven, deren prinzipieller Verlauf Abb 6.27 zu entnehmen ist.

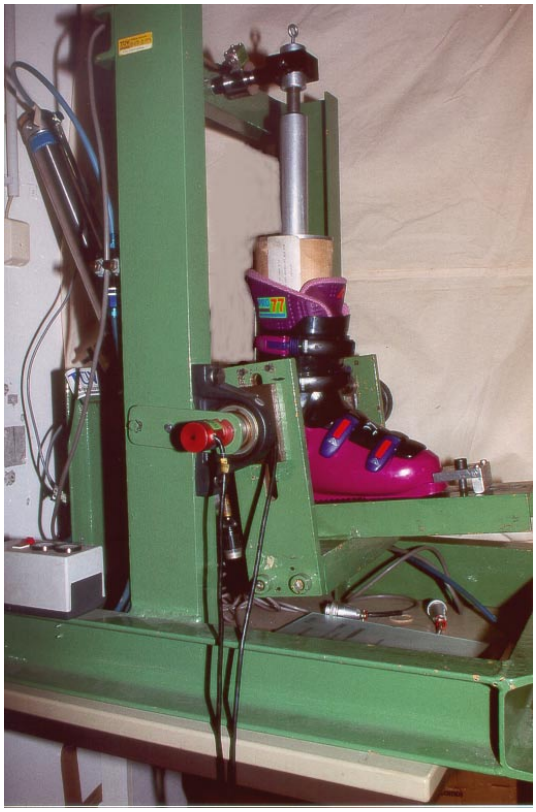


Abb. 6.26 Schaftsteifikeit Prüfmaschine

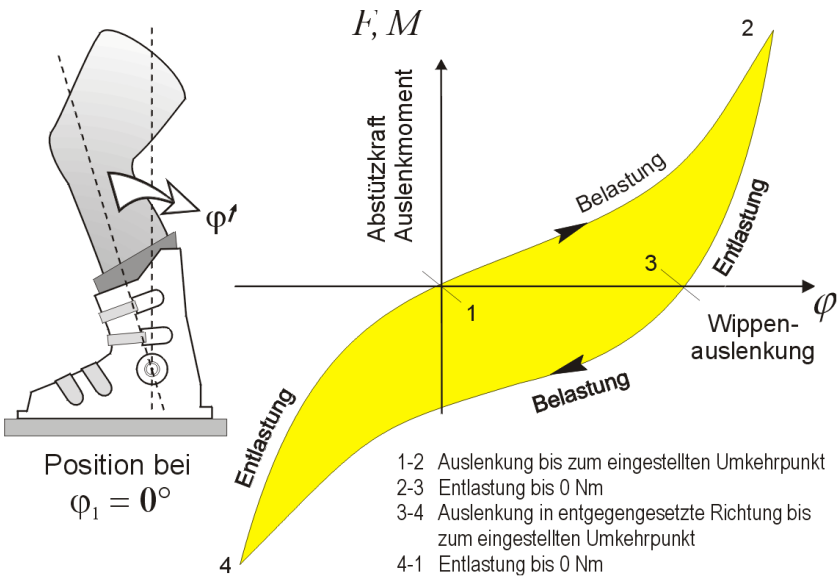


Abb. 6.27 Prinzipieller Verlauf der Messkurven einer Schuhsteifigkeitsprüfung, durchgeführt mit der TÜV Prüfmaschine.

Die Unterschiede zwischen dem aufsteigenden und dem absteigenden Ast sind primär durch die für polymere Werkstoffe typische innere Reibung bedingt. Darüber hinaus treten auch Reibungsverluste aufgrund der Relativbewegung zwischen Schaft und Schuhunterteil, dem Innen- und Außenschuh, den Gelenken und der Manschette auf. Die von den beiden Kurvenästen eingeschlossene Fläche ist proportional zur insgesamt vom Schuh aufgenommenen Reibungsarbeit.

Bei der Interpretation der Messkurven ist zu beachten, dass für die Ausgangsposition (Pos. 1 in Abb. 6.27) der Auslenkwinkel φ per Definition gleich Null gesetzt wird. In dieser Position steht der Unterschenkel (bzw. die Messprothese) nicht senkrecht zur Wippenebene, sondern in der schuhspezifischen Grundvorlageposition (siehe die in Abb. 6.27 integrierte Skizze).

Im Entwicklungsbeispiel ist eine zunehmende Wippenauslenkung (φ>0, ansteigend) gleichbedeutend mit der Auslenkung des Heckspoilers. Für die uns interessierende Momentenkennlinie ist daher der aufsteigende Ast der Hysteresekurve[29], also der Abschnitt 1 - 2 in Abb. 6.27, von vorrangiger Bedeutung.

[29] Wird im Folgenden auch als *Spoilerhysterese* bezeichnet.

Exkurs E18

Historie der Prototypentwicklung: in vier Phasen zum endgültigen Funktionsmodell.

Prototypen der ersten Stufe

Die drei Prototypen *I-A* bis *I-C* der ersten Stufe standen ab August 1991 zur Verfügung[30]. Bei allen drei Prototypen handelte es sich um umgebaute Serienmodelle:

- Prototyp *I-A*: Dachstein VR6, mit eingebauter Federdämpfung.
- Prototyp *I-B*: Salomon SX, mit eingebauter Federdämpfung (Schuh links in Abb. 3.24, S. 81)
- Prototyp *I-C*: Salomon SX (Abb 6.28) mit eingebauter Auslösevorrichtung (modifizierte SILVRETTA Skibindung).

Mit diesen drei Modellen wurden zunächst Schaftsteifigkeitsmessungen (siehe dazu den EXKURS E17, S. 229) durchgeführt. Für Prototyp *I-A* zeigten sich dabei überhaupt keine nennenswerten Änderungen in der Momentenkennlinie, weshalb dieser Schuh aus der weiteren Entwicklung genommen wurde. Bei Prototyp *I-B* konnte dagegen ein Knick im Momentenaufbau festgestellt werden und der Gradient des nach diesem Übergang wirkenden Stützmomentes war über die eingebaute Verstellschraube in einem gewissen Bereich variierbar. Der angestrebte Abfall der Kennlinie wurde jedoch lediglich von Prototyp *I-C* realisiert, wobei sich allerdings herausstellte, dass diese (positive) Eigenschaft noch in hohem Maße von der Stärke des Schnallenschlusses abhing. Da es sich bereits hier abzeichnete, dass die weitere Entwicklung sinnvollerweise auf Prototyp *I-C* aufbauen sollte, wurde dieses Modell sofort auch in Praxisversuchen auf der Piste getestet. Hier zeigte sich negativ, dass der Auslösemechanismus bereits in normalen Fahrsituationen ansprach und die

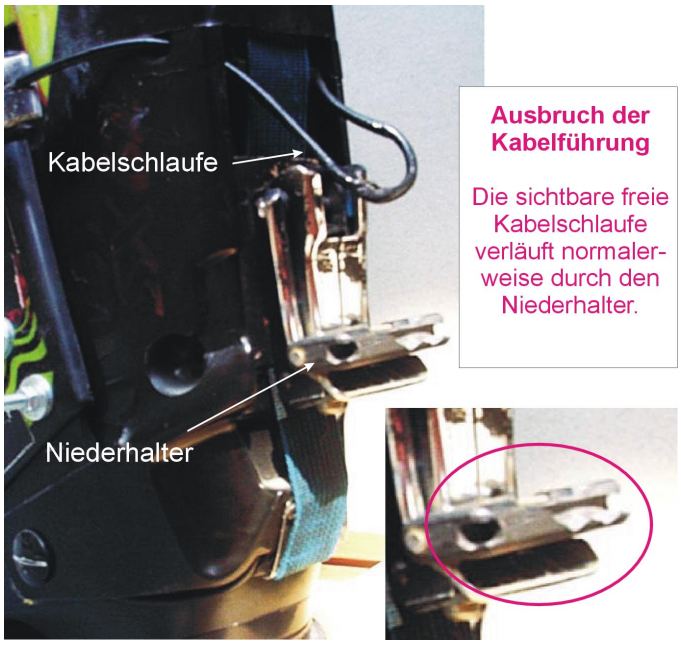


Abb. 6.28 Beschädigung von Prototyp *I-C* nach der Durchführung von Dummyversuchen.

[30] Alle Prototypen und auch das Funktionsmodell wurden von unserem damaligen Industriepartner, der Fa. RAICHLE, Sportschuh AG, Kreuzlingen, Schweiz gefertigt.

Stützwirkung des Heckspoilers insgesamt noch deutlich zu gering war. In den abschließenden Dummyversuchen (Aufbau des Skifahrerdummys siehe EXKURS E19, S. 235) trat dann ein weiteres Defizit dieses Modells auf: während sich Prototyp *I-B* als ausreichend stabil erwies, wurde der Funktionsmechanismus von Prototyp *I-C* bereits beim ersten Versuch zerstört (Abb 6.28).

Die Ergebnisse der Untersuchungen dieser Prototypenreihe ließen sich wie folgt zusammenfassen:

- Von den drei Prototypen erfüllte Prototyp *I-C* die geforderte Kennlinie am ehesten.
- Das Auslöseverhalten dieses Modells ist schnallenschlussunabhängig zu gestalten.
- Die Lage des Auslösepunktes und die Stützwirkung genügen noch nicht den Praxisanforderungen.
- Die mechanische Stabilität ist unzureichend.

Prototypen der zweiten Stufe

Ab Oktober 1993 standen die Modelle der zweiten Prototypenreihe für die Beurteilung zur Verfügung. Auch die beide Prototypen dieser Reihe bauten auf Serienprodukten auf, in die - in Fortführung der bei Prototyp *I-C* realisierten Lösung - spezielle Auslösemechanismen für den Heckspoiler integriert waren:

- Prototyp *II-A*: Dachstein 587, Auslösemechanismus in der Variante *Kulissensteuerung* (Schuh in der Mitte von Abb. 3.24, S. 81),
- Prototyp *II-B*: Dachstein 587, Auslösemechanismus in der Variante *Kugelkalotte*.

Bei beiden Prototypen waren Heckspoiler und Schaftvorderteil in einem gemeinsamen Drehpunkt gelagert, womit das Problem der Abhängigkeit des Auslöseverhaltens vom Schnallenschluss gelöst war. Kam es durch den Funktionsmechanismus zu einem Auslösevorgang, erzeugte bei beiden Prototypen eine einstellbare Hauptfeder (in Abb. 3.24, S. 81 gut zu erkennen) einen zunehmenden Widerstand gegen das weitere Nach-Hinten-Auslenken des Heckspoilers.

Das Funktionsprinzip der Kulissensteuerung von Prototyp II-A

In den Abbildungen 6.29-A, 6.29-B und 6.29-C sind die Bauteile und das Funktionsprinzip dieser Lösungsvariante dargestellt. Die Kulisse ist fest mit dem Unterteil des Schuhes (*Hauptschale*) verbunden. Die beiden unter Federspannung stehenden, außen am Heckspoiler gelagerten Laufrollen (Abb. 6.29-C) stehen auf der Funktionsflanke der Kulisse und stützen somit den Heckspoiler gegen die Hauptschale ab. Steigt das Spoilermoment nun über einen bestimmten Wert, wird die Gegenkraft der Vorspannfedern (Abb. 6.29-B) überschritten, die Laufrollen schwenken nach außen (Abb. 6.29-C) und die Stützwirkung sinkt rapide ab. Der Verlauf und die Höhe des Stützmomentes sind abhängig von der Form der *Funktionsflanke* der Kulisse, im Bereich der senkrechten Kulissenflanke ist das Stützmoment konstant und addiert sich zur Wirkung der (in den

Abb. 6.29 nicht dargestellten) Hauptfeder(n). Drei verschiedene Kulissenformen standen zur Verfügung.

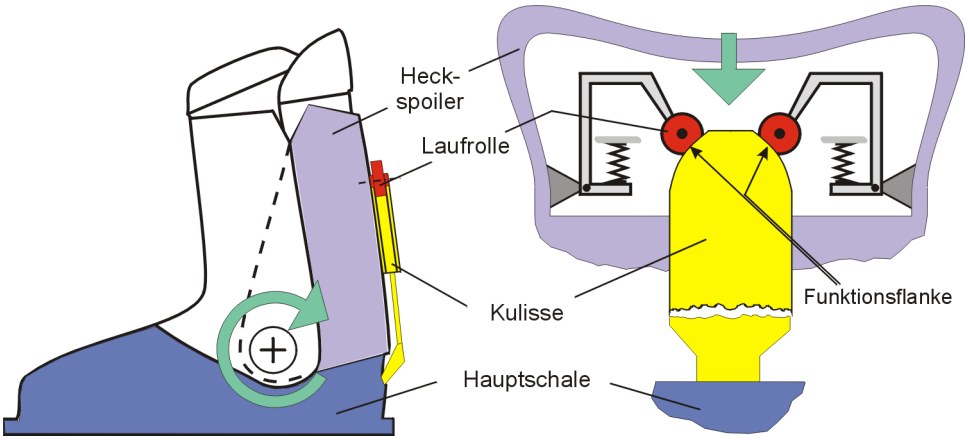


Abb. 6.29-A Bauteile und Funktionsprinzip der Kulissensteuerung von Prototyp *II-A*

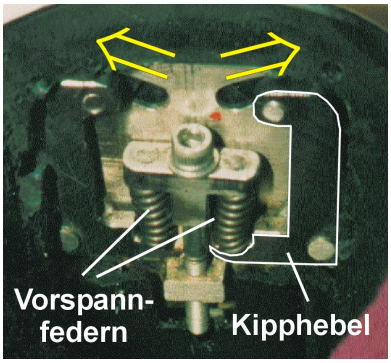


Abb. 6.29-B

Im Inneren des Schuhes befindliche Bauteile der Kulissensteuerung.

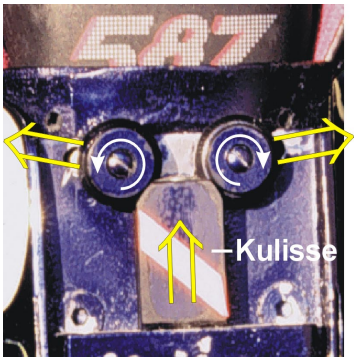


Abb. 6.29-C

Außen am Heckspoiler montierte Bauteile.

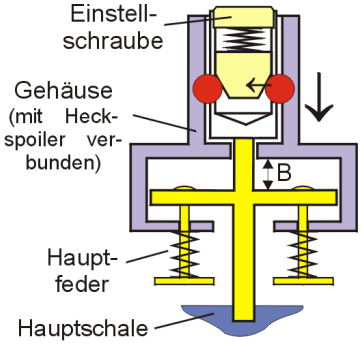


Abb. 6.29-D

Funktionsmechanismus *Kugelkalotte* von Prototyp *II-B*.

Der Funktionsmechanismus Kugelkalotte *von Prototyp II-B:*

Diese Lösungsvariante unterschied sich von der Kulissensteuerung lediglich durch Umsetzung anderer Wirkflächen. Im Ausgangszustand sind die beiden Kugeln (Abb. 6.29-D) verrastet und damit kann sich der Heckspoiler gegen die Hauptschale abstützen. Beim Überschreiten des Grenzmomentes werden die Kugeln gegen den einstellbaren Widerstand des Kontaktkegels aus ihrer Verrasterung geschoben, und das Gehäuse (und damit der Spoiler) kann nach hinten wegklappen. Auch hier treten dann die Hauptfedern in Aktion und bewirken einen Anstieg des Widerstandes bei zunehmender Spoilerauslenkung.

Mit diesen beiden Prototypen wurden zahlreiche Schaftsteifigkeitsmessungen mit unterschiedlichsten Einstellungen der Funktionsmechanismen und verschiedenen Vorspannungen der Hauptfeder(n) durchgeführt.

Es zeigte sich, dass bei der Kulissenvariante der Momentenabfall nach der Auslösung - je nach verwendeter Kulisse - lediglich zwischen 5 und 15 Nm betrug, bei der Kalottenvariante sogar nur 4 bis 6 Nm. Die Größenordnung des Abfalls war damit nicht ausreichend, und auch die Abstimmung zwischen der Wirkung der Hauptfeder(n) und der Wirkung des Funktionsmechanismus war nicht akzeptabel.

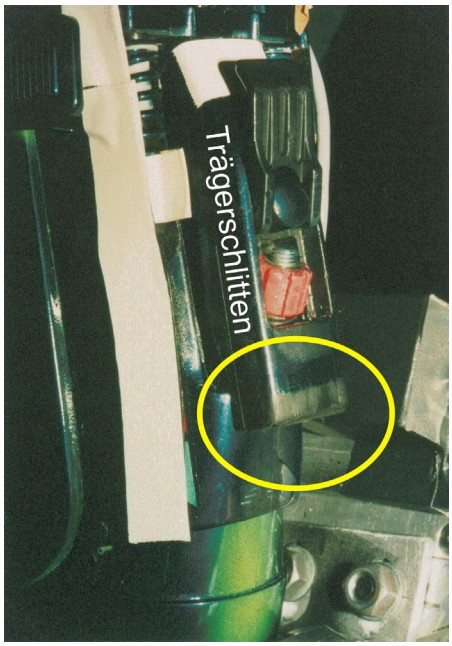


Abb. 6.30 Ausgehebelter Trägerschlitten von Prototyp *II-A*

Um die mechanischen Festigkeiten der beiden Prototypen zu überprüfen, wurden nach Abschluss der Schaftsteifigkeitsmessungen Dummyversuche durchgeführt. Das ursprünglich vorgesehene Messprogramm musste wegen schwerer Beschädigungen der beiden Modelle bereits nach dem dritten Fallversuch abgebrochen werden, wobei sowohl der Trägerschlitten des Funktionsmechanismus (Abb. 6.30) als auch der Flexbereich am Vorderteil des Schaftes (Abb. 6.31) betroffen waren.

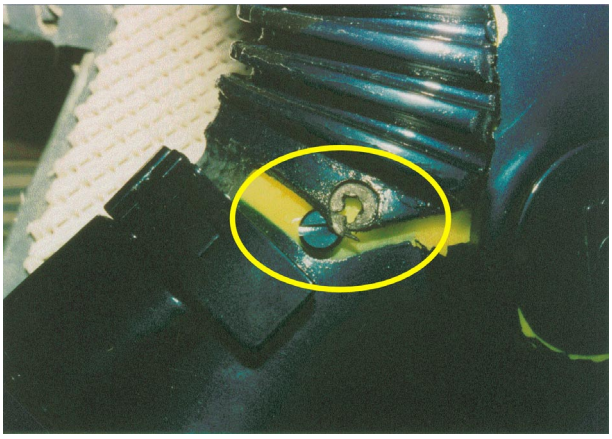


Abb. 6.31 Ausriss des vorderen Schaftanlenkpunktes

Prototyp der dritten Stufe

Das in der dritten Stufe, ab Mai 1994, zur Verfügung stehende Modell stellte eine Weiterentwicklung von Prototyp *II-A* dar. Das Kulissenprinzip war jetzt über einen stabilen Doppelkniehebel mit starken Federpaketen realisiert und eine zusätzliche Auffangfeder diente dazu, nach dem Abfall der Kennlinie bei weiterer Auslenkung ein progressives Wiederansteigen des Momentes zu erzeugen. In Schaftsteifigkeitsmessungen wurde dieser Prototyp mit einem herkömmlichen Skischuh verglichen, die beiden resultierenden Hysteresen sind im ANHANG A1 (S. 256) dargestellt. Die Ergebnisse der Messreihe ließen sich wie folgt zusammenfassen:

- Der Momentenabfall von Prototyp *III* beträgt etwa 88 Nm und liegt damit um den Faktor 5 bis 10 höher als bei den Prototypen der zweiten Stufe.
- Bei einem Moment von etwa 115 Nm und einem Auslenkwinkel von 13° kommt es zur Auslösung des Mechanismus. Danach erreicht das Stützmoment allerdings erst

wieder bei einem Auslenkwinkel von 28° einen Wert von knapp 200 Nm, beim Referenzschuh wird dieser Wert bereits bei 16° erreicht.

Damit waren die aufgestellten Vorgaben für die Spoilerkennlinie weitgehend erfüllt. In den anschließend durchgeführten Dummyversuchen erwies sich der Funktionsmechanismus als ausreichend stabil.

Prototypen der vierten Stufe

Im Oktober 1994 war der Prototyp *IV-A* der letzten Stufe bereit für die Tests. Am Funktionsmechanismus selbst waren keine wesentlichen Änderungen gegenüber dem Vorgängermodell vorgenommen worden, aber die gesamte Vorrichtung war nun in einen anderen Skischuh integriert, funktionell gekapselt, weiter versteift und besser einstellbar. Außerdem konnte der Auslösemechanismus blockiert, also außer Funktion gesetzt werden, wodurch der Heckspoiler die Eigenschaften eines konventionellen Skischuhes bekam.
Die vorgenommenen Schaftsteifigkeitsmessungen brachten jedoch zu Tage, dass es erst bei einem Auslenkwinkel von ca. 23° und einem Moment von 250 Nm zur Auslösung des Heckspoilers kommt. Damit hatte sich das Auslöseverhalten gegenüber Prototyp *III* eindeutig verschlechtert, denn wie der Vergleich mit der Kennlinie bei blockiertem Mechanismus zeigte (ANHANG A2, S. 257), lag der Auslösepunkt erst im oberen Bereich eines Schuhes mit einem konventionellen Heckspoiler. Aus diesem Grund musste eine weitere Modifikation zur Optimierung der Lage des Auslösepunktes vorgenommen werden. Dies konnte ohne größeren Aufwand durch Einbau eines anderen Tellerfederpaketes erreicht werden.

EXKURS E19

Details zum Aufbau des Skifahrerdummys und Diskussion seiner Eigenschaften

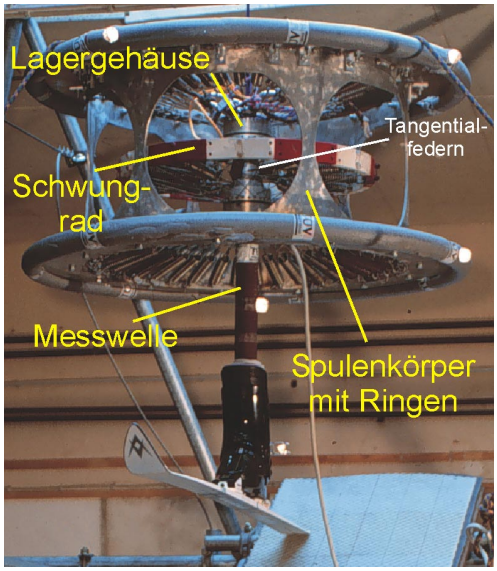


Abb. 6.32 Aufbau des Skidummys

In Abb. 6.32 ist der grundlegende Aufbau des physikalischen Modells zu sehen. An einem Metallzylinder (*Spulenkörper*) sind oben und unten Kreisringe aufgeschweißt. Über insgesamt 80 radial angeordnete und vorgespannte Zugfedern (Abb. 6.33, links) wird ein Lagergehäuse im Zentrum des Zylinders gehalten. Drehbar in diesem Gehäuse sitzt die das Bein repräsentierende Welle, die im Bereich oberhalb des Schuhrandes mit DMS-Rosetten bestückt ist (Abb. 6.33, rechts). Um die Trägheiten des menschlichen Körpers bezüglich der vertikalen Beinachse simulieren zu können, ist über Tangentialfedern ein Schwungrad an die Messwelle gekoppelt.

Abb. 6.33 zeigt weitere Details des Dummys. In der Abbildung links sind die Radialfedern zu sehen, über welche die Trägheitseigenschaften des Spulenkörpers auf die Messwelle wirken und damit die Trägheitseigenschaften des Menschen bezüglich seiner Sagittal- und

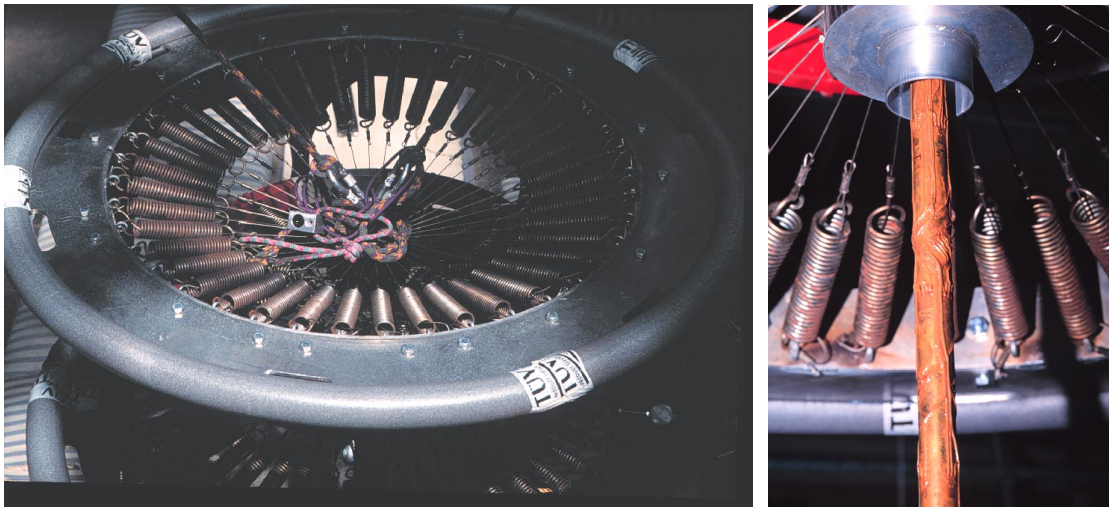


Abb. 6.33 Details zum Aufbau des physikalischen Dummy (Beschreibung im Text).

Transversalachse (Achsen- und Ebenenbezeichnungen der Medizin siehe ANHANG Kap. 6.4, S. 253) abbilden. Rechts in Abb. 6.33 ist der Bereich der Messwelle zu sehen, in welchem die DMS-Rosetten aufgeklebt sind (durch Schutzlack abgedeckt).
Das Ende der Messwelle ist starr mit einer handelsüblichen Unterschenkelprothese mit Fuß verbunden. Damit ist eine natürliche Verbindung zum Skischuh und dem Ski-Bindungssystem gewährleistet.

Diskussion des physikalischen Modells

Modelle, ob physikalische oder mathematische, basieren mehr oder weniger auf Annahmen und Vereinfachungen. So wurden bei der Entwicklung des Dummys das Knie- und Hüftgelenk als steif angenommen und die Elastizitätskonstanten des Knochens, sowie dessen Flächenträgheitsmomente als konstant angesetzt. Darüber hinaus wird keine Muskulatur simuliert, und die Auslenkung des freien Endes der Messwelle unter Last ist bei weitem zu groß. Der Grund für Letzteres ist die Vernachlässigung der Zuggurtungswirkung der Muskulatur, d.h. die stark vereinfachende Annahme, das gestreckte Bein verhalte sich unter Last wie ein einseitig eingespannter Biegebalken.

Kritisch zu betrachten ist auch das Fehlen von Dämpfung: Das Material der Messwelle, ein Federstahl höchster Festigkeit, sowie die Spiralfedern, welche die beiden äußeren Ringe mit dem Dummygrundkörper verbinden, speichern einen „unphysiologisch“ großen Anteil an elastischer Energie. In den durchgeführten Sturzsimulationen wird diese jedoch vorwiegend verzögert, d.h. in einer uns nicht mehr interessierenden Phase abgegeben.

Die Massenträgheitsmomente des Dummys bezüglich der x- und der y-Achse weichen nach Angaben von RASKULINESCZ [365, S. 81] lediglich um maximal +6,5% von den Werten ab, die ein realer Skifahrer dieser Körpergröße aufweisen würde. Das Gesamtgewicht des Dummys liegt etwa 4% unter dem Gewicht eines 75-Perzentilmannes, und die Lage des Gesamtschwerpunktes unterscheidet sich vom natürlichen Vorbild lediglich um +0,9% (RASKULINESCZ [365], S. 54). Damit sind zwar die wesentlichsten anthropometrischen Vorgaben erfüllt, ob jedoch der von RASKULINESCZ [365] in dessen Zusammenfassung angegebene Gesamtfehler von unter 2 % für die Reproduktion der tatsächlich auftretenden Lasten im Unterschenkel realistisch ist, muss bezweifelt werden.

EXKURS E20

Details zur Datenauswertung der durchgeführten peripheren BA

Digitalisierung der Videobilder

Unter dem Vorgang des Digitalisierens ist zu verstehen, dass von jedem am Computerbildschirm dargestellten Einzelbild der Videosequenz die Koordinaten interessierender Bildpunkte registriert werden. Dies erfolgt durch manuelles Anklicken der im Bild sichtbaren, an Ausrüstung und Proband angebrachten Markierungspunkte. Das Programm speichert die entsprechenden Cursorpositionen bezüglich des Monitorkoordinatensystems als Pixelwert ab.

Da entsprechende Sorgfalt bei der manuellen Positionierung des Mauscursors notwendig ist und viele Einzelbilder (26 Sprünge à 60 Bilder) mit 8 Markern pro Bild - also über 10 000 Punkte - zu digitalisieren waren, ist dies ein zeitintensiver Prozess.

Liegen die Pixelkoordinaten der Marker dann vor, lassen sich zwischen ihnen beliebige Verbindungslinien definieren. Abb. 6.34 zeigt die sich aus den definierten Verbindungslinien ergebende *Strichfigur-Sequenz* eines Landevorganges.

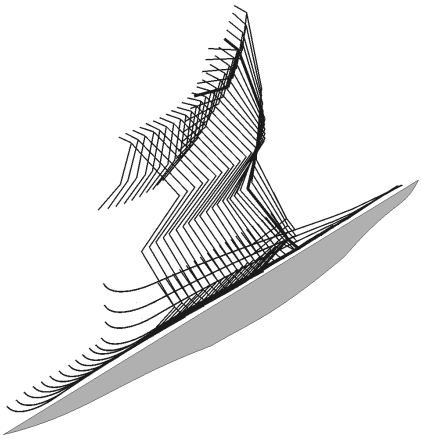


Abb. 6.34 Strichfigur des landenden Skifahrers.

Kalibrierung

Da die zu bestimmenden kinematischen Größen in SI-Einheiten darzustellen sind, müssen die ermittelten Pixelwerte in die Basiseinheit Meter umgerechnet werden. Zu diesem Zweck wird eine bekannte Länge - in unserem Fall eine einmal horizontal und einmal vertikal ins Bildfeld gehaltene Vermessungsstange - digitalisiert, womit sich der Umrechnungsfaktor *Pixel in Meter* bestimmen lässt.

Winkelberechnung

Zwischen den Markerverbindungslinien lassen sich relative und absolute Winkel definieren und das Programm berechnet dann deren Zeitverläufe - im vorliegenden Fall also die des absoluten Rumpfvorlagewinkels und die der relativen Körperwinkel von Sprung-, Knie- und Hüftgelenk.

Splineapproximation und Bestimmung der ersten und zweiten Ableitungen

Dieser Schritt dient dazu, weitere Datenpunkte zwischen den Messwerten (20 ms Abstand) einzufügen und die Kurven äußerst geringfügig zu glätten.
Der Algorithmus zur Bestimmung der Splinekoeffizienten wurde der Literatur (MÜLLER und SCHELLER [317]) entnommen und in ein BASIC-Programm implementiert. In der Arbeit von SENNER [417] ist dargestellt, wie dieser Algorithmus für die Glättung von Bewegungsdaten und zur Ermittlung ihrer ersten und zweiten Ableitung eingesetzt werden kann. In den Ausführungen dort wird vor allem deutlich, dass die Ermittlung passender Glättungsparameter äußerst zeitaufwändig und kaum automatisierbar ist. Grund: unbedachtes Vorgehen kann bei der zweiten Ableitung zu einem Überglätten führen.
Für alle zu ermittelnden Bewegungsparameter ergab sich mit einem Splinefaktor von 0,1 der beste Kompromiss hinsichtlich Darstellungstreue und Glättungseffekt.
Nachdem die Koeffizienten der kubischen Spline bekannt sind, können die ersten und zweiten Ableitungen der sechs approximierten Zeitfunktionen (q_1...q_6) auf einfache Weise analytisch bestimmt werden.

Auswahl der zu mittelnden Sprünge

Trotz der genauen Hinweise zur Sprungdurchführung und der großen Erfahrung unseres Probanden waren gewisse Abweichungen in der Sprungausführung unvermeidlich. (Dies ist ja auch der Grund, warum über mehrere Versuche gemittelt werden soll). Zum Zeitpunkt der Datenauswertung musste davon ausgegangen werden, dass der Landewinkel unter dem Aspekt des auftretenden (kritischen) Drehimpulses der entscheidende Bewegungsparameter ist. (Der Landewinkel - in Abb. 6.35, S. 240, eingezeichnet - ist der Winkel, den der Ski zum Zeitpunkt des Erstkontaktes mit der Piste einnimmt). Basierend auf der Überlegung, dass mit größer werdendem Landewinkel der auftretende Drehimpuls wahrscheinlich zunimmt, wurden jene Versuche aus dem Datenmaterial entfernt, bei denen der Landewinkel weniger als 40° betrug. Dies war bei sechs der insgesamt 26 Sprüngen der Fall. Für die Berechnung der mittleren Zeitverläufe verblieben damit jeweils zehn Sprünge mit einem Landewinkel von mindestens 40°.

Mittelung der Anfangswerte der ausgewählten Sprünge

Zur Erhöhung der Genauigkeit der für die spätere Simulation notwendigen Anfangswerte wurden für alle sechs Systemfreiheitsgrade der Mittelwert aus den jeweils vorliegenden zehn Anfangswerten gebildet. Die Funktionswerte dieser mittleren Zeitverläufe (nullte, erste und zweite Ableitung) zum Zeitpunkt t = 0 s stellen die kinematischen Anfangsbedingungen für die Simulation mit dem Modell *Skifahrer* dar. Diese sich für alle 6 Systemfreiheitsgrade ergebenden Anfangswerte sind im ANHANG A8, S. 265 zusammengestellt.

Zeitnormierung

Für den in Kap. 3.2.3.5.4 (S. 110) beschriebenen Anpassungsprozess werden die Gelenkwinkel-Zeitverläufe der drei muskulär kontrollierten Gelenke benötigt. Der daran anschließende Optimierungsprozess (Kap. 3.2.3.5.5, S. 112) braucht den Zeitverlauf des Rumpfvorlagewinkels. Für diese vier Parameter ist es sinnvoll, nicht die Kinematik eines einzelnen Experiments, sondern eine durchschnittliche Kinematik heranzuziehen. Aus diesem Grund sollten die Zeitverläufe der jeweils zehn Einzelsprünge gemittelt werden. Da sich jedoch - bedingt durch die unvermeidlichen Schwankungen in der Anfahrgeschwindigkeit unseres Probanden - nicht vernachlässigbare Unterschiede in der Ausführung des Sprung- und Landevorganges (z.B. hinsichtlich Flugdauer und -weite) ergeben hatten, war es notwendig, die erhobenen Bewegungsdaten vor einer Mittelwertbildung zeitlich zu normieren. Bei diesem in der biomechanischen Bewegungsanalyse häufig eingesetzten Auswerteschritt wird die reale Zeitachse auf zwei, für die untersuchte Bewegung typische (also immer auftretende) Ereignisse gestreckt bzw. gestaucht, indem man diesen Ereignissen z.B. die normierte Zeit *null Prozent* bzw. *einhundert Prozent* zuordnet. In der Auswertung unseres Feldversuches wurde auf die beiden Ereignisse *Messbeginn* und *Klappende* normiert. Als Klappende (KE) war jener Zeitpunkt definiert, bei welchem der Ski zum ersten Mal über die volle Länge Bodenkontakt hatte. Abb. 6.35 illustriert die Bewegungsphasen des Landevorganges und gibt die entsprechenden Werte der Normzeiten wieder. (Die beiden in Abb. 6.35 eingezeichneten Intervalle *Referenzperiode* und *Reaktionsperiode* sind für die in Kap. 3.2.4.2 beschriebene Auswertung von Bedeutung). Im ANHANG A7 (S. 264) sind für alle durchgeführten Sprünge die ermittelten Real- und Normzeiten zusammengestellt.

Wichtig: Es ist zu beachten, dass sich mit der Reihenfolge *Zeitnormierung – Mittelung – Splineapproximation - Ableitung* i.d.R. andere Werte für die abgeleiteten Funktionen ergeben als für die Reihenfolge *Splineapproximation – Ableitung – Mittelung - Zeitnormierung*. Grund: Stauchung bzw. Streckung der Zeitachse durch die Normierung.

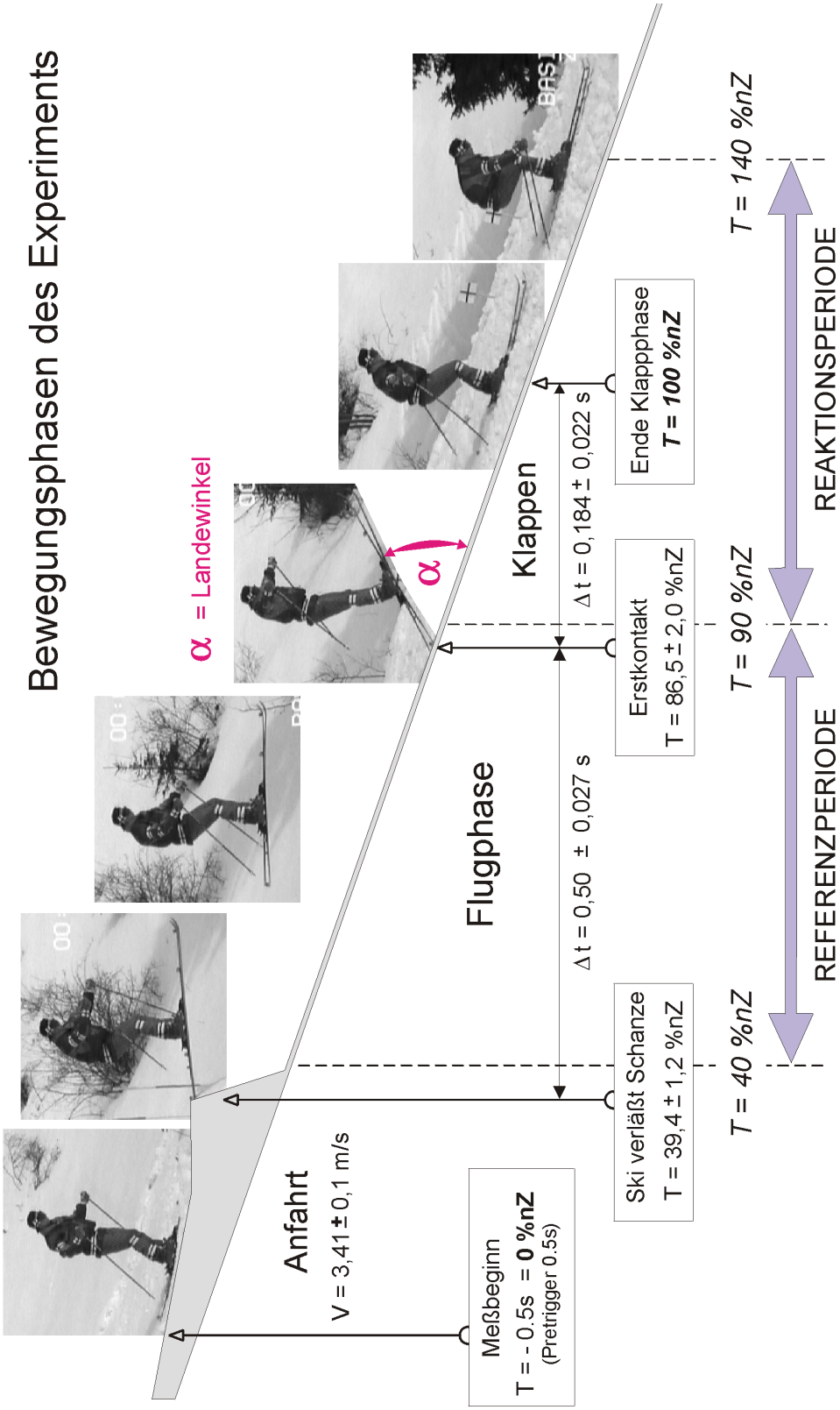


Abb. 6.35 Bewegungsphasen und Bezugsperioden für die Auswertung der Bewegungsanalyse- und EMG-Daten der Feldversuche.

Mittelung der zeitnormierten Winkel-Zeitverläufe

Von den diskreten Werten der somit erhaltenen 10 zeitnormierten Sprünge für den blockierten und den aktivierten Schuh werden die arithmetischen Mittelwerte und die zugehörigen Standardabweichungen gebildet.

Umrechnung auf Simpackkonvention

Die Umrechnung der ermittelten Winkel- und Koordinatenwerte zur Anpassung an die im Simulationsprogramm verwendete Konvention erfolgte nach den im ANHANG A9 (S. 266) zusammengestellten Gleichungen.

EXKURS E21

Überlegungen zur Definition des mittleren Aktivitätsquotienten

Das In-Bezug-Setzen der Reaktionsperiode zu einer Referenzperiode geschah aus der Überlegung heraus, dass dadurch die Störvariable *längerfristige Veränderungen im EMG-Signal* (z.B. durch Änderung des Hautwiderstandes im Verlaufe der insgesamt etwa 5-Stundenuntersuchung oder durch die nicht auszuschließende muskuläre Ermüdung) eliminiert werden kann. Darüber hinaus werden die typischerweise hohen Varianzen der EMG-Messung besser (im Sinne von realistischer) berücksichtigt, als wenn die Reaktionsperiode isoliert betrachtet würde. Die Referenzperiode musste jedoch drei Kriterien erfüllen:

(1) reproduzierbarer Muskelzustand (Varianzen in einem für EMG-Messungen akzeptablen Bereich) in diesem Zeitabschnitt,
(2) einheitliche Dauer von Referenzperiode und Reaktionsperiode. Damit ergibt sich in etwa derselbe Anteil an statistischen Schwankungen im berechneten Integral,
(3) kein Effekt auf die Referenzperiode durch das Experiment, d.h. das über alle Versuche mit blockiertem Mechanismus gemittelte Referenzintegral darf sich nicht wesentlich vom entsprechenden Mittelwert der Versuche mit aktiviertem Mechanismus unterscheiden.

Bedingt durch die unvermeidbar hohen zufälligen Schwankungen im EMG und die dafür noch zu geringe Wiederholungszahl, hatten einzelne Ausreißer deutliche Auswirkungen auf den Mittelwert. Dies führte wiederum dazu, dass die Hüllkurvenintegrale der beiden Behandlungen in der Referenzperiode noch zu stark voneinander abwichen (Missachtung von obigem Punkt (1)). Erst durch Weglassen bestimmter Versuche ergab sich eine befriedigende Übereinstimmung der Integrale für die beiden Fälle *blockiert* und *aktiviert* und damit die Rechtfertigung, diesen Zeitabschnitt als Referenz heranzuziehen. Als Selektionskriterium diente der Landewinkel, weil dieser, wie Abb. 6.36 für die beiden Oberschenkelmuskeln *m. vastus lateralis* und *m. vastus medialis* (Anatomie s. S. 282) zeigt, in hohem Maße mit deren Muskelaktivität korreliert.

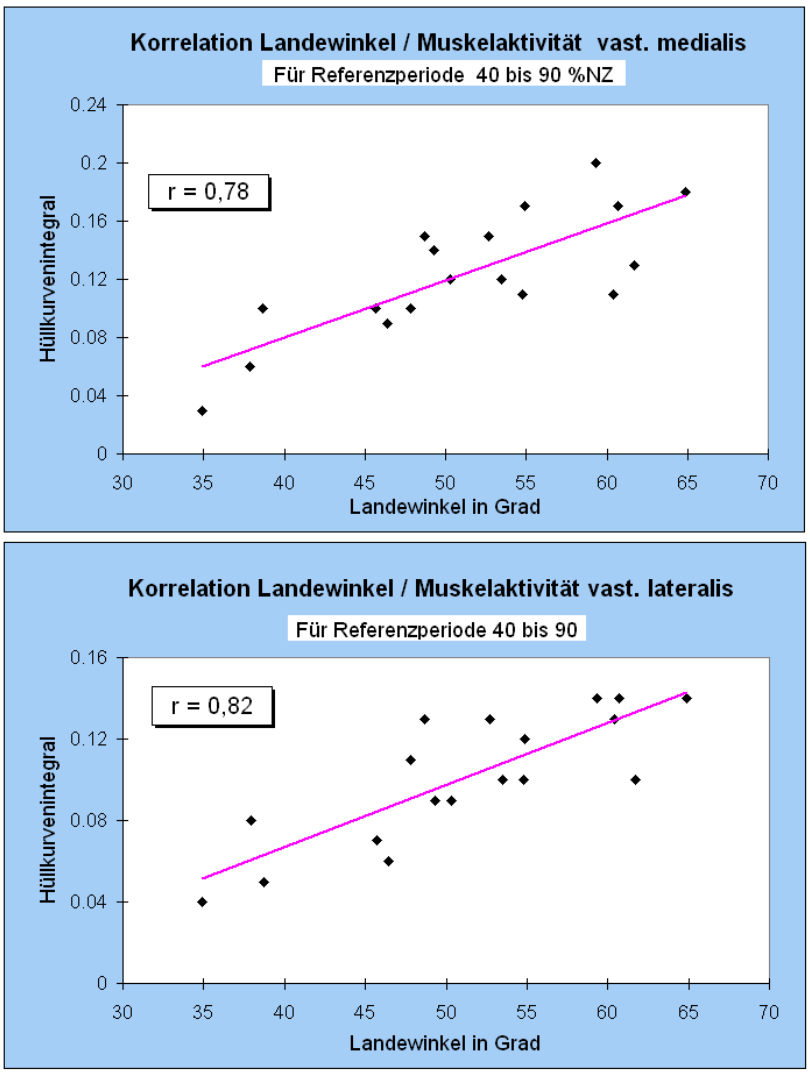


Abb. 6.36 Korrelation der Aktivität der beiden Streckermuskeln *musculus vastus medialis* bzw. *musculus vastus lateralis* mit dem im jeweiligen Experiment erzielten Landewinkel.

Die in Abb. 6.36 gezeigten Zusammenhänge machen deutlich, dass die vereinzelt vorkommenden Sprünge mit flachem Landewinkel - bei denen eine vergleichsweise geringe Muskelaktivität der Streckermuskulatur auftritt - den Mittelwert nach unten verschieben. Aus diesem Grunde wurden jene drei Sprünge aus dem Datenmaterial eliminiert, die einen Landewinkel unter 45° aufwiesen. (Dies korrespondiert im Übrigen mit der Vorgehensweise bei der peripheren BA, wo die Sprünge mit Landewinkel unter 40° aus den dort besprochenen Gründen eliminiert wurden).

6.2 Technische und medizinische Fachausdrücke

Adaptation	Unter Adaptation (lat. *adaptare* anpassen) wird die Anpassung bzw. das Anpassungsvermögen auf veränderte Bedingungen verstanden. Der PSCHYREMBEL [358] definiert den Begriff wie folgt: Die physiologisch funktionelle, evtl. morphologische oder psychologische, aktive oder passive, vorübergehende oder andauernde Anpassung eines Organismus oder Organs (=Rezeptor) an veränderte Bedingungen oder Reize (=Stress), auch im Sinne der Gewöhnung.
Agonist	Muskel, welcher eine bestimmte , dem ⇨ Antagonisten entgegengesetzte Bewegung bewirkt.
Akzeleration	Phänomen der ständigen Zunahme der durchschnittlichen Körpergröße in den vergangenen 100 Jahren. Sie betrug fast 1 cm pro Jahrzehnt.
Anatomie	Lehre vom Bau der Körperteile.
Antagonismus	Entgegengesetzte Wirkungen von zwei funktionellen Einheiten. Im Fall von Muskeln die entgegengesetzte Wirkung von ⇨ Extensoren und ⇨ Flexoren.
Antagonist	Gegenspieler des Agonisten. Im medizinischen Sprachgebrauch oft auch im Sinne von „negativer Einflussfaktor“ gebraucht (Bsp.: M. quadriceps ist Antagonist des vorderen Kreuzbandes).
anterior	Vorne, das Vordere, das Vorne Liegende
Arthroskopie	Endoskopische Untersuchung eines Gelenkinnenraums mit einem Spezialendoskop unter örtlicher Betäubung.
Außenrotation, Knie	Bei Betrachtung des eigenen rechten Beines: • mit fixiertem Oberschenkel Verdrehung des Unterschenkels um dessen Längsachse im Uhrzeigersinn • mit fixiertem Unterschenkel Verdrehung des Oberschenkels um dessen Längsachse entgegen des Uhrzeigersinns.

Dekubitus	durch äußere Druckeinwirkung mit Kompression von Gefäßen und lokaler Durchblutungsstörung hervorgerufene Unterversorgung von Geweben (v.a. Haut und Unterhautgewebe), was zum Absterben, Aufweichen, ggf. Infektion der betroffenen Strukturen führt.
distal,	Von der Körpermitte entfernt liegend.
distales Segmentende	Das weiter von der Körpermitte entfernt liegende Segmentende (Bsp.: das Handgelenk ist das distale Gelenk des Unterarmes, das Ellenbogengelenk das ⇒ proximale.
Dorsalflexion	Anheben der Fußspitze
Extensor	Muskel, welcher im Fall seiner Aktivierung (=Verkürzung) zu einer Streckung im betreffenden Gelenk führt.
exzentrische Arbeitsweise	Muskel wird gedehnt, weil das durch äußere Kräfte bewirkte Gelenkmoment größer ist als das vom Muskel erzeugte.
Flexor (pl. Flexoren)	Muskel, welcher im Fall seiner Aktivierung (=Verkürzung) zu einer Beugung im betreffenden Gelenk führt.
funktionelle Anatomie	Betrachtung des Bewegungsapparates unter mechanischen Gesichtspunkten.
Hyperextension	Völliges Strecken im Gelenk, was beim Knie zur sog. ⇒ Schlußrotation führt.
Immobilisationszeit	Zeitraum nach einer Verletzung in dem die Beweglichkeit eines Gelenkes oder Körperteiles maßgeblich eingeschränkt ist.
in situ (lat. am Ort)	Untersuchungsmethode, welche die anatomischen Strukturen in ihrer natürlichen Lage rückwirkungsfrei untersucht.
in vitro (lat. im Glas)	Wissenschaftliche Untersuchungen an bzw. mit menschlichen- oder tierischen Leichenteilen, sog. Präparaten.
in vivo (lat. im Leben)	Wissenschaftliche Untersuchungen am lebenden Objekt.
Innenrotation, Knie	Bei Betrachtung des eigenen rechten Beines: • mit fixiertem Oberschenkel Verdrehung des Unterschenkels um dessen Längsachse entgegen dem Uhrzeigersinn • mit fixiertem Unterschenkel Verdrehung des Oberschenkels um dessen Längsachse im Uhrzeigersinn.

invasiv	In den Organismus eindringend. Im Kontext der vorliegenden Arbeit wird die Röntgentechnologie (wegen der auftretenden Strahlenbelastung) bereits als invasives Verfahren definiert, wohingegen die den Organismus nicht belastende Ultraschalltechnik als nicht-invasiv betrachtet wird.
Ischiokruralmuskulatur	Bezeichnung für die an der Schenkelrückseite liegende Muskelgruppe, die ein Beugen des Kniegelenkes (deshalb auch als „Flexorengruppe“ bezeichnet) bewirkt. Die beiden wichtigsten dazu zählenden Muskeln sind der *M. biceps femoris* und der *M. semitendinosus*. Im ANHANG A24, S. 283 ist die Anatomie dieser Muskelgruppe abgebildet.
Isometrisch isometrische Kontraktion	Die Muskelaktivität führt zwar zu einer Kraftzunahme, jedoch nicht zu einer wesentlichen Längenänderung des Muskels. Dies ist gleichbedeutend mit einer Kraftentwicklung bei konstanter Gelenkstellung. Bsp.: Zwei gleichstarke Sportler, von denen jeder an einem Ende des Seiles zieht.
Kernspintomograhie	Erläuterung siehe EXKURS E5, S. 180.
Kinesiologie oder Kinäsiologie	Muskelanatomie und -physiologie, neuronale Aspekte der Muskelkontraktion (Innervation) zur Erzeugung von Bewegungen. Mischwort aus Kinästhetik (Lehre von den Bewegungsempfindungen) und Kinetik. Nach HATZE [166]: Wissenschaft von der Bewegung, Bewegungslehre.
Knieorthese	Mechanische Stützvorrichtung für das Kniegelenk, die nach Operationen in der Rehabilitation, zunehmend auch zur ⇒ Prävention von Sportverletzungen eingesetzt wird. Die beiden Hauptfunktionen von Knieorthesen sind die Verhinderung schädlicher Bewegungen durch mechanische Begrenzung des anatomischen Bewegungsumfanges und die Verringerung der auftretenden Belastungen des Kniegelenkes durch Ableiten von Teilen der Last auf nicht gefährdete Strukturen (z.B. den Oberschenkel).
konzentrische Arbeitsweise	Verkürzung des Muskels durch dessen Kontraktion.
lateral	Seitwärts, von der ⇒ Medianebene weggerichtet (s. S. 253).
medial	Zur ⇒ Medianebene hin.
Medianebene	die den Körper in annährend spiegelbildlich gleiche rechte und linke Hälfte teilende Ebene. Man spricht deshalb auch von der *Symmetrie-Ebene* (vgl. S. 253).

Meniskus, pl. Menisken	Scheiben- oder ringförmiger Faserknorpel in einem Gelenk, z.B. im Kniegelenk, der sowohl eine Führungs- als auch eine Dämpfungsfunktion hat.
Metabolik	Stoffwechsel, Lehre von den Stoffwechselvorgängen.
monosynaptischer Reflex	Auch Muskeleigenreflex (MER). Unwillkürlich und regelhaft ablaufender Vorgang zur reflektorischen Kontrolle der Muskelspannung. Der adäquate Reiz für einen MER ist die Dehnung der Muskelspindeln, Reflexantwort ist die Muskelkontraktion. Im Gegensatz zum polysynaptischen Reflex sind beim monosynaptischen Reflex Reizort und Erfolgsorgan identisch (siehe dazu auch STOBOY [447]).
Muskelbiopsie	Entnahme von Muskelgewebe zur histologischen oder biochemischen Untersuchung. Im Bereich der Sportwissenschaft / Biomechanik mit dem Ziel, Aufschluss über die Mikrostruktur des Muskels (z.B. Verhältnis ST- und FT-Fasern) zu erhalten. (Vgl. hierzu SCHMALZ [406, S. 48]).
Nettomoment	Da es durchaus vorkommt, dass ein Muskel ein positives, ein anderer gleichzeitig aber ein negatives Gelenkmoment erzeugt (gleichzeitige Aktivität von ⇒ Agonist und ⇒ Antagonist), hat sich in der Biomechanik der Begriff *Nettomoment* geprägt. Das Nettomoment ist die an einem Gelenk übrigbleibende Momentenwirkung aller gelenkumfassenden Muskeln.
physiologisch	Die Lebensvorgänge im Organismus betreffend.
Physiologie	Wissenschaft von den normalen Lebensvorgängen und Funktionen des menschlichen Organismus
Plantarflexion	Senkung der Fußspitze (Baletttänzerin)
Prävention	Medizinischer Ausdruck für *Vorbeugung*, *Vermeidung* (von Krankheiten, Verletzungen, Schäden).
Propriorezeption	Vorgang zur Kontrolle eines Spannungszustandes in einer anatomischen Struktur (z.B. Band, Sehne, Muskel) durch reflektorische Veränderung der Muskeltätigkeit. Erreicht wird dieser Vorgang durch neuronale Verschaltung von reizaufnehmenden Rezeptoren (z.B. Muskelspindel) mit dem spinalen Reflexzentrum im Zentralen Nervensystem. Von dort werden Steuerimpulse an das Erfolgsorgan (z.B. Muskel) zurückgegeben. (Siehe auch ⇒ monosynaptischer Reflex).

proximal	Zur Körpermitte hin liegend
proximales Segmentende	Das zur Körpermitte näher liegende Segmentende (Bsp.: Das Ellenbogengelenk ist das proximale Gelenk des Unterarmes, das Handgelenk das ⇒ distale.
Proximalfemorprothese	Künstlicher oberer Teil (einschließlich Hüftgelenk) des Oberschenkelknochens (i. allg. oberstes Drittel des gesamten Knochens).
Reflexbahnung	Verkürzung der Gesamtleitungszeit in einem Reflexbogen, wenn kurz nach einem Reflex ein zweiter ausgelöst wird und dessen Erregungsimpuls die Synapse vor Abklingen des durch den ersten reflexauslösenden Reiz hervorgerufenen Erregungszustand erreicht.
Rotatoren	Muskeln, welche im Fall ihrer Aktivierung (=Verkürzung) zu einer Ein- oder Auswärtsdrehung im betreffenden Gelenk führen.
Ruptur	Zerreißung, Abriss eines Bandes, Sehne oder Muskels.
Sachgebundene Methoden	Nach EHRLENSPIEL [106, S. 284]: Methoden, welche auf das Erreichen eines vorgegebenen sachlichen Ziels, z.B. eines Dokumentes oder Objekts ausgerichtet sind. (Im Gegensatz zu Organisationsmethoden, deren Ziel die Gestaltung eines Prozesses ist).
Schlussrotation (im Knie)	Anatomische Besonderheit des Kniegelenks, die es ermöglicht, dass man mit durchgestreckten Knien ohne wesentliche Muskelanspannung stehen kann. *„Dieses finale „Einrasten“ des Standbeines [...] wird durch das Vordere Kreuzband bewirkt, welches bei völliger Kniestreckung so stark gespannt wird, dass es das Schienbein nach außen, bzw. den Oberschenkel nach innen dreht.“* WEINECK [469, S. 144]. Ausmaß der Schlussrotation nach MÜLLER [319, S. 7.6], etwa 15 Grad.
Sonographie	Ultraschalldiagnostik.
Spoiler	Hinterer Teil der Schaftmanschette des Skischuhes. Stützt den Unterschenkel an der Wade gegen die nach hinten gerichtete Bewegung ab und verhindert damit die ⇨ Plantarflexion im Sprunggelenk.
statokinetische Reaktion	Streckbewegung der Extremitäten bei vertikaler Linearbeschleunigung, als Vorbereitung für Auffangreaktion. Ausgelöst durch das Gleichgewichtsorgan im Ohr.

Synergist (pl. Synergisten)	Gruppe von Muskeln, welche die gleiche Wirkung auf die Bewegung eines Gelenkes haben. Bsp.: ⇨ *M. quadriceps*, bestehend aus vier einzelnen Muskeln, die jedoch alle an der Streckbewegung des Kniegelenks beteiligt sind.
Telemetrie	Messdatenübertragung per Funk, womit eine (quasi) zeitsynchrone („online“) Messwertdarstellung an der Empfängereinheit möglich ist.
Transversalachse	Horizontalachse = Querachse (s. S. 253).
Valgusmoment	Auf das Knie bezogen: Durch äußere Kräfte (z.B. an der Skikante angreifende Querkräfte) verursachtes Biegemoment im Knie, welches eine X-Beinstellung bewirkt (Fuß wird bezüglich des Knies nach lateral gezogen).
Varusmoment	Auf das Knie bezogen: Durch äußere Kräfte (z.B. an der Skikante angreifende Querkräfte) verursachtes Biegemoment im Knie, welches eine O-Beinstellung bewirkt (Fuß wird bezüglich des fixierten Knies nach medial gezogen).
ventral	Nach vorne gerichtet (vgl. dazu ⇨ anterior).
Verletzungsmechanismus	Beschreibung der Randbedingungen und der Bewegungsvorgänge, die zu einer übermäßigen Belastung von Körperteilen und damit zur Schädigung der beteiligten anatomischen Strukturen, z.B. einem Kreuzbandriss, führen.
Vorderes Kreuzband (VKB)	Eine der vier bedeutenden Bandstrukturen des Kniegelenks, welche den Oberschenkel- und Unterschenkelknochen verbinden. Das Vordere Kreuzband verläuft schräg von Oben-Hinten (Oberschenkel) nach Unten-Vorne am Unterschenkel. Am VKB können drei Bandpartien unterschieden werden, ein anteromediales Bündel mit den längsten Fasern, ein posterolaterales Bündel und ein intermediäres Bündel. Insgesamt ist das Band torquiert, die einzelnen Fasern haben unterschiedliche Länge. Die Länge des VK ist von Mensch zu Mensch unterschiedlich und beträgt etwa 35±10 mm, der Durchmesser an der dünnsten Stelle 4±0.2 mm. In Abhängigkeit von Stellung des Kniegelenkes verändert sich auch die Lage des VKB. Seine Hauptfunktion ist die Stabilisierung des Kniegelenks in anterior-posterior Richtung.

6.3 Fachzeitschriften für Literaturrecherchen Biomechanik

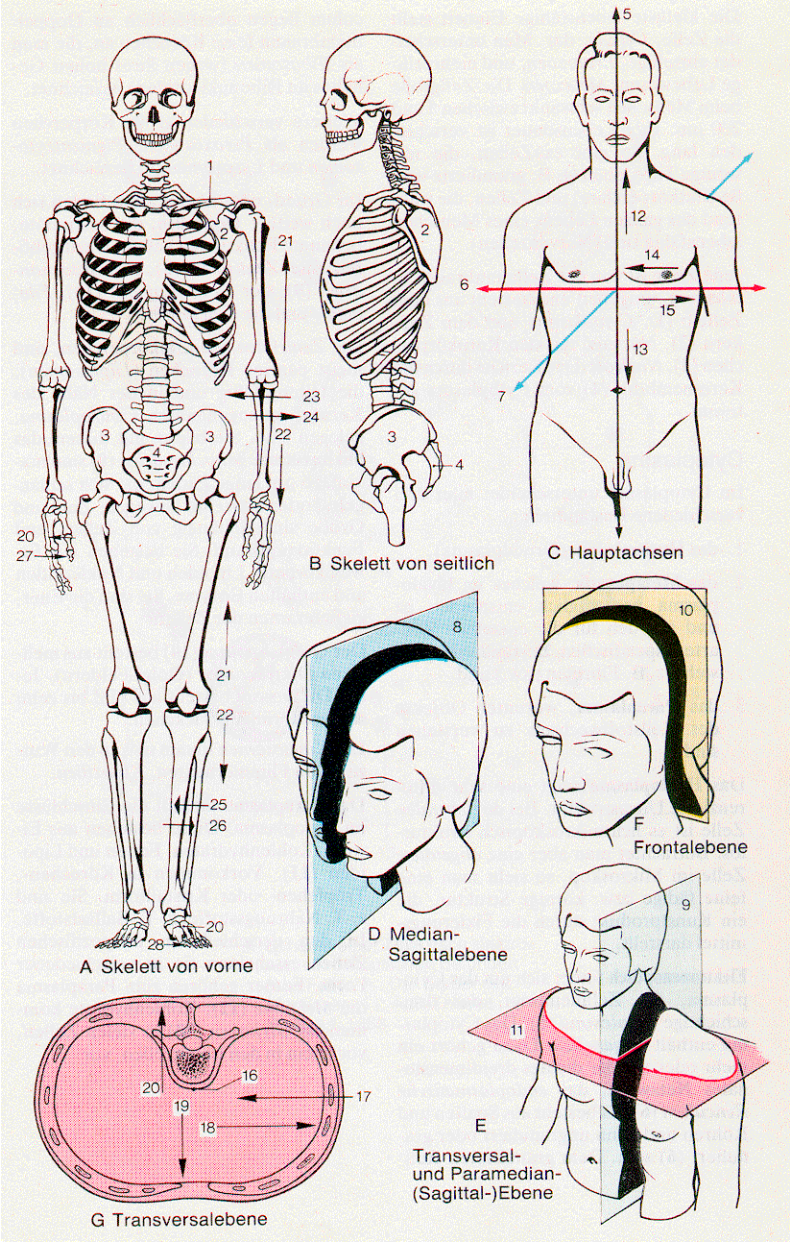
Vollständiger Titel	Abkürzung gemäß Index Medicus	Erscheinungsort
American Journal of Epidemiology	Am J Epidemiol	Baltimore (MD)
American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation	Am J Phys Med Rehabil	Baltimore (MD)
American Journal of Physical Anthropology	Am J Phys Anthropol	New York (NY)
American Journal of Sports Medicine	**Am J Sports Med**	**Waltham (MA)**
Annals of Biomedical Engineering	Ann Biomed Eng	New York (NY)
Annals of Epidemiology	Ann Epedemiol	New York (NY)
Biomedical Materials and Engineering	Biomed Mater Eng	New York (NY)
Biofeedback and Self Regulation	Biofeedback Self Regul	New York (NY)
Biomaterials	Biomaterials	Guildford
Biomaterials, Artificial Cells, and Immobilization Biotechnology	Biomater Artif Cells Immobilization Biotechnol	New York
Biomedical Instrumentation and Technology	Biomed Instrum Technol	Philadelphia (PA)
Biomedical Science	Biomed Sci	London
Biomedical Sciences Instrumentation	Biomed Sci Instrum	New York (NY)
Biomedizinische Technik	**Biomed Tech (Berlin)**	**Berlin**
Biometrics	Biometrics	Washington (DC)
Biorheology	Biorheology	Oxford
Biosensors and Bioelectronics	Biosens Bioelectron	Barking
Biosystems	Biosystems	Limerick
Biotechniques	Biotechniques	Natick (MA)
Biotechnology	Biotechnology	Stoneham (MA)
Biotechnology and Genetic Engineering Reviews	Biotechnol Genet Eng Rev	Newcastle u. Tyne
British Journal of Biomedical Science	Br J Biomed Sci	London
British Journal of Mathematics and Statistical Psychology	Br J Math Stat Psychol	London
British Journal of Sports Medicine	Br J Sports Med	Guildford
Bulletin of Mathematical Biology	Bull Math Biol	New York (NY)
Canadian Journal of Applied Physiology	Can J Appl Physiol	Champaign (IL)
Canadian Journal of Sport Sciences	Can J Sport Sci	Champaign (IL)
Cell and Tissue Research	Cell Tissue Res	Berlin
Cell Biophysics	Cell Biophys	London
Cellular and Molecular Neurobiology	Cell Mol Neurobiol	New York (NY)
Clinical Biomechanics	**Clin Biomech**	**Oxford, UK**
Computer Applications In the Biosciences	Comput Appl Biosci	Oxford
Computer Methods and Programs In Biomedicine	Comput Methods Programs Biomed	Limerick
Computerized Medical Imaging and Graphics	Comput Med Imaging Graph	Elmsford (NY)
Computers and Biomedical Research	Comput Biomed Res	New York (NY)
Connective Tissue Research	Connect Tissue Res	London
Current Opinion In Neurology	Curr Opin Neurol	Philadelphia (PA)
Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin	Dtsch Z Sportmed	Köln
Diabetes Research	Diabetes Res	Edinburgh
Diabetes Research and Clinical Practice	Diabetes Res Clin Pract	Limerick
Diabetes Research and Clinical Practice. Supplement	Diabetes Res Clin Pract Suppl	Limerick

Diabetic Medicine	Diabet Med	Chichester
Diabetologia	Diabetologia	Berlin
Electromyography and Clinical Neurophysiology	**Electromyogr Clin Neurophysiol**	**Louvain**
Epidemiologic Reviews	Epidemiol Rev	Baltimore (MD)
Epidemiology	Epidemiology	Cambridge (MA)
Ergonomics	**Ergonomics**	**London**
European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology	Eur J Appl Physiol	Berlin
European Journal of Medicine	Eur J Med	Paris
Exercise and Sport Sciences Reviews	Exerc Sport Sci Rev	Lexington (MA)
Foot and Ankle International	**Foot Ankle Int**	**Baltimore (MD)**
Gait and Posture	**Gait Posture**	**Oxford, UK**
Head and Neck	Head Neck	New York (NY)
Human Factors	**Hum Factors**	**Baltimore (MD)**
Human Gene Therapy	Hum Gene Ther	New York (NY)
IEEE Transactions on Biomedical Engineering	**IEEE Trans Biomed Eng**	**New York (NY)**
IMA Journal of Mathematics Applied In Medicine and Biology	IMA J Math Appl Med Biol	Oxford
International Journal of Epidemiology	Int J Epidemiol	London
International Journal of Man-Machine Studies	**Int J Man Masch Stud**	**London**
International Journal of Neurology	Int J Neurol	Montevideo
International Journal of Neuroscience	Int J Neurosci	London
International Journal of Sport Biomechanics	**Int J Sport Biomech**	
International Journal of Sports Medicine	**Int J Sports Med**	**Stuttgart**
International Journal of Tissue Reactions	Int J Tissue React	Geneva
ISA Transactions	ISA Trans	New York (NY)
Italian Journal of Orthopaedics and Traumatology	Ital J Orthop Traumatol	Bologna
Japanese Journal of Medical Science and Biology	Jpn J Med Sci Biol	Tokyo
Journal of Anatomy	J Anat	London
Journal of Applied Physiology	J Appl Physiol	Bethesda (MD)
Journal of Applied Biomechanics	**J Appl Biomech**	**Champaign (IL)**
Journal of Biomaterials Applications	J Biomater Appl	Lancaster (PA)
Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition	J Biomater Sci Polym Ed	Utrecht
Journal of Biomechanical Engineering	**J Biomech Eng**	**New York (NY)**
Journal of Biomechanics	**J Biomech**	**Elmsford (NY)**
Journal of Biomedical Engineering	**J Biomed Eng**	**Guildford**
Journal of Biomedical Materials Research	**J Biomed Mater Res**	**New York (NY)**
Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume	**J Bone Joint Surg Am**	**Boston (MA)**
Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume	**J Bone Joint Surg Br**	**London**
Journal of Cell Biology	J Cell Biol	New York (NY)
Journal of Cell Science	J Cell Sci	Cambridge
Journal of Cell Science. Supplement	J Cell Sci Suppl	Cambridge (ENG)
Journal of Cerebral Blood Flow and Metabolism	J Cereb Blood Flow Metab	New York (NY)
Journal of Clinical Epidemiology	J Clin Epidemiol	Oxford
Journal of Computer Assisted Tomography	J Comput Assist Tomogr	New York (NY)
Journal of Consulting and Clinical Psychology	J Consult Clin Psychol	Washington (DC)
Journal of Diabetes and Its Complications	J Diabetes Complications	New York (NY)
Journal of Digital Imaging	J Digit Imaging	Philadelphia (PA)
Journal of Electromyography and Kinesiology	**J Electromyogr Kinesiol**	**Oxford**
Journal of Experimental Medicine	J Exp Med	New York (NY)

Journal of Foot and Ankle Surgery	J Foot Ankle Surg	Baltimore (MD)
Journal of Foot Surgery	J Foot Surg	Baltimore (MD)
Journal of Hand Surgery. American Volume	J Hand Surg [Am]	St. Louis (MO)
Journal of Hand Surgery. British Volume	J Hand Surg [Br]	Edinburgh
Journal of Magnetic Resonance Imaging	J Magn Reson Imaging	Chicago (IL)
Journal of Mathematical Biology	J Math Biol	Berlin
Journal of Medical Engineering and Technology	**J Med Eng Technol**	**London**
Journal of Neural Transmission. General Section	J Neural Transm Gen Sect	Wien
Journal of Neural Transmission. Supplementum	J Neural Transm Suppl	Wien
Journal of Neuroscience Methods	J Neurosci Methods	Amsterdam
Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy	J Orthop Sports Phys Ther	Washington (DC)
Journal of Orthopaedic Research	**J Orthop Res**	**New York (NY)**
Journal of Orthopaedic Trauma	J Orthop Trauma	New York (NY0
Journal of Physiology	J Physiol	Cambridge
Journal of Rehabilitation Research and Development	J Rehabil Res Dev	Washington (DC)
Journal of Rehabilitation Research and Development. Clinical Supplement	J Rehabil Res Dev Clin Suppl	Washington (DC)
Journal of Spinal Disorders	J Spinal Disord	New York (NY)
Journal of Sports Medicine and Physical Fitness	J Sports Med Phys Fitness	Torino
Journal of Sports Sciences	J Sports Sci	London
Journal of the Neurological Sciences	J Neurol Sci	Amsterdam
Magnetic Resonance Imaging	Magn Reson Imaging	New York (NY)
Medical and Biological Engineering and Computing	Med Biol Eng Comput	Stevenage
Medicine and Science In Sports and Exercise	Med Sci Sports Exerc	Baltimore (MD)
Motor Control	**Motor Control**	**Human Kinetics, Leeds, UK**
Muscle and Nerve	Muscle Nerve	New York (NY)
Neuroscience Research	Neurosci Res	Limerick
Neuroscience Research. Supplement	Neurosci Res Suppl	Limerick
Orthopedic Clinics of North America	Orthop Clin North Am	Philadelphia (PA)
Orthopedics	Orthopedics	Thorofare (NJ)
Perception	Perception	London
Perceptual and Motor Skills	Percept Mot Skills	Missoula (MT)
Physics In Medicine and Biology	Phys Med Biol	London
Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine	**Proc Inst Mech Eng [H]**	**London**
Proceedings of the Society for Experimental Biology and Medicine	Proc Soc Exp Biol Med	Baltimore (MD)
Quarterly Reviews of Biophysics	Q Rev Biophys	London
Research In Experimental Medicine	Res Exp Med (Berl)	Berlin
Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine	Scand J Rehabil Med	Stockholm
Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports	**Scand J Med Sci Sports**	**Copenhagen**
Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine. Supplement	Scand J Rehabil Med Suppl	Stockholm
Schweizerische Zeitschrift fur Sportmedizin	Schweiz Z Sportmed	Geneva

SPIE-The International Society for Optical Engineering Proceedings Series. Part P.	**SPIE-P-Vol**	**Bellingham, USA**
Spine	Spine	Hagerstown (MD)
Sports Medicine	Sports Med	Auckland
Sportorthopädie Sporttraumatologie	**J Orthop Trauma**	**München**
Sportverletzung Sportschaden	**Sportverletz Sportschaden**	**Stuttgart**
Statistical Methods in Medical Research	Stat Methods Med Res	Sevenoaks
Statistics In Medicine	Stat Med	Chichester
Supplement to the European Journal Neuroscience	Suppl Eur J Neurosci	Oxford
Zeitschrift fur Orthopadie und Ihre Grenzgebiete	**Z Orthop Ihre Grenzgeb**	**Stuttgart**

6.4 Hauptachsen- und Ebenenbezeichnungen in der Medizin



Hauptachsen

Longitudinale (vertikale) Achse = Längsachse (**5**) des Körpers, steht bei aufrechtem Stand senkrecht zur Unterlage.
Transversale (horizontale) Achse = Querachse (**6**), steht senkrecht auf der Längsachse, verläuft von rechts nach links.
Sagittale Achse (**7**), verläuft von der Hinter- zur Vorderseite des Körpers, in *der* Richtung des „Pfeiles“, Sagitta, und steht senkrecht zu den beiden vorher genannten Achsen.

Hauptebenen

Medianebene = jene Ebene, die durch die Längs- und die Sagittalachse gelegt wird, daher auch als *Mediansagittalebene* (**8**) bezeichnet, teilt den Körper in zwei annähernd gleiche Hälften, *Antimeren, (*daher auch *Symmetrieebene).*
Sagittalebene (**9**)= Paramedianebene, jede parallel zur Mediansagittalebene stehende Ebene.
Frontale oder *koronare Ebene* (**10**) = eine Ebene, die transversale und longitudinale Achsen enthält, parallel zur Stirn und senkrecht zu Mediansagittalebene steht.
Transversale Ebenen (**11**) = stehen senkrecht zur Mediansagittalebene und zu einer Frontalebene. Bei aufrechtem Stand liegen sie horizontal und enthalten die sagittale und die transversale Achse.

Aus: PLATZER [352]

Richtungen im Raum

kranial, *cranialis, -e* = schädelwärts (**12**)
superior, -ius = nach oben beim aufrechten Körper (**12**)
kaudal, *caudalis, -e* = steißwärts (**13**)
inferior, -ius = nach unten beim aufrechten Körper (**13**)
medial, *medialis, -e* = zur Mitte, auf die Medianebene zu (**14**)
lateral, *lateralis, -e* = von der Mitte weg, von der Medianebene weg (**15**)
medius, -a, -um = in der Mitte (**16**)
median = innerhalb der Medianebene
zentral, *profundus, -a, -um* = auf das Innere des Körpers zu (**17**)
peripher, *superficialis, -e* = auf die Oberfläche des Körpers zu (**18**)
rostral, *rostralis, -e* =schnabelwärts
anterior, -ius = nach vorne (**19**)
ventral, *ventralis, -e* = bauchwärts (**19**)
posterior, -ius = nach hinten zu (**20**)
dorsal, *dorsalis, -e* = rückenwärst (**20)**
proximal, *proximalis, -e* = auf den Rumpfansatz der Gliedmaße zu (**21**)
distal, *distalis, -e* = weiter vom Rumpf entfernt liegend (**22**)
ulnar, *ulnaris, -e* = nach der Elle, *Ulna,* hin (**23**)
radial, *radialis, -e* = nach der Speiche*, Radius,* hin (**24**)
tibial, *tibialis, -e* = nach dem Schienbein, *Tibia,* hin (**25**)
fibular*, fibularis, -e* = nach dem Wadenbein, *Fibula,* hin (**26**)
palmar oder volar,*palmaris, -e, volaris, -e* = in oder nach der Hohlhand zu(**27**)
plantar, *plantaris, -e* = in oder nach der Fußsohle zu (**28**)

Bewegungsrichtungen

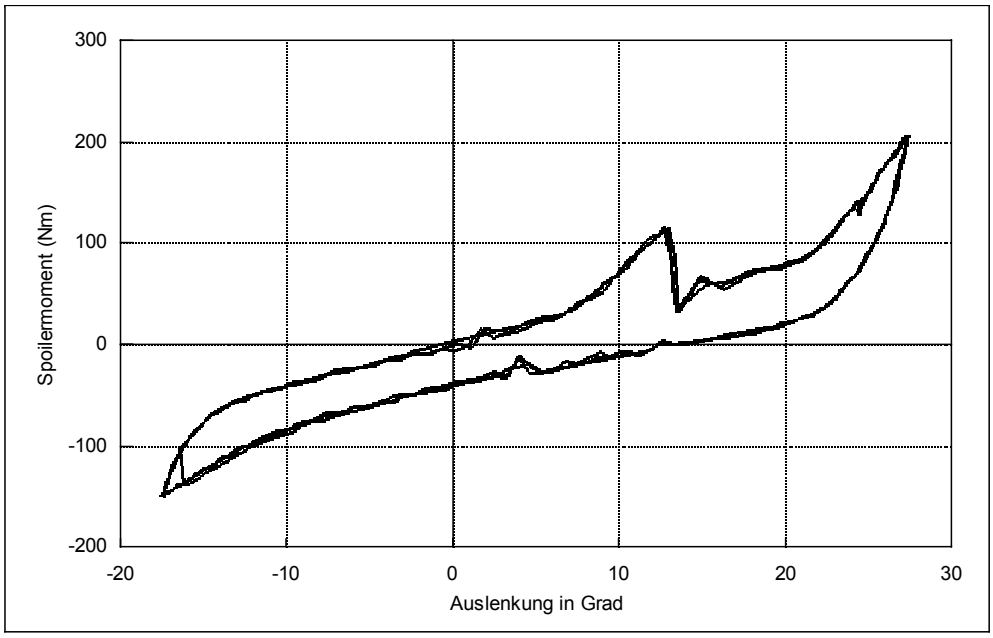
Flexion, *Flexio* = Beugung
Extension, *Extensio* = Streckung
Abduktion, *Abductio* = vom Körper weg
Adduktion, *Adductio* = zum Körper hin
Rotation, *Rotatio* = Drehung, Kreiselung
Zirkumduktion, Circumductio = Umführung (Kreisen)

6.5 Allgemeiner Anhang

		Seite
A1	Hysteresekurven von Prototyp *III* und Referenzschuh	256
A2	Hysteresekurven von Prototyp *IV-A* mit aktiviertem und blockierten Mechanismus	257
A3	Aussagen des Probanden zur Befragung im Rahmen der Praxistests mit Prototyp *IV-B*	258
A4	Schwerpunktlagen, Massen- und Trägheitsdaten von Schuhteilen und Skibindung	259
A5	Skigeometrie für Modell	261
A6	Diagramme zur Reproduzierbarkeit des Dummyversuchs	263
A7	Feldversuch: Dauer der Versuchsphasen in Norm- und Realzeit	264
A8	Anfangsbedingungen für Modell *Skifahrer*	265
A9	Gleichungen zur Umrechnung der Daten der peripheren Bewegungsanalyse in Simpack-Konventionen	266
A10	Segmentmodell nach HATZE	268
A11	Gleichungen zur Anpassung der Anthropometriedaten an die Simpack-Konventionen	269
A12	Anpassungsprozess: Effekte verschiedener Reglereinstellungen	270
A13	Optimierungsprozess: Effekte unterschiedlicher Reibwerte	271
A14	Überprüfung des Frequenzverhaltens des Skiende.	272
A15	Maximales Muskelkraftmoment im Sprungelenk; Parameter Kniewinkel	273
A16	Nettomomente in den drei Gelenken	274
A17	Horizontale und vertikale Zwangskraft im Knie	276
A18	Anatomie der knöchernen Strukturen der unteren Extremität	277
A19	Anatomie des Oberschenkelbeins (Femur)	278
A20	Anatomie des Schienbeins (Tibia)	279
A21	Anatomie der knöchernen Strukturen des Kniegelenks	280
A22	Anatomie der proximalen Gelenkfläche der Tibia. Sagittalschnitt durch die Mitte des Kniegelenks	281
A23	Anatomie der vorderen Oberschenkelmuskulatur	282
A24	Anatomie der hinteren Oberschenkelmuskulatur	283
A25	Simulationen mit dem LANGE RRS (*Rear Release System*): Berechnete Kräfte im Vorderen Kreuzband bei verschiedenen Einstellungen des Mechanismus	284

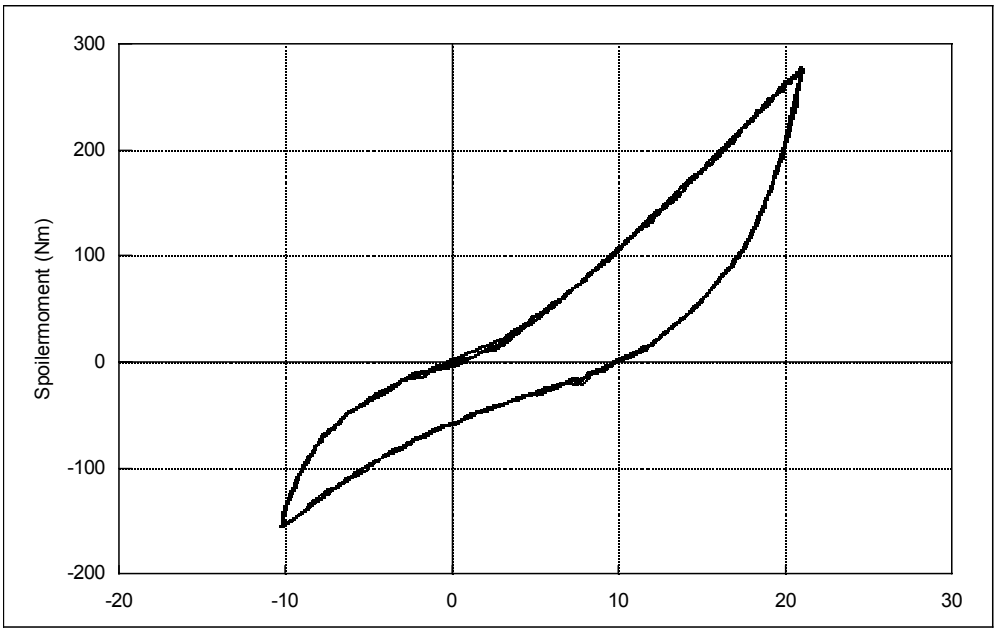
A1: Hysteresekurven von Prototyp *III* und Referenzschuh

PROTOTYP III

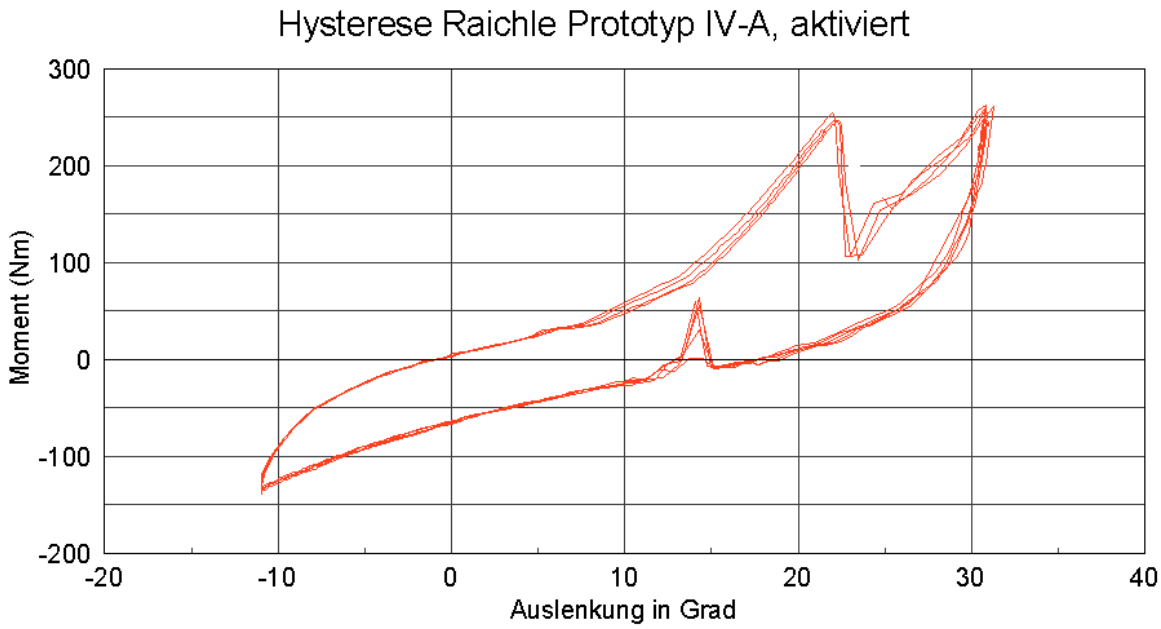


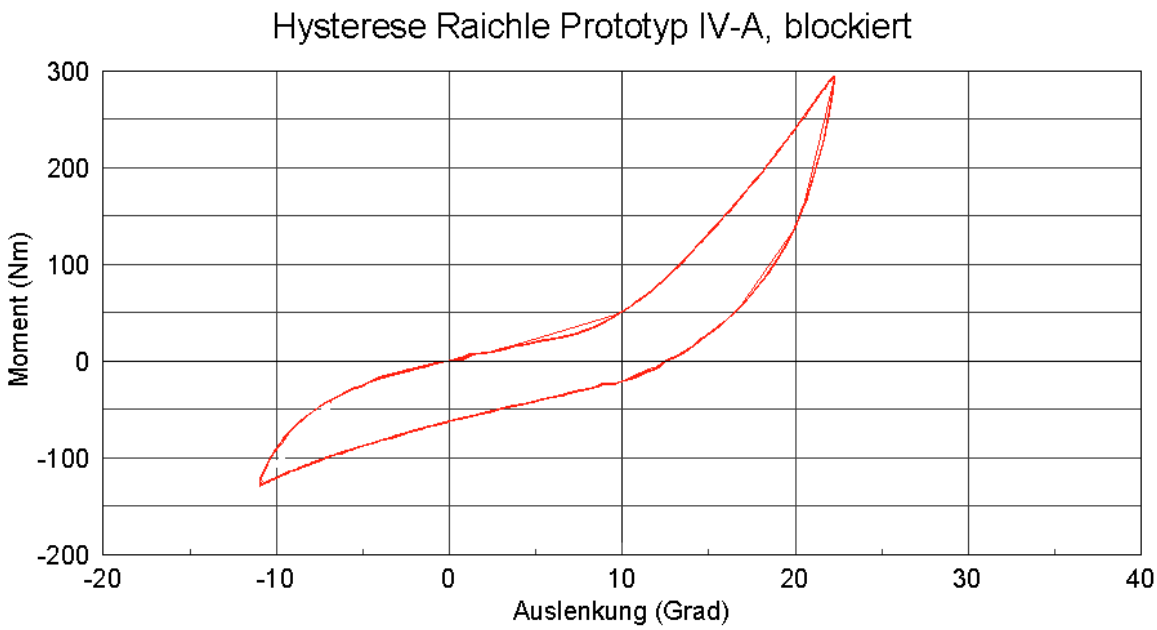
Grundvorlage bei Prototyp III: 12,5° wird per Def. zum Auslenkwinkel 0°

REFERENZSCHUH (Nordica Grand Prix)



A2: Hysteresekurven von Prototyp *IV-A* mit *aktiviertem* und *blockierten* Mechanismus





A3: Aussagen des Probanden zur Befragung im Rahmen der Praxistests mit Prototyp IV-B

Testbericht über Skischuh mit rückwärtsauslösendem Spoiler

„Die Testfahrten wurden am 28.10.94 im Kaunertal (Österreich) und am 2.11.94 im Stubaital (Österreich) durchgeführt.

Im Kaunertal wurde der Schuh hinsichtlich seiner Auslösefunktion getestet. Hierzu wurde eine Schanze von etwa 1m Höhe gebaut, die ich nach einem Anlauf von ca. 20m Länge übersprungen habe. Während der Flugphase nahm ich eine leichte Rücklage ein, was dazu führte, dass ich auf den Skienden landete. Bei einigen Sprüngen konnte ich deutlich spüren, dass der Spoiler über das normale Maß hinaus nach hinten nachgab. Dabei fiel mir sehr positiv auf, dass der starke Druck, der durch das Anpressen der Wade an den hinteren Schuhrand entstand, sich plötzlich erheblich verringerte, als der Spoiler nach hinten auslöste. Das Gefühl im Moment der Auslösung würde ich als angenehm oder auch entspannend bezeichnen. Nach der Landung war es mir trotz des beweglichen Spoilers möglich, ohne Sturz sicher zum Stehen zu kommen.

Bei den Testfahrten im Stubaital testete ich den Skischuh hinsichtlich seiner normalen Fahreigenschaften. Dabei fuhr ich zumeist in mittelsteilem Gelände mit verschiedenen Techniken und Geschwindigkeiten: Pflugbögen, Bergstemmme mit langsamem und mittlerem Tempo, Kurzschwünge, langgezogene Riesenslalomschwünge mit hohem Tempo.

Bei den Fahrten konnte ich keine negative Auswirkung des Auslösemechanismus auf das Fahrverhalten des Skischuhs fetstellen. Es kam auch zu keinerlei Fehlauslösungen. Das heißt, dass der Mechanismus während der normalen Fahrt nicht in Kraft trat.“

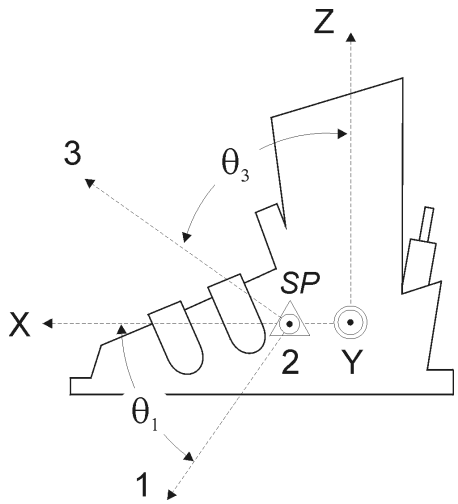
Thorsten Stalter

November 1994.

A4: Schwerpunktlagen, Massen- und Trägheitsdaten von Schuhteilen und Bindung

Die Angabe der Schwerpunktes (X_S, Y_S, Z_S) erfolgt bezüglich des jeweils skizzierten X-Y-Z-Systems, welches an einer geometrisch eindeutigen Stelle (z.B. Schaftanlenkpunkt, außen) des jeweiligen Ausrüstungsteiles lokalisiert ist und dessen Richtungen mit den für SIMPACK gültigen Achsendefinitionen übereinstimmt. Die Hauptachsenmomente J_1, J_2, J_3 gelten bezüglich des ebenfalls skizzierten Koordinatensystems im Schwerpunkt. Die Winkel θ_i geben die Neigung der Hauptachsen zur entsprechenden Achse des X-Y-Z-Systems an.

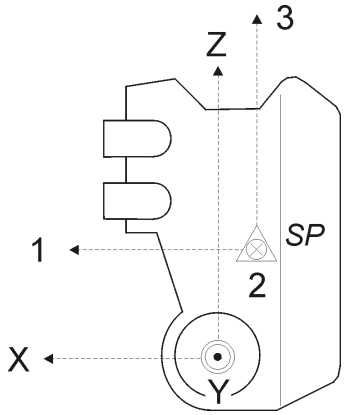
Unterer Schuhteil des linken Prototypen ohne Innenschuh, ohne Mechanismus
(X-Y-Z-System im Schaftanlenkpunkt an der Außenseite)



Masse	1701 g
XS	55 mm
YS	-50 mm
ZS	0 mm
J1	0,0076 kgm^2
J2	0,0233 kgm^2
J3	0,01714 kgm^2
θ1	55 °
θ2	0 °
θ2	55 °

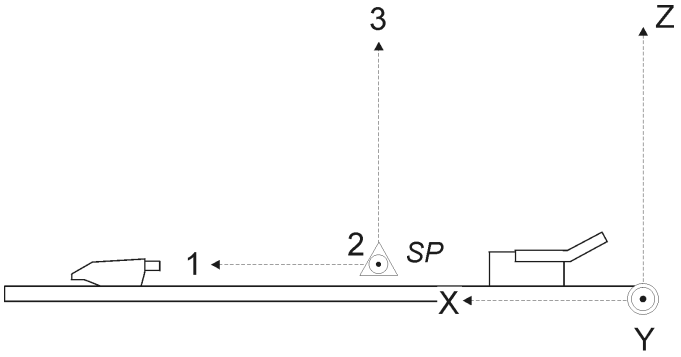
Oberer Schuhteil des Prototypen mit Mechanismus
(X-Y-Z-System im Schaftanlenkpunkt an der Außenseite)

Masse	1358 g
XS	-40 mm
YS	-55 mm
ZS	98 mm
J1	0,0048 kgm^2
J2	0,0075 kgm^2
J3	0,0042 kgm^2
θ1	0 °
θ2	0 °
θ2	0 °



Bindung und Skimittelteil

(X-Y-Z-System am hinteren Ende des Skiteils, Skiunterseite auf der Mittelachse)

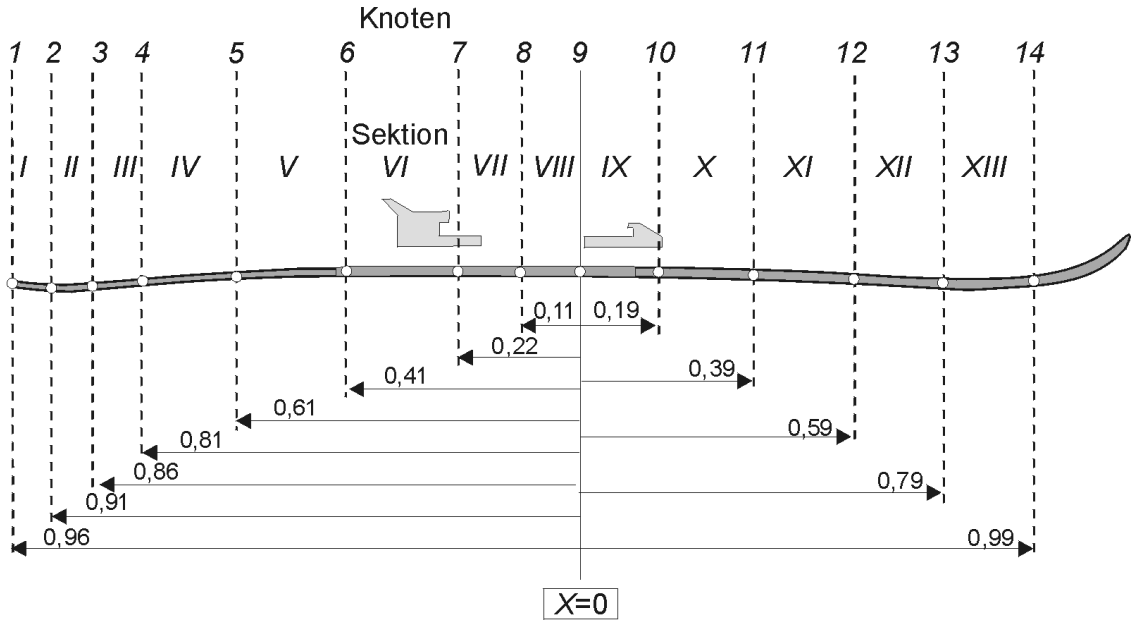


Masse	2,1 kg	
X_S	314 mm	
Y_S	0 mm	
Z_S	16 mm	
J_1	0,00055 kgm^2	Jx = 0,00063
J_2	0,069 kgm^2	Jy = 0,253
J_3	0,0688 kgm^2	Jz = 0,344
θ_1	< 2 ° vernachlässigbar	
θ_2	< 2 ° vernachlässigbar	
θ_2	< 2 ° vernachlässigbar	

A5: Skigeometrie für Modell

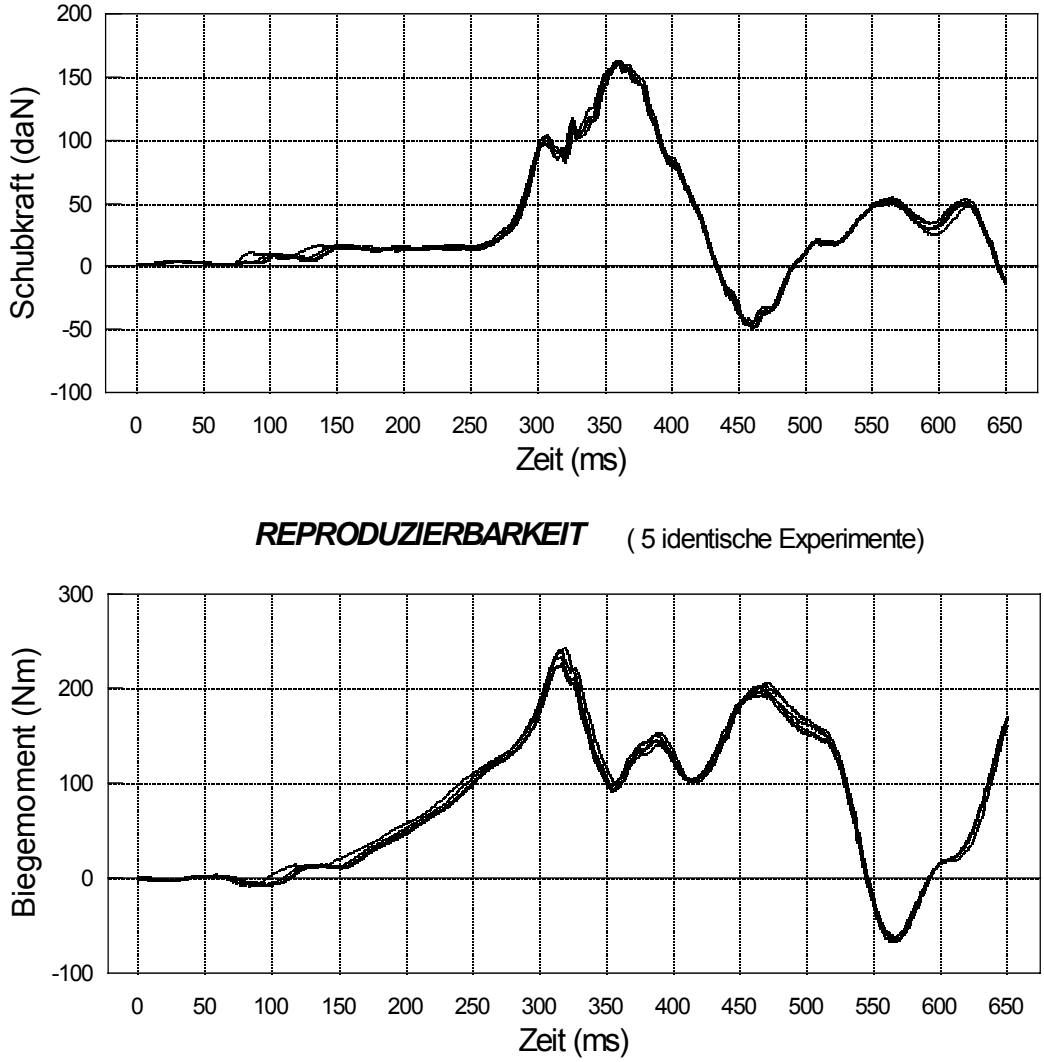
Für die Modellierung des Skis verwendete Querschnittsflächen und Flächenträgheitsmomente in den einzelnen Sektionen

Schnitt / Sektion	Breite (mm)	Höhe (mm)	Fläche (m^2)	**mittl, Fläche der Sektion (m^2)**	Flächenträg-heitsmoment (m^4)	**mittl, FLTM der Sektion (m^4)**	**E-Modul der Sektion (N/m²)**
1	66	6,2	4,0920E-04		1,3108E-09		
I				**4,3400E-04**		**1,3902E-09**	**2,30 E10**
2	74	6,2	4,5880E-04		1,4697E-09		
II				**4,8100E-04**		**1,7043E-09**	**2,30 E10**
3	74	6,8	5,0320E-04		1,9390E-09		
III				**5,0710E-04**		**2,0128E-09**	**2,30 E10**
4	73	7	5,1100E-04		2,0866E-09		
IV				**5,9550E-04**		**3,8766E-09**	**2,30 E10**
5	68	10	6,8000E-04		5,6667E-09		
V				**7,9500E-04**		**1,0265E-08**	**2,30 E10**
6	65	14	9,1000E-04		1,4863E-08		
VI				**9,8105E-04**		**1,9658E-08**	**2,60 E10**
7	63	16,7	1,0521E-03		2,4452E-08		
VII				**1,0931E-03**		**2,7535E-08**	**2,45 E10**
8	63	17,4	1,1060E-03		2,7531E-08		
VIII				**1,1200E-03**		**2,8800E-08**	**2,45 E10**
9	63	18	1,1340E-03		3,0618E-08		
IX				**1,1334E-03**		**3,0097E-08**	**2,60 E10**
10	64	17,7	1,1328E-03		2,9575E-08		
X				**1,0689E-03**		**2,4209E-08**	**2,30 E10**
11	67	15	1,0050E-03		1,8844E-08		
XI				**8,8590E-04**		**1,3149E-08**	**2,30 E10**
12	71	10,8	7,6680E-04		7,4533E-09		
XII				**6,5340E-04**		**4,9923E-09**	**2,30 E10**
13	72	7,5	5,4000E-04		2,5313E-09		
XIII				**5,2200E-04**		**2,0216E-09**	**2,30 E10**
14	84	6	5,0400E-04		1,5120E-09		


Knoten
1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14
Sektion
I II III IV V VI VII VIII IX X XI XII XIII
0,11 0,19
0,22
0,41
0,39
0,61
0,59
0,81
0,86
0,79
0,91
0,96
0,99
X=0

A6: Diagramme zur Reproduzierbarkeit des Dummyversuchs

Gezeigt sind die ermittelten Schubkraft- und Biegemomentenverläufe von fünf identischen Experimenten.



Die zugehörigen Kennwerte liegen maximal +6% über bzw. unter dem jeweiligen Durchschnittswert der fünf Versuche. Die meisten Werte weichen davon jedoch weit weniger ab. So liegen z.B. die ermittelten Werte des Maximums der Schubkraft alle in einem Bereich von +0,7% bis -1% vom Durchschnittswert entfernt. Höhere Varianzen weisen der Impuls und Drehimpuls in der Klappphase, sowie das Minimum des Biegemomentes in der Schubphase auf. (Zur Erläuterung der Phasen des Fallversuches siehe SENNER u. Mitarb. [415, 421]. Die ermittelten Zeitgrenzen und das Maximum der Schubkraft sind Werte mit eher sehr kleinen Varianzen.

A7: Feldversuch: Dauer der Versuchsphasen in Norm- und Realzeit

Zusammenstellung der Real- und Normzeiten, sowie der Dauer der einzelnen Bewegungsphasen aller Sprünge der Feldversuche.

Bei diesen Versuchen fehlte die Schwenkkamera. Die hier eingetragenen Werte sind die Durchschnittswerte aller Versuche, das KE der Schwenkkamera errechnet sich aus dem durchschn. Phasenversatz von 0,04 s, der Erstkontakt (s) ergibt sich aus dem Bild der 2D Kamera plus die 0,04s

Für AQ-Berechnung nicht herangezogene Versuche (weil keine EMG-Daten vorlagen oder KW kleiner 45°)

Landewinkel kleiner 40°, für BA nicht herangezogen

Versuch	Umrechnung Absolutzeit -> NZ 1 Sekunde = %NZ	Erstes EMG (s)	Erstes EMG %NZ	Durchfahrt Schranke (s)	Durchfahrt Schranke %NZ	Beginn Flugphase (s)	Beginn Flugphase %NZ	Zeitpunkt Erstkontakt (s)	Zeitpunkt Erstkontakt %NZ	Klappende Schwenkkamera (s)	Klappende Schwenkkamera %NZ	Klappende 2D-Kamera (s)	Klappende 2D-Kamera %NZ	Klappdauer (s)	Flugdauer (s)	Geschwkt m/s	Lande-winkel (°)	mittlere Klappwinkel-gschw. (rad/s)
ZU02	87,719	-0,5	0	-0,42	7	-0,08	36,8	0,46	84,2	0,62	98,2	0,64	100	0,16	0,54	3,53	65	7,1
ZU03	93,458	-0,5	0	-0,44	5,6	-0,06	41,1	0,48	91,6	0,60	102,8	0,57	100	0,12	0,54	3,16	**26**	3,8
ZU04	98,039	-0,5	0	-0,47	2,9	-0,10	39,2	0,38	86,3	0,55	102,9	0,52	100	0,17	0,48	3,24	47	4,8
ZU05	92,593	-0,5	0	-0,43	6,9	-0,08	39,4	0,43	86,1	0,61	102,9	0,58	100	0,16	0,53	3,42	58	6,3
ZU06	90,909	-0,5	0	-0,44	5,5	-0,08	38,2	0,44	85,5	0,64	103,6	0,6	100	0,20	0,52	3,33	53	4,6
ZU07	93,458	-0,5	0	-0,45	4,7	-0,06	41,1	0,4	84,1	0,60	102,8	0,57	100	0,20	0,46	3,08	48	4,2
ZU08	89,286	-0,5	0	-0,42	7,1	-0,08	37,5	0,46	85,7	0,64	101,8	0,62	100	0,18	0,54	3,53	59	5,8
ZU09	91,743	-0,5	0	-0,42	7,3	-0,06	40,4	0,42	84,4	0,61	101,8	0,59	100	0,19	0,48	3,33	54	4,9
ZU10	95,238	-0,5	0	-0,46	3,8	-0,08	40	0,4	85,7	0,59	103,8	0,55	100	0,19	0,48	3,16	48	4,4
ZU11	90,909	-0,5	0	-0,42	7,3	-0,06	40	0,46	87,3	0,64	103,6	0,6	100	0,18	0,52	3,33	55	5,3
ZU12	91,743	-0,5	0	-0,41	8,3	-0,06	40,4	0,44	86,2	0,62	102,8	0,59	100	0,18	0,50	3,43	53	5,1
ZU13	90,909	-0,5	0	-0,43	6,4	-0,07	39,1	0,43	84,5	0,62	101,8	0,6	100	0,19	0,50	3,33	49	4,5
ZU14	95,238	-0,5	0	-0,42	7,6	-0,06	41,9	0,45	90,5	0,59	103,8	0,55	100	0,14	0,51	3,33	**35**	4,4
ZU15	95,238	-0,5	0	-0,43	6,7	-0,08	40	0,42	87,6	0,60	104,8	0,55	100	0,18	0,50	3,43	46	4,5
ZU16	90,909	-0,5	0	-0,42	7,3	-0,07	39,1	0,44	85,5	0,64	103,6	0,6	100	0,20	0,51	3,43	55	4,8
ZU17	91,743	-0,5	0	-0,44	5,5	-0,10	36,7	0,41	83,5	0,61	101,8	0,59	100	0,20	0,51	3,53	61	5,3
ZU18	91,743	-0,5	0	-0,42	7,3	-0,07	39,4	0,4	82,6	0,62	102,8	0,59	100	0,22	0,47	3,43	65	5,2
ZU19	97,087	-0,5	0	-0,44	5,8	-0,10	38,8	0,39	86,4	0,57	103,9	0,53	100	0,18	0,49	3,53	49	4,7
ZU21	97,087	-0,5	0	-0,43	7,2	-0,08	41,3	0,43	90,3	0,56	103	0,53	100	0,17	0,47	3,42	40	4,1
ZU22	89,286	-0,5	0	-0,41	8	-0,07	38,4	0,45	84,8	0,66	103,6	0,62	100	0,21	0,52	3,53	62	5,1
ZU23	95,238	-0,5	0	-0,45	4,8	-0,09	39	0,44	89,5	0,59	103,8	0,55	100	0,15	0,53	3,33	**38**	4,4
ZU24	91,743	-0,5	0	-0,4	9,2	-0,05	41,3	0,43	85,3	0,62	102,8	0,59	100	0,19	0,48	3,43	50	4,6
ZU25	99,010	-0,5	0	-0,43	7,3	-0,08	42,1	0,43	92,1	0,54	103,1	0,51	100	0,18	0,44	3,42	44	4,2
ZU26	97,087	-0,5	0	-0,44	5,8	-0,10	38,8	0,42	89,3	0,56	102,9	0,53	100	0,14	0,52	3,53	**39**	4,8
ZU27	91,743	-0,5	0	-0,42	7,3	-0,07	39,4	0,44	86,2	0,64	104,6	0,59	100	0,20	0,51	3,43	60	5,3
MW	**93,166**			**-0,43**	**6,42**	**-0,08**	**39,39**	**0,43**	**86,61**	**0,61**	**102,93**	**0,57**		**0,18**	**0,50**	**3,39**		
STD	**2,926**			**0,02**	**1,475**	**0,01**	**1,347**	**0,024**	**2,513**	**0,031**	**1,247**	**0,033**		**0,023**	**0,027**	**0,123**		
Variationskoeffizient (%)				**3,70**	**23,0**	**18,70**	**3,4**	**5,6**	**2,9**	**5,1**	**1,2**	**5,7**		**12,8**	**5,4**	**3,6**		

A8: Anfangsbedingungen für Modell Skifahrer

	Anfangswert zum Zeitpunkt T=0	
KOORDINATEN	Kopf	Hüfte
X-Koordinate	0,387 m	**0,242 m**
Horizontalgeschwindigkeit	5,653 m/s	**5,148 m/s**
Horizontalbeschleunigung	0 m/s^2	**0 m/s^2**
Z-Koordinate	4,720 m	**4,064 m**
Vertikalgeschwindigkeit	-3,840 m/s	**-3,919 m/s**
Vertikalbeschleunigung	-9,81 m/s^2	**-9,81 m/s^2**

WINKEL	W.-Def. nach periphBA	W.-Def. nach Simpack
Sprunggelenkswinkel	76,1°	**-0,243 rad**
Sprunggelenkswinkelgeschwindigkeit	14,8°/s	**0,258 rad/s**
Sprunggelenkswinkelbeschleunigung	0°/s^2	**0 rad/s^2**
Kniewinkel	150,6°	**0,513 rad**
Kniewinkelgeschwindigkeit	137,3°/s	**-2,396 rad/s**
Kniewinkelbeschleunigung	0°/s^2	**0 rad/s^2**
Hüftwinkel	139,0°	**-0,716 rad**
Hüftwinkelgeschwindigkeit	90°/s	**1,571 rad/s**
Hüftwinkelbeschleunigung	0°/s^2	**0 rad/s^2**
Rumpfvorlagewinkel	(14,2°)	**0,248 rad**
Rumpfvorlagewinkelgeschwindigkeit	(-44,4°/s)	**-0,775 rad/s**
Rumpfvorlagewinkelbeschleunigung	(0°/s^2)	**0 rad/s^2**

A9: Gleichungen zur Umrechnung der Daten der peripheren Bewegungsanalyse in Simpack-Konventionen

Indizierung:

SIM	=	Winkeldefinition für SIMPACK in rad
BA	=	Winkeldefinition laut PEAK Bewegungsanalyse in Grad
α_{Piste}	=	Pistenneigung gegen die Horizontale in Grad

Für die Umrechnung der Winkel werden folgende Transformationen angewendet:

$$KNIE_{SIM} = (180° - KNIE_{BA}) * \pi/180°$$

$$HUEF_{SIM} = (HUEF_{BA} - 180°) * \pi/180°$$

$$SPGLK_{SIM} = (SPGLK_{BA} - 90°) * \pi/180°$$

$$RUMPF_{SIM} = \pi/180° \, (\alpha_{Piste} + KNIE_{BA} - KLAPP_{BA} - SPGLK_{BA} - HUEF_{BA} + 90°)$$

Transformationsgleichungen für erste Ableitung

$$\dot{KNIE}_{SIM} = \Pi/180 * \dot{KNIE}_{BA}$$

$$\dot{SPGLK}_{SIM} = \Pi/180 * \dot{SPGLK}_{BA}$$

$$\dot{HUEF}_{SIM} = \Pi/180 * \dot{HUEF}_{BA}$$

$$\dot{RUMPF}_{SIM} = \Pi/180 * (\dot{KNIE}_{BA} - \dot{KLAPP}_{BA} - \dot{SPGLK}_{BA} - \dot{HUEF}_{BA})$$

Transformationsgleichungen für zweite Ableitung

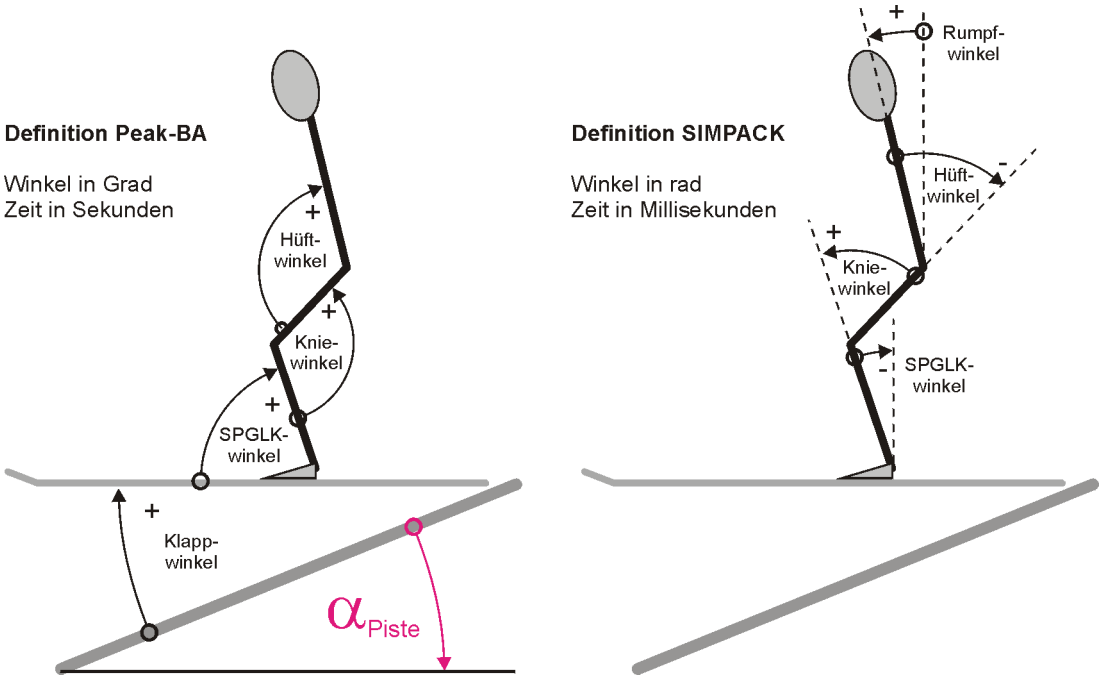
$$\ddot{KNIE}_{SIM} = \Pi/180 * \ddot{KNIE}_{BA}$$

$$\ddot{SPGLK}_{SIM} = \Pi/180 * \ddot{SPGLK}_{BA}$$

$$\ddot{HUEF}_{SIM} = \Pi/180 * \ddot{HUEF}_{BA}$$

$$\ddot{RUMPF}_{SIM} = \Pi/180 * (\ddot{KNIE}_{BA} - \ddot{KLAPP}_{BA} - \ddot{SPGLK}_{BA} - \ddot{HUEF}_{BA})$$

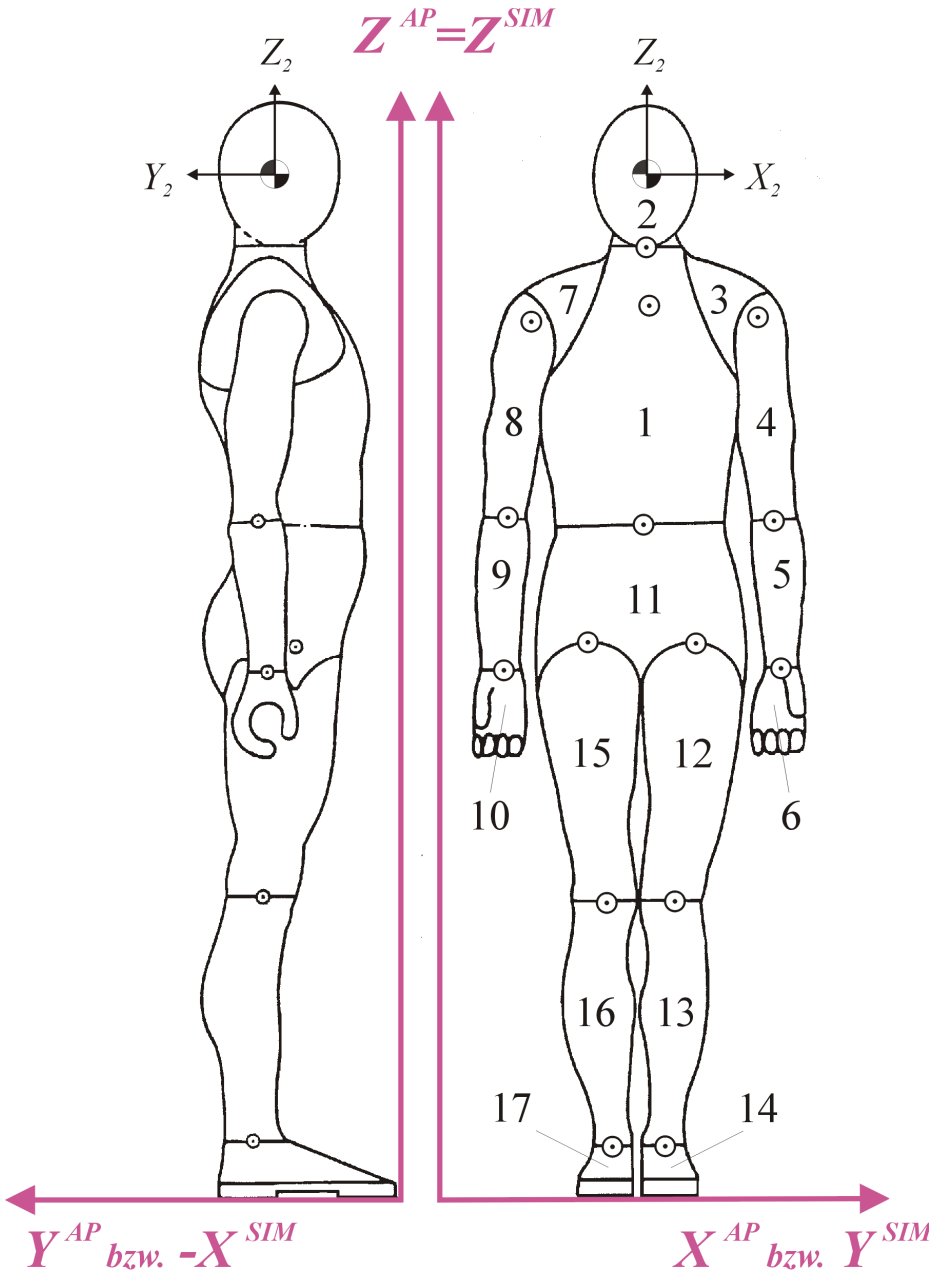
Winkeldefinitionen Bewegungsanalyse und Simpack



A10: Segmentmodell nach Hatze [173]

HINWEIS: Die lokalen Segmentkoordinatensysteme liegen alle in den jeweiligen Segmentschwerpunkten und parallel zum Inertialsystem (siehe Beispiel Kopf, Segment 2).

SIM = SIMPACK Koordinatensystem
AP = Koordinatensystem der Anthropometrie-Studie



A11: Gleichungen zur Anpassung der Anthropometriedaten an die Simpack-Konventionen

Notwendige Schritte:

(1) Transformation der Schwerpunktkoordinaten nach untenstehender Gleichung (A).
(2) Angabe der so transformierten Schwerpunktkoordinaten relativ zu den jeweils verwendeten Gelenkmarkern (identisch mit proximaler Gelenkachse).
(3) Transformation des allgemeinen, auf Segmentschwerpunkt bezogenen Trägheitstensors nach Gleichung (B).

$$\begin{aligned} X^S{}_{SIM} &= -Y^S{}_{AP} \\ Y^S{}_{SIM} &= X^S{}_{AP} \\ Z^S{}_{SIM} &= Z^S{}_{AP} \end{aligned} \qquad \text{(A)}$$

SIM = Schwerpunktkoordinate bzgl. SIMPACK Koordinatensystem
AP = Schwerpunktkoordinate bzgl. Koordinatensystem der Anthropometrieerhebung

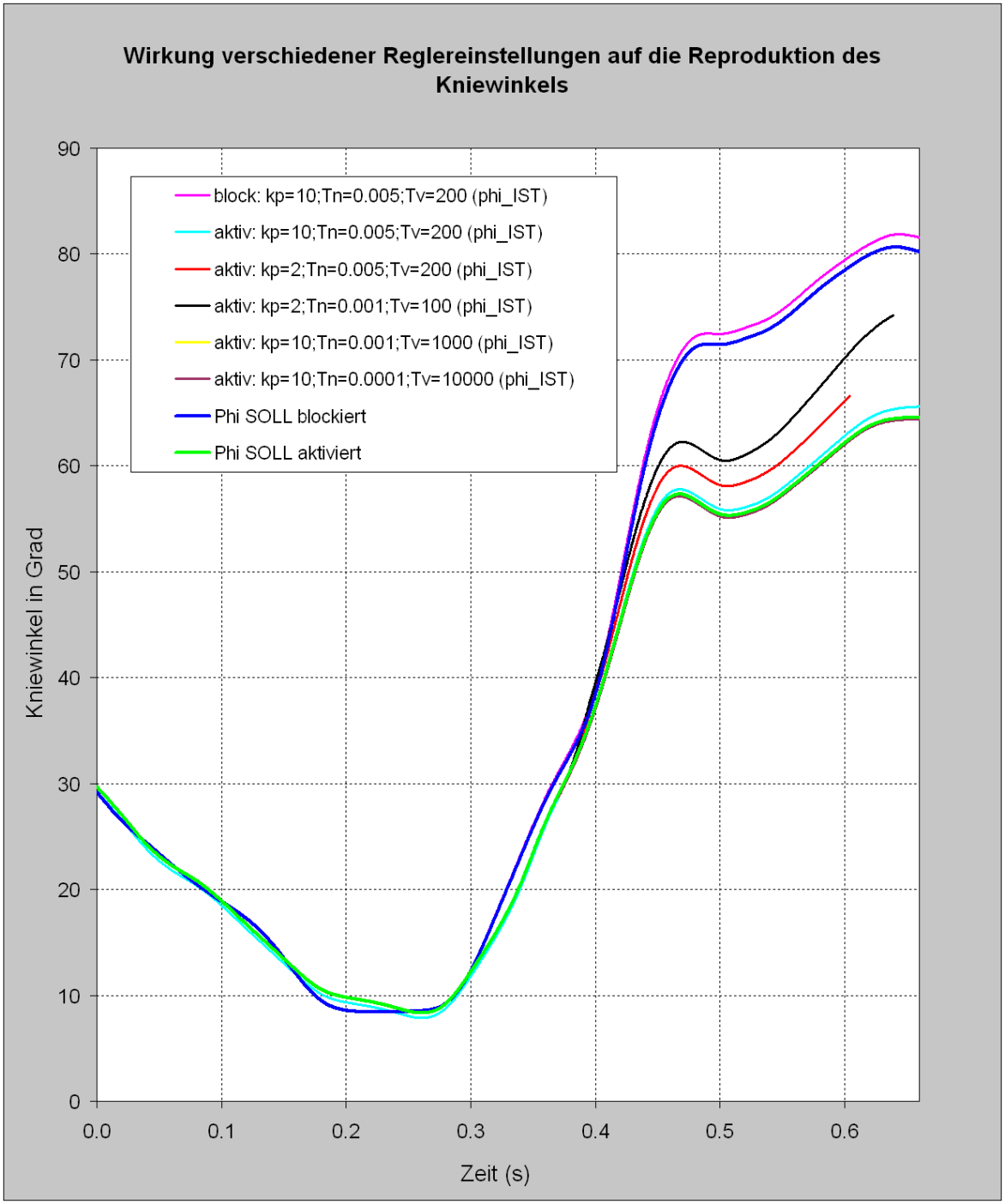
$$J^{SIM} = \underline{\underline{D}} \cdot J^{AP} \cdot \underline{\underline{D}}^T = \begin{bmatrix} J^{AP}_{yy} & -J^{AP}_{xy} & -J^{AP}_{yz} \\ -J^{AP}_{xy} & J^{AP}_{xx} & J^{AP}_{xz} \\ -J^{AP}_{yz} & J^{AP}_{xz} & J^{AP}_{zz} \end{bmatrix} \qquad \text{(B)}$$

SIM = MTM bzgl. SIMPACK Koordinatensystem bezogen auf Schwerpunkt des jeweiligen Segmentes.
AP = MTM bzgl. Koordinatensystem der Anthropometrieerhebung bezogen auf Schwerpunkt des jeweiligen Segmentes.

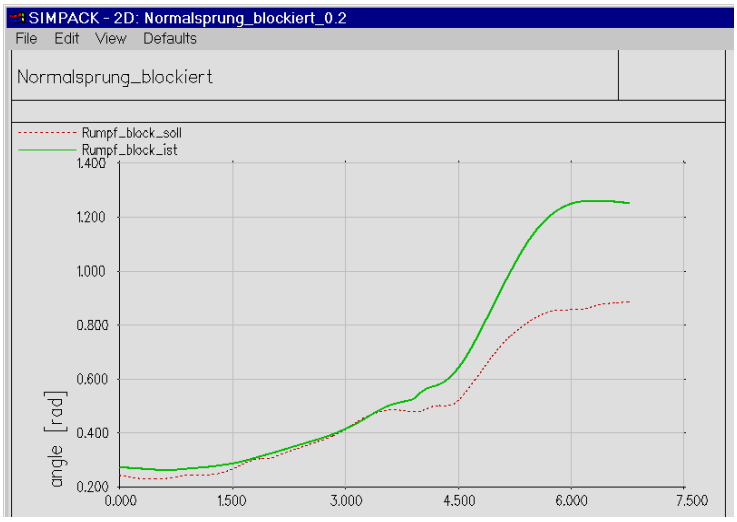
HINWEIS:

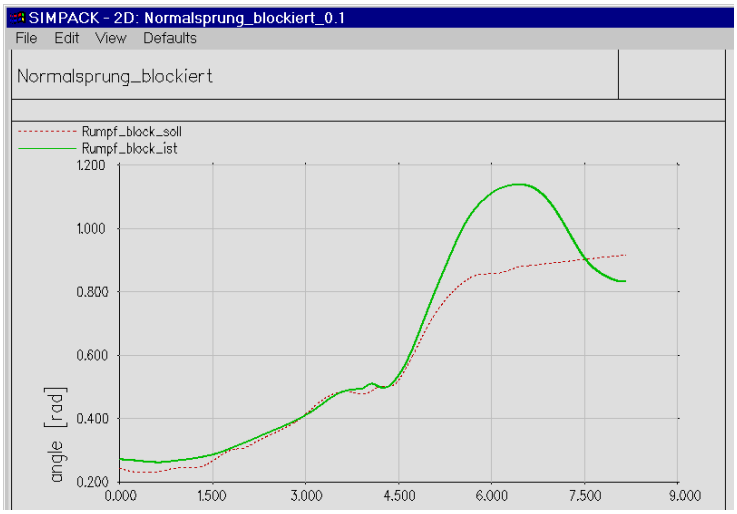
Die Lage der beiden Koordinatensysteme ist im vorangehenden ANHANG A10 skizziert.

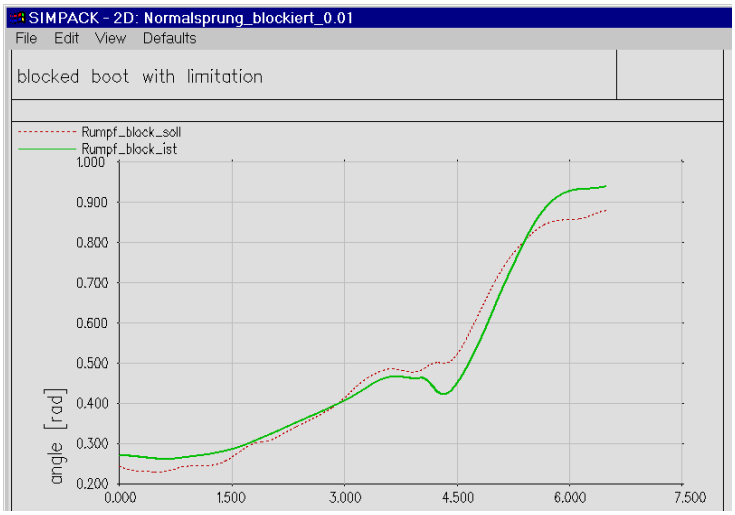
A12: Anpassungsprozess: Effekte verschiedener Reglereinstellungen



A13: Optimierungsprozess: Effekte unterschiedlicher Reibwerte

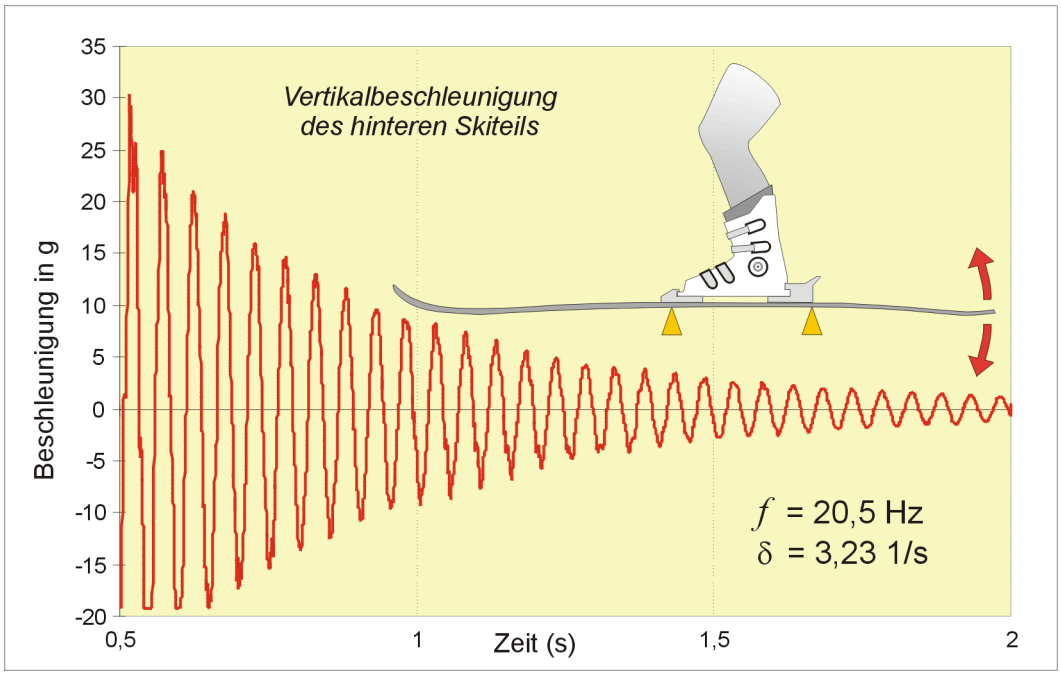






A14: Überprüfung des Frequenzverhaltens des Skiendes

Zur Ermittlung der Dämpfungskonstante und Eigenfrequenz des Skiendes wurde der mit einem Probanden belastete und unter der Bindung gelagerte Ski in Schwingungen versetzt. Die nachfogende Abbildung zeigt die beim Ausschwingvorgang auftretenden Vertikalbeschleunigungen. Daraus ergab sich eine Abklingkonstante δ von etwa 3,23 s^{-1} (entspricht einem LEHR'schen Dämpfungsmaß D von 0,0251) und eine mittlere Eigenfrequenz f von 20,5 Hz.



Dieser Schwingungsversuch wurde dann unter denselben Lagerungsbedingungen - Gelenklager in Knoten 7 und 9, vgl. Abb. 3.29, S. 88 - mit dem Modell *Ski* simuliert.

Ergebnis:
Die Simulation ergab eine erste Frequenz von 20,5 Hz für den hinteren Skiteil, was exakt dem gemessenen Wert entspricht.

A15: Maximales Muskelkraftmoment im Sprungelenk

Methode: Der Fuß des Probanden war auf der KISTLER-Meßplatte fixiert bei freiem Sprunggelenk (SpGlk). Aufgabe war, aus dem SpGlk heraus möglichst viel Kraft zum Beugen bzw. Strecken des Fusses aufzubringen. Der Proband konnte dabei über einen Monitor den aktuellen Wert der Vertikalkraftkomponente sehen und war angewiesen, diese während des Beugens bzw. Streckens im SpGlk möglichst gering zu halten. Dadurch sollte gewährleistet werden, dass ausschließlich ein Moment erzeugt wird. Diese Messungen wurden für die drei nebenstehenden Positionen durchgeführt, weil der Kniewinkel die maximalen Körperkraftmomente im SpGlk beieinflusst.

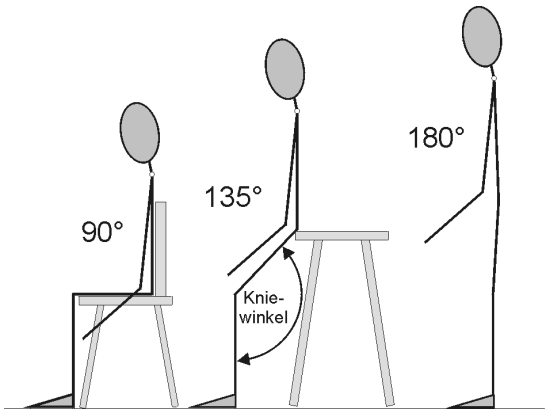


Abb. A15-1: Gewählte Position im Experiment.

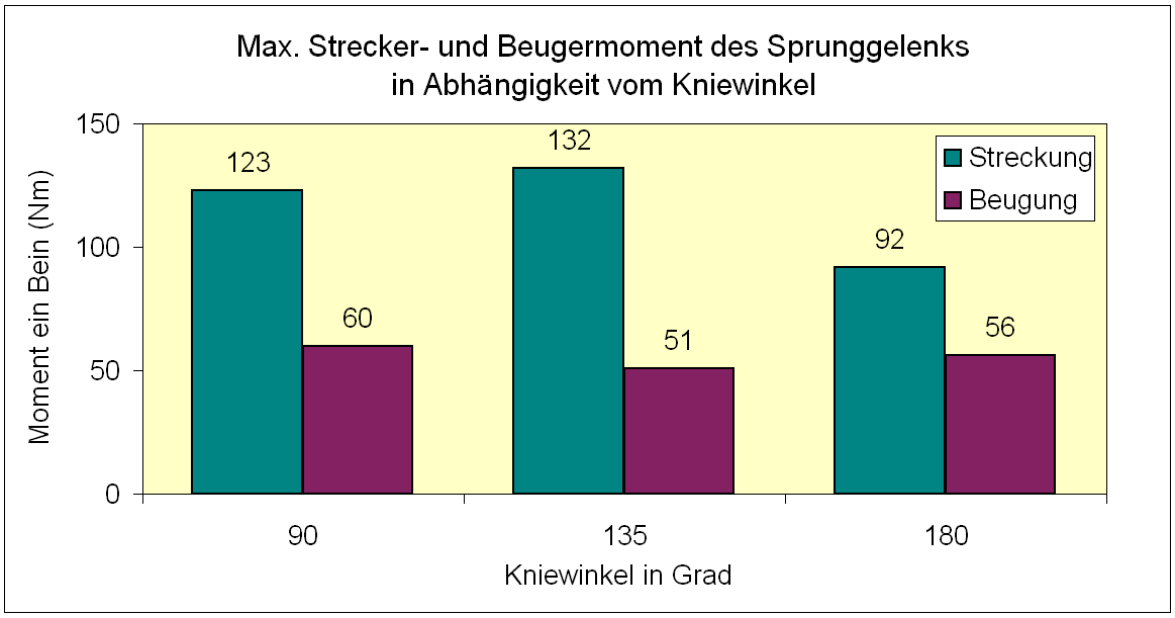
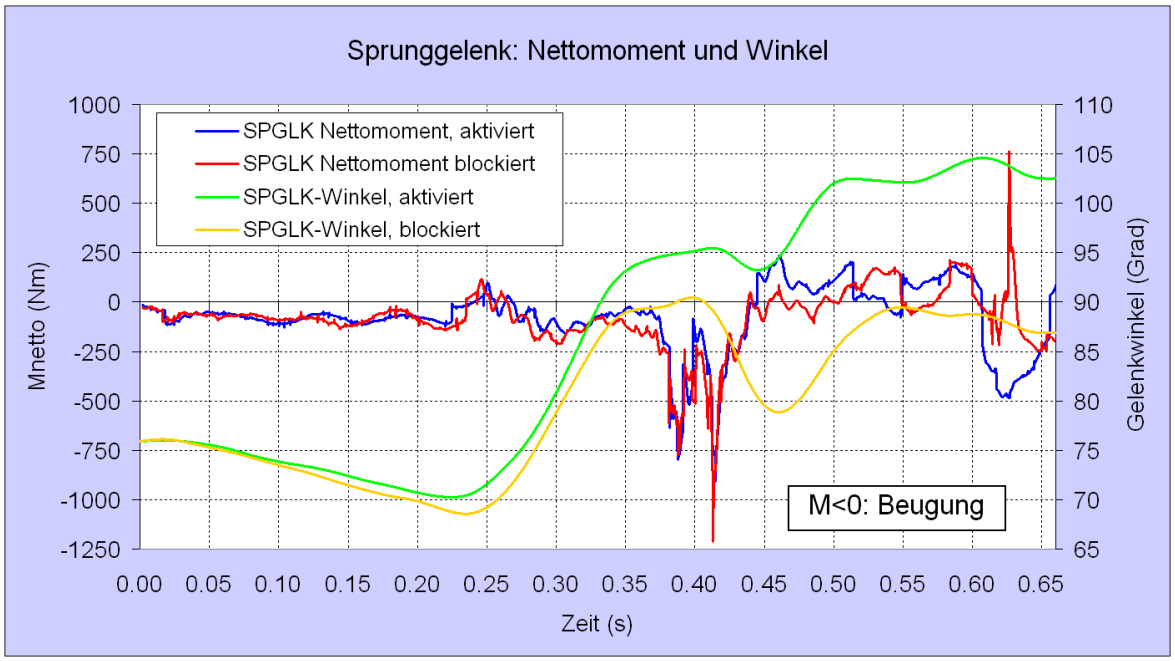
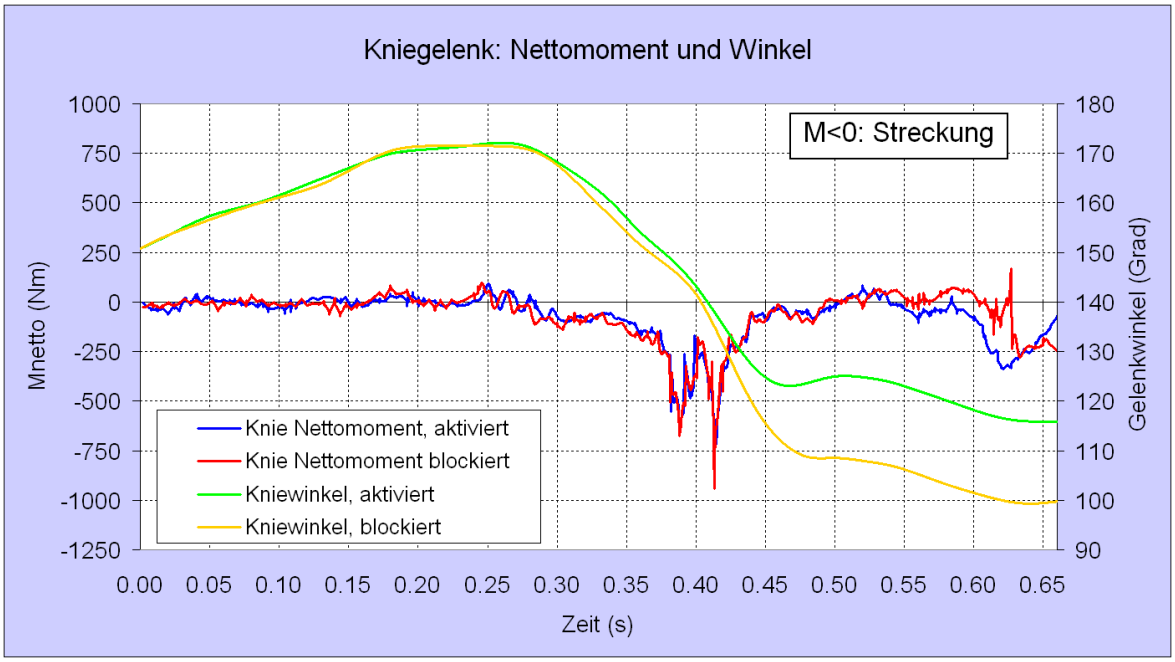


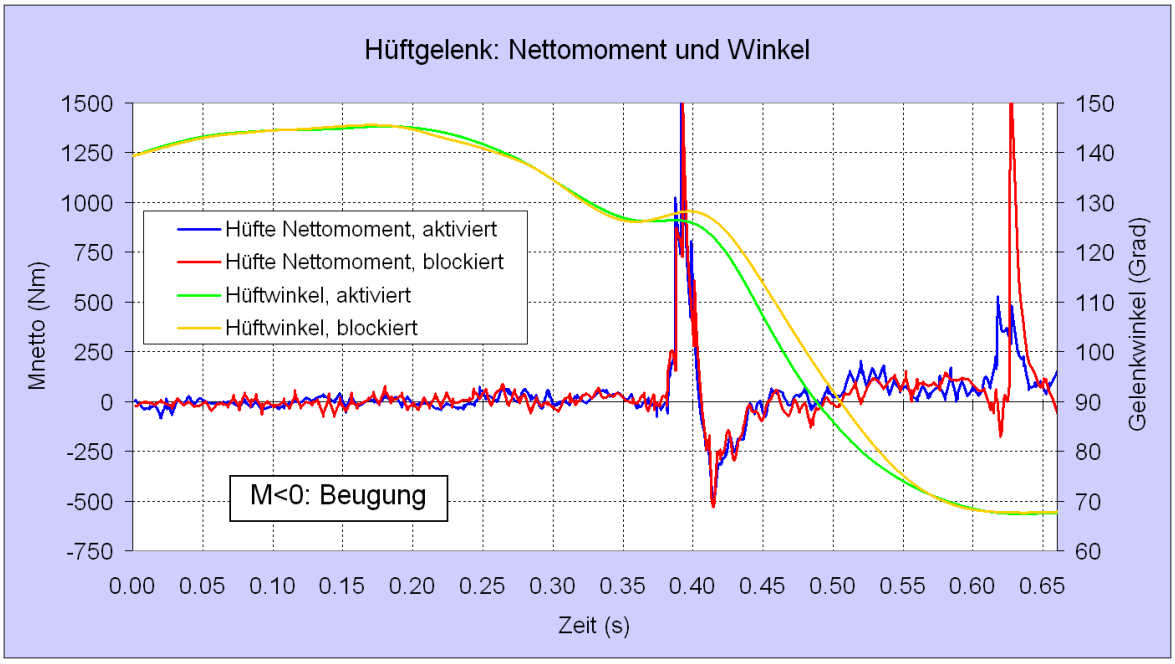
Abb. A15-2: Ergebnis der Muskeldynamometrie des Sprunggelenks.

Die sich aus diesem Versuch ergebenden Werte dürften noch deutlich unterhalb des tatsächlichen Körperkraftmomentes liegen. Grund: Die in den Versuchen geforderte Willkürkontraktion zur isolierten Beugung bzw. Streckung ist weniger effektiv als eine gesamtmuskuläre Aktivierung.

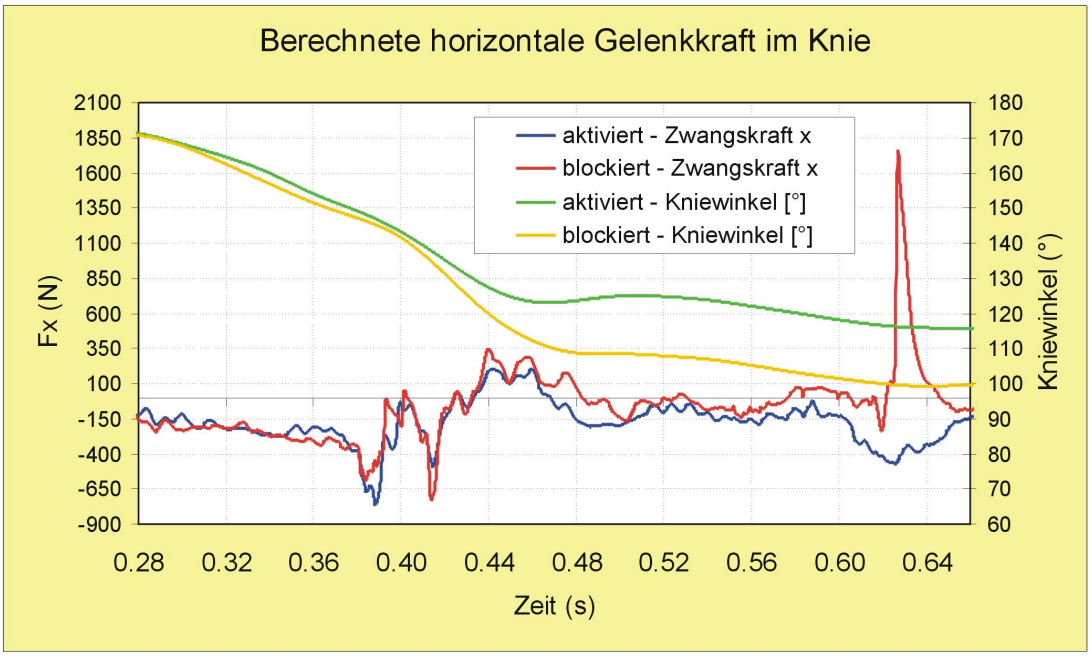
A16: Nettomomente in den drei Gelenken

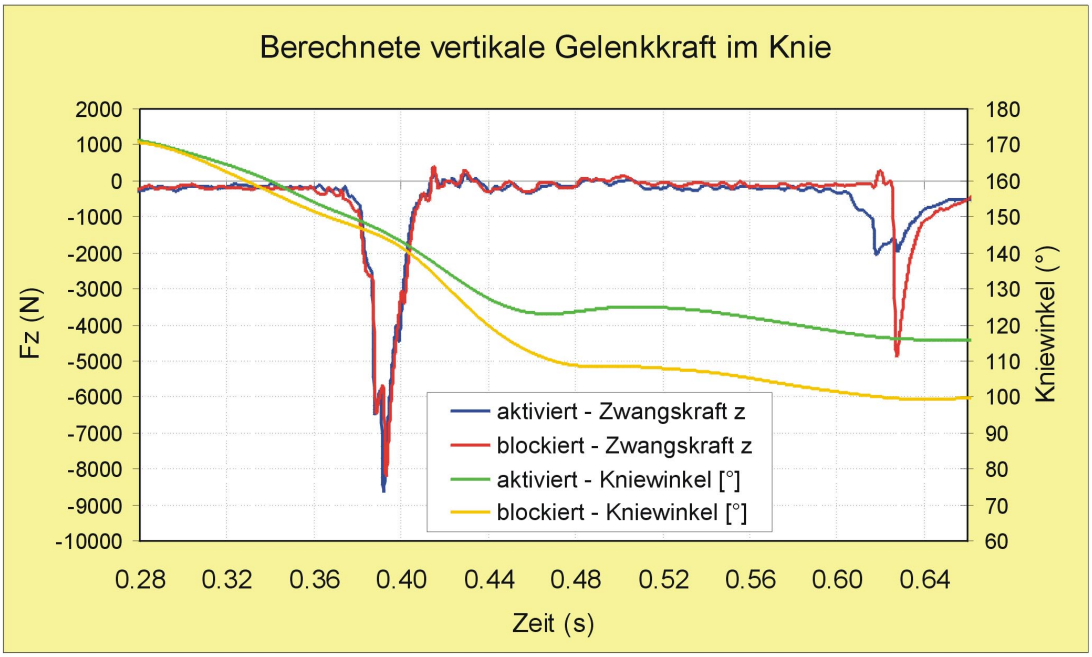




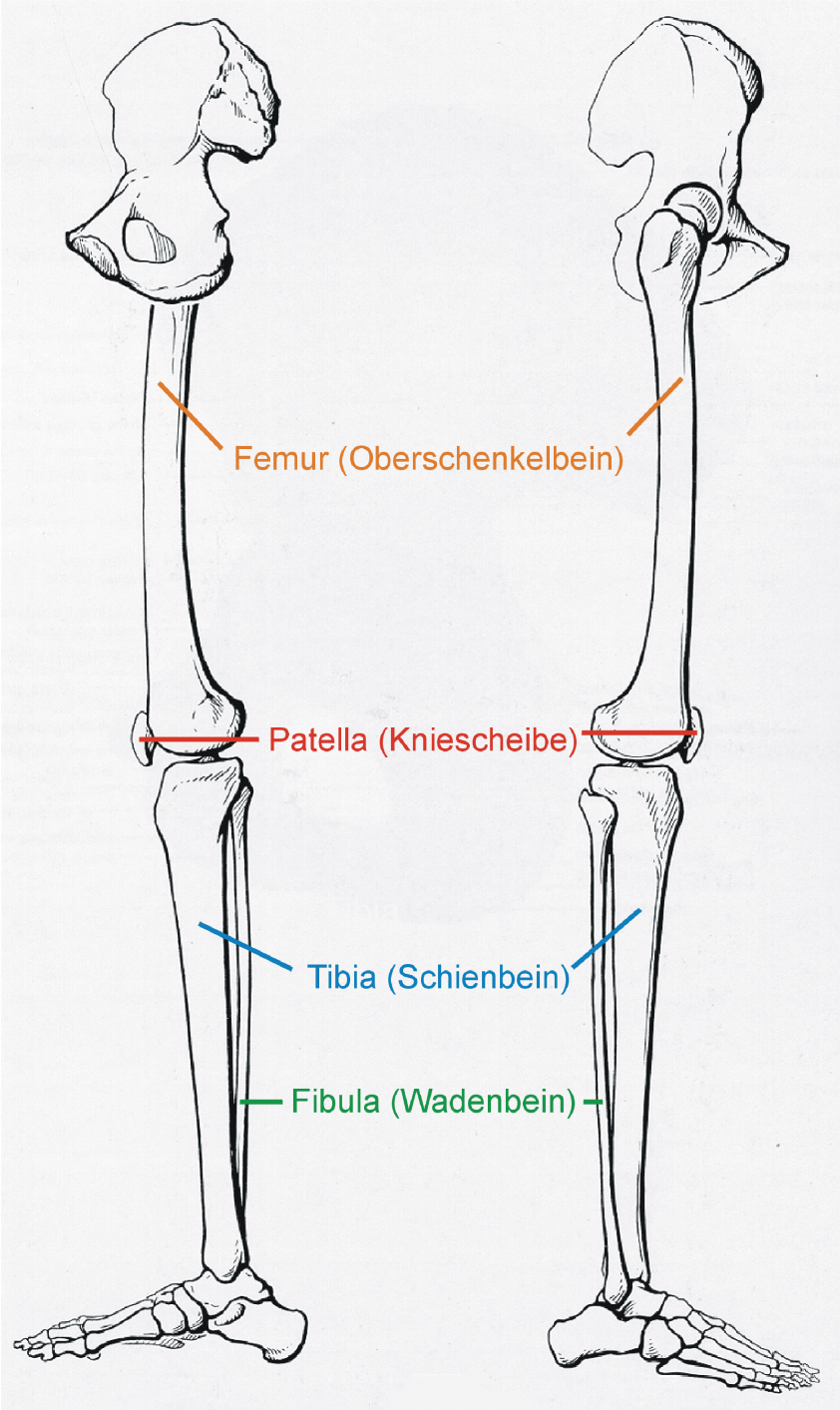

Hüftgelenk: Nettomoment und Winkel
Mnetto (Nm)
Gelenkwinkel (Grad)
Zeit (s)
Hüfte Nettomoment, aktiviert
Hüfte Nettomoment, blockiert
Hüftwinkel, aktiviert
Hüftwinkel, blockiert
M<0: Beugung
1500
1250
1000
750
500
250
0
-250
-500
-750
150
140
130
120
110
100
90
80
70
60
0.00
0.05
0.10
0.15
0.20
0.25
0.30
0.35
0.40
0.45
0.50
0.55
0.60
0.65

A17: Horizontale und vertikale Zwangskraft im Knie





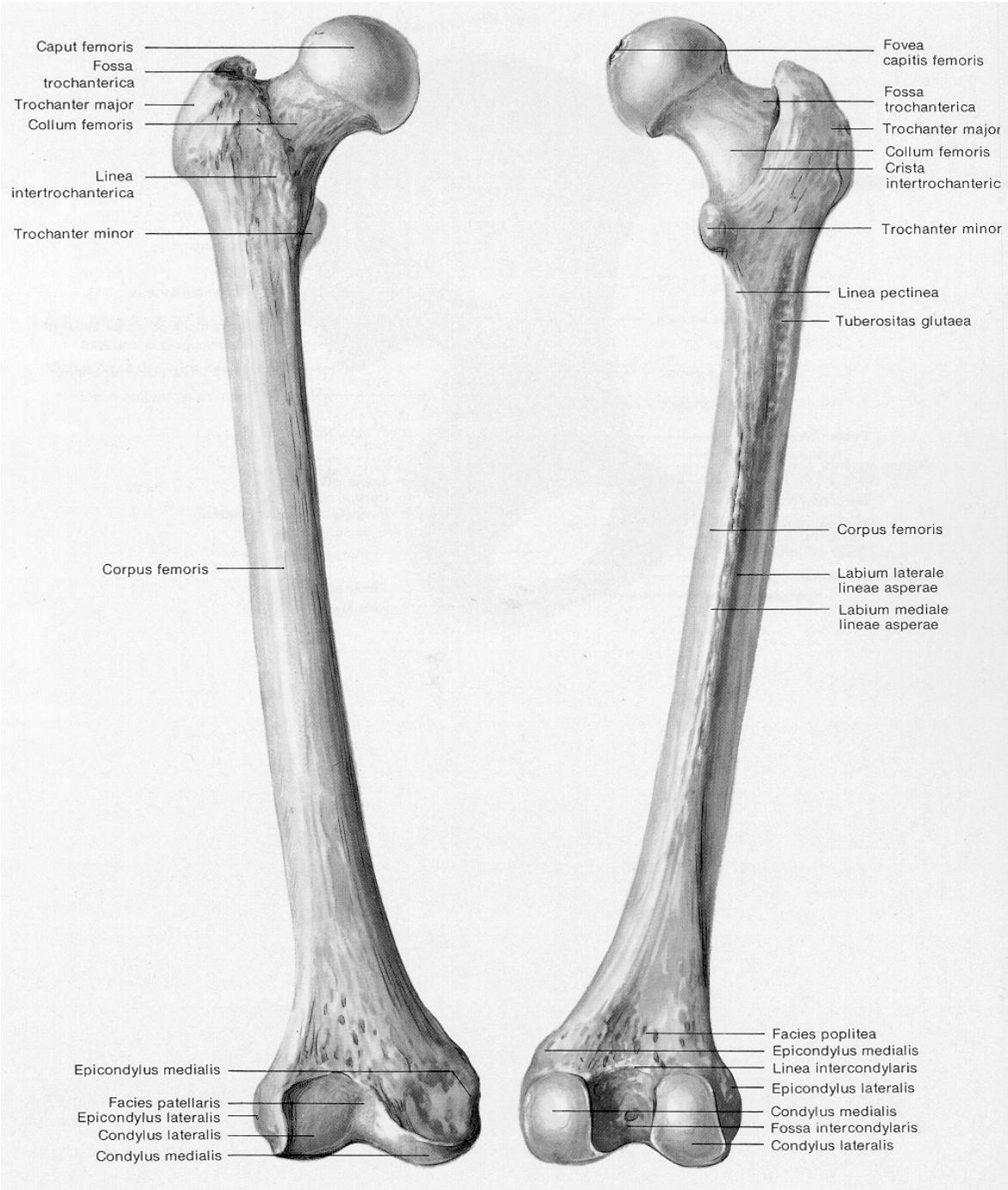
A18: Anatomie der knöchernen Strukturen der unteren Extremität



(Aus: BERTOLINI und LEUTERT [40])

Links: Ansicht von innen. Rechts: Ansicht von außen.

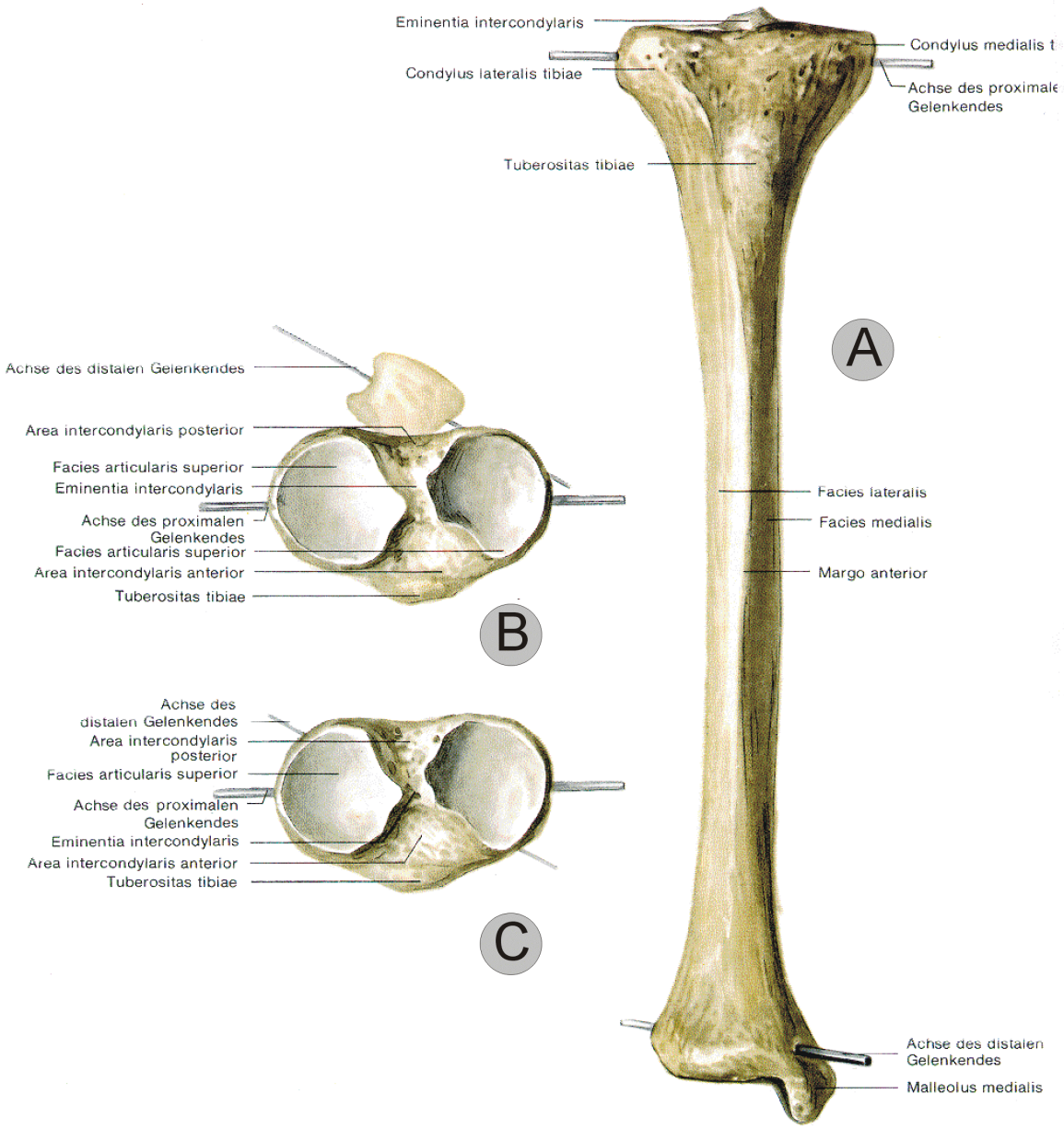
A19: Anatomie des Oberschenkelbeins (Femur)



(Aus: BERTOLINI und LEUTERT [40])

Links: Rechtes Oberschenkelbein, Femur von vorn.
Rechts: Rechtes Oberschenkelbein, Femur von hinten.

A20: Anatomie des Schienbeins (Tibia)



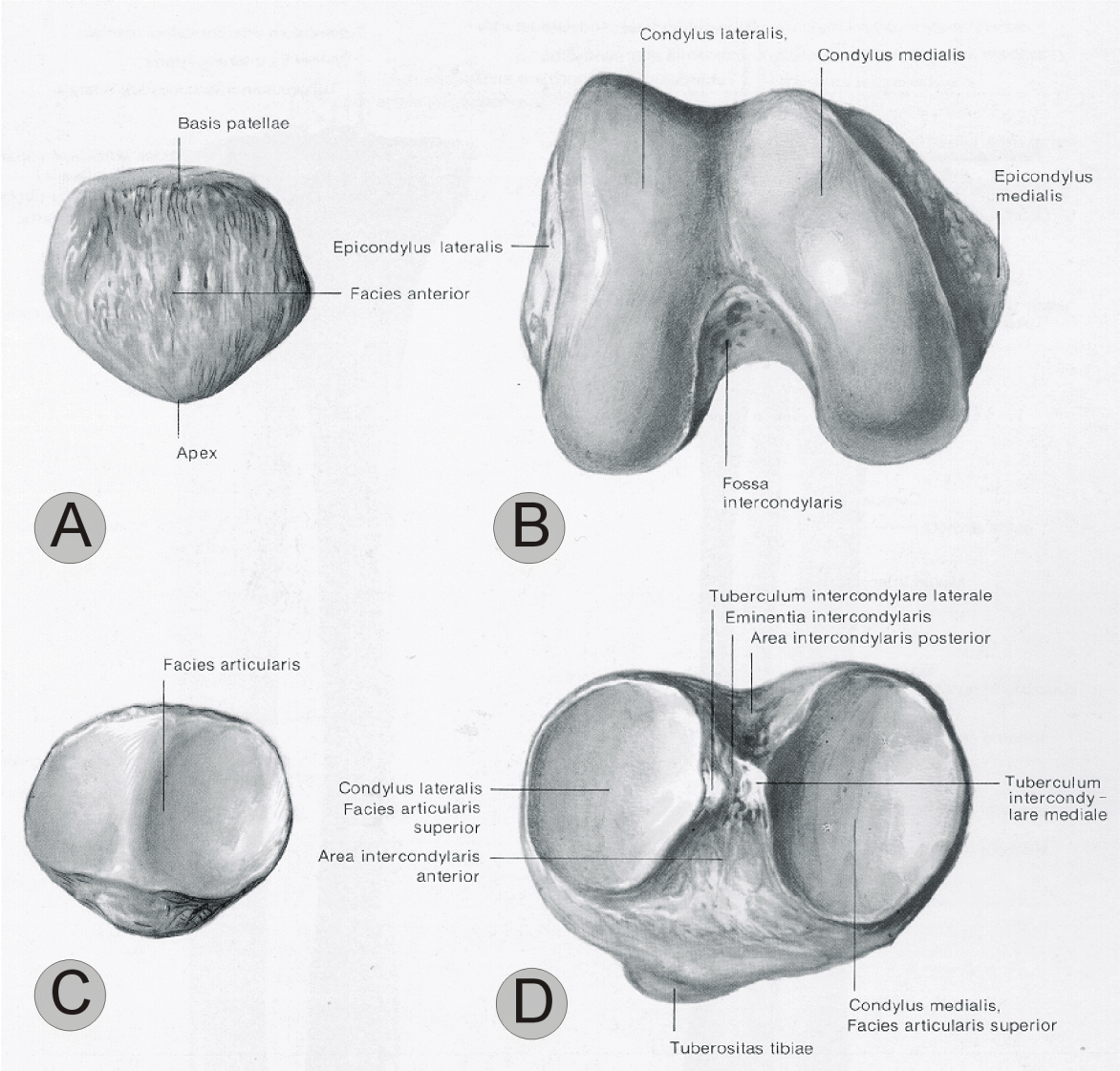
(Aus: BERTOLINI und LEUTERT [40])

A Rechtes Schienbein, Tibia von vorn. Zur Darstellung der Torsion der Tibia wurden an den proximalen und den distalen Gelenkenden Achsen eingetragen.

B Rechtes Schienbein, Tibia von oben hinten. Zur Darstellung der Torsion der Tibia wurden an den proximalen und den distalen Gelenkenden Achsen eingetragen.

C Rechtes Schienbein, Tibia von oben. Zur Darstellung der Torsion dr Tibia wurden an den proximalen und den distalen Gelenkenden Achsen eingetragen.

A21: Anatomie der knöchernen Strukturen des Kniegelenks



(Aus: BERTOLINI und LEUTERT [40])

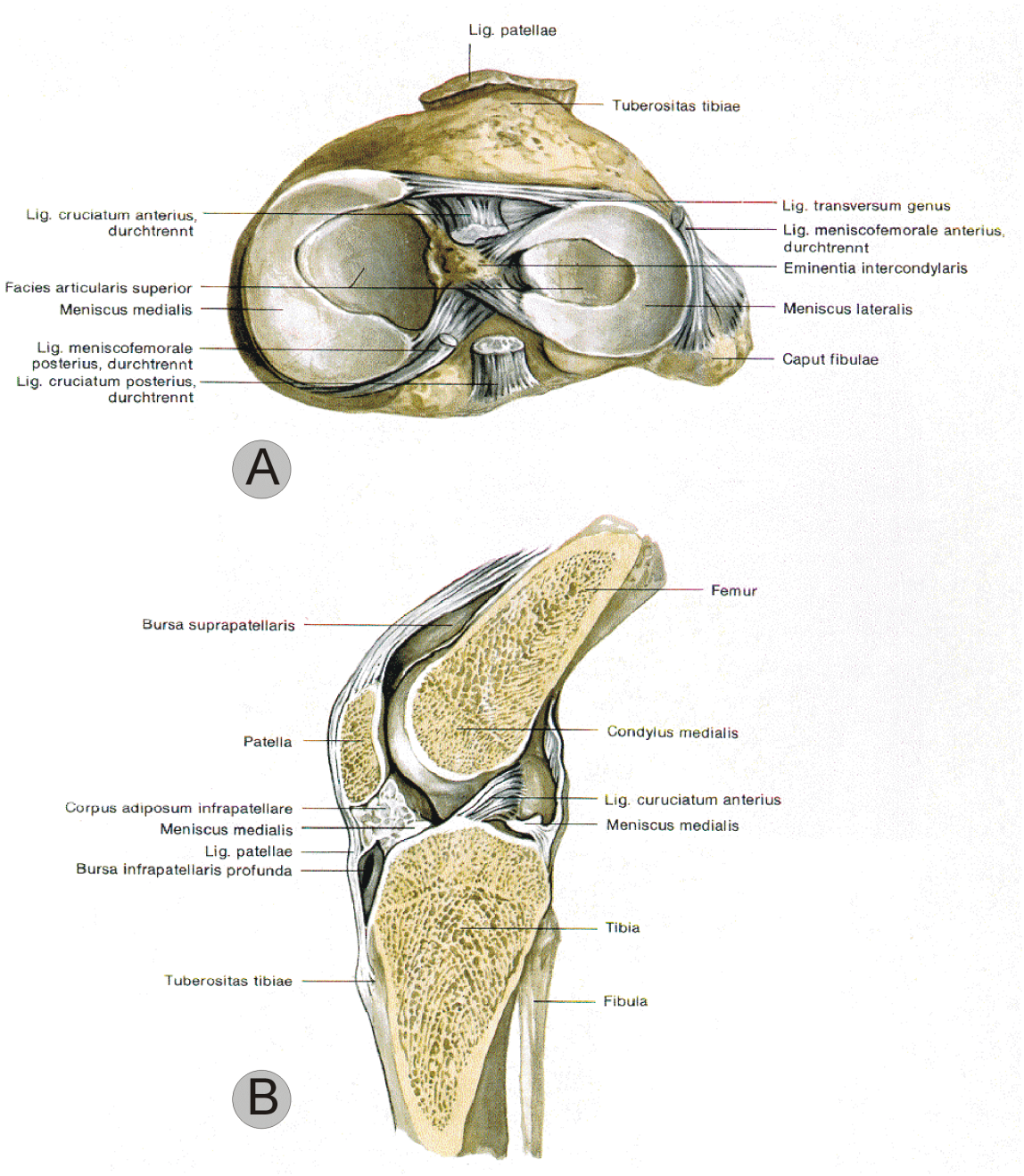
A Rechte Kniescheibe, Patella von vorn

B Rechtes Oberschenkelbein (Femur) von distal. Untere Gelenkflächen, Condylus medialis und Condylus lateralis.

C Rechte Kniescheibe, Patella von hinten

D Rechtes Schienbein, Tibia von proximal. Obere Gelenkfläche, Fascies articularis superior.

A22: Anatomie der proximalen Gelenkfläche der Tibia. Sagittalschnitt durch die Mitte des Kniegelenks.

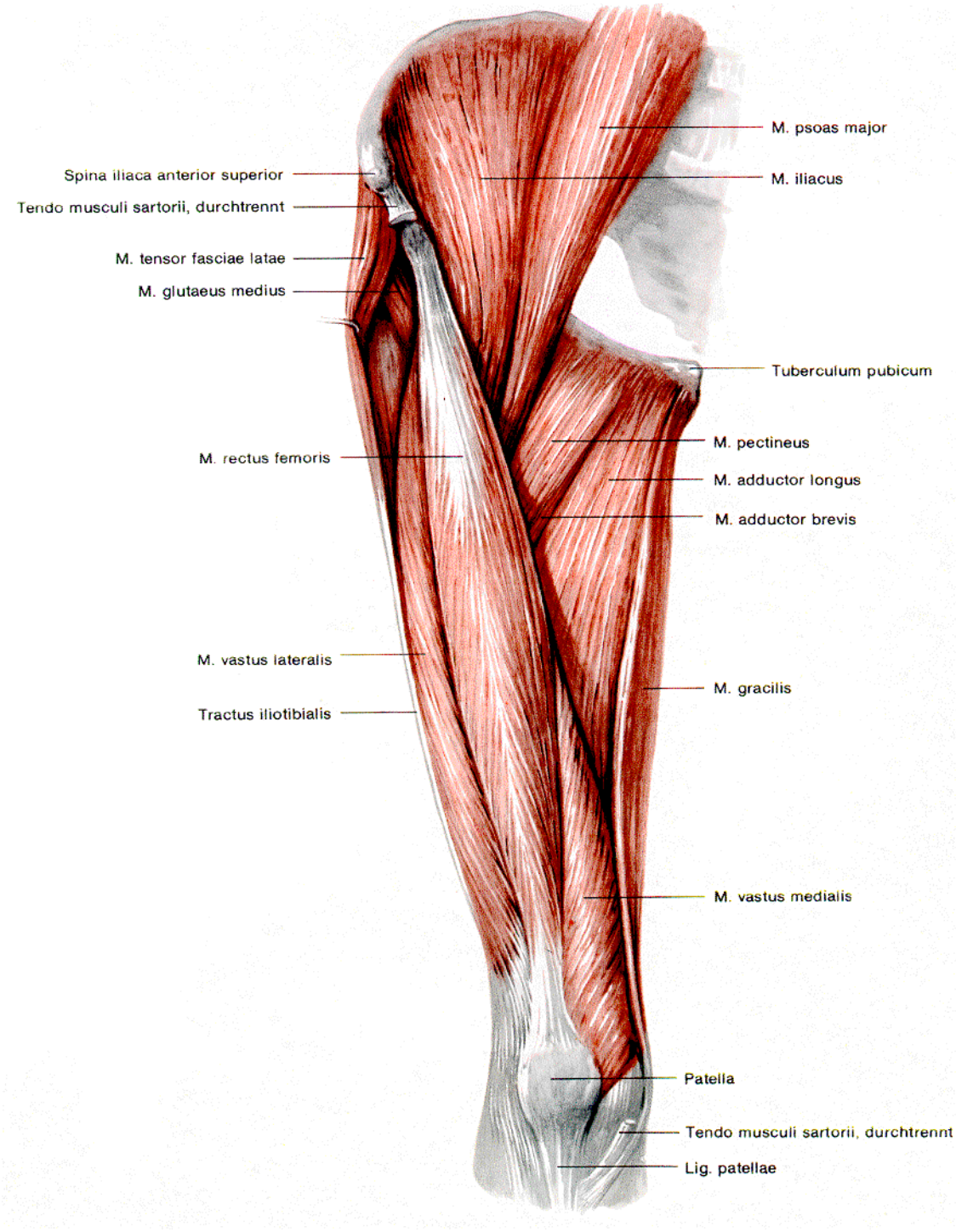


(Aus: BERTOLINI und LEUTERT [40])

A Proximale Gelenkfläche der rechten Tibia mit aufgelagerten Menisci. Von proximal.

B Rechtes Kniegelenk. Sagittalschnitt durch die Mitte des Gelenkes, Von medial.

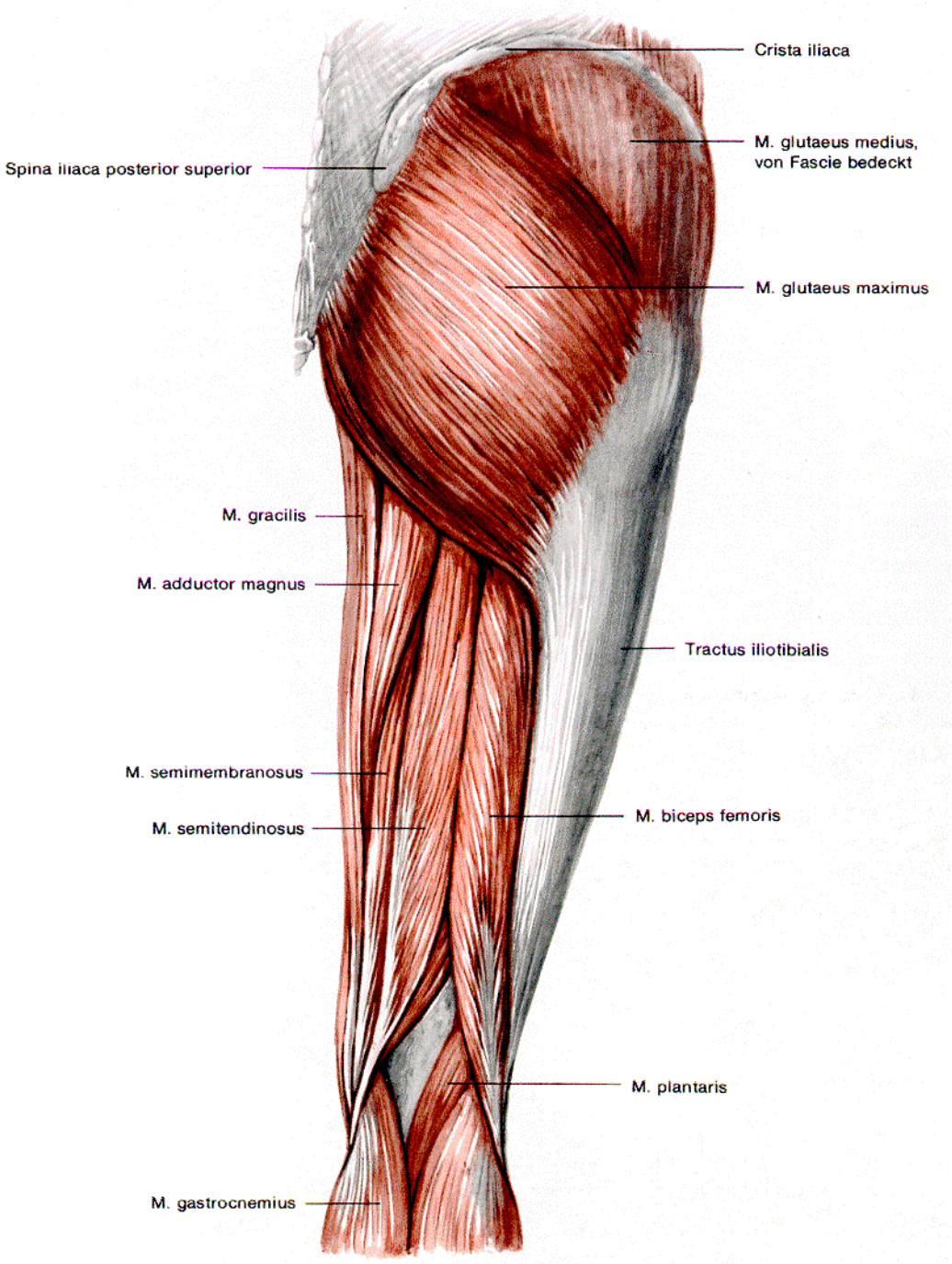
A23: Anatomie der vorderen Oberschenkelmuskulatur



(Aus: BERTOLINI und LEUTERT [40])

Muskeln des rechten Oberschenkels. Von vorn. (M. satorius entfernt)

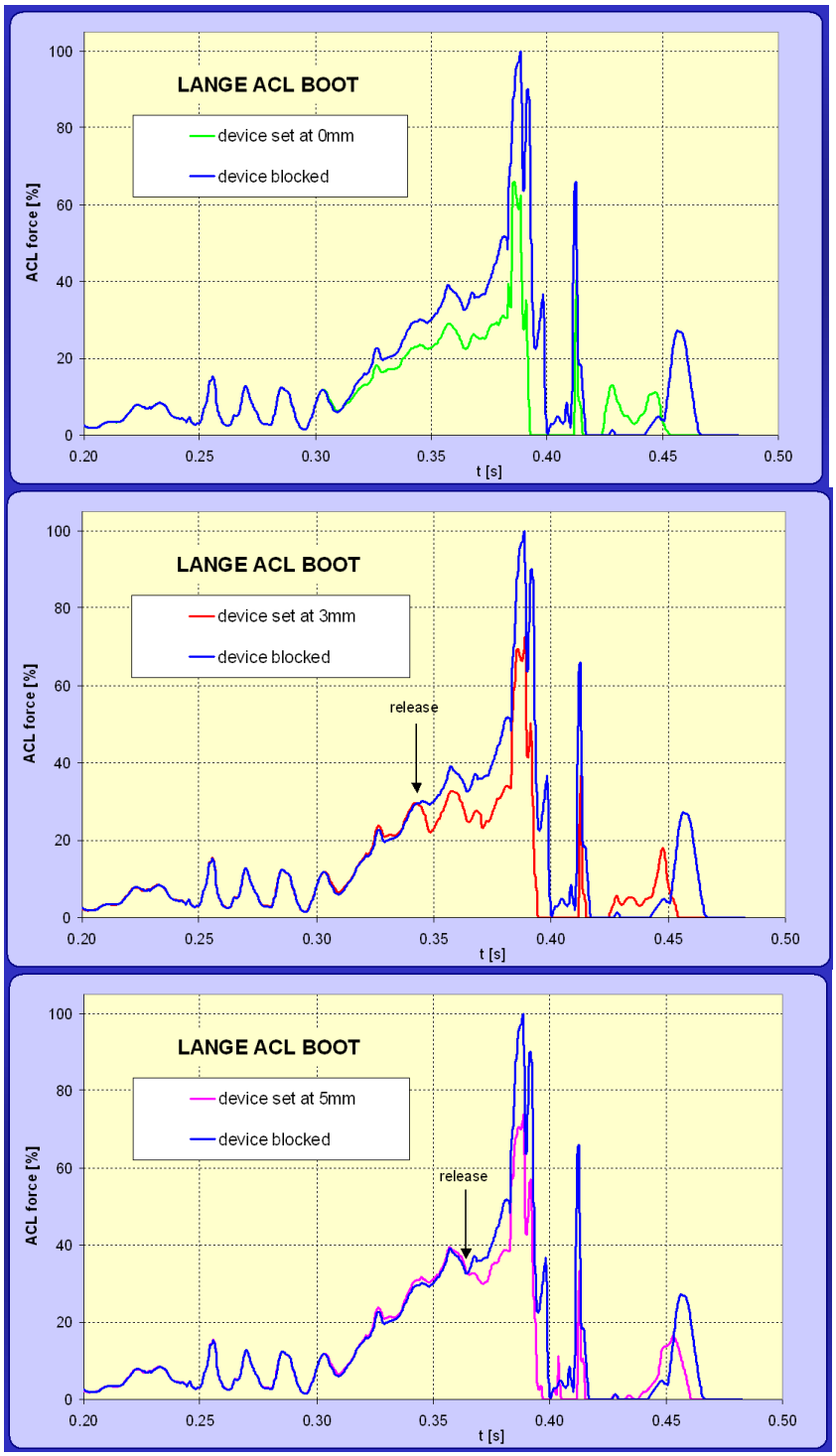
A24: Anatomie der hinteren Oberschenkelmuskulatur



(Aus: BERTOLINI und LEUTERT [40])

Muskeln des rechten Oberschenkels (Ischiokruralmuskulatur). Von hinten.

A25: Simulationen mit dem LANGE RRS (*Rear Release Sytem*): Berechnete Kräfte im Vorderen Kreuzband bei verschiedenen Einstellungen des Mechanismus



Verwendete Abkürzungen

AP	Aktionspotential
BA	Bewegungsanaylse
BGL	Bewegungsgleichung
BIFER	Biceps femoris rechts
COG	center of gravity
COP	center of pressure
DMS	Dehnmessstreifen
EPP	Endplate potential
FEM	Finite Elemente Methoden
FTM	Flächenträgheitsmoment
HKB	Hinteres Kreuzband
JPT	Joint power technique
KE	Klappende
KM	Konstruktionsmethodik
KO	Konstruktionsobjekte
KSP	Körperschwerpunkt
LSB	Laterales Seitenband
MAQ	Muskel Aktivitäts Quotient
MKS	Mehrkörpersystem
MPT	Muscle power technique
MR	Magnetresonanz
MRI	Magnetic resonance imaging
MRT	Magnet resonance tomographie
NMR	Nuclear magnetic resonance
NSB	Mediales Seitenband
SEMIR	Semitendinosus rechts
VALAR	Vastus lateralis rechts
VAMER	Vastus medialis rechts
VKB	Vorderes Kreuzband
VZ	Vorgehenszyklus
WG	Wirkungsgrad