

Orthopädische und Sportorthopädische Klinik der Technischen Universität München  
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger)

**Rotations- und Translationsbelastungen des Kniegelenks im  
Fußballsport - ein methodischer Ansatz zur Objektivierung der  
Kräfte im Feldversuch.**

Krischan Rauschenbach

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität

München zur Erlangung des akademischen Grades eines

**Doktors der Medizin**

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier  
1. Prüfer: apl. Prof. Dr. P.S.J. Schaff  
2. Prüfer: Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger

Die Dissertation wurde am 03.01.2008 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 07.05.2008 angenommen.

**Für Jonas und Luk**

---

## **Inhaltsverzeichnis**

### **1. Einleitung**

- 1.1 Verletzungssportart Fußball, ein epidemiologischer Abriss
- 1.2 Sportverletzung und Sportschaden
- 1.3 Bisherige Maßnahmen, um bestimmte Verletzungsrisiken einzuschränken
- 1.4 Heutiger Wissensstand über die Ätiologie der Kniebandverletzungen
- 1.5 Problemfall „verblockter Fuß“
- 1.6 Analyse von Videoaufzeichnungen
- 1.7 Weiterführende Studien mit „Rotationsschuhen“
- 1.8 Aufgabenstellung des Forschungsprojektes

### **2. Hauptteil**

- 2.1 Material und Methode
- 2.2 Die Mess-Socke
- 2.3 Definition physikalischer Begriffe
- 2.4 Zur Kalibrierung der Mess-Socke gegen ein geeichtes ortsfestes System
- 2.5 Details zur Kalibrierung der Mess-Socke
- 2.6 Das Videosystem
- 2.7 Datenlogger und Chipkarte
- 2.8 Das Triggersystem
- 2.9 Das Computerprogramm zur Darstellung der Messdaten
- 2.10 Prinzipien zur Auswertung von Mess-Socken-Daten
- 2.11 Die Auswertung des Videomaterials

- 
- 2.12 Auswertung der Probemessungen und Einführung in die Problematik der Diskussion
  - 2.13 Situation 1: Außenrotation bei verblocktem Fuß
  - 2.14 Situation 2: Innenrotation bei verblocktem Fuß
  - 2.15 Auswertung der Messungen
  - 2.16 Statistische Aussagen der Messergebnisse
  - 2.17 Vom Einzelwert zur Statistik
  - 2.18 Der Medianwert
  - 2.19 Tabelle der kontrollierten Außenrotationsschritte
  - 2.20 Tabelle der kontrollierten Innenrotationsschritte
  - 2.21 Tabelle der verunfallten Schritte
  - 2.22. Kommentare zu dem Videomitschnitt "Torwartsturz" von Zauner

### **3. Schlussteil**

- 3.1 Diskussion und Ausblick
- 3.2 Diskussion
- 3.3 Anforderungen an den Fußballschuh von Morgen
- 3.4 Welche Eigenschaften der herkömmlichen Sohle sollen weiterhin erhalten bleiben?
- 3.5 Welche Eigenschaften sollte eine Fußballschuhsohle noch gewinnen?
- 3.6 Bedeutung der Ergebnisse für eine sinnvolle Verletzungsprophylaxe
- 3.7 Marktwirtschaftliche Überlegungen
- 3.8 Ausblick
- 3.9 Zusammenfassung

### **Literaturquellen und Anhang**

---

# **Rotations- und Translationsbelastungen des Kniegelenks im Fußballsport – ein methodischer Ansatz zur Objektivierung der Kräfte im Feldversuch**

## **1. Einleitung**

### **1.1 Verletzungssportart Fußball, ein epidemiologischer Abriss**

Fußball ist eine der Sportarten, die in der Welt mit am meisten ausgeübt werden. Der Weltfußballverband FIFA verzeichnet zurzeit mehr als 60 Mio aktive Spieler in über 150 Nationen. Im Deutschen Fußballbund DFB waren 1997 über 6.1 Mio Mitglieder in fast 27.000 Vereinen registriert.

Darüber hinaus wird Fußball natürlich auch außerhalb organisierter Vereine weltweit gespielt. Als Beispiele seien hier neben den „Straßenkickern“ auch Schulsport, Betriebs-sport- und Freizeitmannschaften angeführt. Damit wird deutlich, dass es sich bei der Sportart Fußball geradezu um eine Massenbewegung handelt.

In zahlreichen Studien aus dem In- und Ausland wird seit langer Zeit dokumentiert, dass der Fußballsport eine verletzungssträchtige Angelegenheit ist und innerhalb der Sportarten in vielen Bereichen eine Spitzenstellung einnimmt, sowohl was Sportverletzungen als auch Sportschäden anbelangt.

Dies kann manchmal daran liegen, dass bei relativ hohem athletischen Niveau (mit entsprechend hohen Belastungen) vorbereitende Maßnahmen wie Aufbautraining und Aufwärmern vernachlässigt werden – solches ist natürlich nur bei Freizeitspielern der Fall. In erster Linie sind aber die Ursachen in der Natur dieser Sportart zu suchen, die als athletischer Vollkontakt-Kampfsport charakterisiert werden kann. Diese Formulierung versucht die hohen Belastungen auszudrücken, die durch die Bewegungen und Spielarten (Laufen, Dribbeln, vor allem aber Stoppen und Wenden, sowie Schießen, Kopfball und Einwurf) auf den Körper wirken. Außerdem wird die hohe Gefahr, durch gegnerische Einwirkung eine Verletzung zu erfahren, eingefasst.

So wurde z.B. in der deutschen Studie von Henke et al. (1) gezeigt, dass von über 23.000 bei einer Sportversicherung gemeldeten Sportunfällen 58% der Verletzungen beim Fußballspielen entstanden sind – hiervon zwei Drittel der Fälle während eines Wettkampfes. Über alle Altersgruppen betrachtet, machen hier die Verletzungen des Kniegelenks 23% der Fälle aus.

Eine Studie der Poliklinik für Sportverletzungen der TU München durch Gaulrapp und Bernett (2) berichtet, dass nur 15% der 748 dort behandelten Traumata während der Beobachtungszeit durch Fußballspielen entstanden. Allerdings waren hiervon 40.3% Verletzungen des Kniegelenks.

Diese Unterschiede lassen sich schon allein durch die unterschiedlichen Einzugsge-

---

biere (Vereinssport vs. Hochschulsport) der Untersuchungen erklären. Eine weitere Studie von Raschka (3) zeigt auch hier die Dominanz der Sportart Fußball als Verletzungssportart Nummer 1 in Deutschland.

Alle Studien machen deutlich, dass es sich bei Verletzungen im Fußballsport um ein epidemiologisches Problem handelt, vor allem wenn man die Kosten der Behandlungen berücksichtigt (siehe unten). Biener schreibt hierzu in einer viel beachteten Arbeit: „Damit beträgt der Anteil der Ausfallstunden wegen Fußballsportunfällen an jenem aller Sportunfälle 20%. Jede fünfte Ausfallstunde durch Sportverletzungen wurde also durch einen Unfall beim Fußballspiel verursacht... Der durchschnittliche Arbeitsausfall eines Fußballunfalls betrug rund 100 Stunden...“ (4).

Auch Studien aus dem Ausland bestätigen diese Beobachtungen. Engström et al. (5) untersuchten drei Mannschaften der 1. Liga in Schweden über ein Jahr hinweg bezüglich der Häufigkeit auftretender Verletzungen. Dabei konnte er zeigen, dass lediglich ein Drittel der beobachteten Knieverletzungen, die der chirurgischen Intervention bedurften (7.7% aller beobachteten Verletzungen), so therapiert werden konnten, dass die betroffenen Spieler wieder in die Mannschaft zurückkehren konnten, dies auch erst nach mindestens einem Monat Trainings- und wenigstens neun Monaten Wettkampfpause. Die übrigen Rekonvaleszenten waren gezwungen, in niedrigeren Ligen zu spielen, oder mussten den Leistungssport ganz aufgeben. Bjordal et al. beobachteten in ihrer Studie über die Häufigkeit von Rupturen des vorderen Kreuzbandes bei Vereinsspielern, dass die Hälfte der Verletzten trotz adäquater Therapie den Fußballsport aufgeben mussten (6).

Auch, oder gerade, im Amateursport spielt der aus der Verletzung entstehende Folgeschaden eine große Rolle – nicht nur aus der Sicht des Betroffenen, sondern auch aus volkswirtschaftlichen Überlegungen heraus. Biener (4) dokumentierte das Auftreten von Sportverletzungen bei der Belegschaft einer Maschinenfabrik über einen Zeitraum von sechs Jahren hinweg. Innerhalb diesen Zeitraumes verursachten Fußballverletzungen 6627 Ausfallstunden der Arbeiter und Angestellten (mehr als die Hälfte der Verletzungen betrafen die untere Extremität – der Autor geht leider nicht expressis verbis auf den Anteil der Kniegelenkverletzungen ein). 3/4 der ärztlich therapierten Fälle mussten länger als drei Monate lang behandelt werden. Über 80% der Verletzten mussten sich in stationäre Behandlung begeben. Wiederum 3/4 hiervon hatten einen Krankenhausaufenthalt, der länger als 9 Tage dauerte.

Zu den reinen volkswirtschaftlichen Verlusten, bedingt durch den Arbeitsausfall, müssen natürlich auch die Kosten für den Krankenhausaufenthalt und eventuelle operative Eingriffe berücksichtigt werden. So belaufen sich allein die Aufwendungen für eine operative Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes des Kniegelenks unter stationären Bedingungen derzeit auf über 5.000Euro.

## **1.2. Sportverletzung und Sportschaden**

Viele Sportarten sind, neben den eindeutigen positiven Effekten für den Gesamtorganismus, mit einem gehäuftem Auftreten von Sportverletzungen und -schäden verbunden, wobei erstere ein Trauma bedeuten, das durch kurzfristige Gewalteinwirkung entsteht, sind, und zweitere die langfristige – ungünstige – Reaktion des Organismus auf die jeweils ausgeübte Tätigkeit darstellen.

Durch sinnvolles Training, das Vermeiden von unphysiologischen Belastungen und

---

Aneignung von besonderen Techniken kann man das Ausmaß von Sportschäden erheblich verringern. Oftmals werden aber Sportschäden bewusst in Kauf genommen, weil die ausgeübte Sportart nicht genügend Verbesserungsmöglichkeiten bietet (zum Beispiel klassisches Ballett, die Sportart, die bezüglich Sportschäden an der Spitze der Statistiken steht), oder, weil ab einem bestimmten Wettkampfniveau die momentane körperliche Leistungsfähigkeit gegenüber späteren nachteiligen Folgen in den Vordergrund gestellt wird.

So wurde das Wettkampfgelwerk geändert, um gewisse Gefahrensituationen zu vermeiden (beispielsweise die Beschränkung der Stollenlänge der Schuhe im Fußballsport). Teilweise wurde das Gerät besonders unter dem Sicherheitsaspekt weiterentwickelt (Mono-coque-Fahrerzelle im Automobilsport) oder zusätzliche Sicherheitsausrüstung eingeführt (Polster, Helme und Mundschutz im Eishockey).

In diesen Beispielen ist die Verbindung zwischen dem Trauma und der Sportart leicht zu erkennen. Doch können viele statistisch manifeste Korrelationen dieser Art nicht durch einfache Ursache-Wirkung-Modelle erklärt werden. Oft spielen entweder zu viele zusammenwirkende Faktoren eine Rolle, sodass die ursächlichen Teilsachverhalte im Verborgenen bleiben. In anderen Fällen weiß man noch zu wenig über die Gewichtung eines bestimmten Parameters, der im Verdacht steht, eine Verletzung zu begünstigen. Hier ist die Biomechanik als Wissenschaft gefordert, die Existenz und Größe solcher Einflüsse nachzuweisen und zu präzisieren, um eine Grundlage für eine sinnvolle Prophylaxe zu bilden.

Als ein Beispiel hierfür sei die Entwicklung der Sicherheitsskibindung angeführt. Diese konnte erst sinnvoll konstruiert werden, nachdem die Kräfte und Drehmomente, die durch den Ski auf das Bein wirken, bestimmt wurden, und eine normierte Skala für die Auslösewerte entwickelt wurde. Damit verringerte sich die Gefahr sowohl des zu frühen als auch des zu späten Auslösens. Auch die Etablierung von Klickpedalen im Radsport kann als Beispiel dienen.

Aus weiterführender Literatur (7, 8, 9) geht hervor, dass einige Sportarten mit dem Risiko ganz bestimmter Verletzungen behaftet sind. Hierfür gibt es spezifische Ursachen. Oftmals ist der Verletzungsmechanismus mit Techniken (zum Beispiel das Sliding-Tackle im Fußball) oder Geräten (zum Beispiel schlecht präparierte Ski) verbunden. Aber auch typische Situationen können der Auslöser sein (zum Beispiel unglückliche Landung nach einem Sprung im Volleyballspiel).

Typische Sportverletzungen sind z.B.:

- Traumata der unteren Extremität im Fußball,
- kombinierte Binnenerletzungen des Kniegelenks im Fußball,
- der „Skidaumen“, eine Überdehnung v.a. des ulnaren kollateralen Bandes des Metacarpophalangealgelenkes (bis zu 10% der Skiverletzungen),
- Unterschenkelfrakturen im alpinen Skilauf,
- das „Springerknie“, eine Ruptur von Sehnenfasern am distalen Ende der Patella,
- Augenverletzungen im Squash (ungefähr 1/4 aller Traumata in dieser Sportart),
- der „Catcher’s Thumb“ im Baseball bedingt durch Abduktionsstress im Daumengelenk bei falschem Fangen eines Balles.

Das Literaturstudium in den aktuellen Publikationen führt zu der Erkenntnis, dass zwar die Gefahren im Fußballsport als solche sowohl in ihrem Charakter als auch in ihrer

---

Dimension erkannt sind, doch sind bislang kaum Versuche unternommen worden, eine breitbasige, praktikable Verletzungsprophylaxe zu etablieren – abgesehen von der Einführung von Schienbeinschonern. Lediglich in der allgemeinen Trainingslehre sind inzwischen Übungen zur Verbesserung der Bewegungskoordination als fester Bestandteil eingeführt worden (10).

### **1.3 Bisherige Maßnahmen, um bestimmte Verletzungsrisiken einzuschränken**

Schon früh wurden die Stollen an der Sohle des Fußballschuhs als Gefahrenquelle für Verletzungen – vor allem offene, tiefe Wunden – ausgemacht. 1948 wurden erstmals im Regelwerk des DFB Spezifikationen formuliert, wie ein Stollen auszusehen hat, um einen Kompromiss aus Sicherheit und Bodengriff zu bilden. Nach wenigen Änderungen an diesem ursprünglichen Ansatz darf heute gemäß den Vorgaben der FIFA ein Stollen nicht schmaler als 12.7 mm und nicht länger als 19 mm sein. Darüber hinaus darf nur Material verwendet werden, das keine scharfen Grate im Laufe der Abnutzung ausbildet.

Der oben erwähnte Bodengriff ist in erster Linie erwünscht und notwendig, um bei lockerem und manchmal rutschigem Untergrund (Naturrasen) teilweise extreme Manöver kontrolliert ausführen zu können. Doch kann sich dieser feste Kraftschluss mit dem Untergrund auch als Nachteil für den Athleten erweisen. Wenn nämlich durch eine kontrollierte Rutschbewegung eine Überlastung der unteren Extremität vermieden werden könnte, dieses Rutschen aber durch den „unbedingten“ Halt des Schuhs im Boden verhindert wird. Hieraus kann man folgern, dass die Gestaltung des Sohlenprofils einen Einfluss auf die Verletzung des Beines eines Spielers haben könnte.

So stellte zum Beispiel Lambson et al. (11) eine prospektive Studie über drei Jahre hinweg an, in der der Zusammenhang zwischen Verletzungen des vorderen Kreuzbandes und verwendeten Stollendesigns bei Fußballspielern in nordamerikanischen High-School-Mannschaften eruiert werden sollte. Hier ist jedoch zu berücksichtigen, dass der Vergleich zwischen Fußball und American Football nur mit Einschränkungen erlaubt ist, weil letzteres überwiegend auf Kunstrasen gespielt wird. Dazu muss man bei der Beurteilung statistischer Werte berücksichtigen, dass beim American Football häufiger Verletzungen durch direkten Kontakt mit dem Gegenspieler entstehen.

Dazu wurden im Labor vier verschiedene „Archetypen“ bezüglich ihres Drehwiderstandes bei Rotationen auf dem Vorfuß verglichen:

- klassisches Football-Design – also schmale, längliche Nocken entlang des Außenrandes der Sohle,
- „european-style“-Stollenschuh,
- „european-style“-Nockenschuh und
- das „Drehplatte“-Design (pivot-disc), eine Scheibe mit 10 cm Umfang unter dem Vorfuß und Fersennocken, wodurch eine erleichterte Drehung auf dem Vorfuß ermöglicht werden soll.

Das Ergebnis zeigte, dass das klassische Design, das auch im Labor einen höheren Rotationswiderstand aufwies, zu einer signifikant erhöhten Gefahr von Verletzungen des vorderen Kreuzbandes führte. Somit lautet die Empfehlung an die Fußballspieler,

---

Schuhe aus der zweiten, dritten oder vierten Gruppe zu verwenden. Es wird klar gezeigt, dass allein durch die Auswahl unter bereits von der Industrie angebotenen Ausrüstungsgegenständen das Verletzungsrisiko für die Kniebänder beeinflusst werden kann.

Weitere Studien treffen die klare Empfehlung, im Hinblick auf das Verletzungsrisiko der unteren Extremität, immer eine Sohlengestaltung auszuwählen, die frühzeitiges Gleiten vor allem in seitlichen Bewegungsrichtungen erlaubt (12, 13, 14)

Dennoch sind die Bemühungen der Sportartikelindustrie immer noch dahin gerichtet, eine Sohle vor allem hinsichtlich ihrer Griffigkeit weiterzuentwickeln; teilweise wird noch versucht, die ungünstigen Druckverteilungen auf die Fußsohle des Spielers, bedingt durch durchdrückende Stollen, zu verringern. Jedoch wird bislang nicht berücksichtigt, dass auch andere Gefährdungen von dem heute üblichen Fußballschuh ausgehen. Allein ein Sportartikelhersteller – aus Deutschland – hat sich bislang der Entwicklung einer speziellen Rotationssohle angenommen. Doch muss man klar festgestellt werden, dass hier noch Grundlagenforschung nötig ist.

Damit sollte der biomechanischen Forschung ein Ansporn gegeben sein, die Kopplung zwischen Untergrund und Sohle zu optimieren – und damit dem Athleten ein Sportgerät „an die Hand“ zu geben, das es ihm ermöglicht, bei unvermindert gutem Griff der Sohle, das bereits bekannte Verletzungsrisiko zu verringern.

### ***Exkurs: Spezifikationen für Fußballschuhe (nach 15 und 16)***

Auch auf die Gefahr hin, Banales zu erklären sei doch kurz auf die Spezifikationen eingegangen, die ein moderner Fußballschuh erfüllen muss:

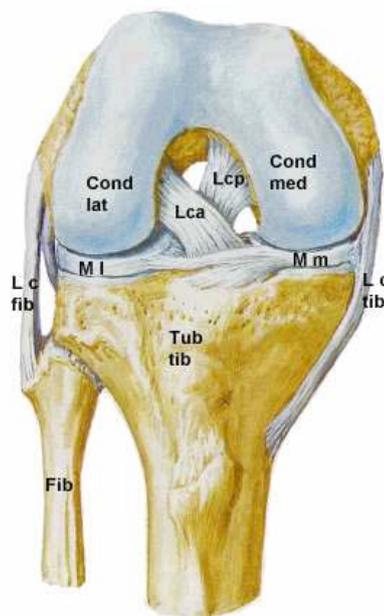
Der Schaft – üblicherweise aus Leder oder Kunstleder – sei so beschaffen, dass er dem Fuß einerseits genügend Bewegungsfreiheit erlaubt, dies besonders im oberen Sprunggelenk. Andererseits muss er den Fuß ausreichend stützen, damit dieser die entstehenden Belastungen ohne Schaden zu nehmen verarbeiten und fortleiten kann.

Darüber hinaus soll der Schuh durch seine Form einen sensiblen Kontakt mit dem Ball ermöglichen. Somit fordern die Spieler eine dünne Außenhaut, einen flachen Schnitt sowie den Verzicht auf Fersenpolster und unnötige Zierapplikationen.

Die Innensohle muss das Fußgewölbe unterstützen. Dazu soll der Fuß für alle Lauf- und Drehbewegungen genügend extendiert werden können. Dem ist eine Limitierung der Plantarflexion gegenüberzusetzen, hierdurch wird der Fuß vor allem beim Schießen des Balles unterstützt.

## 1.4 Heutiger Wissensstand über die Ätiologie der Kniebandverletzungen

Abb. 1, Die Darstellung (33) zeigt die wesentlichen Elemente, die als passive Strukturen Kräfte aufnehmen und weiterleiten können. Diese scheinbar willkürliche Abgrenzung gegenüber der Muskulatur als aktives Element und der Kapsel lässt sich mit der Häufigkeit der jeweiligen Verletzungen begründen. Akute Traumata betreffen weit mehr die erste Gruppe. Selbstverständlich ist unter biomechanischen Aspekten das Gelenk jedoch als Ganzes zu betrachten



Das menschliche Kniegelenk dient in erster Linie dazu, Beuge- und Streckbewegungen auszuführen, um eine zielgerichtete Vorwärtsbewegung zu ermöglichen. Diese Flexion und Extension soll beispielsweise das Moment des Körpergewichtes (die Trägheit) sinnvoll in den flüssigen Bewegungsablauf integrieren oder auch eine Höhennivellierung des Körpers zum Untergrund ermöglichen – primär im Sinne einer Kompensation von Unebenheiten desselben (17). Natürlich sind aber auch Bewegungen in der Frontal- und der Horizontalebene in Form von Varus-/Valgusbewegungen und Rotationen zu ermöglichen.

Die knöcherne und ligamentäre Führung, die im menschlichen Körper in dieser Form einzigartig ist, lässt das Kniegelenk im Rahmen der Flexions-/Extensionsbewegungen als ein „stufenloses Getriebe“ (18) für die Kräfte, die von den beteiligten Muskeln und dem Körpergewicht eingebracht werden, wirken. So ist es möglich, über einen weiten Flexionswinkel von ca. 120° so hohe Kräfte fortzuleiten. Dieses Konstruktionsprinzip birgt aber in sich eine recht schwache Renitenz gegen Kräfte, die den Unterschenkel in einer anderen als der Sagittalebene gegen den Oberschenkel bewegen. Hier ist die knöcherne Führung ungenügend, die Gelenkkapsel sowie die Binnenstrukturen (Kollateralbänder, Kreuzbänder und Menisken) müssen Kräfte aufnehmen, für die sie nicht primär konzipiert sind.

---

Die typischen Verletzungsmechanismen des Kniegelenks sind bedingt durch Kraftwirkungen, die zu einer unphysiologischen Dislozierung des Unterschenkels zum Oberschenkel (oder andersherum) führen. Im Einzelnen sind dies in aller Kürze:

- Vordere Schublade: eine Verschiebung des Unterschenkels in der Sagittalebene nach vorne, hierbei wird primär das vordere Kreuzband strapaziert, eine isolierte Ruptur desselben kann die Folge sein. Dies ist vor allem abhängig von der Winkelstellung im Gelenk, die die Spannung dieses Bandes bestimmt.
- Hintere Schublade: sinngemäß entspricht dies der vorderen Schublade, die Verschiebung des Unterschenkels läuft entsprechend nach hinten. Die hauptsächlich belastete Struktur ist das hintere Kreuzband.
- Varusstress: das Kniegelenk wird in der Frontalebene „geknickt“ indem der Unterschenkel nach medial bewegt wird. Somit werden der mediale Meniskus und das Außenband, sowie das vordere Kreuzband beansprucht.
- Valgusstress: der Unterschenkel wird in der Frontalebene nach lateral bewegt. Der laterale Meniskus wird komprimiert, dazu findet eine Dehnung des medialen Kollateral- und des vorderen Kreuzbandes statt.
- Rotationstraumata treten meist innerhalb kombinierter Verletzungsmechanismen auf. Prinzipiell belasten Innenrotationen mehr das hintere, Außenrotationen eher das vordere Kreuzband beide Drehrichtungen belasten die Kollateralbänder sowie die Menisken.
- Expressis verbis soll die „unhappy triad“ erwähnt werden, ein Kombinationstrauma, das durch Valgusstress bei außenrotiertem und flektiertem Knie auftritt. Die geschädigten Strukturen sind vorderes Kreuzband, mediales Seitenband und Innenmeniskus.
- Kombinationen aus den oben erwähnten Unfallmechanismen und Traumata sind häufig.

Zu den biomechanischen Abläufen einer Verletzung der Binnenstrukturen des Kniegelenks sind noch viele wichtige Fragen offen. Zwar sind die Belastungsgrenzen der isolierten Bandstrukturen in Abhängigkeit von der Winkelstellung im Gelenk unter Laborbedingungen gemessen worden (19), doch fehlen immer noch Erkenntnisse, die den vielfältigen Einflussgrößen der Funktionseinheit Kniegelenk Rechnung tragen. Dies liegt vor allem daran, dass nicht nur innere Faktoren wie eben die Winkelstellung des Gelenkes, dessen innere Struktur oder auch Zustand und Vorspannung der Bänder erheblich variieren können, sondern auch äußere Gegebenheiten wie Muskel- und Weichteilverhältnisse oder Trainingszustand (sowohl bezüglich Kraft als auch Koordination) tragen wesentlich zum Ausmaß der Beanspruchung bei. Unter Beanspruchung versteht man die Reaktion des Körpers auf eine äußere Belastung.

Ob dieser Fülle von Kriterien, die in einem sinnvoll aufgebauten Laborversuch vorher berücksichtigt und determiniert werden müssen, ist es notwendig, einerseits auch in Zukunft forciert Bewegungsstudien durchzuführen, und andererseits auch weiterhin Ursachenforschung zu betreiben. Ersteres sollte helfen, das Ausmaß des Einflusses der einzelnen Faktoren zu evaluieren, Zweiteres kann die Grundlage für sinnvolle Fragestellungen bieten.

---

## 1.5 Problemfall „verblockter Fuß“

Ein Sachverhalt, der die direkte Fortleitung der schädigenden Kräfte an das Kniegelenk begünstigt, ist der „verblockte Fuß“: sowohl vorderes als auch hinteres Kompartiment des aufgesetzten Fußes sind so fest mit dem Untergrund verbunden, dass es dem Fuß nicht erlaubt ist, auf diesem über eine bestimmte Strecke zu gleiten und damit Kraftanteile im Sinne von Scherkräften abzubauen. Dieser verblockte Fuß hat als wesentliche Komponente bei Kniegelenksverletzungen in der sporttraumatologischen Forschung in den letzten Jahren zunehmend an Bedeutung gewonnen (9, 20, 21, 22, 23, 24, 25). In diesen Arbeiten werden die Zusammenhänge von Sohlendesign und Untergrund sowie Art und Ausmaß aufgetretener Verletzungen beleuchtet.

## 1.6 Analyse von Videoaufzeichnungen

Im Vorfeld der vorliegenden Arbeit wurden vom Institut für biomechanische Analysen im Sport und interdisziplinäre Studien (BASiS) in München verschiedene Untersuchungen durchgeführt, die sich mit der Verletzung des Kniegelenks von Fußballspielern befassten. So untersuchte Zauner (26) die Häufigkeit von Kniegelenksverletzungen unter verblocktem Schuh. Es wurden Verletzungssituationen mit Riss des vorderen Kreuzbandes aus den Jahren 1988-94 zusammengestellt und nach den Verletzungsursachen und -mechanismen beurteilt. Hierzu wurde Videomaterial von TV-Sendeanstalten gesammelt und alle in diesem Zeitraum aufgetretenen oben genannten Verletzungen dokumentiert und klassifiziert. Dies geschah zuerst durch visuelle Einteilung und anschließend durch computergestützte Analyse. Bedingt durch die notwendigerweise eng gefassten Qualitätskriterien, konnten schließlich 12 Verletzungssituationen beurteilt werden.

Die Verletzungsursache war in 11 Fällen ein Rotationstrauma bei Flexion (interessanterweise nicht zwischen 60°-120°) und gleichzeitig verblocktem Fuß. Eine Verletzung geschah durch Überstreckung des Kniegelenks, die durch „Feindeinfluss“ verstärkt wurde (hintere Schublade). Diese Studie macht eindrucksvoll deutlich, welchen Stellenwert die Verblockung des Fußes im Verletzungsmechanismus des Kniegelenks hat.

## 1.7 Weiterführende Studien mit „Rotationsschuhen“

1993 führte Schumacher (27) eine Vergleichsmessung zwischen drei verschiedenen Stollendesigns von Fußballschuhen bezüglich ihres Drehverhaltens bei fest im Untergrund verblocktem Schuh durch. Es wurden je ein Stollen- und Nockenschuh klassischer Bauart gegen einen „Rotationsschuh“ mit einem neuartigen Stollendesign verglichen. Dazu wurden die Modelle an einem Messdummy installiert, der unter normierten Bedingungen (einheitliche vertikale und rotatorische Belastung, einheitlicher Untergrund etc.) das Drehverhalten, bzw. den Drehwiderstand misst. Außerdem wurde das Verhalten bei Belastungen in horizontaler Richtung (Gleiten) dargestellt. Tatsächlich konnte mit dem Spezialschuh eine Reduktion des Drehwiderstandes bei Rotationen auf der Stelle nachgewiesen werden, jedoch zeigte sich auch, dass dieser Umstand weniger dem speziellen Stollendesign, als vielmehr einer global verminderten Griffigkeit dieser Sohle zuzurechnen ist.

Als Quintessenz formuliert der Autor: „Wie die Studie gezeigt hat, lassen sich im La-

---

bor reproduzierbare Unterschiede zwischen den Schuhen nachweisen. Demnach kann der Spezialschuh dazu beitragen, das Verletzungsrisiko für einen Kreuzbandriss zu reduzieren. Das Stollenlayout müsste jedoch im Hinblick auf den Verletzungsmechanismus, der mit einer Fersendrehung verbunden ist, noch einmal überdacht werden."

Zwei Jahre später wurden im Rahmen einer Begutachtung, die von einem namhaften deutschen Sportschuhhersteller in Auftrag gegeben wurde, diesmal fünf verschiedene Sohlendesigns verglichen. Neben den drei bekannten Versionen wurden noch zwei weitere neuartige Sohlen bezüglich ihres Drehverhaltens unter den bekannten Bedingungen (verblockter Schuh, Rotation...) vermessen. Das Ergebnis war vernichtend: „Für die beiden Varianten des Stabilizer (Projektname der zu untersuchenden Sohlen; Anm. d. Autors) ergeben sich 8% für die Hi-Variante und ca. 10% für die Lo-Variante höhere (!) Drehwiderstände, als für einen 13mm Standard Stollenschuh." (28)

## **1.8 Aufgabenstellung des Forschungsprojektes**

Aus dem oben gesagten geht hervor, dass für eine sinnvolle Gestaltung einer solchen Spezialsohle noch einiges an Grundlagenforschung notwendig ist. Nicht nur die Frage der Vermeidung von Belastungsspitzen, sondern auch der weiterhin gewünschte Grip der den Spieler unterstützt, muss dabei beachtet werden. Nachdem die bisherigen Versuche, eine Lösung für diese Fragestellung zu finden, mehr oder weniger nach dem Trial-and-Error-Prinzip durchgeführt worden sind, sollten weiterführende theoretische Überlegungen angestellt werden, die eingehender die Anforderungen, die an einen Spezialschuh gestellt werden müssen, eruieren und evaluieren. Hier sei nochmals auf die Parallele zu der Entwicklung der Sicherheitsskibindung verwiesen.

Es existieren diverse etablierte Systeme, die in einem Schuh installiert werden können um die Druckverteilung an der Fußsohle zu messen. Auch die Weiterentwicklung, die es ermöglicht, über seitlich am Fuß angebrachte Sensoren auch Drehmomente in der Ebene der Sohle abzubilden, wird bereits erfolgreich eingesetzt. Bisher wurde jedoch aus technischen Gründen nur Messungen in Ski- und Snowboard-Stiefeln durchgeführt. Die im Folgenden vorgestellte Studie soll ein Instrument etablieren, das es erlaubt, Belastungen zu messen, die während dem freien Spiel (!) auf dem Fußballplatz auf das Kniegelenk einwirken. Hierzu sollen die Kräfte rekonstruiert werden, die am Fuß entstehen und im Sinne eines Drehmomentes an das Kniegelenk fortgeleitet werden.

---

## 2. Hauptteil

### 2.1 Material und Methode

Die im Folgenden vorgestellte Studie soll ein Instrument etablieren, das es erlaubt, Belastungen zu messen, die während dem freien Spiel (!) auf dem Fußballplatz auf das Kniegelenk einwirken. Hierzu sollen die Kräfte rekonstruiert werden, die am Fuß entstehen und im Sinne eines Drehmomentes an das Kniegelenk fortgeleitet werden. Eine direkte Messung über dem Gelenk, die die Bewegung von Femur gegen Tibia aufnimmt ist – in vivo – nicht möglich. Die Alternative, über auf der Haut angebrachten Landmarken auf die Rotation und Translation im Gelenk zu schließen ist mit starken Fehlern behaftet (29).

Nachdem bislang weltweit keinerlei Erfahrungen mit einem dreidimensionalen Mess-System im Fußballschuh existieren, ist diese Studie als Pilotstudie zu sehen, der auch ein gewisser spekulativer Charakter anhängt. Nach der Kalibrierung des Mess-Instruments gegen ein ortsfestes, geeichtes System sollen Daten aus Versuchen an vier Probanden unterschiedlicher Leistungsstufen gewonnen werden. Diese Daten sollen dann ausgewertet und kategorisiert werden. Das Ziel dieser Pilotstudie besteht darin, vor allem Aussagen über die Dimension der Kräfteinflüsse auf das Kniegelenk zu treffen – eine exakte Messung derselben ist nur im Idealfall zu erwarten.

### 2.2 Die Mess-Socke

Zur direkten mobilen Messung von Kräften und Momenten am Fuß bestehen zur Zeit noch keine Möglichkeiten, ohne den Schuh zu sehr in seinem Aufbau zu verändern. Im Fußball ist aber der Schuh das entscheidende Sportgerät, das in seiner Funktion nicht beeinträchtigt werden darf. So wird stattdessen versucht, indirekt aus der Messung der Druckverteilung innerhalb des Schuhs die Bodenreaktionskräfte und Momente zu bestimmen.

Die mobile Messung der Druckverteilung im Schuh ist inzwischen ein weit fortgeschrittenes und häufig angewandtes Standardverfahren (30, 31). Für verschiedenste Indikationen werden Messungen durchgeführt, die die Druckverteilung auf der Sohle oder auch – mittels an definierten Stellen angebrachter Einzelsensoren – an anderen Stellen des Fußes messen. Hier wird meistens gefragt nach der Belastungsverteilung des Körpergewichts während einer Abrollbewegung (zum Beispiel bei der Diagnostik des diabetischen Fußes (31)) oder nach bestimmten Druckmaxima in Schuhen, die von außen schlecht beurteilt werden können (zum Beispiel in Skischuhen). Der Gedanke der Mess-Socke führt weiter: wenn die Mess-Sohle an den Rändern um 90° nach oben an den Außen- und Innenrist des Fußes geklappt wird, entsteht ein dreidimensionales Koordinatensystem, das Drucke nicht nur in einer Ebene aufnehmen kann. Damit könnten auch Belastungen, die zum Beispiel von lateral auf den Fuß wirken erfasst werden. Natürlich ist dieses System nicht ideal im geometrischen Sinne, die Sensorebenen stehen selten genau im Lot zueinander, doch

---

lässt sich dieses Problem mit einer zuverlässigen Kalibrierung angehen.

Grundsätzlich gibt es mehrere Methoden, den Druck am Fuß abzunehmen: die Messung mittels diverser hydro-piezoelektrischer oder kapazitiver Sensoren. Der Nachteil des letzteren Systems liegt in der geringeren Robustheit, sowie der Steifigkeit solcher Mess-Sohlen, die eine für den Probanden spürbare Beeinflussung der Fußflexion darstellt. Somit fiel die Entscheidung auf ein hydro-piezoelektrisches System (Fa. Parotec®). Die für dieses Projekt weiterentwickelte Mess-Socke (vergl. 32) besteht aus drei ca. 3 mm dicken Sohlenflächen, in die an exponierten Stellen der Fußsohle, des Rists und des Spanns 32 Hydrozellen mit den Drucksensoren integriert sind (vgl. Abb. 2 und Abb. 4). Das Fußsohlenelement enthält 16 Sensoren. Die anderen 16 Sensoren sind auf je ein Rist- (12 Sensoren) und Spannelement (4 Sensoren) verteilt. Die Schemazeichnung *Abb. 4* zeigt die Positionen und Größen der Messzellen in den Sohlen. Die Mess-Socke wird am linken Fuß angebracht und ist mit einem tragbaren, 400 Gramm schweren Controller verbunden, der die Messdaten auf einer eingesteckten Speicherkarte abspeichert (vgl. Abb. 3). Nach der Aufnahme werden die Daten von der Speicherkarte auf einen Rechner übertragen.



*Abb. 2, die Druckverteilungs-Mess-Socke. Im Spann- und Ristteil der Mess-Socke sind die integrierten transparenten Hydrozellen mit den eigentlichen Drucksensoren zu erkennen.*

Aus den gemessenen Druckverteilungsdaten werden anschließend kinetische Parameter ermittelt, wie der Kraftübertrag vom Fuß zum Boden und Momente in den Gelenken, aber auch weitere kinematische Parameter wie z.B. die Ganglinie, also die Bewegung des Kraftangriffspunkts beim Abrollen des Fußes. Kräfte und Momente werden sonst zumeist mit Kraftmessplattformen gemessen, die eine hochpräzise Analyse gestatten. Kraftmessplatten sind allerdings ortsfest installierte Geräte, die deshalb ausschließlich Messungen unter Laborbedingungen und nicht in Feldversuchen zulassen. Mit der mobilen Mess-Socke kann jetzt der Versuch unternommen werden, die Belastungen auf die Gelenke bei Bewegungen in realen Spielsituationen zu erfassen, ohne den Spieler dabei wesentlich in seinen Aktionen zu behindern.



Abb. 3, die Druckverteilungs-Mess-Socke im Einsatz. An einem Gürtel trägt die Versuchsperson den mobilen Messcontroller (Datenlogger). Im Datenlogger ist links eine Speicherkarte zur Datenaufnahme eingesteckt. Unten sind Anschlusskabel der Mess-Socke und eine Antenne zur Funkauslösung zu sehen.

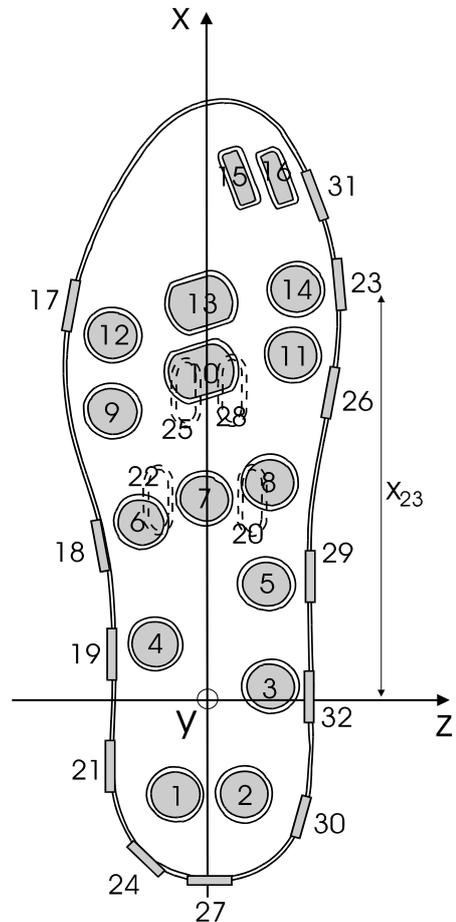
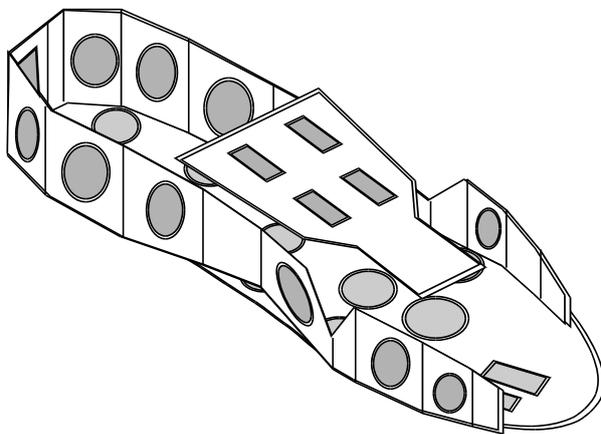


Abb. 4, die Druckverteilungs-Mess-Socke, links schematisch, rechts in Draufsicht (Spann-Sensoren gestrichelt). Die Lage der Raumachsen bezieht sich auf die Unterschenkelachse, ihre Ausrichtung wurde entsprechend dem System der Kistler-Platte wie in Abb. 9 definiert.

---

## 2.3 Definition physikalischer Begriffe

- Impuls: der Impuls ergibt sich aus der Multiplikation von Masse und Geschwindigkeit. Der Impuls ist eine der zentralen Größen zur Beschreibung der Bewegung massebehafteter Körper, da für ihn (genauer: für jede seiner Komponenten) ein Erhaltungssatz gilt. In einfachster Form besagt dieser, dass sich der Impuls nicht ändert, solange keine Kräfte von außen auf den Körper wirken. Innere Kräfte (z.B. Muskelkräfte) können den Impuls im Unterschied zu äußeren Kräften (z.B. Stützkräfte) nicht ändern. (Anm. d. Aut. zur Erklärung: befindet sich der Spieler in der Luft, so wird der Impuls des Körpers durch z.B. die Streckung des Beines kaum geändert; kann sich aber der Spieler am Boden abstützen, so erzeugt dieselbe Bein Streckung eine Bodenreaktionskraft, die den Impuls des Körpers deutlich beeinflusst).
- Kraft: das Vorhandensein einer Kraft zeigt sich darin, dass ein Körper auf einen anderen wirkt. Makroskopisch hat eine Kraft zwei mögliche Auswirkungen: eine Beschleunigung und eine Verformung. (Anm. d. Aut.: in der Theorie setzt hier die Mess-Socke an, weil sie einen minimalen Teil der den Körper beschleunigenden Kraft zur Verformung der einzelnen Sensoren verwendet. Diese Verformung wird in ein Signal umgewandelt, das mit der ursprünglichen Kraft korreliert.)
- Kraftstoß: Die Größe „Kraftstoß“ in der Biomechanik wegen ihrer Anschaulichkeit häufiger verwendet. Sie ist definiert als das Zeitintegral der Kraft. Graphisch ist dies die Fläche unter der Kraft-Zeit-Kurve. Aus den Definitionen der Größen „Impuls“, „Kraft“ und „Kraftstoß“ leitet sich der Impulssatz in allgemeiner Form ab. Der Kraftstoß ist gleich der Änderung des Impulses.
- Drehmoment: Eine Drehbewegung entsteht dadurch, dass an einem Körper ein sog. Kräftepaar angreift. Darunter sind zwei entgegengesetzt gerichtete Kräfte zu verstehen, deren Wirkungslinien um die Distanz  $d$  getrennt sind. Die Distanz  $d$  entspricht dem Hebelarm. Greift an einem Körper nur eine Kraft an, so gibt es zwei Fälle: die Wirkungslinie der Kraft verläuft durch den Schwerpunkt (zentrische Krafteinwirkung) oder an ihm vorbei (exzentrische Krafteinwirkung). Im ersten Fall entsteht nur eine Translation, keine Rotation, im zweiten Fall sowohl eine Translation als auch eine Rotation.
- Massenträgheitsmoment: Analog zur Masse, die angibt, welchen Widerstand ein Körper einer Kraft entgegensetzt, gemäß  $a \cdot m = F$  (je größer die Masse, desto kleiner die entstehende Beschleunigung bei gleicher Kraft), gibt das Massenträgheitsmoment an, welche Winkelbeschleunigung bei einem wirkenden Drehmoment entsteht. (Anm. d. Aut.: Winkelbeschleunigung ist das Analogon zur Beschleunigung entlang einer Geraden, wobei der Weg durch den durchlaufenen Winkel auf einer Kreisbahn im Zuge einer Rotation „ersetzt“ wird.)

## 2.4 Zur Kalibrierung der Mess-Socke gegen ein geeichtes, ortsfestes System

Die Berechnung von Kräften und Momenten aus Druckverteilungsdaten kann aus messtechnischen und prinzipiellen physikalischen Gründen nur ein Näherungsverfahren

---

sein. Kräfte werden zum Teil durch Scherkräfte an den Kontaktflächen übertragen, die keine Druckwerte zur Folge haben. Diese werden nur durch Kräfte erzeugt, die genau senkrecht auf eine Fläche wirken. Scherkräfte wirken parallel zur Druckfläche. Nachdem aber auch solche Kraftkomponenten den verwendeten Sensor verformen, wird hierdurch eine Druckerhöhung im Sensor erzeugt, die in eine Messung – verfälschend – mit einfließt.

Welchen Anteil am gesamten Kraftübertrag die Scherkräfte übernehmen, ist auch vom konkreten Bewegungsablauf abhängig. Im ersten Teil der Studie wurden zur Kalibrierung der Mess-Socke vergleichende Laborversuche mit der Mess-Socke und einer Kistler-Bodenreaktions-Kraftmessplatte als präzisiertem Referenzsystem durchgeführt. Es sollte festgestellt werden, ob die Messungen mit der Mess-Socke eine ausreichend genaue Bestimmung der Kraft- und Momentverläufe ermöglichen. Zu diesem Zweck führten Versuchspersonen definierte Bewegungsabläufe aus, die beim Fußball typischerweise vorkommen. Die Daten wurden simultan mit der Mess-Socke und der Vergleichsreferenz Kistler-Bodenreaktions-Kraftmessplatte aufgenommen. Aus dem Vergleich wurden Kalibrierungsfaktoren bestimmt, mit deren Hilfe die Druckwerte der 32 Sensoren der Mess-Socke in Kräfte und Momente auf den Fuß umgerechnet werden können. Diese Faktoren werden zur Skalierung und Umrechnung der in den Feldversuchen gewonnenen Druckverteilungsdaten verwendet, bei denen keine simultanen Vergleichsmessungen mit der Kistler-Platte mehr gemacht werden können.

Beim Rückschluss von der Kraft- und Momentbelastung des Fußes auf die Belastung im Kniegelenk ist die Berücksichtigung der Körperhaltung des Spielers, insbesondere der Winkelstellung des Knies und des oberen Sprunggelenkes unumgänglich und erfordert deshalb die Aufnahme weiterer Parameter der Kinematik, zum Beispiel aus einer simultanen Videoaufzeichnung. Die Videoaufnahme ermöglicht außerdem zur Kontrolle den Vergleich des Bewegungsablaufs einer Spielsituation mit entsprechenden Bewegungssituationen der Kalibrierversuche. Nicht zuletzt macht die Videoaufnahme eine Plausibilitätskontrolle der mit der Mess-Socke erhobenen Daten möglich.

*Abb. 5a* gibt als Beispiel die bei einem Stoppschritt gemessenen Druckverläufe von 30 der 32 Drucksensoren der Mess-Socke wieder, *Abb. 5b* die 3-dimensionale Darstellung der Druckverteilung zu einem bestimmten Zeitpunkt daraus. Alle Druckmesswerte sind in  $\text{N}/\text{cm}^2$  angegeben.

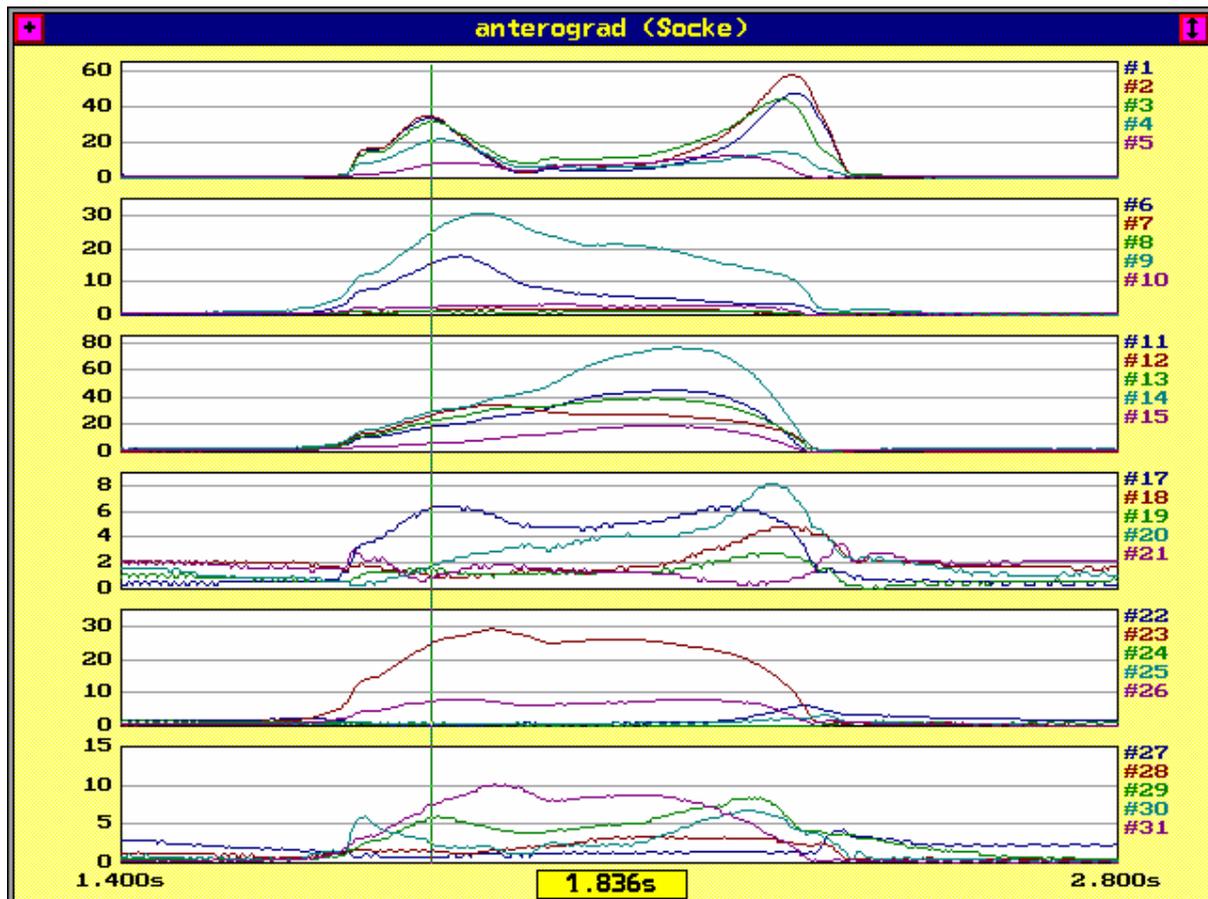


Abb. 5a, die bei einem Stoppschritt gemessenen Druckverläufe von 30 der 32 Drucksensoren der Mess-Socke, alle Werte in  $N/cm^2$ .

Die Kurven der einzelnen Drucksensoren zeigen typische Unterschiede. Einige haben am Anfang und am Ende des Bewegungsablaufs erhöhte Werte, d.h. in der Auftrittsphase zu Beginn und in der Abstoßphase am Ende des Ablaufs. Sie zeigen eine Doppelpipflichkeit wie sie auch bei Bodenreaktionskräften in Ganganalysen beobachtet wird. Andere Sensoren dagegen werden vor allem beim Auftreten und andere nur beim Abstoßen belastet. Aus diesen Unterschieden lässt sich die Dynamik des Bewegungsvorgangs, z.B. die Ganglinie, ableiten.

Zum Zeitpunkt 1.836 Sekunden, der senkrechten Markierung in Abb. 5a, sieht die Druckverteilung wie in der folgenden 3-D-Druckverteilungsdarstellung wiedergegeben aus (Abb. 5b).

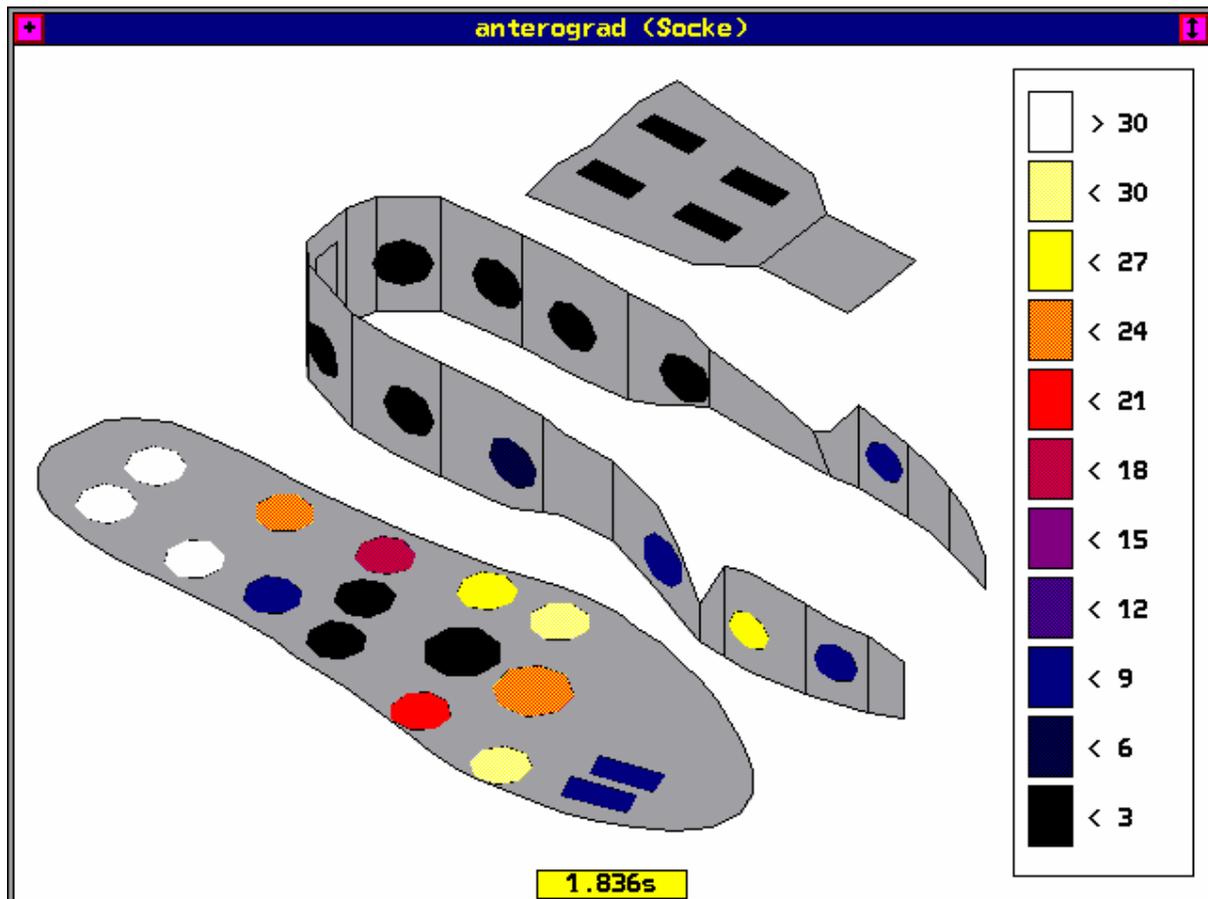


Abb. 5b, 3-D-Darstellung der Druckverteilung zum Zeitpunkt 1.836 Sekunden, dem Zeitpunkt, der in Abb. 5a markiert ist. Der Fuß befindet sich gerade im Maximum der Auftrittsphase, der Belastungsschwerpunkt liegt im Fersenbereich. Die Zahlenwerte der Farbkodierung rechts sind in  $N/cm^2$  angegeben.

Zur Bestimmung von Kräften werden die Kurven der Druckverteilungsmessungen mit Kalibrierungsfaktoren gewichtet und aufsummiert. Die Kalibrierungsfaktoren wurden vorab in einer umfangreichen Reihe von Laborversuchen ermittelt; sie mussten für jeden Probanden wieder neu bestimmt werden. Für die Vertikalkraft werden die Signale der Drucksensoren 1 bis 16 auf der Sohle der Mess-Socke betrachtet. Da die Belegungsdichte der Sensoren auf der Sohle einigermaßen homogen ist, d.h. jeder der 16 Sensoren eine etwa gleich große Teilfläche der Sohle repräsentiert (die Größe der Messfläche des Sensors selbst spielt dabei keine Rolle), werden bei der weiteren Berechnung diese Sensoren gleich stark gewichtet.

Der Skalierungsfaktor  $k_x$  wurde durch ein Approximationsverfahren (lineares Approximationsverfahren nach dem Prinzip der kleinsten Fehlerquadrate – Gauß'sches Minimalprinzip) so optimiert, dass  $F_y$  den in den Kalibrierversuchen mit der Kistler-Platte aufgenommenen Verlauf der Vertikalkraft in den Bereichen mit Bodenkontakt möglichst genau trifft. Ein Beispiel ist in Abb. 6 wiedergegeben.

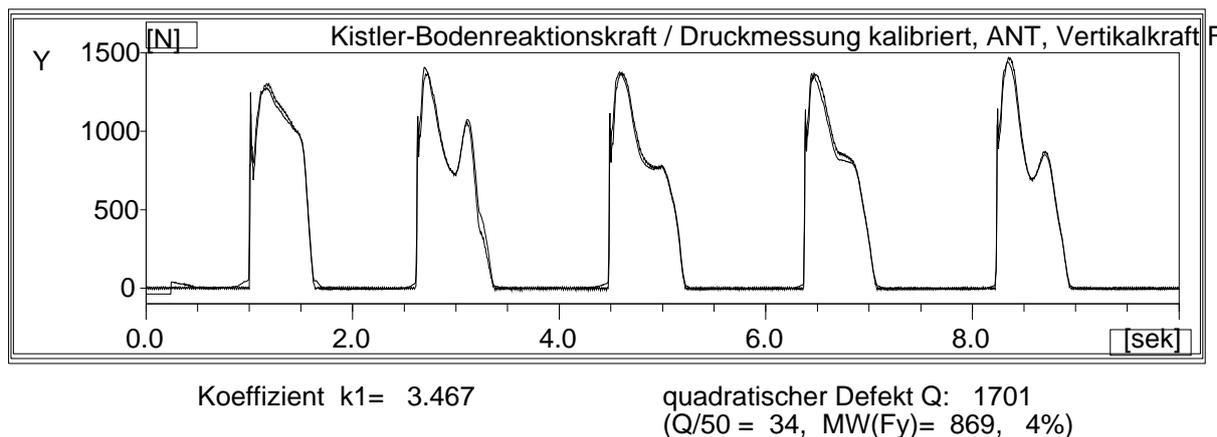


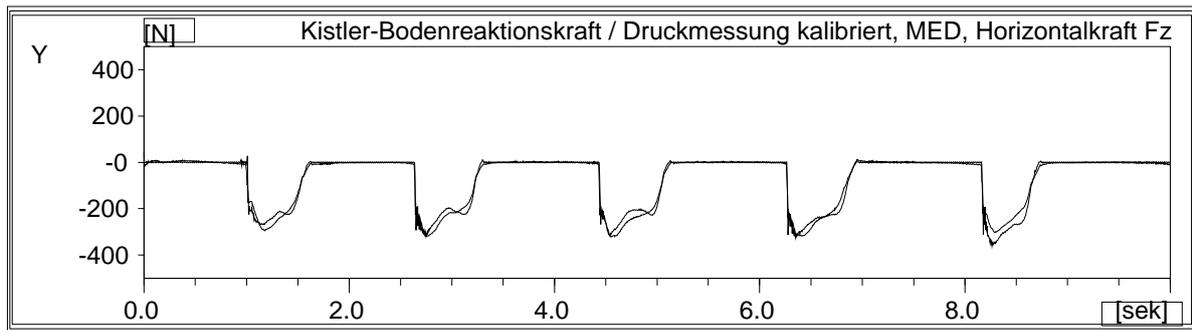
Abb. 6, ein Versuch aus der Kalibrierungsphase der Studie, fünf Stoppschritte auf die Kistler-Platte innerhalb von zehn Sekunden Messzeit. Dargestellt sind die Vertikalkraft, die von der Kistler-Platte gemessen wurde und die Summe der Signale aller 16 Sohlen-Drucksensoren, die mit dem Faktor  $k_1=3.467 \text{ cm}^2$  kalibriert wurde. Die quadratisch gemittelte Abweichung  $Q$  zwischen den beiden Kurven in den Phasen mit Bodenkontakt beträgt mit 34 N etwa 4% der mittleren Vertikalkraft von 869 N, also etwa 4% BW.

Die Versuchsperson Y machte im Verlauf der 10 Sekunden Messzeit 5 Stoppschritte auf die Kistler-Platte. Im Diagramm Abb. 5 sind zwei Kurven dargestellt: die Vertikalkraft, wie sie als Referenz von der Kistler-Platte gemessen wurde und die Summe aller 16 Sohlen-Drucksensoren die mit dem Faktor  $k_1=3.467$ , dem Kalibrierfaktor der Vertikal-sensoren, multipliziert wurde. Der Kalibrierfaktor entspricht der Fläche, die ein Sensor im Mittel auf der Sohle repräsentiert.

Zur Unterscheidung in den Graphiken: bei der Messkurve der Kistler-Platte ist der Messwert zwischen den Bodenkontakten exakt null, die der Mess-Socke dagegen zeigt Restsignale. Diese werden z.B. durch Zehenbewegungen im Schuh auch außerhalb der Bodenkontakt-Phase verursacht. Die Messkurve der Kistler-Platte und die kalibrierte Druckkurve liegen im Mittel der Kontaktphasen nur 4% der mittleren Vertikalkraft auseinander. Die mittlere Vertikalkraft entspricht annäherungsweise dem Körpergewicht (BW) des jeweiligen Probanden.

Die Ristsensoren werden in 4 Gruppen aufgeteilt: die frontalen, die dorsalen, die lateralen und die medialen Ristsensoren. Deren Kalibrierung wird dann wie die der Sohlen-sensoren durchgeführt. Zur Ermittlung des Kalibrierfaktors für die lateralen Sensoren macht also der Proband beispielsweise Stopp-Schritte zur Seite. Die 4 Sensoren auf dem Spann werden in der Studie nicht betrachtet.

Bei diesen anderen Bewegungsmustern ergaben sich in manchen Fällen Abweichungen zwischen Kistler- und Sockenmessung, speziell in einzelnen Phasen der Bewegung. Im Beispiel Abb. 7a macht die Versuchsperson fünf Schritte mit einer medial gerichteten Kraftkomponente.

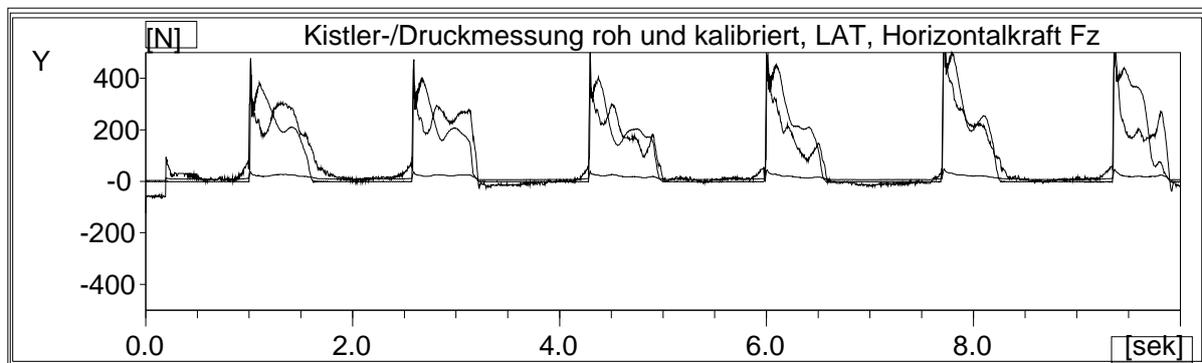


Koeffizient  $k_5 = 4.775$

quadratischer Defekt Q: 848  
( $Q/50 = 17$ ,  $MW(F_z) = 213$ , 8%)

Abb. 7a, fünf Schritte auf die Kistler-Platte mit einer medial gerichteten Kraftkomponente. Dargestellt sind die horizontale Kraft, die von der Kistler-Platte gemessen wurde und die Summe der Signale der medial gelegenen Sohlen-Drucksensoren, die mit dem Faktor  $k_5 = 4.775 \text{ cm}^2$  kalibriert wurde (die effektive Fläche des Einzelsensors ist danach  $4.775 \text{ cm}^2$ , die effektive Kontaktfläche des Fußes an der Mess-Socke  $4 \cdot 4.775 \text{ cm}^2 = 19.1 \text{ cm}^2$ ). Die mittlere Abweichung zwischen den beiden Messkurven beträgt in den Bereichen mit Bodenkontakt etwa 8% der mittleren Kraft  $F_z$  in diesen Bereichen.

Bei lateral gerichteter Kraft wird die Abweichung größer, was sich auch an der unrealistisch hohen effektiven Gesamt-Sensorfläche  $4 \cdot 15.847 \text{ cm}^2 = 63.4 \text{ cm}^2$  erkennen lässt (Abb. 7b). By-Pass-Effekte, verursacht durch Scherkräfte, spielen hier offensichtlich eine größere Rolle.



Koeffizient  $k_4 = 15.847$

quadratischer Defekt Q: 3237  
( $Q/50 = 65$ ,  $MW(F_z) = 240$ , 27%)

Abb. 7b, 6 Seitschritte auf die Kistlerplatte. Die mittlere Abweichung zwischen den beiden Messkurven beträgt in den Bereichen mit Bodenkontakt etwa 27% der mittleren Kraft  $F_z$  in diesen Bereichen, die Messwerte lateral gerichteter Horizontalkräfte sind stärker fehlerbehaftet als die medial gerichteter.

Ähnliche Probleme macht die Messung der frontal gerichteten Kraft  $F_x$ . Die Summe der effektiven Einzelsensorflächen ergibt sich aus  $4 \cdot 18.113 \text{ cm}^2 = 72.5 \text{ cm}^2$ .

Die Probleme bei der Bestimmung der Kalibrierungsfaktoren dürfen im Folgenden bei der Berechnung des Drehmoments  $M_y$  nicht vergessen werden. Die bisherigen Faktoren werden dort zur Berechnung als bekannte Eingangsparameter vorausgesetzt. Die Grafik Abb. 8a und die folgenden Grafiken Abb. 8b bis Abb. 8j geben das aus den Daten der Mess-

Socke berechnete Drehmoment bezüglich des Unterschenkels zusammen mit den synchron aufgenommenen Daten der Kistler-Platte, dem freien vertikalen Moment  $M_y'$ , wieder. (Zur besseren Unterscheidung der beiden Messwerte in den Graphiken gilt auch hier: bei der Kurve der Kistler-Platte ist der Messwert zwischen den Bodenkontakten exakt Null, die Mess-Socke dagegen zeigt Restsignale).

Bei dieser vergleichenden Darstellungsweise wird davon ausgegangen, dass der Kraftangriffspunkt im Schuh immer in der Nähe des Sprunggelenks bleibt und das freie vertikale Moment und das Moment zur Unterschenkelachse etwa übereinstimmen. Dies ist natürlich nicht immer genau der Fall. Insbesondere bei Abrollbewegungen des Fußes wandert der Kraftangriffspunkt vom Fersenbereich zum Vorfuß und nimmt den Bezugspunkt des Freien Vertikalen Moments mit. Da sich die Berechnung auf verschiedene Koordinatensysteme bezieht, dürfen die beiden Messkurven in gewissem Umfang voneinander abweichen, ohne dass ein Messfehler vorliegen muss. Die Maxima können sich unterscheiden, der qualitative Verlauf der Kurven sollte aber ähnlich sein.

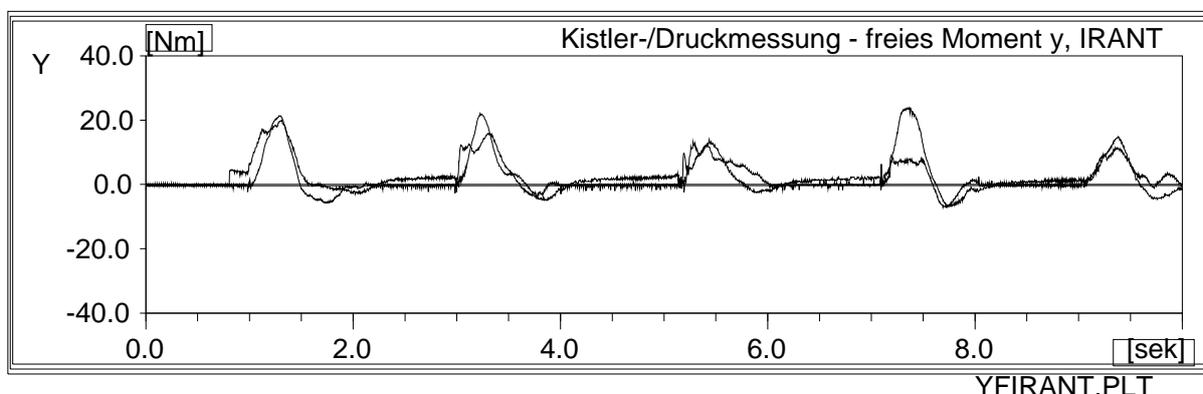


Abb. 8a, fünf Stopp-Schritte mit Innenrotation. Dargestellt sind das freie vertikale Moment, gemessen von der Kistler-Platte (die etwas glattere der beiden Kurven) und das Moment zur Unterschenkelachse, gemessen mit der Druckverteilungs-Mess-Socke.

Der Proband machte im Versuch Abb. 8a fünf Stoppschritte mit einer innenrotatorischen Komponente auf die Kistler-Platte. Offensichtlich hat die Mess-Socke hier Schwierigkeiten, den Verlauf genau und reproduzierbar nachzuvollziehen. Typisch an diesem Bewegungsmuster scheint zu sein, wie die Messung der Kistler-Platte zeigt, dass auf ein positives Drehmoment in der ersten Hälfte der Bewegung zum Ende hin ein negatives folgt. Das gefilmte Bewegungsmuster der Versuchsperson lässt auch genau einen derartigen Verlauf erwarten.

Die Mess-Socke gibt diese Charakteristik nur im vierten Schritt gut, sonst nur bedingt wieder. Im vierten Schritt wird stattdessen der initiale hohe positive Wert des Drehmoments nicht erkannt. Da die wiedergegebene Kurve in einem Laborversuch unter idealen Randbedingungen aufgenommen wurde, ist für die Feldversuche mit eher größeren Problemen zu rechnen.

In den folgenden Diagrammen werden weitere Momentmessungen aus der Kalibrierphase wiedergegeben. Für die Belastung im Kniegelenk erscheint das Drehmoment als wesentlich, deshalb soll an dieser Stelle ein besonderes Augenmerk auf diesen Parameter geworfen werden.

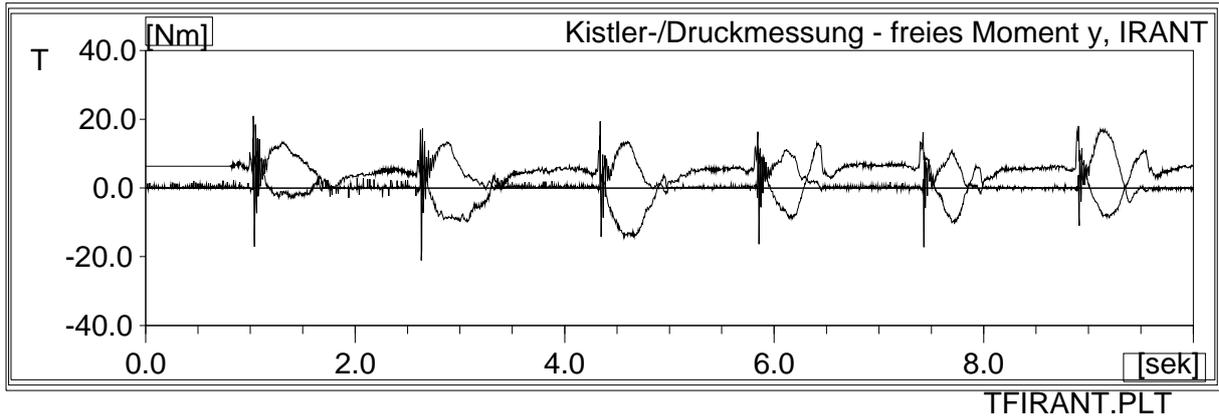


Abb. 8b, Bewegungsmuster wie in Abb. 8a, Proband T. Dieser trat sehr viel heftiger auf die Platte (erkennbar an den Erschütterungen der Kistler-Platte), mit etwas kleinerer rotatorischer Bewegungskomponente als Proband Y. Die Daten der Mess-Socke ergeben in diesem Beispiel ein falsches Bild, da ein Übersprechen der Vertikalkraft auf einzelne Ristsensoren auftritt.

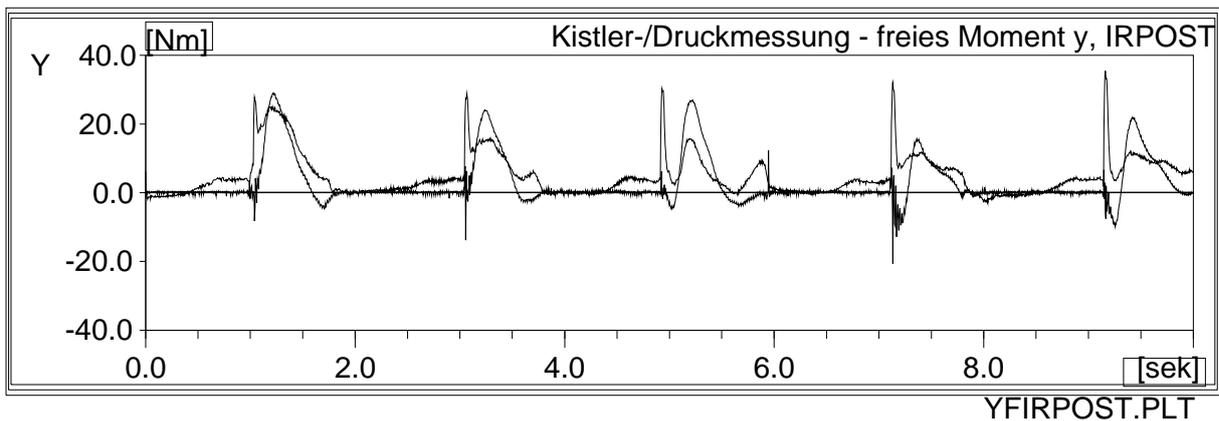


Abb. 8c, Rückwärtsschritte mit Innenrotation beim rückwärts gerichteten Auftreten mit dem Vorfuß. Zuerst lässt sich der Moment der ersten Berührung nur aus den Signalen der Sohlensensoren ermitteln. Im Ristbereich kommt es bereits 0.5 Sekunden vor dem Auftreten zu ersten Mess-Signalen, der Proband bewegt offensichtlich Zehen und Füße in Erwartung des Bodenkontakts. Unmittelbar beim Auftreten entstehen scharfe Maxima. Hier handelt es sich um Artefakte wohl verursacht durch Bewegungen des Fußes im Schuh.

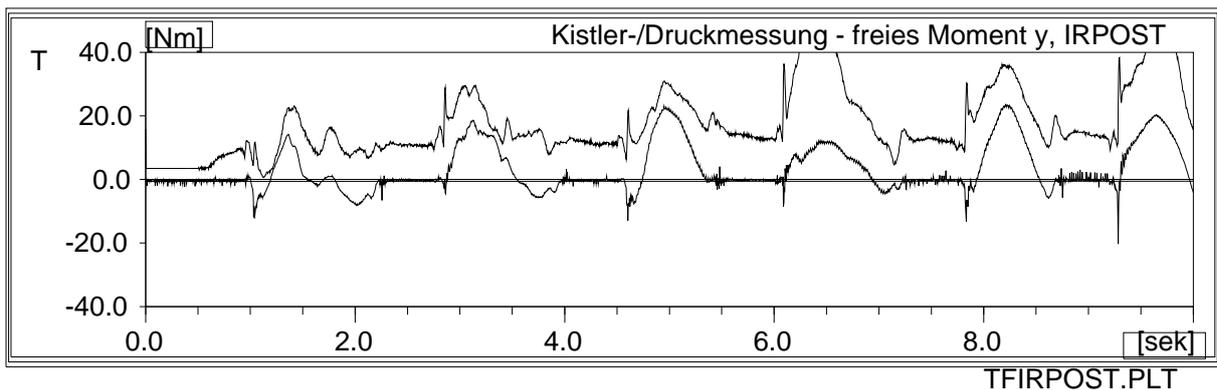


Abb. 8d, Bewegungsmuster wie in Abb. 8c, Proband T. In diesem Versuch entsteht eine allmählich zunehmende Offsetverschiebung in den Daten der Mess-Socke. Zwischen den Schritten, wenn sich der Fuß in der Luft befindet, lässt sich der Offset wieder auf 0 korrigieren. Aber auch die offsetbereinigten Maxima haben fehlerhafte Höhenverhältnisse zueinander.

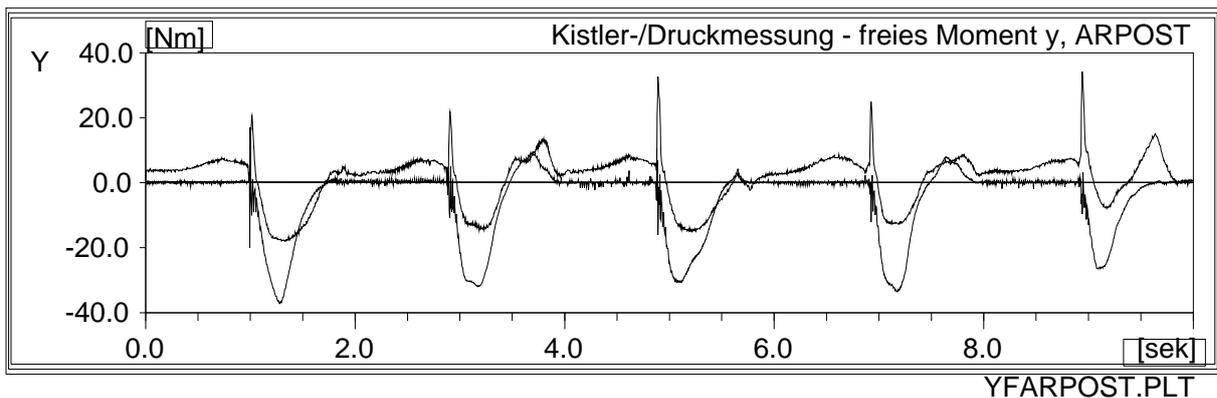


Abb. 8e, Außenrotationsbewegung bei einem rückwärts gerichteten Schritt. Zwischen den Schritten geht das Signal der Mess-Socke nicht auf 0 zurück. Bei rückwärts gerichteten Schritten werden die Füße offenbar etwas flektiert, dass immer der eine oder andere Drucksensor belastet wird. Die Tiefe der Momentminima der Kistler-Platte wird nur zur Hälfte erreicht, bei Rückwärtsschritten liegen die Koordinatensysteme von Mess-Socke und Kistler-Platte aber unter Umständen deutlich verschieden.

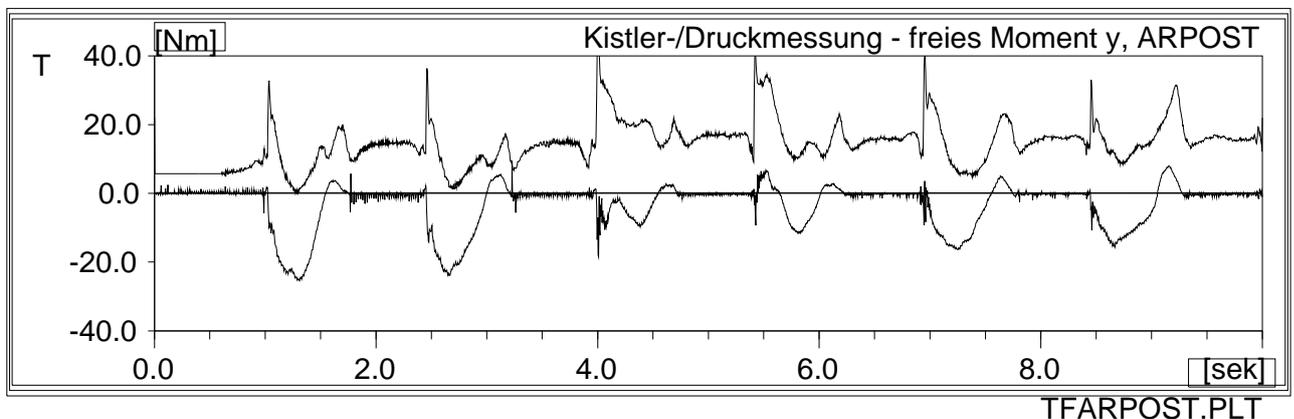


Abb. 8f, Bewegungsmuster wie in Abb. 8e, Proband T. Wie in Versuch 7d entsteht hier wieder eine korrigierbare Offsetverschiebung.

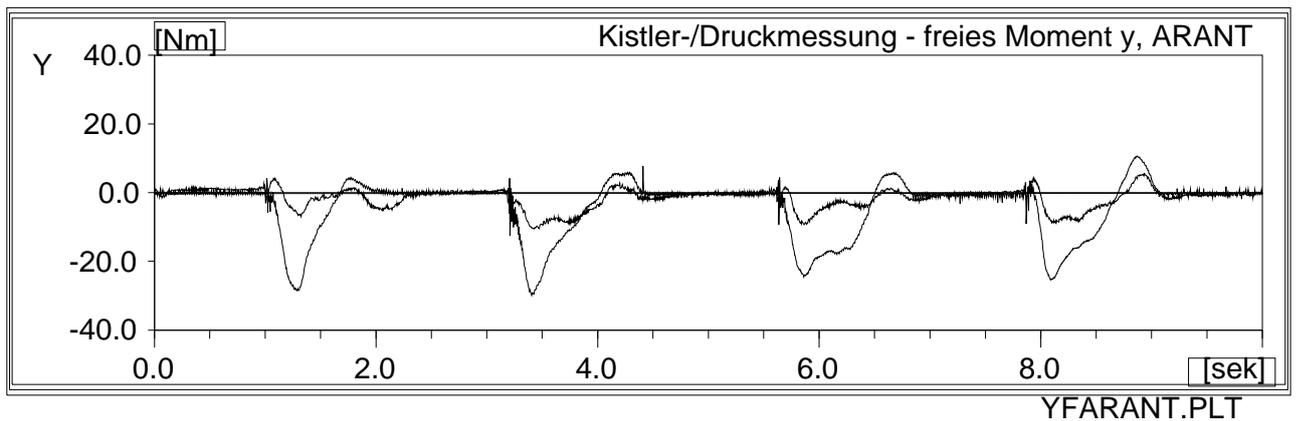


Abb. 8g, Außenrotationsbewegung bei einem vorwärts gerichteten Stoppschritt.

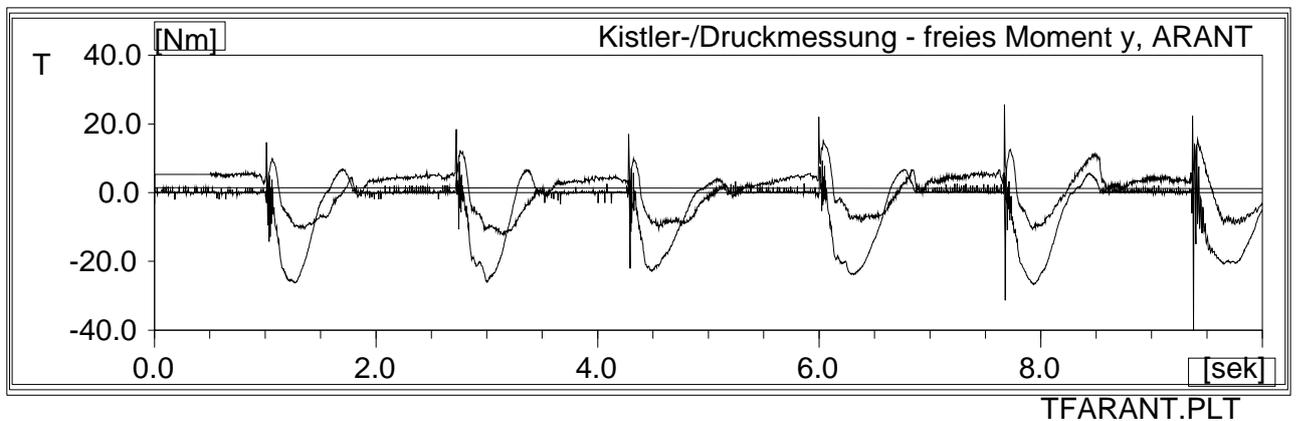


Abb. 8h, Bewegungsmuster wie in Abb. 8g, Proband T.

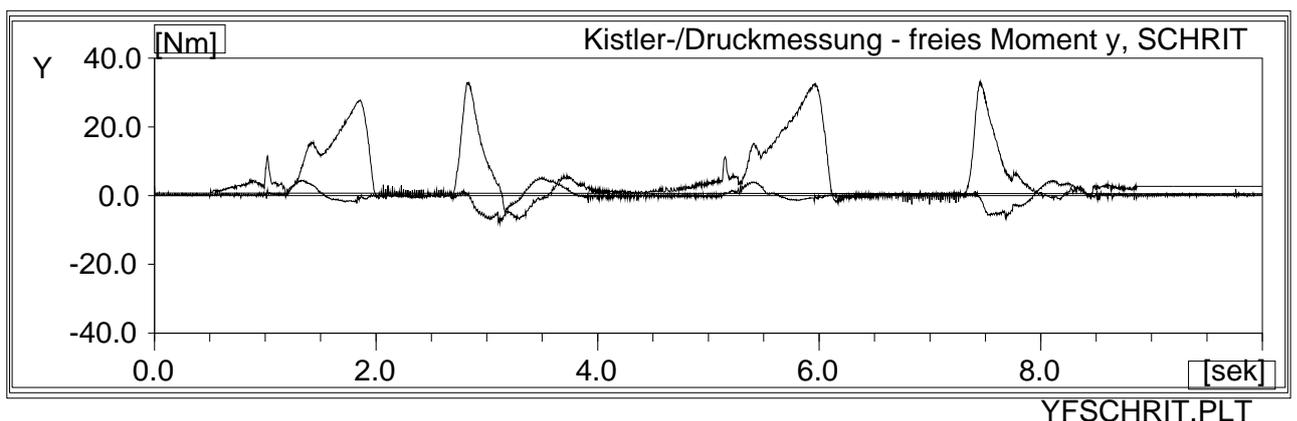


Abb. 8i, vier Gehschritte über die Kistler-Platte. Zwischen 1.2 und 2.0 Sekunden und 5.3 und 6.2 Sekunden zwei vorwärts gerichtete Schritte, zwischen 2.7 und 3.8 Sekunden und 7.4 und 8.5 Sekunden zwei rückwärts gerichtete Schritte. Beginn und Ende der Bodenkontaktphase lassen sich aus den Momentdaten der Mess-Socke nicht genau zuordnen, wie schon erwähnt bewegen die Probanden den Fuß wieder in Erwartung des Auftretens und erzeugen dadurch Artefakte in den Daten. Die übermäßigen Anstiege des Moments der Mess-Socke im Vergleich zu dem der Kistler-Platte rührt zum Teil von der Verschiebung der Koordinatensysteme gegeneinander her, zum Ende der Kontaktphase hin liegt der Schwer-

punkt auf dem Vorfuß, mit entsprechend größerem Hebel zum Sprunggelenk, aber auch von einem Übersprechen der Vertikalkraft auf Ristsensoren im Vorfuß.

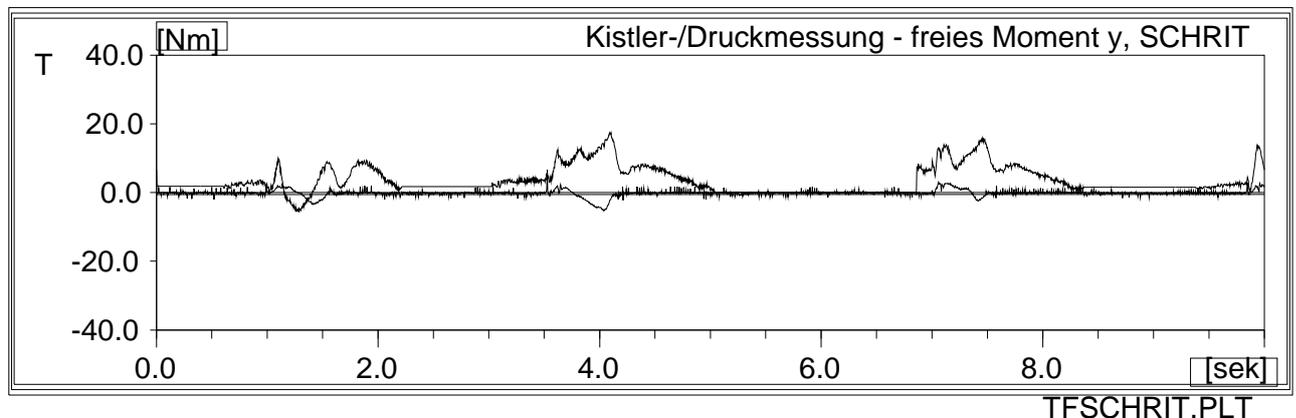


Abb. 8j, drei vorwärts gerichtete Gehschritte über die Kistler-Platte, Proband T. Wie in Abb. 8i schon ist hier ein starkes Abweichen der beiden Messkurven festzustellen. Vor und nach dem Bodenkontakt zeigt die Mess-Socke schon hohe Messwerte des Moments. Offenbar bewegt sich beim normalen Gehen der Fuß dermaßen aktiv im Schuh, dass vielfach Sensoren z.B. durch Zehenbewegungen aktiviert werden, und die empfindliche Momentbestimmung sehr fehlerhaft wird.

Zusammengefasst zeigt sich, dass die individuelle Anatomie des Fußes der Probanden und die individuelle Eigenart in der Ausführung seiner Bewegung sich wesentlich im Verlauf der Drehmomentkurven niederschlagen. Eine unreflektierte, „blinde“ Auswertung von Mess-Sockendaten wird somit unmöglich gemacht. Eine simultane Videoaufnahme der erfassten Spielsituation ist unerlässlich.

### Exkurs: Die Messung von Bodenreaktionskräften in der Ganganalyse

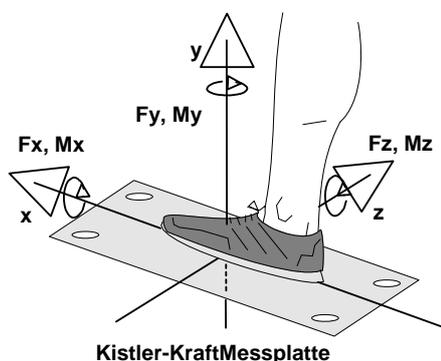


Abb. 9, die Achsdefinition der Kistler-Platte, die auch für die Mess-Socke übernommen wird.

Die Kistler-Platte ist ebenerdig in den Boden eingelassen und misst die Bodenreaktionskräfte und - Momente zur Ganganalyse. Die Versuchsperson muss dabei mit einem Fuß die Plattform betreten. Es lassen sich außer den Kräften auch Momente, Gaitline, etc. berechnen und darstellen.

Ein normaler Schritt auf die Kistler-Plattform ergibt etwa das typische Diagramm der Bodenreaktionskräfte wie in der folgenden Abbildung:

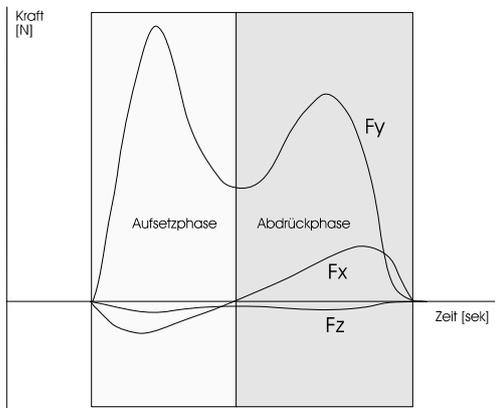
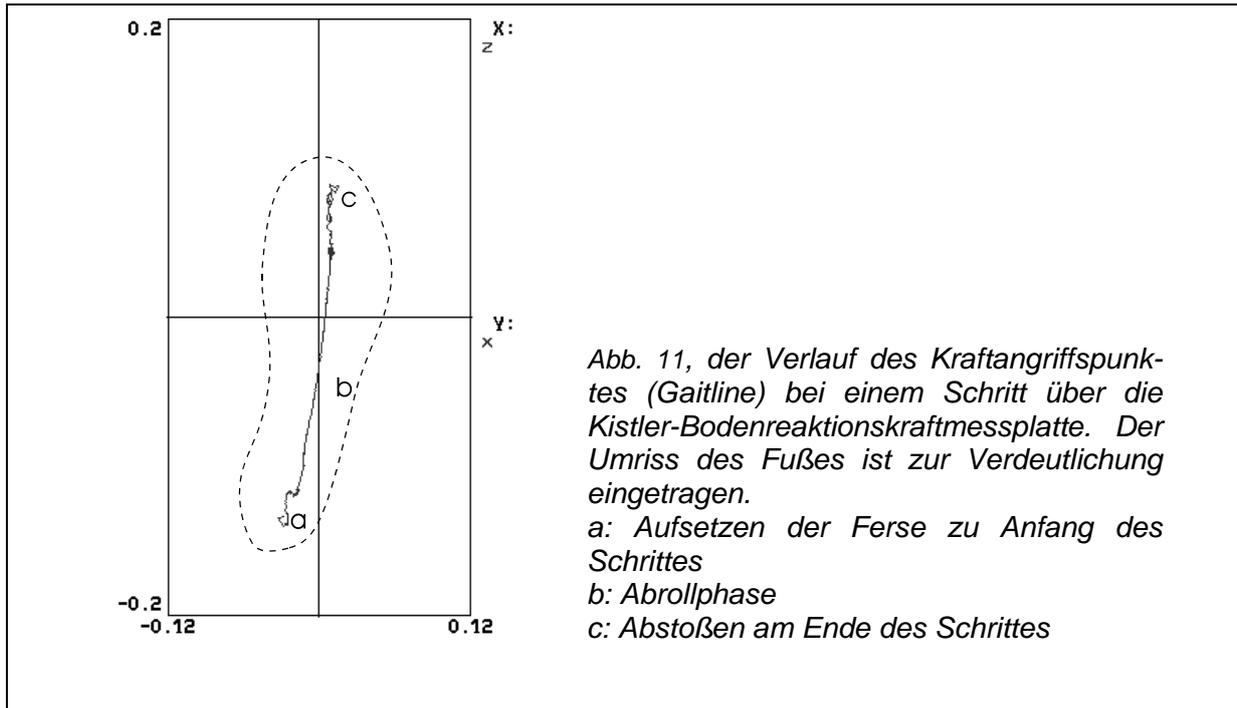


Abb. 10, Verlauf der Bodenreaktionskräfte bei einem normalen Schritt.

Es ist üblich, nicht die vom Läufer eingebrachten Kräfte darzustellen, sondern die gleich großen, aber in der Richtung entgegengesetzten Bodenreaktionskräfte (Vorzeichen beachten).

Die Vertikalkraft  $F_y$  hat zwei Maxima. Das erste entsteht durch den Impact beim Aufsetzen der Ferse, das zweite beim Abrollen und Abstoßen mit dem Vorfuß. Von den beiden horizontalen Kraftkomponenten ist die Horizontalkraft  $F_x$  in bzw. entgegen der Bewegungsrichtung orientiert. Beim Aufsetzen der Ferse entsteht eine Schubkraft auf die Platte nach vorne (bzw. als Bodenreaktionskraft eine bremsende Kraft auf den Läufer nach hinten, in negativer x-Richtung), der Läufer wird abgebremst. Beim Abstoßen mit dem Vorfuß am Ende der Abrollphase drückt der Läufer den Fuß nach hinten, um seine Bewegung in dieser Schrittphase wieder zu beschleunigen. Es ist also durchaus angemessen, wie in Abb. 10 den Schritt anhand dieser Scherkraftkomponente in zwei Phasen einzuteilen, die Aufsetz- und die Abdrückphase. Die zweite Horizontalkraftkomponente  $F_z$  quer zur Bewegungsrichtung hat ein viel weniger typisches Aussehen und ist normalerweise auch sehr viel kleiner. Diese Kraft beinhaltet hauptsächlich Korrekturkräfte des Läufers, um sein Gleichgewicht zu bewahren und um die Bewegungsrichtung zu bestimmen. Im Idealfall einer stabilen Gangbewegung wird sie nahezu zu null. Meist ist sie nach lateral gerichtet, die Bodenreaktionskraft also negativ, nach medial. Ursache dafür ist das Hin- und Herpendeln des Schwerpunkts des Läufers. In der Standphase des rechten Beins befindet sich der Schwerpunkt rechts von seiner mittleren Lage und muss nach medial beschleunigt werden, in der Standphase des linken Beins ist der Schwerpunkt links von der Mitte und muss ebenfalls wieder nach medial beschleunigt werden. Die Horizontalkräfte  $F_x$  und  $F_z$  entstehen aus der Scherkraftverteilung der Kontaktfläche des Fußes bzw. Schuhs mit der Platte.



## 2.5 Details zur Kalibrierung der Mess-Socke

Die Mess-Socke kann keine Kräfte, sondern nur Druckwerte messen, also nur die Kraftkomponente vertikal zur Messfläche. Den Zusammenhang zwischen der ungerichteten skalaren Größe Druck  $p$  und der vektoriellen Größe Kraft  $\vec{F}$  beschreiben die beiden Formeln (i) und (ii):

$$p = \frac{\vec{F}_A}{A} \cdot \vec{e}_A \quad (i)$$

$\vec{F}_A$  ist die Kraft auf die Fläche  $A$

$\vec{e}_A$  ist der Richtungsvektor (die Orientierung) der Fläche  $A$

$\vec{F}_A \cdot \vec{e}_A$  ist das Skalarprodukt zwischen Kraftvektor und Richtungsvektor des Flächenelements  $A$ .

Der Druck auf eine Fläche ist nach (i) nur abhängig von der Kraftkomponente senkrecht zur Fläche. Scherkräfte gehen bei der Druckverteilungsmessung verloren. Die umgekehrte Kraftbestimmung aus der Messung von Druckwerten muss deshalb unvollständig sein. Im Falle von Kraftverteilungen müssen Kräfte  $\vec{F}$  und Momente  $\vec{M}$  als Vektorfelder behandelt werden, wobei die Gesamtkraft bzw. das Gesamtmoment durch Integration der Kraftdichte ermittelt wird:

$$\vec{F}'_A = \iint_{\text{Fläche } A} p \cdot d\vec{A} \quad (ii)$$

$\vec{F}'_A$  ist das Flächenintegral der Druckverteilung über die Fläche  $A$

In (ii) werden nur die Kraftkomponenten senkrecht auf die Flächenelemente  $d\vec{A}$  integriert. Die Kraft  $\vec{F}'_A$  aus (ii) und  $\vec{F}_A$  aus (i) sind deshalb nicht identisch. Nur bei einem etwa konstanten Scherkraftanteil am gesamten Kraftübertrag kann dieser Verlust bei der Messung durch einen entsprechenden Verstärkungsfaktor der am Rist gemessenen Kräfte rechnerisch kompensiert werden.

Für die Kalibrierung der Messsocke heißt das folgendes: Für jede Kraftkomponente  $F_x$ ,  $F_y$  und  $F_z$  und jedes Moment  $M_x$ ,  $M_y$  und  $M_z$  muss gesondert betrachtet werden, welche Drucksensoren der Mess-Socke zu ihrer Bestimmung geeignet sind. Zur Bestimmung von z.B.  $F_x$  kommen nur Drucksensoren infrage, deren Flächenvektor in Richtung der x-Achse ausgerichtet ist. Bei einer stärkeren Verkippung des Sensors aus dieser Richtung ist keine genau zutreffende Aussage mehr möglich. Es war bereits bei der Konstruktion der Messsocke erforderlich, die Lage und Orientierung der Sensoren geeignet zu wählen. Kräfte unterschiedlicher Richtung auf den Fuß werden durch dafür geeignet orientierte Sensoren erfasst. Bei der Bestimmung der Kraftkomponente in einer bestimmten Richtung werden dann nur diese herangezogen. Die Vertikalkraft  $F_y$ , z.B., ergibt sich durch Integration der vertikalen Komponente des Kraftflusses über die Auftrettsfläche.

Die Messsocke misst den Druck nicht flächenfüllend am ganzen Fuß, sondern nur punktuell. In Gleichung (ii) muss deshalb das Flächenintegral vereinfachend durch eine Summe ersetzt werden:

$$\vec{F}'_A = \sum_{\text{Sensoren}_i} p_i \cdot \Delta\vec{A}_i \quad (\text{iii})$$

$\Delta\vec{A}_i$  ist die Fläche, die der Sensor  $i$  repräsentiert (nicht zu verwechseln mit der physikalischen Fläche des Sensors selbst).  $\Delta\vec{A}_i$  kann als Kalibrierungsfaktor bzw. Umrechnungsfaktor bezeichnet werden

Die Drucksensoren sind auf den Sohlenelementen der Messsocke weitgehend gleichmäßig verteilt, so dass jeder Sensor dort jeweils eine gleich große Teilfläche repräsentiert. Die Anzahl der zu ermittelnden Kalibrierungsfaktoren konnte deshalb bis auf 5 reduziert werden.

Das Moment  $M_y$  wird folgendermaßen aus der Druckverteilung am Rist ermittelt.

$$M_y = r_z \cdot F_x - r_x \cdot F_z \quad (\text{iv})$$

$r_z$  und  $r_x$  sind die Hebelarme der Drucksensoren zur Unterschenkelachse.

Zur Umrechnung der Druckwerte der Sensoren in Kräfte werden die vorher ermittelten Kalibrierungsfaktoren  $k_4$  (laterale Kräfte) und  $k_5$  (mediale Kräfte) eingesetzt.

Der erste Summand ist vom Betrag sicher sehr viel kleiner als der zweite. Die Hebelarme  $z_i$  der frontal ausgerichteten Drucksensoren sind sehr klein. Der Kalibrierungsfaktor  $k_3$  (anterograde Kraffeinleitung) ist außerdem nur sehr ungenau zu bestimmen, so dass eine Berücksichtigung leicht zu erheblichen Fehlern bei der Momentberechnung führen kann. Der erste Summand wird aus diesen Gründen bei der Momentbestimmung vernachlässigt. Dann ergibt sich:

$$M_y = -(k_4 \cdot x_{17} \cdot p_{17} + k_4 \cdot x_{18} \cdot p_{18} + k_4 \cdot x_{19} \cdot p_{19} + k_4 \cdot x_{21} \cdot p_{21} + k_4 \cdot x_{24} \cdot p_{24} - k_5 \cdot x_{23} \cdot p_{23} - k_5 \cdot x_{26} \cdot p_{26} - k_5 \cdot x_{29} \cdot p_{29} - k_5 \cdot x_{30} \cdot p_{30} - k_5 \cdot x_{32} \cdot p_{32}) \quad (v)$$

Die Hebel  $x_i$  sind jeweils die x-Abstände der Drucksensoren zum oberen Sprunggelenk.

Einige Sensoren, die mit den größten Abständen zur Achse, dominieren in der Summe deutlich. Deren korrekte und immer gleiche Positionierung am Fuß ist deshalb besonders wichtig. Insbesondere sind dies die Sensoren 17 auf der lateralen Vorfußseite und 26, 23 und 31 am medialen Vorfuß.

## 2.6 Das Videosystem

Um die jeweiligen Mess-Situationen für spätere Aus- und Bewertung zu dokumentieren, wurden sowohl im Labor als auch auf dem Feld S-VHS Kameras verwendet, die mittels eines Funkempfängers getriggert – synchron zum Datenlogger der Mess-Socke – eine Stoppuhr in das Bild einblenden. Damit konnten später die einzelnen Kurvenverläufe der Druckwerte, die die Mess-Socke registriert hatte, eindeutig den durchgeführten Manövern zugeordnet werden. Für ausgewählte Sequenzen besteht die Möglichkeit der Overlay-Darstellung: in die digitalisierte Videoaufnahme wird das dazugehörige Diagramm synchron eingeblendet.

## 2.7 Datenlogger und Chipkarte

Als Medium, um die von der Mess-Socke aufgenommenen Daten zu speichern und später auf einen PC zur weiteren Verarbeitung zu übertragen, wurde ein 32-Kanal-Datenlogger mit 2MB-Steckchipkarte gewählt. Neben den kompakten Abmessungen und dem geringen Gewicht bietet dieses System auch den Vorteil, genügend robust zu sein. Dieser letztere Punkt hat sich bei den folgenden Messungen als nicht unerheblich erwiesen. Die Datenlesefrequenz wurde mit 250 Hz festgelegt (250 Einzelmessungen aller Kanäle pro Sekunde) – ein sinnvoller Kompromiss zwischen genügender Rasterdichte und der Speicherkapazität der Chipkarte. Damit wurde eine Messdauer von 30 Sekunden für einen Versuch ermöglicht. Die Messrate ließe sich auf 1000 Messungen pro Sekunde erhöhen, dies würde jedoch die Messzeit entsprechend verringern.

## 2.8 Das Triggersystem

Wie oben erwähnt wurde für die Kalibrierung der Mess-Socke der Start der beiden Aufzeichnungen (Kistlerplattform und Mess-Socke), sowie das Anlaufen der Stoppuhr getriggert, um die Synchronisation der verschiedenen Parameter zu erreichen. Im Labor wurde hierfür das Triggersignal der Kraftmessplattform – ausgelöst durch den Auftritt auf die Platte – per Kabel auf den Mess-Socken-Logger und die Stoppuhr übertragen.

Auf dem Feld wurde die Aufzeichnung der Mess-Socken-Daten sowie der Start der

---

Stoppuhr im Videobild per Funksignal aus einer handelsüblichen CB-Funkfernsteuerung manuell gestartet. Die Empfänger hierfür wurden an den Stoppuhrgenerator der Videokamera und an den Datenlogger installiert.

## 2.9 Das Computerprogramm zur Darstellung der Messdaten

Um die Darstellung und Bearbeitung der gewonnenen Daten, sowohl die der Kraftmessplattform als auch der Mess-Socke zu ermöglichen, wurde das Programm ADGRAF eingesetzt. Dieses ist speziell dafür konfiguriert, analog gewonnene Daten zu digitalisieren und damit beispielsweise verschiedene graphische Darstellungen zu kreieren. Von besonderem Interesse ist neben der Abbildung im Kurvenmodus auch die Betrachtung der 3D-Darstellung. Sie dient unter anderem der Qualitätskontrolle, indem die einzelnen Sensoren während einer Belastungsphase dargestellt werden und bezüglich der Plausibilität der Einzelmesswerte kritisch betrachtet werden können.

Würde zum Beispiel ein einzelner Sensor für kurze Zeit wegen eines Defektes oder einer Störung einen außergewöhnlichen Messwert wiedergeben, so wäre der Verlauf der Kurve natürlich verfälscht. Die Ursache ließe sich aber unter Umständen nur mit großem Aufwand und nicht sehr zuverlässig aufspüren, wenn man nicht die Möglichkeit der Einzelabbildung und so bildhaft einen Überblick über die Vorgänge im Schuh hätte (siehe *Abb. 5b*).

## 2.10 Prinzipien zur Auswertung von Mess-Socken-Daten

Jede abgebildete Mess-Kurve muss immer auf Authentizität, Plausibilität und Reliabilität geprüft werden. Der erste Blick sollte also der Einheiten-Skalierung, dem Offset (sofern er nicht Null ist), dem flüssigen Verlauf und – falls mehrere Kurven gleichzeitig dargestellt sind – der zeitlichen Synchronisierung gelten.

- Zuerst soll die  $F_y$ -Kurve betrachtet werden, sie sagt aus, ob der Schuh wirklich den Boden berührt und somit belastet ist.
- Selbst wenn dies nicht der Fall ist, muss aber geprüft werden, ob nicht doch eine Belastung auf den Fuß wirkt, die rotatorisch ans Kniegelenk weitergeleitet wird. Dies kann zum Beispiel passieren, wenn die Fußspitze Kontakt mit einem Gegner oder dem Boden hat.
- Als nächstes beurteilt man den Kurvenverlauf von  $M_y$ : Ist der Schuh fest im Boden verankert, und nimmt  $M_y$  positive Werte an, so wird der im Boden verankerte Fuß entweder passiv im Sinne einer Außenrotation gegen die Tibiaachse verdreht (der Körper dreht „im Schwung über den Fuß“), oder aber das Bein wird aktiv um die Tibiaachse innenrotiert. Sinngemäß wird  $M_y$  negativ, wenn das Bein aktiv außenrotatorisch und passiv innenrotatorisch torsioniert wird. Hierbei muss man im Modell denken und berücksichtigen, dass das Kniegelenk in der Bewegungskette Fuß – Sprunggelenk – Unterschenkel – Kniegelenk – Oberschenkel am wenigsten geeignet ist, Rotationsbelastungen auszuhalten, solange der Unterschenkel einigermaßen senkrecht auf den Untergrund steht und auch sonst keine anderen Faktoren das Sprunggelenk instabil machen.

- Die Kurve  $F_z$  der lateral bzw. medial gerichteten Horizontalkraft unterstützt das Verstehen der einzelnen  $M_y$ -Graphen, die Unterscheidung von passiven und aktiven Rotationen und erlaubt eine Kontrolle der übrigen Zahlenwerte.
- Von besonderer Wichtigkeit ist die Darstellung der Einzelsensoren im 3D-Bild (vgl. Abb.5b). Erst nachdem diese ausgewertet und verstanden ist kann man sich eine Vorstellung von dem machen, was „im Schuh passiert“. Das Abfragen der Druckwerte einzelner Sensoren (wie in Abb. 5a) dient einerseits dem Verständnis des Vorgangs, andererseits der Kontrolle, ob die Messung plausibel ist. Eine eingehende Betrachtung verdient aber die 3D-Darstellung im Überblick. Hier sind zwei Fragen von Bedeutung:
  - ist der Schuh verblockt? Sind also sowohl Vorfuß als auch Ferse genügend stark belastet, dass die Stollen den Scherkräften entgegenwirken und standhalten können?
  - ist das in  $M_y$  dargestellte Drehmoment ein aktives oder passives? Diese Frage kann nur mittels synchroner Auswertung der  $M_y$ -Kurve mit der 3D-Darstellung beantwortet werden. Nur so kann unterschieden werden, ob die dargestellte Kurve durch „aktiv eingeleitete Kräfte“, die der Körper selber muskulär erzeugt, entsteht. Andernfalls muss der Körper passiv Kräfte, die von außen auf ihn einwirken (z.B. die Trägheit), kompensieren. Letzteres bedeutet vor allem Verformung von muskulären, ligamentären und ossären Strukturen.

Es wäre ein Fehler, unkritisch die im Schuh entstandenen und gemessenen Vektoren auf das Kniegelenk zu übertragen. Man sollte immer ein Modell vor Augen haben, das die Bewegungskette (Boden -) Sohle – Fuß – Sprunggelenk – Unterschenkel – Kniegelenk – Oberschenkel – Körpergewicht beinhaltet.

Steht der Fuß in Nullstellung oder nicht allzu weit davon entfernt, so kann das vertikale Drehmoment unverändert übernommen werden. Genau genommen gilt die Beziehung:

$$M_{Knie} = \cos(\varphi) \cdot M_{Fuß}$$

Auf den ersten Blick ist das natürlich unbefriedigend: schließlich soll ja der Vorteil der Mess-Socke sein, dass man sich von idealisierten Modellvorstellungen lösen kann und die real herrschenden Verhältnisse dargestellt sieht. Nun muss man sich aber vor Augen führen, dass es für die zu entwickelnde „Sicherheitssohle“ nicht in erster Linie die absolute Präzision wichtig ist, sondern in welchem Bereich – sowohl was die Lokalisation, als auch was die Größenordnung anbelangt – sich die Belastungen befinden, die am Fuß entstehen und im Sinne einer Torquierung an das Kniegelenk fortgeleitet werden.

## 2.11 Die Auswertung des Videomaterials

Weil, wie zuvor erwähnt, verschiedene störende Größen existieren, die sich in den einzelnen Kurvenverläufen abbilden können, ist eine unterstützende Auswertung des Videomaterials unerlässlich. Eben diese Störeinflüsse sind im Wesentlichen in den interindividuellen Verschiedenheiten der Probanden, wie sie ein bestimmtes Bewegungsmuster ausführen, begründet. So kann zum Beispiel ein stark supiniert aufgesetzter Fuß dazu führen, dass ein zu großer Anteil des Körpergewichts (dargestellt in  $F_y$ ) auf die lateralen Sensoren drückt. Diese feuern dann stark und führen zu einem artifiziell veränderten Kurvenverlauf

---

von  $F_z$  – und konsekutiv  $M_y$ .

Um diese fehlerhaften Darstellungen zu erkennen und die jeweiligen gemessenen Bewegungsabläufe „aus der Wertung nehmen“ zu können, wird das Videomaterial betrachtet. Zu berücksichtigen ist, dass nur eine Videodokumentation – idealerweise aus mindestens zwei Perspektiven – eine sinnvolle Diskussion dessen, was auf dem Fußballfeld passiert, erlaubt. Jede Sequenz muss nach folgenden Kriterien geprüft werden:

- sind in der Szene die zu betrachtenden Körperteile eindeutig zu erkennen, ist z.B. das Bein während der gesamten Aktion einer Kamera zugewandt? Oder wird es zwischendrin vom Spielbein verdeckt?
- sind Anfang und Ende des Bodenkontaktes des betreffenden Fußes zu erkennen? Ist die Phase der Verblockung zu identifizieren?
- ist die Tibiaachse nicht zu stark gegen die Sohlenebene gekippt? Nur so können die von der Mess-Socke gemessenen Belastungen auch als Drehmomente postuliert werden, die auf das Kniegelenk wirken. Bei einer stärkeren Verkipfung ist das Drehmoment längs der Unterschenkelachse nur noch gleich dem gemessenen Drehmoment der Mess-Socke mal dem Cosinus des Kippwinkels. Bei Verkipfungen unter  $30^\circ$  beträgt der Fehler maximal 13% – dieser Bereich kann mit der Videoaufnahme gut kontrolliert werden.

## 2.12 Durchführung der Messungen

Erste Probemessungen mit zwei Hobbyspielern – dabei auch ein ehemaliger Landesligaspieler – wurden durchgeführt. Hierbei sollten sowohl Erfahrungen mit der Mess-Socke im Feldeinsatz gewonnen werden, als auch Datensätze, die später mit dem Material von Profispielern verglichen werden können. Also wurden die Probanden vor verschiedene (Spiel-)Aufgaben gestellt, die erwartungsgemäß eine Situation provozieren sollten, die einen potentiellen Unfallmechanismus, zumindest aber starke Torsionierungen im Kniegelenk in sich bergen. Es sollten natürlich keine Verletzungen herbeigeführt werden, sondern es war das Ziel, entschärfte Versionen eines möglichen Unfallherganges zu rekonstruieren.

Zuerst hatten die Probanden die Aufgabe, jeweils vier Slalomläufe mit Ball zu absolvieren. Die Strecke betrug 20m, der Abstand der Pylonen 3m, sodass drei Richtungsänderungen nach links und rechts durchgeführt werden mussten. Zwei Kameras waren zu beiden Seiten des Parcours aufgebaut. Die Datenspeicherkapazität des Loggers hätte einen längeren Parcours zugelassen, jedoch wären mehr als der zwei Kameras notwendig gewesen, um die Messungen aufzuzeichnen.

Anschließend wurde ein Feld (10x10m) mit Pylonen aufgebaut, in dem die beiden Probanden den Ball führen sollten. Hierbei wurden sie von einem Gegenspieler gestört, der seinerseits versuchte, den Ball zu erspielen. In zwei gegenüberliegenden Ecken des Feldes waren die Kameras positioniert. Die Dauer der jeweils vier Messungen war ausschließlich durch die Datenkapazität des Loggers limitiert.

---

Eine weitere Versuchsreihe in dem bei selbem Aufbau eine Art Fangspiel ohne Ball praktiziert werden sollte, musste jedoch abgebrochen werden. Hier zeichnete sich sehr früh ab, dass nicht genügend „interessante“ Schritte aufgezeichnet würden – die Probanden neigten dazu, im Sprinter-Stil auf dem Vorfuß zu laufen, sodass wenige Verblockungsphasen provoziert werden konnten.

Das gewonnene Material, also Mess-Socken-Daten und Video, wurden im Labor ausgewertet. Alle Bodenkontakt-Phasen mit dem linken Fuß (im Weiteren, der besseren Lesbarkeit halber als „Schritte“ bezeichnet) wurden im Hinblick auf die Ähnlichkeit zu den oben angesprochenen Unfallmechanismen begutachtet.

Die Aufnahmen von Torschüssen hatte sich nach der Auswertung der bisherigen Ergebnisse aus der Vorlaufphase als nicht rentabel herausgestellt – mit dieser Aufgabe konnten keine extremen Rotationen provoziert werden. Auch zeigte es sich, dass in allen Situationen die Probanden vermieden, Verdrehungen des Beines im Sinne einer Innenrotation durchzuführen. Stattdessen wechselten die Probanden lieber mit einem Zwischenschritt das Standbein. Diese Erfahrungen flossen in die folgenden Messungen ein.

Jetzt wurden diese Messungen mit zwei Profi-Fußballspielern des 1. FC Nürnberg durchgeführt. Hier ließ die Verfügbarkeit solcher hochklassigen Probanden jeweils nur zwei Mess-Durchgänge zu.

Um die Messungen „ergiebiger“ zu gestalten und als Quintessenz aus den zuvor beschriebenen Erfahrungen, wurde ein neuer Versuchsaufbau geschaffen: die Probanden durchliefen den Slalomparcours an der 16-Meter-Linie entlang und schossen dann auf das Tor. Die Kameras waren an beiden Seiten des Tors aufgebaut. Es wurden von beiden Seiten jeweils zwei Anläufe aufgezeichnet.

Anschließend wurden die Zweikämpfe mit Ball im kleinen Feld mit zwei Durchläufen pro Proband aufgezeichnet.

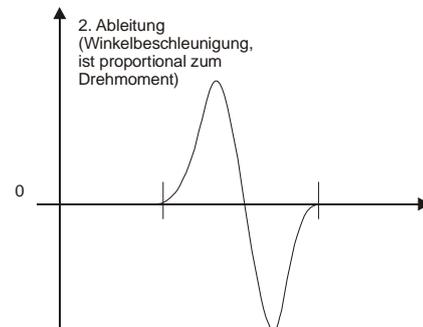
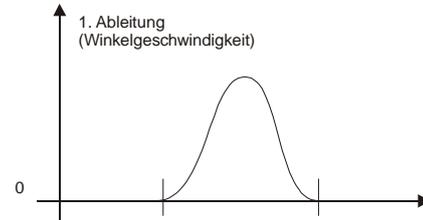
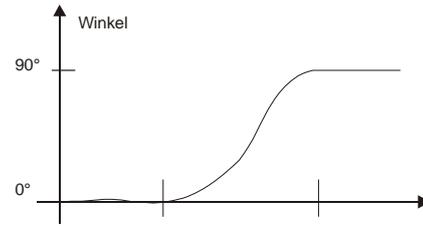
Im Weiteren werden die zwei möglichen Rotationsrichtungen an Beispielen aus dem Datensatz und dem Bildmaterial anschaulich dargestellt.

### ***Exkurs: Die aus einer Rotationsbewegung entstehenden Bodenreaktionskräfte***

Betrachtet man die Bodenreaktionskräfte, die während einer Rotation (Richtungsänderung) auf dem Standbein entstehen, und leitet man daraus ein Drehmoment ab, so stellt man einen typischen Kurvenverlauf fest:

Die Drehung wird eingeleitet – die Kurve stellt die Winkelbeschleunigung in eine Richtung durch einen positiven oder negativen Ausschlag dar. Nun muss diese erzeugte Drehbewegung wieder abgebremst werden (Verzögerung, negative Beschleunigung). Die Kurve  $M_y$  kreuzt die Null-Linie und verläuft jetzt mit entgegengesetztem Vorzeichen. Wenn der Kurvenverlauf des Drehmoments und der Winkelbeschleunigung wieder die Ordinate erreicht hat, ist die Drehung abgeschlossen. Der Körper hat sich um einen bestimmten Winkel gedreht, im hier gezeigten Diagramm um  $90^\circ$ . Einen solchen idealen Kurvenverlauf wird man bei den Mess-Sockendaten nicht finden, dafür gibt es mehrere Gründe:

- bevor der Schuh, beziehungsweise die Sohle den notwendigen (oder auch fatalen) Bodengriff hergestellt hat, rutscht er mehr oder weniger lange. Die in dieser Phase dargestellten Kurvenverläufe können nur spekulativ diskutiert werden. Siehe beispielsweise Abb. 12: der sägezahnartige Kurven-Verlauf bevor der Schuh Halt findet stellt eine Art „Bremsstottern“ dar.
- zu „natürlich“ sind die Bewegungen, das heißt: der Proband antizipiert den Rotationen ständig in geringem Maße, um die Bewegung kontrolliert durchzuführen. Er biegt und verdreht seine Wirbelsäule, knickt die Hüfte, beugt sein Knie, rudert mit den Armen und bringt somit Unruhe in den idealen Kurvenverlauf.
- Durch eben diese Steuerbewegungen ändert sich auch ständig der Körperschwerpunkt, was eine Massenverschiebung des rotierenden Körpers und damit eine fortlaufende Veränderung der Trägheitsmomente zur Folge hat.
- Die „Abweichungen von der Ideallinie“, die man nun in den Mess-Socken-Daten findet, sind aber zuvorderst Ausdruck der Tatsache, dass keine reinen Rotationsbewegungen durchgeführt werden, sondern auch aktive Abbrems- oder Beschleunigungskomponenten in die Drehung mit einfließen. Diese Anteile, die sich in einem Kurvenverlauf abbilden, können also durch passive (Trägheits-) Momente aus dem Bewegungszustand direkt vor dem Auftreten entstehen. Oder aber aktive (zum Beispiel Abstoß-) Kräfte, die während der Standphase eingebracht werden, stellen sich dar.



Die Unterscheidung zwischen solchen passiven und aktiven Komponenten einer Rotation ist essentiell und wird später noch eingehender behandelt.

## 2.13 Situation 1: Außenrotation bei verblocktem Fuß

Hier findet eine Richtungsänderung – im Rahmen eines Täuschungsmanövers – nach rechts statt. Diese ist so abrupt, dass der Fuß eine recht lange Rutschphase durchmacht (Zeit 27.520 – 27.548), die allein zu interpretieren schon sehr interessant wäre.

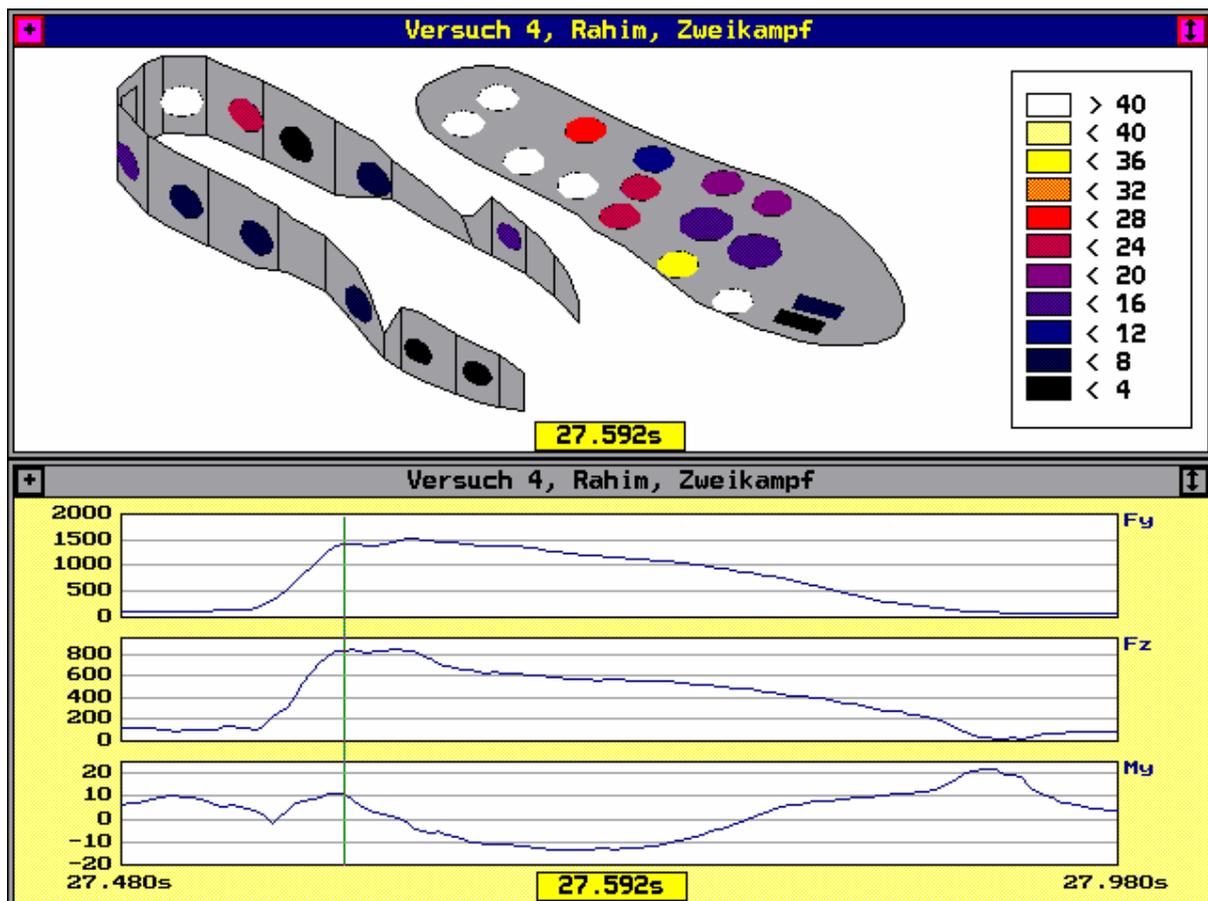


Abb. 12: Ausschnitt von 1 Sekunde Dauer aus einer Zweikampfsituation. Die Markierung im unteren Diagramm zur Zeit  $t = 27.592$  Sekunden liegt im Moment einer maximalen medialen Vertikalkraft. Die 3-D-Druckverteilung, zu diesem Zeitpunkt in der oberen Abbildung wiedergegeben, zeigt deutlich das Auftreten mit dem medialen Fußrand. Die Zahlenwerte in der Druckverteilung oben in  $N/cm^2$ , die Kräfte  $F_z$  und  $F_y$  unten in N, das Moment  $M_y$  in Nm.

Der Idealverlauf der  $M_y$ -Kurve bei einer Änderung der Bewegungsrichtung (Winkelbeschleunigung zuerst in der einen dann in der anderen Orientierung, siehe Exkurs) ist hier annähernd dargestellt, dies ist vor allem der Tatsache zu verdanken, dass die wesentliche Verzögerungsarbeit für die ursprüngliche Bewegungsrichtung bereits mit einem vorangehenden Zwischenschritt geleistet worden ist. Um diese Einflüsse der Beschleunigung und Verzögerung, die vor allem durch die vorherige Laufgeschwindigkeit entstehen, zu erkennen und eventuell herausfiltern zu können, müssten die  $F_x$ -Kräfte dargestellt werden können. Diese in der frontalen Richtung gelegenen Vektoren können jedoch mit der Mess-Socke nicht befriedigend erfasst werden.

Der Grund dafür ist plausibel: die dafür notwendigen Sensoren müssten so platziert werden, dass die auftretenden Kräfte senkrecht (zumindest annähernd) auf die Sensorenebene wirken. Dies lässt sich im Fußballschuh nicht realisieren, weil das bedeuten würde, dass die 3mm dicken Sensoren vor den Zehen angebracht werden. Solches würde von den Probanden nicht toleriert werden.

Die Phase der Rotation beginnt sofort, nachdem der Schuh endgültig den notwendigen Griff im Untergrund gefunden hat. Ein aktiv eingebrachtes Drehmoment im Sinne einer Außenrotation wird recht schnell aufgebaut (Zeit 27.564 – 27.592) und ermöglicht den

Wechsel der Bewegungsrichtung, nun folgt die Phase, in der die Drehbewegung wieder abgebremst werden muss, weil der Körper bereits im notwendigen Maße gewendet wurde. Darüber hinaus wird nun der Kraftstoß für die Beschleunigung in der neuen Bewegungsrichtung eingebracht. Nachdem sich hier der Fuß überwiegend an den lateralen Sensoren abdrückt, stellt sich hier ein Kurvenverlauf  $M_y$  dar, der eher kritisch zu beurteilen ist. Auch hier fällt wieder ein Peak in  $M_y$  (Zeit 27.888) auf, nachdem die Belastung des Fußes offensichtlich schon geendet hat ( $F_y = 0$ ), sich also die Fußsohle in der Luft befindet. Wie zuvor stellt man mit Hilfe des Bildmaterials fest, dass der Fuß hinterhergeschleift wurde.

**Zeit 27.20 – 27.40 Sekunden:** Der Spieler wird – ähnlich wie in der vorherigen Situation – schnell die Spielrichtung ändern, um den Gegenspieler abzuschütteln. Um diese plötzliche Bewegung aus dem vollen Lauf durchführen zu können, macht er zuvor noch einen Zwischenschritt auf dem selben (linken) Fuß, um seine Geschwindigkeit zu verringern. Diese Aktion ist noch nicht im Kurvenverlauf abgebildet.



**Zeit 27.51 Sekunden:** Der linke Fuß ist vollständig aufgesetzt, die Abstoßphase wird fast simultan mit der Einleitung der Körperdrehung begonnen. Man sieht in den entsprechenden Kurven  $F_y$  und  $F_z$  dass das Maximum erreicht wird, das vorherige passive Innenrotationsmoment wurde abgebaut (negativer dann positiver Ausschlag) und die aktive Außenrotation eingeleitet.



**Zeit 27.60 – 27.71 Sekunden:** Der Höhepunkt des aktiven Abstoßens sowie der Drehmomentbelastung im Sinne einer aktiven Außenrotation ist erreicht. Aus dem Kurvenabfall in  $F_z$  kann man folgern, dass hier die Kraft (die notwendig ist, um den Körper in die neue Bewegungsrichtung zu beschleunigen) zu einem erheblichen Anteil aus Scherkräften, die auf der Fußsohle wirken, besteht





**Zeit 27.80 – 27.91 Sekunden:** Auch hier schleift der Spieler den linken Fuß kurz hinterher, somit wird ein Drehmoment dargestellt, obwohl der rechte Fuß bereits voll belastet ist.



## 2.14 Situation 2: Innenrotation bei verblocktem Fuß



Abb. 13 eine Aufnahme des Profifußballers Vidas Rimnous aus dem Slalomparcours

Diese Situation – der Schuss, bei dem das rechte Bein über das linke Standbein schwingt – ist in Abb. 13 wiedergegeben. Die 3-D-Darstellung in Abb. 14 zeigt einen verblockten Schuh. Im Kurvenverlauf von  $F_z$  gibt der anfangs positive, dann negative Ausschlag wieder, dass der Schuh zuerst auswärts gedreht aufgesetzt wird, die wesentliche Kraft aber später über den Innenrist eingebracht wird, das Spielbein schwingt über das Standbein. Dabei ist der Schuh kurz in leichter Supination aufgekantet. Eine Komponente der Kraft  $F_y$  spricht in die Darstellung der Kraft  $F_z$  über. Dies ist ein weiteres deutliches Beispiel dafür, dass grundsätzlich begleitende Videoaufnahmen gemacht werden müssen.

Die Entwicklung des Drehmomentes schlägt gleich zu Beginn in den negativen Bereich aus. Dies ist der Ausdruck für eine passive Innenrotation, die sich aus dem „Überschwingen“ mit dem Spielbein ergibt. Das ab Zeitpunkt 5.496 Sekunden bestehende Plateau lässt sich durch den Sachverhalt erklären, dass der Spieler die Ferse anhebt und auf dem Vorfuß weiter dreht. Dadurch sollten auch die folgenden positiven Werte nicht berücksichtigt werden, auch wenn sie gut in das theoretische Konzept der Verzögerung der Drehbewegung passen würden.

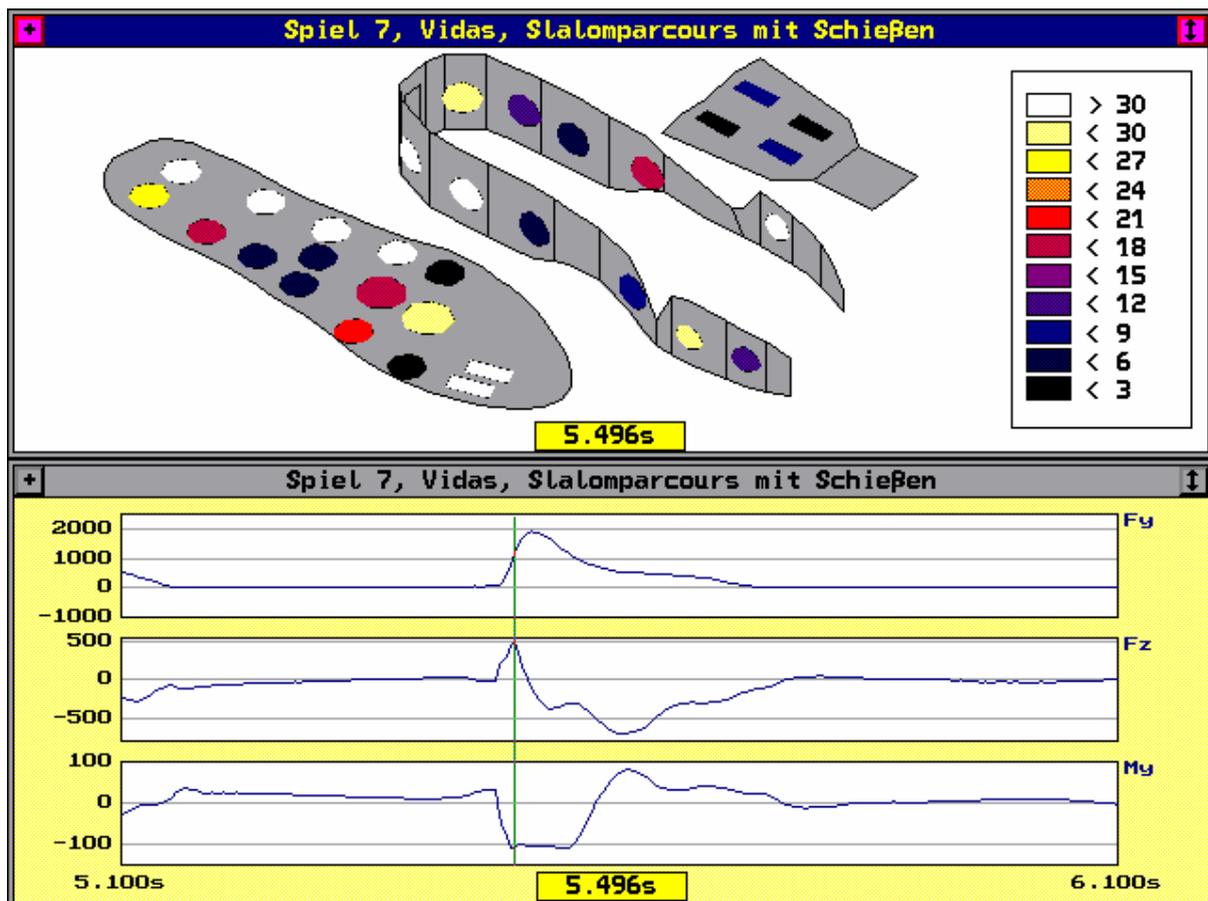


Abb. 14, Ausschnitt von 1 Sekunde Dauer aus der Messung. Die Markierung im unteren Diagramm zur Zeit  $t=5.496$  Sekunden liegt im Moment unmittelbar nach dem lateralen Auftreten. Die 3-D-Druckverteilung, zu diesem Zeitpunkt in der oberen Abbildung wiedergegeben, zeigt, dass der Spieler ausgesprochen lateral auftritt. Dabei ist der Schuh kurz in leichter Supination aufgekantet, somit fließt eine Komponente der Kraft  $F_y$  in die Darstellung der Kraft  $F_z$  ein. Die Zahlenwerte in der Druckverteilung oben in  $N/cm^2$ , die Kräfte unten in  $N$ , das Moment  $M_y$  in  $Nm$ .

## 2.15 Auswertung der Messungen

Der oben erläuterte zweigipflige Idealverlauf einer Dehmomentkurve bei Wendungen auf dem verblockten Fuß zeigt sich – wie bereits erläutert – in dieser Klarheit selten. Allen solchen Bewegungen gemein ist jedoch die Tatsache, dass gleich nach dem vollständigen Aufsetzen des Fußes ein hohes, kurz dauerndes  $M_y$  entsteht. Dieses wird erzeugt durch die Trägheit des bewegten Körpers, der sich vor dem Auftreten in einem bestimmten Bewegungszustand befand. Der Kraftschluss des Schuhs (vermittelt durch die profilierte Sohle) bedingt, dass ab dem ersten Bodenkontakt die Bodenreaktionskräfte auch nach kranial als Belastung auf das „mechanische System Mensch“ fortgeleitet werden – entsprechend dem Satz „actio est reactio“. Erst jetzt kann auch das „sensomotorische System Mensch“ anfangen, den Trägheitsbelastungen zu antizipieren, diese zu verwenden, beziehungsweise eigene aktive Kraftstöße zu erzeugen, um die gewünschte Richtungsänderung auszuführen.

---

Somit zeigt sich auch in den Kurvenverläufen der zweite Gipfel, der ein Ausdruck der aktiven Einbringung von Kräften ist. Hier steigt die Kurve weniger steil an, somit dauert diese Kraffteinwirkung länger.

## **2.16 Statistische Aussagen der Messergebnisse**

Im Folgenden werden weitere Kurvenverläufe tabellarisch dargestellt, die die oben genannten Qualitätskriterien erfüllen. Mittels einer Zusammenfassung von jeweils fünf Einzelschritten einer Person in einem Versuch wurden kleine Gruppen geschaffen, die eine statistische Betrachtung beispielsweise der Maximal- oder Durchschnittswerte zulassen. Hiermit sollte eine Grundlage für weiterführende experimentelle Studien geschaffen werden. Eine erste Fragestellung ist: welche Werte können solche Rotations-Belastungen der unteren Extremität überhaupt annehmen? Weiter ist von Interesse, welche Einflüsse auf den Verlauf der Belastung über die Zeit wirken können.

## **2.17 Vom Einzelwert zur Statistik**

Grundsätzlich sollte angesichts der Tatsache, dass jeder Schritt, der im Laufe der Studie beurteilt wurde – und das sind einige Hundert – ein Unikat ist, jede Bewegung einzeln zu beschreiben und bis in das kleinste Detail zu analysieren sein. Jede Aktion unterscheidet sich anhand von Kriterien wie Winkelstellung in den Gelenken, Weg der Körpergewichtsverlagerung in Projektion auf die Fußsohle, Zeitpunkt der Unterbrechung der Verblockungsphase oder auch nur in der Rolle der beobachteten Bewegung im „Verbund“ der vor- und nachfolgenden Schritte.

Möglich wird eine solche Betrachtung allein durch die Tatsache, dass der Proband weder in seiner Beweglichkeit, noch in seinem Aktionsradius behindert ist – ja, er vergisst nach einer kurzen Eingewöhnungszeit, dass er sich in einer Mess-Situation befindet. Diese vollkommene Bewegungsfreiheit des Probanden sollte dahingehend ausgenutzt werden, dass der Versuchsaufbau nach Möglichkeit nur durch die Erfassbarkeit mit den Kameras limitiert wird. Je eingengter die Aufgabenstellung an den Probanden ist, desto weniger sind die Nachteile des Systems Mess-Socke gegenüber einer ortsfest installierten Laboreinrichtung zu tolerieren. Der Idealfall wäre somit die Vermessung während eines normalen Fußballspiels. Dagegen sprechen zwei Argumente: Zum einen ist die Messdauer durch die Speicherkapazität auf 30 Sekunden begrenzt. Zum anderen beträgt, je nach Position des Spielers, die absolute Zeit in der er Ball- oder Gegnerkontakt hat selten nur mehr als eine Minute, wobei noch nicht gesagt ist, dass dabei „interessante“ Bewegungen ausgeführt werden. Deshalb wurden als Kompromiss die Versuche so gewählt, dass extreme und auch verunfallte Bewegungen provoziert wurden – quasi als Extrakt aus mehreren regulären Spielen. Doch waren selbstverständlich auch bei solchen komprimierten Versuchsaufbauten die meisten gemessenen Einzelschritte für die Beantwortung der Fragestellung nicht hilfreich.

Um dieser gerecht zu werden, bestand also die Aufgabe darin, für die Flut von in Daten und Bildern erfassten Einzelschritten ein Raster zu finden, das es erlaubt, statistisch fundierte Aussagen zu treffen. Dies, ohne einerseits durch enge Formulierung der Bedin-

---

gungen die Fallzahl zu stark zu reduzieren und andererseits nicht durch allgemein gehaltene Bedingungen die Aussagen „aufzuweichen“.

Unter diesen Voraussetzungen wurden für alle aufgezeichneten Schritte Kriterien festgelegt, um eine vertretbare Verallgemeinerung der Einzelmessungen zu ermöglichen. In den folgenden Diskussionen der „Bewegungsgruppen“ sind die jeweiligen Anforderungen aufgeführt.

Für die Berechnung der Belastungsdauer, der passiven und aktiven Anteile, sowie der jeweiligen Kraftstöße war es wichtig, den Augenblick, in dem die Verblockungsphase beendet war, im Verlauf der Messkurven genau festzulegen. Hierzu mussten die entsprechenden Zeitpunkte im dreidimensionalen Bild des Computerprogrammes bestimmt und in die Kurvendarstellung übertragen werden – dies ist notwendig, um nicht Belastungsmomente die außerhalb der Verblockungsphase liegen in die Berechnungen einfließen zu lassen.

## **2.18 Der Medianwert**

Um die naturgemäß schiefe Verteilung der Messwerte berücksichtigen zu können, ist die Entscheidung für die Betrachtung des Medians, nicht des Mittelwertes, gefallen. Bei den beobachteten Fällen handelt es sich zwar um ähnliche Aktionen, doch kann – wie oben erläutert – eine unbemerkt starke vertikale Kraftkomponente, die fälschlicherweise von den lateralen Sensoren aufgenommen wurde, einen Drehmomentbetrag deutlich verfälschen. Ebenso kann situativ (vor allem bei etwas langsamerer Ausführung einer Bewegung) ein größerer Kraftbetrag, der als Drehmoment auf die untere Extremität wirkt, durch Scherkräfte entstanden sein. Der Mittelwert ist für solcherlei Störeinflüsse eher empfindlich.

## **2.19 Tabelle der kontrollierten Außenrotationsschritte**

Die folgende Tabelle zeigt gemessene Drehmomentwerte am linken Fuß, während der Proband den Slalomparcours durchläuft. Allen Schritten ist gemein, dass sie beim kontrollierten geraden Laufen mit einer leichten Rotationskomponente nach rechts ablaufen, die Schritte davor sind ebenfalls kontrolliert. Damit ist gewährleistet, dass die Bewegungen im Rahmen eines vom Spieler beabsichtigten Programmes abgelaufen sind. Das initiale Drehmoment besteht aus zwei Anteilen, die sich nicht voneinander trennen und unterscheiden lassen. Der erste Anteil ist das passive Drehmoment, das entsteht, wenn der Fuß auf den Boden aufgesetzt wird. Die Trägheit des vorher in der Luft befindlichen Körpers bewirkt, dass das Bein torsioniert wird. Entscheidend ist hierbei, ob der Spieler den Fuß gewohnheitsmäßig eher außen- beziehungsweise innenrotiert aufsetzt. In diesen Zeitraum kann auch eine vom Spieler bereits „geplante“ Krafteinleitung erfolgen, so dass das gemessene Drehmoment unter Umständen kein rein passives ist.

Der zweite Anteil ist das aktiv eingebrachte, konsekutive Drehmoment, das dazu dient, die passive Torquierung aufzuheben und eine etwaige Richtungsänderung zu erreichen. Ausgehend von dem Anfangszustand – dem passiv verdrehten Knie – wird nun das Kniegelenk entgegengesetzt rotiert. Der Fuß stützt sich hierzu an den selben „Landmarken“ ab wie zuvor, damit ist das gemessene aktive Drehmoment genauso orientiert, wie das vorangehende passive. Nun beobachtet man aber, dass bei manchen Spielern das Gegenteil

---

eines idealen Kurvenverlaufs gemessen wird. Dies kann allein durch die Tatsache erklärt werden, dass die Mess-Socke die Scherkräfte, die an der Fußsohle auftreten, nicht aufnimmt. Darüber hinaus können Eigenheiten in der Bewegungsausführung (zum Beispiel Schwerpunktverlagerungen) einen entsprechenden Einfluss nehmen.

Nachdem der zweite Anteil der Belastungskurve vor allem Ausdruck der De-Torquierung im Knie ist, kann dies für das Gelenk – bei gleichem Ergebnis, nämlich einem geraden Schritt – eine Innen- oder Außenrotation bedeuten. Es ist aber wichtig zu beachten, dass diese zweite rotatorische Belastungsphase im physiologischen Bewegungsprogramm durch das Anheben der Ferse unterbrochen wird, d.h. eine eventuelle Gegenrotation, um eine Torsionierung aufzuheben, kann auch bei zuvor „entblocktem“ Fuß stattfinden.

Anhand der Tabelle kann man gut nachvollziehen, dass der Unterschied der Beträge zwischen dem initialen und dem aktiven Drehmoment bei den ersten drei Probanden kein sehr großer ist. Die Schwankungen können durch die jeweiligen individuellen Eigenheiten erklärt werden. Hier spielen vor allem Faktoren wie Koordination, Kraft und Trainingszustand eine Rolle. Erst mit zunehmendem Trainingszustand werden zum einen die Gesamtbeträge und zum anderen die Unterschiede zwischen den beiden Belastungsmaxima größer.

In den Versuchen 1.1 – 1.3 spielten Spieler, die zwar allgemein gut trainierte Freizeitsportler, jedoch keine besonders versierten Fußballer sind (KG ca. 70 kg). Die Versuche 2.1 – 3.2 wurden mit Spielern durchgeführt, die in hohen Ligen aktiv spielen. Der Spieler aus den Versuchen 2.1 – 2.3 wog ca. 65 kg, die der Versuche 2.4 und 2.5 jeweils ca. 85 kg. Wenn man die Belastung auf das Kniegelenk betrachtet, sollte die Rolle des Körpergewichtes – im Rahmen dieser Studie – nicht zu sehr betont werden. Weil natürlich Faktoren wie Koordination, Explosivität der Bewegung und auch die Ausführung (durchlaufene Winkelgrade in allen Ebenen) derselben ebenso großen Einfluss nehmen können.

Wichtig ist es, zu beachten, dass der Begriff Medianwert sich auf den Betrag des maximalen initialen Drehmomentes bezieht.

| Versuch Nummer | Medianwert | My max initial (Nm) | delta t (sec) | Kraftstoß (AUC) | My max konsekutiv (Nm) | delta t (sec) | Kraftstoß (AUC) |
|----------------|------------|---------------------|---------------|-----------------|------------------------|---------------|-----------------|
| 1.1            | 1          | 13.7                | 0.040         | 0.4             | 16.0                   | 0.128         | 1.6             |
| 1.2            | 2          | 13.9                | 0.048         | 0.4             | 21.6                   | 0.112         | 2.1             |
| 1.3            | 3          | 15.2                | 0.056         | 0.6             | 14.0                   | 0.156         | 1.8             |
| 2.1            | 4          | 15.0                | 0.036         | 0.3             | -31.5                  | 0.088         | -1.8            |
| 2.2            | 5          | 17.0                | 0.044         | 0.5             | -21.4                  | 0.084         | -1.1            |
| 2.3            | 6          | 12.7                | 0.076         | 0.3             | -22.9                  | 0.224         | -3.8            |
| 2.4            | 7          | -49.6               | 0.056         | -1.7            | 26.8                   | 0.076         | 1.3             |
| 2.5            | 8          | -27.2               | 0.064         | -1.5            | 43.7                   | 0.096         | 2.9             |

Tab. 1: kontrollierte Außenrotationsschritte.

Wenn man nun den Unterschied zwischen den initialen und den konsekutiven Drehmomentbelastungen und die Videodokumentationen betrachtet, so kann man hier viererlei „Typisierungen“ feststellen:

- Die Hobbyspieler (1.1 – 1.3) produzieren sowohl in der ersten, als auch in der zweiten Phase einer Bewegung ein ähnlich hohes Drehmoment.
- Der Spieler aus den Versuchen 2.1 – 2.3 erzeugte in den meisten Fällen ein zum konsekutiven relativ niedriges initiales Drehmoment. In der Videoauswertung fällt auf, dass dieser Proband die Bewegungen wenig athletisch ausführt, jedoch einen recht spielerischen und sicheren Stil hat.
- Im Versuch 2.4 spielt ein sehr athletischer Stürmer, der – wie es im Videobild gut zu erkennen ist – die Richtungswechsel mit kräftigen Antritten einleitet. Die initialen Drehmomente liegen in ihren Beträgen meistens deutlich höher als die konsekutiven.
- Der Spieler in Versuch 2.5 ist zwar ähnlich athletisch wie sein Vorgänger, spielt aber insgesamt weniger druckvoll. Dies zeigt sich sowohl in den absolut erzeugten Drehmomenten, als auch im Verhältnis der initialen zu den konsekutiven Rotationsbelastungen.

In den letzten beiden Versuchen wird auch deutlich, dass das Korrelat des Kraftstoßes (AUC) wesentlich größer ist, als bei den Nicht-Profispielern. Mit dem Körpergewicht allein können diese Unterschiede nicht erklärt werden.

## 2.20 Tabelle der kontrollierten Innenrotationsschritte

Die folgende Tabelle zeigt gemessene Drehmomentwerte am linken Fuß, während der Proband den Slalomparcours durchläuft. Im Laufe dieser Schritte fand eine leichte Innenrotation im Kniegelenk statt. Wie bei den Außenrotationsschritten, war hier die Auflage, um den Schritt zu verwerfen, dass sie kontrolliert mit einer leichten Drehung nach links ablaufen, der Schritt davor war ebenfalls kontrolliert. Solche Bewegungen versucht der Spieler zu vermeiden, beziehungsweise nicht mit extremen Belastungen oder Manövern durchzuführen – „lieber“ wechselt er den Fuß, um auf diesem stehend dann eine Außenrotation durchzuführen

Trotzdem treten hier teilweise wesentlich höhere Messwerte, als bei den Schritten mit Außenrotationskomponente auf. Dies ist darauf zurückzuführen, dass vor allem die athletischeren Spieler den Fuß bei stärker adduziertem Bein aufsetzten, als das Bein bei den Außenrotationsschritten abduziert war. Sie hatten sich also mehr „in die Kurve gelegt“, dadurch geht eine recht hohe  $F_y$ -Komponente also eine vertikale Kraft in das dargestellte  $M_y$  ein. Vor diesem Hintergrund sind unkritische direkte Vergleiche zwischen Außenrotation und Innenrotation nicht gestattet – einmal mehr sei darauf hingewiesen, dass die Auswertung des Videobildes zur Beurteilung einer jeden Kurve unerlässlich ist.

Weil die Innenrotation eine Bewegung ist, die manche Probanden im freien Spiel „nicht gerne“ ausführen, gab es Versuche, aus denen nicht fünf Einzelschritte gewonnen werden konnten. Somit ist die Zahl der tabellarisch aufgeführten Versuche kleiner als bei den Schritten mit Außenrotations-Komponente. In den Versuchen 1.1- 1.3 spielten wieder untrainierte Fußballer, Versuche 2.1 -2.3 sind die versierten Spieler (V4 und V5: KG 65 kg; V6: KG 85 kg). Auch hier wird der Medianwert von  $M_{y \max \text{ initial}}$  betrachtet.

| Versuch Nummer | Medianwert | $M_y \max \text{ initial}$ (Nm) | delta t (sec) | Kraftstoß (AUC) | $M_y \max \text{ konsekutiv}$ (Nm) | delta t (sec) | Kraftstoß (AUC) |
|----------------|------------|---------------------------------|---------------|-----------------|------------------------------------|---------------|-----------------|
| 1.1            | 1          | 13.2                            | 0.032         | 0.2             | -12.7                              | 0.144         | -1.2            |
| 1.2            | 2          | 11.5                            | 0.028         | 0.2             | -16.8                              | 0.180         | -1.9            |
| 1.3            | 3          | 12.8                            | 0.032         | 0.3             | -17.6                              | 0.108         | -1.3            |
| 2.1            | 4          | -16.8                           | 0.080         | -1.0            | 30.5                               | 0.176         | 3.4             |
| 2.2            | 5          | -26.9                           | 0.120         | -2.0            | 24.0                               | 0.080         | 1.1             |
| 2.3            | 6          | 19.6                            | 0.024         | 0.2             | 23.1                               | 0.072         | 0.9             |

Tab. 2: kontrollierte Innenrotationsschritte.

---

## 2.21 Tabelle der unkontrollierten Schritte

Im Laufe der Spielaufgabe „Slalomparcours“ traten keine echten verunfallten Bewegungen auf; dies ist darauf zurückzuführen, dass die Hobby-Spieler bemüht waren, keine Fehler zu machen und deshalb recht langsam liefen. Die Profispieler führten bei allen Versuchen den Ball sicher durch die Stangen. Erst im Laufe des Versuches „Zweikampf“ konnten unkontrollierte Schritte im Laufe von dynamischeren Bewegungsabläufen aufgenommen werden. Die folgenden Tabellen geben die Werte wieder, die während dieser so genannten verunfallten Bewegungen aufgetreten sind. Sie zeichnen sich dadurch aus, dass der Spieler nicht während des gesamten Bodenkontaktes die Kontrolle über den Verlauf der Belastung des Fußes hat. Entweder entstand eine solche Situation, indem der Spieler durch den Ball oder den Gegenspieler abgelenkt wurde, oder infolge direkter Einwirkung durch den Gegner (Rempeln etc.).

Die unkontrollierten Bewegungen sind einzeln zu bewerten, eine Zusammenfassung macht hier wegen zu geringer Fallzahlen keinen Sinn. Es müssten mehrere ähnliche, vergleichbare Ereignisse gewonnen werden können, um einen repräsentativen Durchschnitt bilden zu können. Die aufgezeichneten Ereignisse sind jedoch in ihren Einflüssen, die zu der verunfallten Bewegung führten, als auch in dem jeweiligen resultierenden Bewegungsablauf sehr unterschiedlich. Im Rahmen dieser Studie ließen sich keine höheren Fallzahlen gewinnen, weil während der Messungen – bedingt durch die Begrenzung des Speicher-Mediums und die dadurch eingeschränkte Messdauer – nur wenige echte verunfallte Bewegungen provoziert und aufgezeichnet werden konnten.

Eine einzelne Beurteilung ist aber sinnvoll. Zum einen kann sie als Grundlage für weiterführende Überlegungen der Unfallprophylaxe dienen, zum anderen können ähnliche Bewegungsabläufe – verunfallte und kontrollierte – gegeneinander verglichen werden.

Die Bewegungen sind ebenfalls nach der Anfangsrotationsrichtung gegliedert. In manchen Fällen kann aber diese nicht beibehalten werden, weil sich während der Bewegung zum Beispiel durch gegnerische Einwirkung die Orientierung geändert hat.

Die untersuchten Situationen entstanden akzidentiell während der Spielaufgaben. Den Probanden wurde aufgetragen, möglichst „hart“ zu spielen. Selbstverständlich sollten aber kein Foulspiel eingesetzt werden. Unter diesen Bedingungen machten die untrainierten Spieler (Gruppe 1) in den aufgezeichneten Sequenzen weniger eindeutig verunfallte Bewegungen. Dies ist auf die größere Vorsicht zurückzuführen, mit der sich ein unsicherer Spieler bewegt.

| Gruppe 1     | My max initial (Nm) | delta t (sec) | Kraftstoß (AUC) |  | My max konsekutiv (Nm) | delta t (sec) | Kraftstoß (AUC) |
|--------------|---------------------|---------------|-----------------|--|------------------------|---------------|-----------------|
| Außenrotiert | 16.0                | 0.048         | 0.6             |  | -3.7                   | 0.112         | 2.0             |
|              | 46.7                | 0.044         | 1.5             |  | 33.1                   | 0.244         | 6.5             |
| Innenrotiert | 9.7                 | 0.020         | 0.1             |  | -25.9                  | 0.048         | -1.0            |
|              | 17.7                | 0.020         | 0.3             |  | -14.4                  | 0.092         | -1.0            |

*Tab. 3: unkontrollierte Rotationsschritte der Freizeitspieler.*

Die Profis (Gruppe 2) spielten wesentlich aggressiver, der versierte Hobby-Spieler konnte zu keiner unkontrollierten Spielweise provoziert werden. Grundsätzlich ist zu erwarten, dass verunfallte Bewegungen ohne äußeren Einfluss größere Druckwerte am Fuß produzieren, weil die entsprechende Kette der Belastungen ihren Anfang eben im Fuß findet. Bei externen Störungen – beispielsweise einem Rempler mit dem Oberkörper – ist der Weg zwischen Ansatzpunkt des Impulses und Mess-Stelle länger. Dadurch dass wesentliche Kraftkomponenten im Laufe der Bewegungskette in nicht gefährdende Energieformen (Weichteilverformung und Wärme) umgewandelt wird, nimmt die Kraft, die schlussendlich am Fuß ankommen kann stetig ab. Um diesen Aspekt gerecht zu werden, wurde bei den trainierten Spielern eine Unterteilung vorgenommen: Tab. 4 gibt die Sequenzen wieder, bei denen der Spieler bereits vor dem Aufsetzens des Fußes irritiert wird und somit eine Bewegung ausführt, die nicht dem „geplanten Programm“ entspricht. In der zweiten Sparte werden die Bewegungen zusammengefasst, in denen der störende Einfluss erst dann eintritt, wenn der Fuß bereits verblockt ist.

| Gruppe 2<br>Sparte 1 | My max<br>initial<br>(Nm) | delta t<br>(sec) | Kraftstoß<br>(AUC) |  | My max<br>konse-<br>kativ<br>(Nm) | delta t<br>(sec) | Kraftstoß<br>(AUC) |
|----------------------|---------------------------|------------------|--------------------|--|-----------------------------------|------------------|--------------------|
| außen-<br>rotiert    | -103.5                    | 0.040            | -2.5               |  | -30.3                             | 0.392            | -6.1               |
|                      | -55.0                     | 0.044            | -2.1               |  | -37.7                             | 0.144            | -2.3               |
|                      | -26.0                     | 0.048            | -0.5               |  | 66.6                              | 0.112            | 4.7                |
| außen-<br>rotiert(?) | 50.6                      | 0.024            | 1.4                |  | 64.1                              | 0.112            | 4.7                |
| Innen-<br>rotiert    | -74.8                     | 0.060            | -2.5               |  | 10.9                              | 0.096            | 0.1                |
|                      | 43.5                      | 0.036            | 0.5                |  | 73.9                              | 0.076            | 5.0                |
|                      | -30.1                     | 0.048            | -0.6               |  | 97.3                              | 0.084            | 4.0                |

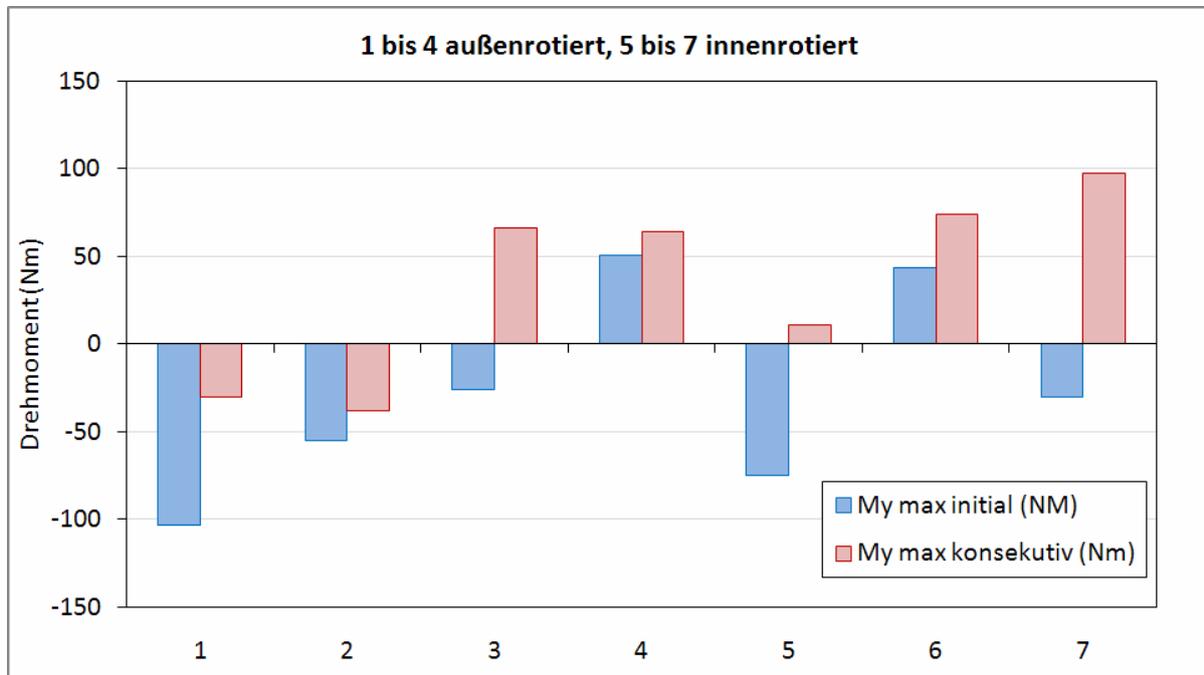
Tab. 4: unkontrollierte Rotationsschritte der Profispieler; die Irritation erfolgte vor dem Bodenkontakt.

| Gruppe 2<br>Sparte 2 | My max<br>initial<br>(Nm) | delta t<br>(sec) | Kraftstoß<br>(AUC) |  | My max<br>konse-<br>kativ<br>(Nm) | delta t<br>(sec) | Kraftstoß<br>(AUC) |
|----------------------|---------------------------|------------------|--------------------|--|-----------------------------------|------------------|--------------------|
| außen-<br>rotiert    | -26.0                     | 0.048            | 0.5                |  | 66.6                              | 0.048            | 4.7                |
|                      | -30.1                     | 0.048            | -0.6               |  | 97.3                              | 0.084            | 4.0                |
| innen-<br>rotiert    | 50.6                      | 0.024            | 1.4                |  | 64.1                              | 0.088            | 4.2                |
|                      | 30.8                      | 0.016            | 0.2                |  | -45.2                             | 0.112            | -2.8               |
|                      | 28.2                      | 0.064            | 0.8                |  | -10.3                             | 0.072            | -0.4               |
|                      | 43.5                      | 0.036            | 0.5                |  | 73.9                              | 0.076            | 5.0                |

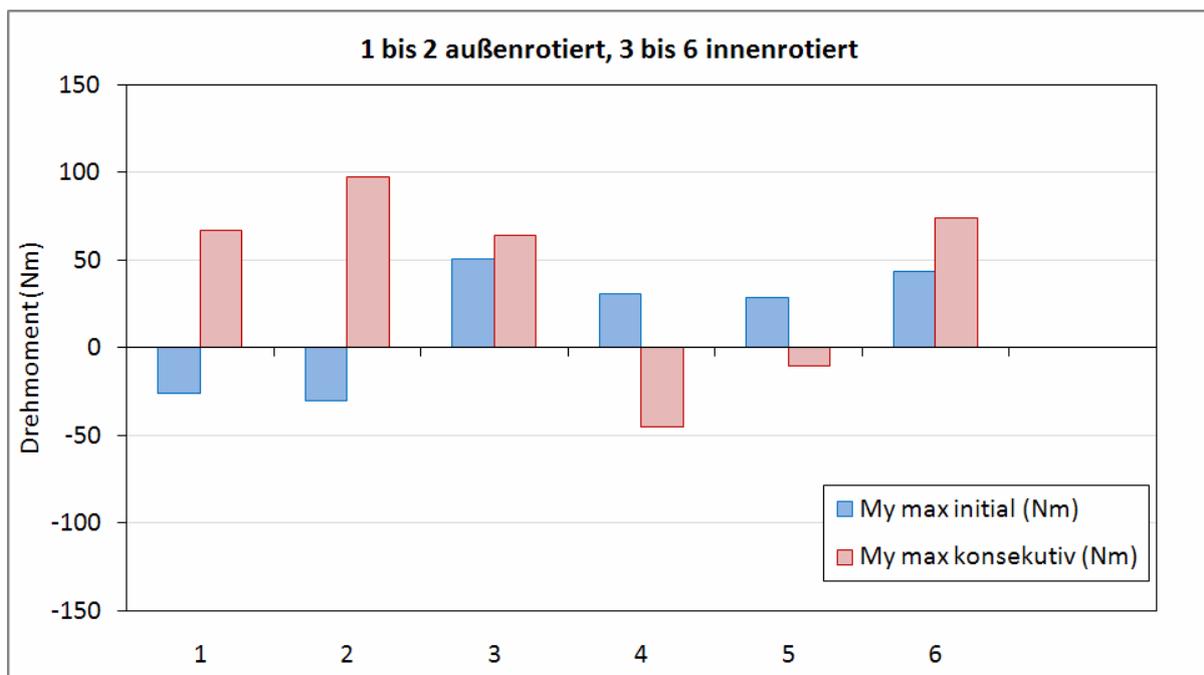
Tab. 5: unkontrollierte Rotationsschritte der Profispieler; die Irritation erfolgte während des Bodenkontaktes.

In den folgenden Tabellen sind noch einmal die initialen und konsekutiven Belastungsmaxima jeweils einer Aktion dargestellt. Die zweite Sparte zeigt eine Tendenz dahinge-

hend, dass das initiale Drehmoment weniger hohe Werte einnimmt als es in der ersten Sparte der Fall ist. Die ließe sich damit vereinbaren, dass die Energie, die – durch Verformung der Sensoren am Fuß – in dem dargestellten Drehmoment resultieren bereits weiter proximal zu größeren Anteilen verloren gegangen ist.



Tab.6: die Maximalwerte der unkontrollierten Bodenkontaktphasen, bei denen der Spieler vor der Verblockungsphase irritiert worden ist.



Tab.7: die Verteilung der Maxima, nachdem der störende Einfluss während der verblockten Bodenkontaktzeit aufgetreten ist

---

Auch wenn die Unterschiede in den äußeren Gegebenheiten der dokumentierten Bewegungen eine statistische Diskussion nicht zulassen, so weisen die gewonnenen Daten darauf hin, dass in den Fällen der verunfallten Aktionen die Differenz zwischen initialem und dem zugehörigen konsekutiven Drehmoment größer sein könnte, als dies bei den kontrollierten Bewegungen der Fall ist. Gleiches gilt sowohl für die reinen Beträge der initialen als auch die der konsekutiven Drehmomente. Um in dieser Richtung eine definitive Aussage machen zu können, wäre entweder eine größer angelegte Studie vonnöten, oder aber eine weiterentwickelte Mess-Socke.

Eine mögliche Erklärung für diesen Sachverhalt könnte sein, dass sich eine kontrollierte von einer verunfallten Bewegung durch den Betrag der Horizontalkräfte – also als Scherkraft zwischen Fuß- und Schuhsohle – unterscheidet.

## **2.22 Kommentare zu dem Videomitschnitt "Torwartsturz" von Zauner (26)**

Um die inzwischen gewonnenen Einblicke in die Belastungsspitzen auf das Kniegelenk an einem Beispiel in die Praxis zu übertragen, wird im Folgenden eine dokumentierte Verletzung aus einem Profi-Fußballspiel übernommen. In dieser Videosequenz erleidet ein Torwart eine Ruptur des vorderen Kreuzbandes, weil er während eines Sprunges mit einem Gegenspieler kollidiert und somit die Landung auf dem rechten Fuß räumlich und zeitlich minimal verschoben stattfindet, als er es geplant hat

Diese Verletzungssituation wurde zufällig von Fernsehkameras (System S-VHS) aufgenommen. Die computeranalytierte Dokumentation wurde mit Hilfe eines geeigneten Programmes (PEAK-Motus<sup>®</sup>) erstellt. Die Studie von Zauner sollte die Zusammenhänge einer Kreuzband-Ruptur mit einer eventuellen Verblockung des Fußes im Untergrund feststellen. Hierzu wurde das Videobild für das Programm formatiert. Anschließend wurden Landmarken, an denen sich das Programm orientiert, manuell über den großen Gelenken des Körpers Bild für Bild angebracht. Somit konnte in diesem Beispiel der Torwart aus der Videoaufnahme in ein „biomechanisches Strichmännchen“ transformiert werden, d.h. in einen Satz von Koordinaten und Zahlenwerten. Damit wird nicht nur eine exakte Bewegungsanalyse möglich, sondern auch die Berechnung von Hebeln und damit von Drehmomenten möglich. Die Darstellung gelang so genau, dass sogar Winkelbeschleunigungen von Ober- gegen Unterschenkel erfasst werden konnten. Somit konnte Zauner sogar den Zeitpunkt der VKB-Ruptur eingrenzen: während dieser Phase nahm diese Winkelbeschleunigung nämlich vorübergehend zu, weil die Muskelkraft nicht verzögernd sondern verzögert auf die beiden Gelenkpartner einwirken konnte und somit die Belastung kurzfristig ausschließlich ligamentär im Kniegelenk abgebaut werden musste.

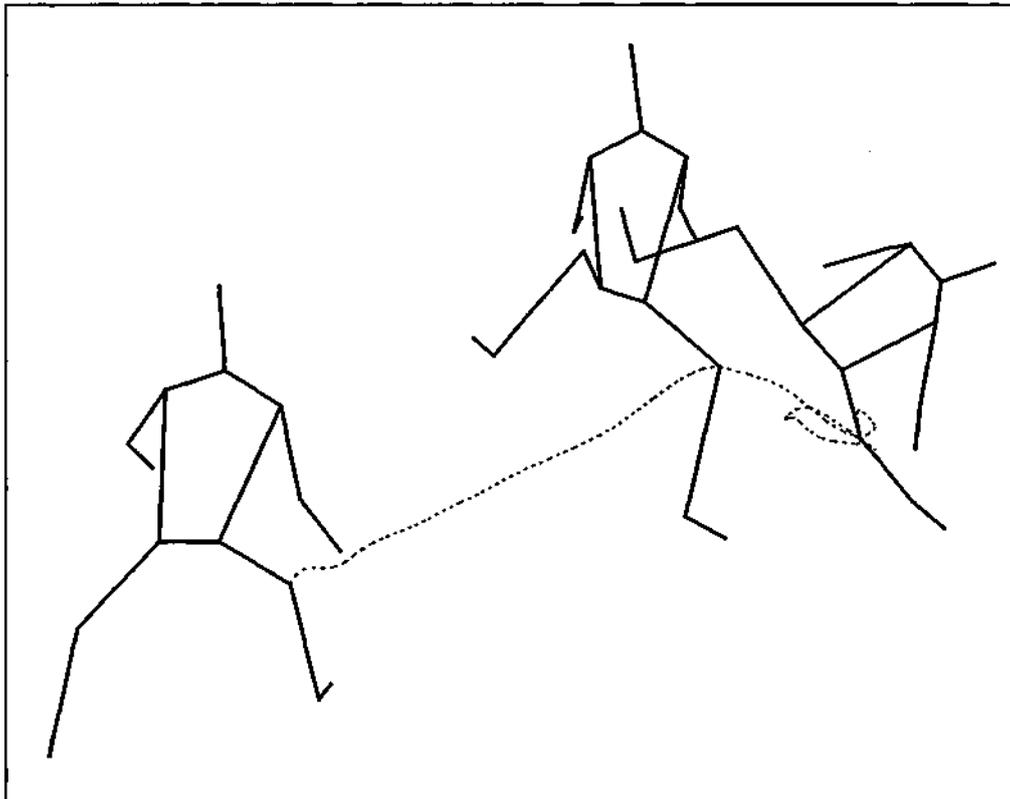


Abb. 15: Computergestützte Dokumentation einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes.

In der dokumentierten Spielsituation ist Folgendes passiert: ein hoher Pass wird in Richtung Tor gespielt. Mehrere Spieler bewegen sich auf die Stelle kurz vor dem Strafraum zu, auf die der Ball treffen wird. Der Torwart entscheidet sich, „aus dem Tor zu laufen“ und den Ball im Sprung nach vorne mit der Faust wegzustoßen, bevor ein gegnerischer Spieler diesen annehmen kann. Dazu springt der Torwart hoch – gleichzeitig mit ihm zwei gegnerische Spieler, die versuchen, den Ball mit dem Kopf zu erreichen. Die Kollision in der Luft hat zur Folge, dass jeder der beteiligten Spieler räumlich und zeitlich versetzt anders landet als er es ursprünglich geplant hat. Nachdem die gegnerischen Spieler jedoch „nur“ in die Höhe gesprungen sind, ist diese „Programmänderung“ (siehe oben) nicht so wesentlich, wie für den Torwart – weil er aus dem Lauf heraus gesprungen ist, und dadurch seine Bewegungsphase in der Luft wesentlich stärker beeinflusst wird, kommt es zu einer verunfallten Landung.

Wie in der Abbildung erkennbar ist, sind in dieser Situation die Kriterien einer Unhappy Triad erfüllt. Die Außenrotation wird bedingt durch die Vorwärtsbewegung bei bereits vorrotiertem Unterschenkel. Dazu kommt eine Valgusbelastung, die dadurch entsteht, dass der Fuß weiter lateral der ursprünglich im Bewegungsmuster geplanten Stelle aufgesetzt werden muss. Das Kniegelenk ist bereits flektiert, um den erwarteten Aufprall dämpfen zu können. Der anschließende Sturz bei fest im Untergrund verankertem Fuß führt diese Bewegungskomponenten ins Extreme – das vordere Kreuzband rupturiert vollkommen.

In der obigen Tabelle 4 wäre dieser Unfallmechanismus in die Sparte 1 einzuordnen,

---

nach deren Tendenzen das initiale maximale Drehmoment einen wesentlich höheren Betrag einnehmen würde als das konsekutive.

## **2.23 Die Neurologie der passiven Bewegung (nach 34 und 35)**

Wenn man die heutigen Erkenntnisse der Neurologie über die Steuermechanismen einer Bewegung (wobei hier streng zwischen willkürlichen und unwillkürlichen Bewegungen unterschieden werden muss) und die Ergebnisse der vorliegenden Messungen auf einen Nenner bringt, eröffnet sich eine Möglichkeit, wie das Problem der verminderten Kontrollierbarkeit einer Gelenk schonenden Schuhsohle angegangen werden kann.

Der menschliche Organismus hat eine Vielzahl von Möglichkeiten, eine Bewegung zu initiieren, auszuführen und zu kontrollieren. Der Muskel – mit seinen zugehörigen Sehnen und dem umliegenden Weichteilmantel als makroskopische Funktionseinheit betrachtet – ist dabei Sensor- und Erfolgsorgan zugleich. Was passiert also, wenn ein Muskel gerade „merkt“, dass er von außen ohne den „Befehl von oben“ beeinflusst, also passiv gedehnt wird?

Die erste, dem Muskel eigene, Möglichkeit solcher Beeinflussung entgegenzuwirken, ist der monosynaptische Eigenreflex (MER). Dieser dient in erster Linie dazu, die Länge einer Muskelfaser konstant zu halten (Ia-Afferenz vermittelt). Auf den Reiz der passiven Dehnung der Spindelfasern reagiert die Muskelfaser, zusammen mit anderen Fasern, die von dem betroffenen Alpha-Motoneuron versorgt werden, mit einer Kontraktion. Gleichzeitig werden Antagonisten der Bewegung entspannt. Dadurch wird entweder der Status quo wiederhergestellt oder noch darüberhinaus der ursächlichen Dehnung antizipiert. Es existieren weitere, parallel laufende Nervenfasern (II-Afferenzen), die nach heutigem Verständnis dazu dienen, den ersten MER für die Faser und größere Funktionseinheiten zu modulieren. Außerdem werden übergeordnete Motorikzentren angeregt, eventuell notwendige Korrekturen mittels anderer Muskelfasern (Synergisten und Antagonisten) einzuleiten.

Des Weiteren hat der Organismus auf spinaler Ebene die Möglichkeit, die muskuläre Vorspannung durch den Spindelapparat (Gamma- Afferenz-vermittelt) auf ein Optimum zu justieren – sozusagen „auf Anschlag“. So kann sich der Muskel auf den entsprechenden Befehl hin ohne Verzögerung (bedingt durch „Leerlauf“) kontrahieren.

Am muskulo-tendinösen Übergang befindet sich eine Steuereinheit, die synergistisch mit den anfangs erwähnten Ia-Fasern im Muskel wirkt: der Golgi-Sehnenapparat. Er vermittelt via Ib-Fasern ebenso eine statische wie auch phasische Reizantwort auf eine passive Dehnung des Muskels hin.

Schlussendlich dienen vielfache freie Nervenendigungen verschiedenster Lokalisation (Muskel, Bindegewebe, Haut etc.) und Qualität (II; III und IV) dazu, einerseits die Reizantwort auf die passive Dehnung des Muskels auf spinaler Ebene zu modulieren, als auch die entsprechende Information nach zentral fortzuleiten.

In den übergeordneten Motionszentren, also Hirnstamm, Cerebellum und sensorische Kortex, finden die übergreifende Koordination der Bewegung und eine adäquate Reaktion auf die externe Störung hin statt. Damit wird – unter Einbeziehung der bereits erfolgten Reaktionen – versucht, das ursprüngliche Bewegungskonzept fort- oder einen neuen Plan durchzuführen.

Dazu muss man sich prinzipiell vor Augen halten: Je weiter nach oben in der Hierarchie der Bewegungssteuerung eine Information dringt, desto länger dauert die Befehlsge-

---

bung an das Erfolgsorgan, desto differenzierter wird aber auch die Reaktion erfolgen, weil eine umso größere Anzahl von Erfolgsorganen (also Muskeln) daran beteiligt ist.

Auf allen oben genannten Ebenen bestehen Interneurone, die den Informationsfluss in den Afferenzen und Efferenzen vernetzen. Somit wird eine effektive Feinabstimmung unter Einbeziehung von nicht direkt betroffenen Zentren anderer Muskelgruppen ermöglicht. Dadurch ist erklärt, dass nur in den seltensten Fällen ein bewusstes (kortikales) Eingreifen in die motorische Regulation notwendig ist. Interneurone bilden auch die Grundlage, Bewegungen und Reaktionsverhalten zu trainieren.

Vergleicht man den Zeitraum, in dem das erste Belastungsmaximum auftritt mit den Überleitungszeiten, die die Leitungsbahnen der Afferenzen mindestens benötigen, um die Information einer passiven Dehnung zu den untersten (spinalen) Steuerzentren zu vermitteln, so zeigt sich, dass innerhalb dieser Zeit bereits ein großer Teil des ersten Belastungsgipfels – also im Sinne eines Kraftstoßes – auf die untere Extremität wirkt.

Das heißt: bevor bei einer unwillkürlichen Bewegung die wichtigen Informationen über einen Bodenkontakt verarbeitet werden können, wirken bereits große Kräfte und Momente auf das Kniegelenk – im ungünstigsten Fall eben im Rahmen eines Mechanismus' der als ein gefährlicher bekannt ist. In dieser Phase hat der Körper wenige Möglichkeiten „an der Hand“, aktiv einen prophylaktischen Schutzmechanismus einzusetzen – also zum Beispiel geübte Ausweichbewegungen und trainierte Propriozeption oder voraus greifendes muskuläres Stabilisieren des Gelenkes („Quadrizepsschutz“). Darüber hinaus ist für den Einsatz eben solcher Mechanismen eine Einbeziehung höherer Koordinationszentren des Nervensystems notwendig. Damit verlängert sich natürlich auch die neuronale Überleitungszeit. Dies soll durch ein simples Rechenexempel demonstriert werden:

Betrachtet wird das Erfolgsorgan Quadricepsmuskulatur, deren sensorische Innervation nach einer Strecke von ca. 50 cm die Hinterwurzel erreicht. Bei einer Überleitungsgeschwindigkeit von 100 m/ sec (Ia-Afferenz) errechnet sich so eine Dauer von ca. 5 msec bis zum Erreichen der Information der spinalen Ebene. Wenn man nun dieselbe Zeit veranschlagt, um eine frühestmögliche Ankunft eines efferenten Kommandos am Erfolgsorgan zu postulieren, erhält man 10 msec bis zur ersten Kontraktion. Dies spielt sich aber nur im Sinne eines ungesteuerten muskulären Eigenreflexes ab.

Die Auswertung der mittels der Mess-Socke erfassten Daten hat gezeigt, dass in dieser Zeit sich oftmals schon mehr als 50% der initialen Maximalbelastung aufgebaut haben. Vor allem bei abrupten Richtungsänderungen entstehen zu Beginn passive Drehmomente, die in ihrer Größe denen der später aktiv und kontrolliert eingebrachten entsprechen.

Nun haben wir aber in dem obigen vereinfachten Rechenbeispiel den Fall angenommen, der nicht die Einbeziehung übergeordneter Motionszentren berücksichtigt. Es sei also spekuliert, dass eine suffiziente Koordination der Bewegung erst dann eintritt, wenn bereits ein großer Teil der initialen Belastung auf den Fuß einwirkt – dieser also erst im nachhinein antizipiert werden kann, wenn durch eine verunfallte Bewegung das ursprünglich geplante Programm geändert werden muss.

Ein wichtiger Aspekt, den es zu evaluieren gilt ist die Divergenz zwischen koordinierten und „verunfallten“ Bewegungen. Sowohl bezüglich der motoneuronalen Abläufe, als auch im Verlauf der Kraft- und Belastungskurven sind Unterschiede zu erwarten, die einerseits die Entwicklung einer Sicherheitssohle verkomplizieren, die aber andererseits unter

---

Umständen die Chance eröffnen, eine Art Feindifferenzierung zwischen normalen und gefährlichen Bewegungsabläufen anzustellen. Bis dato sind in dieser Richtung keine Studien bekannt geworden, die weiterhelfen könnten – die Fragestellung ist mit Sicherheit zu speziell, wenngleich auch für andere Fachbereiche von Interesse.

---

## **3. Schlussteil**

### **3.1 Diskussion und Ausblick**

Im folgenden Abschnitt sollen die in den Feldmessungen gewonnenen statistischen Daten noch einmal kritisch beleuchtet werden. Dazu soll ein Ausblick über die Verwendung der im Rahmen dieses Experimentes gewonnenen Daten sowie auf die weiteren Einsatzmöglichkeiten des Systems Mess-Socke gegeben werden. Dies ist umso mehr notwendig, als dass das verwendete Verfahren sich in dieser Verwendung derzeit im experimentellen Stadium befindet und noch einen sehr großen Spielraum für technische Verbesserungen bietet. Die Mess-Socke in ihrer jetzigen Form ist ja initial für Druckverteilungsmessungen im Skistiefel entwickelt worden. In einem solchen Bewegungssystem, in dem Unterschenkel und Fuß bedingt durch den speziellen Schuh vor allem in der Frontalebene nicht beweglich sind, herrschen besser definierte und damit leichter zu erfassende Verhältnisse als es in einem normalen Schuh der Fall ist. Ein Fuß kann sich in einem Fußballschuh in allen anatomischen Freiheitsgraden des Sprunggelenkes bewegen, was eine normierende biomechanische Betrachtung, die den Übertrag in ein fixes Koordinatensystem erfordert, stark erschwert.

### **3.2 Diskussion**

Bereits mehrfach ist darauf verwiesen worden, dass die gewonnenen Daten nicht unkritisch betrachtet werden dürfen. Die gewissenhafte Kalibrierung der Mess-Socke gegen die Kistlerplatte mit mehreren Probanden kann interindividuelle Eigenheiten der Bewegung, die sich in den Messwerten niederschlagen nicht völlig ausgleichen. Die Kalibrierfaktoren, die die Wichtung der einzelnen Sensoren in der Gesamtheit der am Fußrist abgenommenen Druckdaten festlegen, sollen eine von Laborinstallationen unabhängige Messung auf dem Fußballfeld ermöglichen. Hierfür nimmt man in Kauf, dass unter Umständen große Kraftbeträge, die über einen relativ niedrig gewichteten Sensor aufgenommen werden, geringer in die Gesamtberechnung eingehen und damit „untergehen“. Vice versa können niedrige Kräfte an stark gewichteten Arealen „aufgeblasen“ werden. Dieser Sachverhalt konnte sich im hier verwendeten Studien-Setup besonders stark auswirken. Nachdem ein Sensor eine Fläche repräsentiert, die größer ist als seine eigene, wird diese Belastung mit dem Faktor multipliziert, der dem Verhältnis von Sensorenfläche zu entsprechender Oberfläche auf dem Fuß Rechnung trägt. Dadurch wurden teilweise deutlich überhöhte Werte „gemessen“, die erst im Laufe der späteren Auswertung des Videomaterials sowie der dreidimensionalen Darstellung als Falschwerte erkannt werden konnten.

Ließ das Konzept der Studie diese Problematik bereits in der Planungsphase vermuten, so musste doch die teilweise deutliche Auswirkung der Randomisierung der Kalibrierfaktoren überraschen. In der Konsequenz wurden einzelne Versuche mit unrealistisch hohen oder niedrigen Messergebnissen im Weiteren nicht mehr berücksichtigt. Hierbei handelte es sich um zwei Hobbyspieler, die einen besonders schmalen Fuß haben, so dass die

---

Fußballschuhe zu weit waren. Nach sorgfältiger Analyse der Fehlerursache konnte bei all diesen Messungen ein Sensor eruiert werden, der durch anatomische Strukturen, die auf ihn beziehungsweise von ihm weg rutschen, unverhältnismäßig stark oder schwach komprimiert wurde. Dieser Vorgang ist in der Druckverteilungsmessung bekannt und wird als Bypass-Effekt bezeichnet. Zum Nachweis besonders hilfreich ist hier die 3-D-Darstellung des Auswertungsprogrammes, in der die Sensoren dadurch auffallen, dass sie plötzlich besonders hohe oder niedrige Werte anzeigen, sich also nicht harmonisch in die Gesamtheit der zeitlich und räumlich benachbarten Druckverteilungswerte eingliedert.

Dieses Problem ließe sich sehr einfach einschränken: indem man nicht die generalisierten Kalibrierfaktoren der einzelnen Sensoren verwendet, die für alle Messungen gelten sollen, sondern indem man für jeden Probanden individuelle Kalibrierfaktoren auf einer Labormessplattform errechnet. Doch damit ginge ein wichtiger Vorteil einer solchen Messvorrichtung verloren, nämlich die Unabhängigkeit von ortsfesten Messgeräten.

Somit bietet sich die Mess-Socke in ihrer jetzigen Form als ein genügend robustes Gerät an, das geeignet ist Fragestellungen der Bewegungsanalyse auch im Verbund mit anderen Messvorrichtungen wie Beschleunigungssensoren, EMG oder computergestützten Bewegungsanalysen zu beantworten.

Des Weiteren kann die Mess-Socke in Bereichen eingesetzt werden, die die systemimmanenten Fehler, die trotz gewissenhafter Kalibrierung bestehen bleiben, berücksichtigen können, beziehungsweise bei denen diese Fehler nicht so stark in Erscheinung treten. So sollte man zum Beispiel verschiedene Schuhsohlen, die von dem gleichen Probanden getragen werden – bei dem also ein individueller Kalibrierfaktor verwendet werden kann, weshalb der entsprechende Fehler gering bleibt – gegeneinander vergleichen können.

Eine Messung des Drehmomentes, das bei verblocktem Fuß und rotationaler Belastung im Kniegelenk entsteht, kann nach diesem Experiment nicht erwartet werden. Die „Entfernung“ von dem Ort der Messung (Fuß) zum betrachteten Gelenk (Knie) ist zu groß – die sich dadurch summierenden Fehler bedeuten eine zu starke Aufweichung der Daten, die sich auch durch gewissenhafte Diskussion oder Aussortierung nicht beherrschen lässt. Diese Tatsache wurde erst im Laufe der Auswertung der Hauptmessungen in ihrem vollen Ausmaß deutlich, als häufiger zu sehen war, dass bei von außen eindeutigen Situationen eben keine plausiblen Messwerte aufgezeichnet wurden. Zwar kann man in den meisten Fällen die Ursache der Abweichung benennen, doch lässt sich die Größe des Fehlers nicht bestimmen – der Messwert wird „zu weich“. Somit können die erhobenen Drehmomentbeiträge nur als Annäherung an die real herrschenden Verhältnisse im Kniegelenk betrachtet werden, die zwar der Wirklichkeit recht nahe kommen, doch den strengen Kriterien einer Messung nicht standhalten können.

Für die statistische Zusammenfassung der erhobenen Daten wurden nur solche Messergebnisse verwendet, bei denen ein starker Fehler nicht zu erwarten war. Trotzdem bestehen immer noch zwei kritische Punkte: einerseits ist eben ein solcher gerade gewonnener Messwert nicht ohne gewissenhafte Kontrolle durch die Videoaufnahmen sicher, andererseits müssen alle so „vorsortierten“ Ergebnisse nochmals über die Kontrolle der Einzelsensoren (vor allem in der 3-D-Darstellung) geprüft werden.

Die Breite der Streuung der statistischen Messergebnisse lässt sich zum einen dadurch erklären dass der Versuchsaufbau im Vornherein so gewählt wurde, dass die Bewegungen der Probanden möglichst wenig von außen bestimmt werden – dies, um den Vorteil

---

der völligen Bewegungsfreiheit für den Probanden auszunutzen und wirklich unter Feldbedingungen zu messen. In der Konsequenz konnten aber eine Vielzahl von externen Einflüssen benannt werden, die sich auf die Ausführung, Modulierung und Dynamik der Bewegung auswirken. Der andere Grund für eine teilweise recht hohe Streuung der Messwerte innerhalb der Versuchsgruppen ist die Tatsache, dass – um eine genügend große Fallzahl zu gewinnen – die Kriterien an bestimmte subsumierte Rotationsbewegungen im Nachhinein weit gefasst werden mussten. Die Ursache für diesen Umstand ist die noch recht eingeschränkte Kapazität des portablen Speichers, die bei vernünftiger Messfrequenz (36, 37) eine Messdauer von lediglich 30 Sekunden erlaubt. Durch den somit notwendigen Übertrag der Messdaten in einen portablen Computer wird der Zeitrahmen stark gedehnt – das Verhältnis zwischen organisatorischem Aufwand und aufgezeichneten „interessanten“ Aktionen ist noch recht ungünstig.

### **3.3 Anforderungen an den Fußballschuh von Morgen**

Wenn man die Ergebnisse dieser Studie mit den – teilweise schon seit mehr als zehn Jahren bekannten – Erkenntnissen über die Unfallträchtigkeit von bestimmten Schuhdesigns zusammenfasst, lassen sich Eigenschaften feststellen, die ein Fußballschuh der Zukunft unter biomechanischen und unfallprophylaktischen Aspekten auf sich vereinigen sollte.

Im Folgenden sollen nur die Anforderungen, die an die Sohlengestaltung gestellt werden müssen, ausformuliert werden – der Schaft des Schuhs bietet wenig Spielraum, Veränderungen einzubringen. Die Sohle – quasi das Profil des Sportlers – kann aber stark verändert und moduliert werden, ohne die Hauptaufgaben des Schuhs zu beeinträchtigen.

### **3.4 Welche Eigenschaften der herkömmlichen Sohle sollen weiterhin erhalten bleiben?**

Der Fußballschuh hat im Laufe seiner Entwicklung verschiedene konzeptionelle Veränderungen erfahren, die zum Teil auch aus verletzungsprophylaktischen Gründen eingeführt worden sind. So müssen zum Beispiel die Stollen ein bestimmtes Verschleißverhalten haben, das das Entstehen von scharfen Graten verhindert. Entsprechend sollten gewisse Leistungsmerkmale des jetzigen Sohlendesigns erhalten bleiben:

- Der Schuh muss den Regeln der FIFA konform konzipiert sein. Hierbei sind die Vorgaben bezüglich der Materialwahl und Abmessungen der Stollen beziehungsweise Nocken zu beachten. Wie in der Einleitung erklärt, dienen diese Vorgaben vor allem der Vermeidung von Verletzungen der Gegenspieler. Nach dem heutigen Wissensstand über Verletzung und Ursache derselben muss man aber feststellen, dass diese Regeln modifiziert werden sollten, in der Absicht, einen noch besseren Schutz für den Spieler selbst zu gewährleisten.
- Der Schuh muss bei Beschleunigungs- und Verzögerungsmanövern, bei denen die Bodenreaktionskräfte hauptsächlich in sagittaler Richtung wirken, sicheren Halt bieten. Die Kräfte, die in dieser Orientierung entstehen, können von der unteren Extremität gut absorbiert und fortgeleitet werden – starke Muskulatur mit langen Hebelarmen wirkt in dieser Ebene stabilisierend, die Gelenkstrukturen sind auf solche Belastungen ausgerichtet.

- 
- Auch bei willkürlichen Manövern, die eine Rotationskomponente beinhalten, muss die Sohle den erforderlichen Griff bieten.
  - Wie bisher sollte der Fußballschuh nicht wahllos alle auftretenden Kräfte die in horizontaler Ebene wirken abdämpfen – mit anderen Worten sollten die mühsam gewonnenen Erkenntnisse bezüglich der Adaptation der unteren Extremität gegen vertikale Belastung (38, 39, 40, 41) nicht vergessen werden, nur weil die nun zu betrachtende Ebene um 90° gekippt ist.

### **3.5 Welche Eigenschaften sollte eine Fußballschuhsohle noch gewinnen?**

Wenn der Fuß im Boden verblockt, sollte eine initiale kurz währende Entkoppelung des vorderen oder hinteren Anteils der Schuhsohle das erste Belastungsmaximum verringern können. Dieser Gedankenansatz lässt sich mit Sicherheit nicht ohne aufbauende Überlegungen und Fragestellungen weiterverfolgen. Das offensichtliche Manko an diesem Lösungsvorschlag ist die wohl schwer zu realisierende zuverlässige Diskriminierung von gewünschten und notwendigen hohen Belastungen und zu entschärfenden, verletzungs-trächtigen Überlastungen. Das Vorbild für die technische Verwirklichung könnte – wie eingangs erwähnt – die Skibindung oder das Klickpedal an Sportfahrrädern sein. Die Entwicklung von einerseits feiner und andererseits genügend robuster Mechanik in diesen Sektoren lässt erwarten, dass sich auch die Ansprüche, die an einen solcherart ausgerüsteten Fußballschuh gestellt werden müssten erfüllt werden können. Diese Entkoppelung könnte beispielsweise durch Einzelstollen mit definierten Freiheitsgraden in der Horizontalebene geschehen oder auch durch Gleitplatten, die bestimmte Stollen miteinander verbinden und so eine koordinierte Beweglichkeit in verschiedenen Orientierungen ermöglicht.

Auch ein rotationsfreundlicheres Stollendesign, das die seit langem bekannten Anforderungen berücksichtigt kann bereits eine Verbesserung bedeuten.

### **3.6 Bedeutung der Ergebnisse für eine sinnvolle Verletzungsprophylaxe**

Es stellt sich nun die Frage, inwieweit die Ergebnisse dieser Studie nun helfen können, eine sinnvolle Verletzungsprophylaxe zu gestalten. Hierzu seien die anfangs erwähnten Erkenntnisse über die Bedeutung der Koppelung zwischen Untergrund und Fußballschuh in Erinnerung gerufen. Es erscheint zweifelhaft, ob das Problem „verblockter Fuß“ sich allein durch ein besonderes Sohlendesign bewältigen lässt: der Spagat zwischen notwendigem Griff der Sohle und den zur Entlastung ebenso notwendigen rotationalen Freiheitsgraden ist zu gewaltig, als dass allein eine entsprechende Gestaltung der Stollen oder Nocken beidem gerecht werden kann.

Das hätte zur Konsequenz, dass diese Aufgaben von verschiedenen, getrennten Komponenten einer Sohle übernommen werden müssen. Im Prinzip kann also das bekannte und bewährte Stollendesign weiterhin den zuverlässigen Halt im Untergrund bieten, wenn die Stollen oder Nocken entweder einzeln oder in Gruppen gewisse Freiheitsgrade erfahren

---

können. Anders formuliert sollen also diese Elemente der Sohle in definierten Richtungen beweglich sein, um gegebenenfalls einer zu großen Belastung nachgeben zu können, die sonst das Kniegelenk affektieren würde. Eine solche Konstruktion ist natürlich zum gegenwärtigen Zeitpunkt ein Gedankenspiel, doch lohnt es sich, dieses zu diskutieren: wie eingangs dargestellt, handelt es sich bei Kniegelenkverletzungen um ein häufiges Problem in der Sport-Traumatologie. Entsprechend lohnend ist es also, nach Möglichkeiten der Prävention zu suchen. Die Idee ist es also, eine Sohle zu entwickeln, deren Stollen nachgeben – und zwar dann, wenn die Gefahr besteht, dass die Kräfte, die sich gerade an der Sohle aufbauen, von Größe und Richtung her die untere Extremität in ihrer Widerstandsfähigkeit überlasten können.

Zu dieser Aufgabenstellung ergaben die Auswertungen der Mess-Sockendaten einen wichtigen Anhalt: das Problem einer Sicherheitssohle, wie sie oben angedacht wurde, wäre auf jeden Fall, dass eine Unterscheidung von passiv und aktiv aufgebrachten Haltekräften geschehen muss. Erstere liegen im Beginn einer Belastungsphase und erreichen innerhalb eines kurzen Zeitraumes einen hohen Wert. Zweitere treten im Verlauf später auf, nehmen eine ähnliche Dimension wie die passiv entstandenen Haltekräfte an, doch ist der Anstieg weniger steil, und die Belastung verteilt sich somit über einen längeren Zeitraum. Nachdem der zweite Belastungsgipfel offensichtlich aus einer kontrollierten Aktivität heraus entsteht, muss man davon ausgehen, dass der erste Peak einer solchen Drehmomentkurve der schädliche, zu vermeidende ist.

Die einfachste Lösung, also einen Gelenk schonenden Schuh zu konstruieren ist es, eine Art „Knickstollen“ zu konstruieren, der ab einer bestimmten Grenzbelastung nachgibt. Auch eine Zwischensohle aus Schaummaterial, die Belastungsspitzen mindert, ist denkbar. Diese Konzepte würden aber von den Fußballspielern mit Sicherheit nicht akzeptiert werden, weil die Kontrolle über den Bodenkontakt erheblich eingeschränkt wird. Im Grunde findet sich ein vergleichbares Problem zum Beispiel bei Laufschuhen, die zu weich gepolstert sind und dem Läufer ein Gefühl der Unsicherheit vermitteln – obgleich damit eine maximale Gelenkschonung erreicht wird. Auch hier sind die zu weichen Modelle vom Markt verschwunden oder hinsichtlich weiterer Stabilität weiterentwickelt worden.

### **3.7 Marktwirtschaftliche Überlegungen**

Es besteht zwar die Forderung der Sportforschung dieser Zeit, dass man einfach Fußballschuhe mit allgemein niedrigerem Profil verwenden sollte, um unerwünscht hohe Bodenreaktionskräfte zu vermeiden, doch sprechen zwei gewichtige Argumente gegen die Durchsetzbarkeit dieser Idee: zum einen birgt die daraus resultierende Unsicherheit bei etwas extremeren Bewegungen, die aber von den Belastungswerten her noch nicht gefährlich sind, ein Verletzungspotential in sich. Zum anderen wird schon ab einem recht niedrigen Leistungsniveau (Freizeitkicker mit ungenügendem allgemeinem Trainingszustand) der Fußballspieler nicht mehr bereit sein, den unspezifisch verringerten Griff in Kauf zu nehmen. Auch wenn er über die mögliche Gefährlichkeit des „griffigsten“ Designs aufgeklärt wäre, so wäre es „eine Frage der Ehre“, dass auch er mit „richtigen“ Schuhen spielt.

---

Zu diesem letzten Punkt muss Folgendes gesagt werden: man darf bei aller Wissenschaft nie vergessen, dass Sportgeräte und ihre Gestaltung strengsten marktwirtschaftlichen und damit „verkaufpsychologischen“ Kriterien unterworfen sind. Das immer noch einfachste Verkaufsargument ist, dass eben dieser – oder ein ähnlicher – Schuh ja auch von den großen Vorbildern in den Profiligen verwendet wird. Dies stimmt zwar oftmals nicht, wie weiter unten erläutert wird, doch hat der Kunde dann das Gefühl, besonders hochwertiges Material erstanden zu haben. Als ein Beispiel seien hier die neuen Stollendesigns einiger Sportschuhhersteller angeführt. Diese Sohlen wurden offensichtlich unter dem Aspekt der unbedingten Traktion entwickelt und werden auch als solche erklärt. Nach den weiter vorne erläuterten Erkenntnissen der sporttraumatologischen Forschung sind solche Sohlendesigns, die längliche, schmale und quer zur jeweiligen Krafrichtung gestellten Nocken beinhalten, zumindest als bedenklich zu bezeichnen. Nebenbei sei erwähnt, dass sich diese Designs bisher nicht bei Profispielern durchgesetzt haben.

Es gibt nur wenige Bereiche der Sportartikelindustrie, in denen das realistische Einschätzen seines eigenen sportlichen Könnens einerseits gewinnbringend für den Hersteller und andererseits schonend für den Sportler auf einen Nenner gebracht worden sind. Dass dies aber prinzipiell möglich ist, zeigt der Breiten-Skisport. Dort hat sich innerhalb der letzten zehn Jahre das Ideal vom entsprechend ausgerüsteten Rennfahrer auf der öffentlichen Piste zum ambitionierten Genuss-Sportler, der „Fun“ hat entwickelt – eine Wendung die als vernünftig zu bezeichnen ist. Mit diesem Argument sollte auch ein Fußballschuhhersteller zu überzeugen sein, dass eine gelenkschonendere Stollensohle mit Erfolg auf dem Markt lanciert werden kann.

Ein weiteres Beispiel zeigt, dass die „Entschärfung“ von Sportgerät dem Sport in vielen Bereichen sogar zuträglich sein kann: eine der jüngsten – nicht unumstrittenen – Reglementänderungen im Formel-1-Motorsport, die die Verwendung von profilierten Reifen vorschreibt, hat dazu geführt, dass die Fahrer gezwungen sind in kurvigen Passagen technischer zu fahren anstatt sich „blind“ auf den Halt der Slicks zu verlassen. Übertragen auf den Fußballsport kann dies bedeuten, dass ein in bestimmten Freiheitsgraden weniger griffigerer Schuh den Spieler zwar fordern kann aber nicht überfordern muss.

### **3.8 Ausblick**

Das zuletzt angespochene Problem der kurzen Messdauer des Systems Mess-Socke ist in naher Zukunft mit Sicherheit keines mehr – die rasante Entwicklung der Computertechnologie verspricht, dass schon bald wesentlich längere Mess-Sequenzen mittels deutlich erweiterter Kapazität des Speichermediums möglich sind. Die Ergebnisse und die Diskussion dieser Studie zeigen, dass diese Entwicklung ein deutlicher Zugewinn in der weiteren Verwendung der Mess-Socke biomechanischen Studien sein wird.

So haben sich schon jetzt interessante Beobachtungen bezüglich des Zeitverlaufes der Belastungskurve und dem Auftreten von Belastungsmaxima machen lassen, die darauf hinweisen, dass die für die Binnenstrukturen im Kniegelenk potentiell zerstörerische Belastung bereits sehr früh im zeitlichen Verlauf der entstehenden Kräfte während des Auftretens liegen können. In Verbindung mit dem heutigen Verständnis der Regelmechanismen einer unwillkürlichen Kontrollbewegung mittels sowohl propriozeptiver Regelkreise als auch übergeordneter Reflexbahnen und Steuerzentren können weiterführende Überlegungen angestellt werden, die den Unfallmechanismus zum Beispiel einer Unhappy Triad und anderer

---

Traumata im Kniegelenk besser erklären. Die Häufigkeit und Schwere solcher Verletzungen im Fußballsport ist die Indikation für weitere Studien. Die Tatsache, dass die Entwicklung von möglichen Prophylaxetechniken bisher noch nicht stattgefunden hat zeigt, wie notwendig ein Zugewinn an Wissen über biomechanische und bewegungsphysiologische Realitäten ist.

Nachdem heutzutage kein anderes Mess-System existiert, das die Natürlichkeit einer Bewegung so weit reichend ermöglicht, wie es mit der Druck-Mess-Socke der Fall ist, sollten sich die Mühen lohnen, die es kosten wird, dieses System weiterzuentwickeln. So kann eine Erhöhung der Sensordichte beispielsweise bedeuten, dass sich der oben genannte Bypass-Effekt leichter identifizieren ließe und durch Interpolierung unterdrückt werden könnte. Dies, indem ein Sensor, der gerade „über die Maßen“ feuert, gegen seine Nachbarn räumlich und zeitlich ver- und angeglichen werden kann. Voraussetzung hierfür ist wiederum eine höhere Speicherkapazität als bisher vorhanden, um unter Umständen die Messfrequenz einerseits und notwendigerweise den Datenumfang andererseits erhöhen zu können.

Dennoch können bereits jetzt Spezifikationen formuliert werden, wie die Sohle eines Fußballschuhs beschaffen sein sollte, um den schädlichen Anteil der Verblockungsphase während einer Rotationsbewegung zu entschärfen:

- Sie darf – wie im Exkurs beschrieben – die willkürlichen Bewegungen eines Fußballspielers nicht einschränken.
- Sie sollte – wie bisher – Beschleunigungs- und Verzögerungsmanöver in sagittaler Orientierung unterstützen.
- Wenn der Fuß im Boden verblockt, sollte eine initiale, kurz währende Entkoppelung des vorderen oder hinteren Anteils der Schuhsohle vom Fuß das erste Belastungsmaximum verringern können. Diese Entkoppelung könnte beispielsweise durch Einzelstollen mit definierten Freiheitsgraden in der Horizontalebene geschehen oder auch durch Gleitplatten, die bestimmte Stollen miteinander verbinden und so eine koordinierte Beweglichkeit in verschiedenen Orientierungen ermöglichen.
- Auch ein rotationsfreundlicheres Stollendesign, das die seit langem bekannten Anforderungen berücksichtigt kann bereits eine Verbesserung bedeuten.

Wenn nun in Zukunft ein neuartiges Sohlenkonzept entwickelt werden sollte, so kann unter anderem die Mess-Socke dazu dienen, Vergleiche zu jetzigen Fußballschuhen anzustellen. Bei solchen Ansätzen könnten für wenige Spieler individuelle Kalibrierfaktoren ermittelt werden. So würden die vorgestellten konzeptionsbedingten Fehler in einer Messung systemimmanent bleiben.

### **3.9 Zusammenfassung**

Der verblockte Fuß wird immer mehr als wesentliche Komponente in Unfallmechanismen, die das Kniegelenk betreffen, erkannt. Um diese Unfallmechanismen und die auftretenden Belastungswerte genauer eingrenzen zu können, wurde ein neuartiges Instrument zur Druckverteilungsmessung im Fußballschuh – die „Mess-Socke“ – vorgestellt. Der Vorteil dieser Apparatur liegt in der weitgehenden Bewegungsfreiheit der Probanden. An-

---

hand von Druckwerten, gemessen mittels hydro-piezoelektrischer Drucksensoren im Schuh, wurden die Kräfte, die diese Drucke erzeugen dargestellt, und daraus wiederum ein Drehmoment errechnet, das sich via Unterschenkel in das Kniegelenk fortleitet.

Die Kalibrierung gegen eine ortsfeste, geeichte Bodenreaktionskraft-Messplattform erfolgte, indem für acht Versuchspersonen individuelle Kalibrierfaktoren ermittelt wurden, die die Gewichtung der einzelnen Drucksensoren festlegen. Aus diesen Kalibrierfaktoren wurde ein Satz gemittelter, allgemeiner Faktoren berechnet, um einen von Laborinstallationen unabhängigen Einsatz der Mess-Socke zu ermöglichen. Es wurden Messungen mit Fußballspielern verschiedener Leistungsstufen durchgeführt, um die maximalen Drehmomente, die während des freien Spieles entstehen können, zu erfassen.

Durch die Verwendung eines „allgemeingültigen“ Satzes von Kalibrierfaktoren können einige Messergebnisse nur kritisch betrachtet werden, eine Beurteilung der Ergebnisse ohne begleitende differenzierte Bewegungsanalyse ist so nicht möglich. Bestimmte Fragestellungen – vor allem bezüglich der Kriterien, die ein „Sicherheitsfußballschuh“ erfüllen können sollte – lassen sich jedoch mit dem hier verwendeten Setup beantworten.

Um spezifisch die Frage nach den auftretenden Kräften und Momenten im Sinne der Rotation und Translation im Kniegelenk zu beantworten, wäre in jedem Falle die Kalibrierung der Mess-Socke auf die jeweiligen Probanden notwendig. Nur so ist zu erwarten, dass die systemspezifischen Messfehler individuell bezogen bleiben und nicht global auf erhobenen Messungen durchschlagen.

Somit kann das biomechanische Mess-System „Druck-Mess-Socke“ helfen, wichtige Erkenntnisse, die dem Verständnis des Unfallmechanismus' bei Kniegelenkstraumata dienen, zu verifizieren und zu evaluieren. Darauf aufbauend sollten in naher Zukunft Fußballschuhe konstruiert werden können, die das Verletzungsrisiko der Massensportart Fußball mindern.

Die Beobachtungen zum zeitlichen Verlauf der Rotations- und Translationsbelastungen im Rahmen einer Bewegung lassen sich auch verallgemeinernd auf andere Sportarten, bei denen der verblockte Fuß eine Rolle in der Genese von Kniegelenkverletzungen spielt, übertragen. Die Tatsache, dass im Rahmen der angestellten Messungen ein wesentlicher Anteil der Belastung zu einem Zeitpunkt anfällt, an dem der Körper noch keine Möglichkeit hat, Kompensationsmechanismen zu aktivieren, gibt Anlass, über Unfallmechanismus und -prophylaxe weiterführende Untersuchungen anzustellen.

---

## Literaturquellen der Dissertation

- Biener K.: Sportunfälle; Verlag Hans Huber; Bern; 1992 (4)
- Bjordal J., Arnøy F, Hannestad B. und Strand T.: Epidemiology of anterior Cruciate Ligament Injuries in Soccer; American Journal of Sports Medicine 03/97; Baltimore; 1997 (6)
- Blankevoort L., Huiskes R. und de Lange A.; Recruitment of Knee Joint Ligaments; Journal of Biomechanical Engineering 01/91; New York; 1991 (19)
- Caraffa A., Cerulli G., Projetti M., Aisa A. und Rizzo A.: Pevention of anterior Cruciate Ligament Injuries in Soccer. A prospective controlled Study of proprioceptive Training; Knee Surgery, SportsTraumatology, Arthroscopy 1/96; Heidelberg; 1996 (10)
- Chapchal G.: Sportverletzungen und Sportschäden; Thieme Verlag; Stuttgart,1983 (9)
- Ekstrand J.: Knee Ligament Injuries in Soccer Players; Proceedings of the III. World Congress of Science and Football; E. and F.N. Spon; London; 1997 (23)
- Engstroem B., Forssblad M., Johannson C. und Tornkvist H.: Does a major Knee Injury definitely sideline an Elite Soccerplayer?; The American Journal of Sports Medicine 01/90; Baltimore; 1990 (5)
- Gaulrapp H. und Bernett P.: Verletzungen und Schäden beim Fußballsport; Praktische Sport-Traumatologie und Sportmedizin 10; München; 1994 (2)
- Gorschewsky O.: Der vordere Kreuzbandschaden und die protektive Komponente der Skibindung; Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin; Bern; 1992 (8)
- Halpern B., Thompson N., Curl W., Andrews J., Hunter S. und Boring J.: High-School Football Injuries: identifying the Risk Factors; The American Journal of Sports Medicine 04/87; Baltimore; 1987 (24)
- Henke T., Gläser H. und de Marees H.: Zur Epidemiologie und Prävention von Verletzungen im Fußball; Deutsche Zeitung für Sportmedizin 11/12; Köln;1994 (1)
- Kannus P.: Etiology and Pathophysiology of Tendon Ruptures in Sports; Scandinavian Journal of medical Sciences in Sports; Kopenhagen; 1997 (7)

---

Lafortune M., Lake M. und Hennig E.: Differential Shock Transmisssion Response of the human Body to Impact Severity and lower Limb Posture; Journal of Biomechanics 12/96; Elmsford; 1996 (17)

Lambson R., Barnhill B. und Higgins R.: Football Cleat Design and its Effect on Anterior Cruciate Ligament Injuries; The American Journal of Sports Medicine 2/96; Baltimore; 1996 (11)

Lees A. und Kewiey P.: The Demands on The Soccer Boot; in: Proceedings of the II. World Congress of Science and Football; E. and F.N. Spon; London; 1991 (16)

Majid F. und Bader D.; A biomechanical Analysis of the plantar Surface of Soccer Shoes; Proceedings of the Institution of mechanical Engineers, Part V, Journal of Engineering in Medicine; London; 1993 (25)

Menschik A.: Biometrie – Das Konstruktionsprinzip des Kniegelenks des Hüft-gelenks, der Beinlänge und der Körpergröße; Springer-Verlag; Berlin; 1987 (18)

Netter F.: Farbatlant der Medizin; Thieme Verlag; Stuttgart; 1990 (33)

Mitternacht J., Wetter O. und Schaff P.: Biomechanische Messmethoden am Menschen – Die mobile Mikroelektronik auf dem Vormarsch; dynamed 01/96;München; 1996 (32)

Nigg B. und Kerr B. (Hrsg.): Biomechanical Aspects of Sports Shoes and Playing Surfaces; University Printing; Calgary; 1983 (13)

Pförringer W., Rosemeyer B. und Bär H.-W. (Hrsg.): Sport – Trauma und Belastung; Perimed Verlag; Erlangen; 1985 (21)

Raschka C: Vergleich von Unfallhergangstypen im Feld- und Hallenfußball; Sportverletzung Sportschaden 9; Stuttgart; 1995 (3)

Reinschmidt C., van den Bogert A., Nigg B., Lundberg A. und Murphy N.: Effect of Skin Movement on the Analysis of skeletal Knee Joint Motion during Running; Journal of Biomechanics 07/97; Elmsford;1997 (29)

Rodano R., Cova P. und Vigano R.: Designing a Football Boot; in: Proceedings of the II. World Congress of Science and Football; E. and F.N. Spon; London; 1991 (15)

Schaff P.: Die durchschnittliche Druckbelastung in den verschiedenen Bereichen der Fußsohle des Diabetikers; Medizinisch Orthopädische Technik 01/94;Stuttgart; 1994 (31)

---

Schaff P und Hauser W.: Dynamische Druckverteilungsmessungen mit flexiblen Messmatten – ein innovatives Messverfahren in der Sportorthopädie und Traumatologie; Sportverletzung – Sportschaden 04/87; Stuttgart 1987 (30)

Schneider R., Kennedy J. und Plant M. (Hrsg.): Sports Injuries; Williams & Wilkins; Baltimore; 1985 (22)

Schumacher F.: Messung des Rotationswiderstandes an Fußballschuhen mit unterschiedlichen Sohlen-/Nocken-Desings; Forschungsbericht des BASiS-Institutes; München; 1993 (28)

Schuhmacher F., Müller-Gresser R und Schaff P.: Fußballsport: Pilotstudie zum Drehverhalten eines Spezialschuhs im Vergleich zu Standardschuhen; Forschungsbericht des BASiS-Institutes; München; 1993 (27)

Segesser B. und Pförringer W.: Der Schuh im Sport; Perimed Fachbuch-Verlagsgesellschaft; Erlangen; 1987 (14)

Torg J. S. und Quedenfeld T.: Effect of Shoe Type and Cleat Length on Incidence and Severity of Knee Injuries among High-School Football Players; Research Quarterly 42; Washington; 1971 (20)

Valiant G.: Ground Reaction Forces developed on artificial Turf; in: Proceedings of the II. World Congress of Science and Football; E. and F.N. Spon; London; 1991 (12)

Zauner T.: Zusammenstellung und Wertung videot technisch erfasster Verletzungssituationen mit konsekutiver Ruptur des ACL im Fußballsport; Diplomarbeit an der FH München; 1995 (26)

## Anhang

### Einzelmesswerte der Versuche

#### Außenrotationsschritte

| Versuch 1      | My max Initial (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |  | My max Konsek. (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |
|----------------|---------------------|---------------|----------|--|---------------------|---------------|----------|
|                | 8.6                 | 0.052         | 0.3      |  | 15.8                | 0.112         | 1.2      |
|                | 9.7                 | 0.044         | 0.3      |  | 10.4                | 0.136         | 1.1      |
| Medianwert     | 13.7                | 0.040         | 0.4      |  | 16.0                | 0.128         | 1.6      |
|                | 14.2                | 0.044         | 0.4      |  | 14.4                | 0.156         | 1.8      |
|                | 22.5                | 0.036         | 0.6      |  | 23.7                | 0.116         | 2.2      |
| Artihm. Mittel | 13.7                | 0.043         | 0.4      |  | 16.1                | 0.130         | 1.6      |

| Versuch 2      | My max Initial (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |  | My max Konsek. (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |
|----------------|---------------------|---------------|----------|--|---------------------|---------------|----------|
|                | 9.2                 | 0.032         | 0.2      |  | 9.1                 | 0.112         | 0.6      |
|                | 9.4                 | 0.036         | 0.1      |  | 9.3                 | 0.128         | 0.7      |
| Medianwert     | 13.9                | 0.048         | 0.4      |  | 21.6                | 0.112         | 2.1      |
|                | 15.5                | 0.044         | 0.5      |  | 20.9                | 0.140         | 2.2      |
|                | 18.7                | 0.044         | 0.6      |  | 23.0                | 0.166         | 2.1      |
| Artihm. Mittel | 13.3                | 0.041         | 0.4      |  | 16.8                | 0.132         | 1.5      |

| Versuch 3      | My max Initial (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |  | My max Konsek. (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |
|----------------|---------------------|---------------|----------|--|---------------------|---------------|----------|
|                | 6.9                 | 0.052         | 0.2      |  | 8.6                 | 0.088         | 0.4      |
|                | 12.1                | 0.064         | 0.6      |  | 12.5                | 0.096         | 0.8      |
| Medianwert     | 15.2                | 0.056         | 0.6      |  | 14.0                | 0.156         | 1.8      |
|                | 2.0                 | 0.040         | 0.7      |  | 20.0                | 0.108         | 1.8      |
|                | 26.6                | 0.044         | 1.0      |  | 29.9                | 0.152         | 4.2      |
| Artihm. Mittel | 16.2                | 0.051         | 0.6      |  | 17.0                | 0.120         | 1.7      |

| Versuch 4      | My max Initial (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |  | My max Konsek. (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |
|----------------|---------------------|---------------|----------|--|---------------------|---------------|----------|
|                | 4.5                 | 0.028         | 0.1      |  | -21.1               | 0.084         | -1.1     |
|                | 12.9                | 0.040         | 0.3      |  | -30.0               | 0.120         | -2.3     |
| Medianwert     | 15.0                | 0.040         | 0.3      |  | -31.3               | 0.120         | -2.3     |
|                | 18.7                | 0.052         | 0.5      |  | -28.6               | 0.096         | -1.7     |
|                | 31.3                | 0.064         | 1.1      |  | -11.9               | 0.048         | -0.3     |
| Artihm. Mittel | 16.5                | 0.064         | 0.5      |  | -24.6               | 0.082         | -1.4     |

| Versuch 5      | My max Initial (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |  | My max Konsek. (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |
|----------------|---------------------|---------------|----------|--|---------------------|---------------|----------|
|                | 6.3                 | 0.124         | 0.6      |  | -23.8               | 0.156         | -2.6     |
|                | 8.6                 | 0.048         | 0.2      |  | -28.3               | 0.136         | -2.2     |
| Medianwert     | 17.0                | 0.044         | 0.5      |  | -21.4               | 0.084         | -1.1     |
|                | 19.1                | 0.076         | 0.6      |  | -37.3               | 0.120         | -3.0     |
|                | 26.7                | 0.056         | 0.8      |  | -16.1               | 0.108         | -1.0     |
| Artihm. Mittel | 15.5                | 0.070         | 0.5      |  | -25.4               | 0.121         | -1.7     |

| Versuch 6      | My max Initial (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |  | My max Konsek. (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |
|----------------|---------------------|---------------|----------|--|---------------------|---------------|----------|
|                | 5.5                 | 0.044         | 0.1      |  | -21.7               | 0.096         | -1.1     |
|                | 10.5                | 0.048         | 0.3      |  | -29.9               | 0.128         | -2.4     |
| Medianwert     | 12.7                | 0.076         | 0.3      |  | -22.9               | 0.224         | -3.8     |
|                | 13.2                | 0.124         | 0.3      |  | -29.1               | 0.088         | -1.5     |
|                | 22.2                | 0.056         | 0.6      |  | -15.6               | 0.096         | -0.6     |
| Artihm. Mittel | 12.8                | 0.070         | 0.5      |  | -23.8               | 0.126         | -1.9     |

| Versuch 7      | My max Initial (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |  | My max Konsek. (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |
|----------------|---------------------|---------------|----------|--|---------------------|---------------|----------|
|                | -36.4               | 0.056         | -1.2     |  | 34.1                | 0.076         | 1.4      |
|                | -39.6               | 0.076         | -1.4     |  | 41.7                | 0.088         | 2.3      |
| Medianwert     | -49.6               | 0.056         | -1.7     |  | 26.8                | 0.076         | 1.3      |
|                | -55.6               | 0.036         | -1.3     |  | 30.8                | 0.122         | 2.3      |
|                | -60.3               | 0.036         | -1.5     |  | 16.6                | 0.092         | 0.9      |
| Artihm. Mittel | -48.3               | 0.052         | -1.4     |  | 30.0                | 0.091         | 1.6      |

| Versuch 8      | My max Initial (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |  | My max Konsek. (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |
|----------------|---------------------|---------------|----------|--|---------------------|---------------|----------|
|                | -16.5               | 0.028         | -0.9     |  | 5.2                 | 0.060         | 0.2      |
|                | -24.1               | 0.036         | -0.5     |  | 53.0                | 0.156         | 5.7      |
| Medianwert     | -27.2               | 0.064         | -1.5     |  | 43.7                | 0.096         | 2.9      |
|                | -27.3               | 0.072         | -1.6     |  | 48.3                | 0.112         | 4.2      |
|                | -38.3               | 0.048         | -1.0     |  | 48.5                | 0.140         | 4.3      |
| Artihm. Mittel | -26.7               | 0.050         | -1.1     |  | 39.7                | 0.113         | 3.5      |

## Innenrotationsschritte

| Versuch 1      | My max Initial (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |  | My max Konsek. (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |
|----------------|---------------------|---------------|----------|--|---------------------|---------------|----------|
|                | 7.2                 | 0.068         | 0.2      |  | -8.8                | 0.156         | -0.8     |
|                | 9.5                 | 0.044         | 0.3      |  | -9.9                | 0.112         | -0.7     |
| Medianwert     | 13.2                | 0.032         | 0.2      |  | -12.7               | 0.144         | -1.2     |
|                | 16.6                | 0.024         | 0.2      |  | -19.0               | 0.088         | -1.1     |
|                | 16.8                | 0.036         | 0.3      |  | -10.6               | 0.096         | -0.7     |
| Artihm. Mittel | 12.7                | 0.041         | 0.2      |  | -12.2               | 0.119         | -0.9     |

| Versuch 2      | My max Initial (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |  | My max Konsek. (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |
|----------------|---------------------|---------------|----------|--|---------------------|---------------|----------|
|                | 5.3                 | 0.016         | 0.1      |  | -7.1                | 0.060         | -0.2     |
|                | 9.3                 | 0.048         | 0.2      |  | -10.8               | 0.104         | -0.8     |
| Medianwert     | 11.5                | 0.028         | 0.2      |  | -16.8               | 0.180         | -1.9     |
|                | 12.9                | 0.024         | 0.2      |  | -9.9                | 0.084         | -0.4     |
|                | 13.9                | 0.044         | 0.3      |  | -14.5               | 0.108         | -1.0     |
| Artihm. Mittel | 10.6                | 0.032         | 0.2      |  | -11.8               | 0.107         | -0.9     |

| Versuch 3      | My max Initial (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |  | My max Konsek. (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |
|----------------|---------------------|---------------|----------|--|---------------------|---------------|----------|
|                | 9.3                 | 0.032         | 0.2      |  | -18.0               | 0.100         | -1.1     |
|                | 9.9                 | 0.036         | 0.2      |  | -20.8               | 0.152         | -2.1     |
| Medianwert     | 12.8                | 0.032         | 0.3      |  | -17.6               | 0.108         | -1.3     |
|                | 14.9                | 0.040         | 0.3      |  | -12.3               | 0.124         | -1.0     |
|                | 15.6                | 0.032         | 0.2      |  | -14.5               | 0.100         | -1.0     |
| Artihm. Mittel | 12.5                | 0.034         | 0.2      |  | -16.6               | 0.177         | -1.3     |

| Versuch 4      | My max Initial (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |  | My max Konsek. (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |
|----------------|---------------------|---------------|----------|--|---------------------|---------------|----------|
|                | -6.1                | 0.040         | -0.2     |  | 24.9                | 0.120         | 2.0      |
|                | -11.6               | 0.052         | -0.4     |  | 33.1                | 0.120         | 2.4      |
| Medianwert     | -16.8               | 0.080         | -1.0     |  | 30.5                | 0.176         | 3.4      |
|                | -17.4               | 0.028         | -0.7     |  | 39.5                | 0.152         | 3.6      |
|                | -20.4               | 0.028         | -0.5     |  | 26.9                | 0.092         | 1.9      |
| Artihm. Mittel | -14.5               | 0.052         | -0.6     |  | 31.0                | 0.132         | 2.7      |

| Versuch 5      | My max Initial (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |  | My max Konsek. (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |
|----------------|---------------------|---------------|----------|--|---------------------|---------------|----------|
|                | -22.1               | 0.048         | -0.5     |  | 32.5                | 0.128         | 2.8      |
|                | -26.3               | 0.124         | -1.9     |  | 19.4                | 0.056         | 0.8      |
| Medianwert     | -26.9               | 0.120         | -2.0     |  | 24.0                | 0.080         | 1.1      |
|                | -27.6               | 0.056         | -0.9     |  | 26.1                | 0.104         | 1.7      |
|                | -27.8               | 0.056         | -0.6     |  | 14.2                | 0.080         | 0.6      |
| Artihm. Mittel | -26.1               | 0.080         | -1.2     |  | 23.2                | 0.090         | 1.4      |

| Versuch 6      | My max Initial (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |  | My max Konsek. (Nm) | delta t (sec) | dt (AUC) |
|----------------|---------------------|---------------|----------|--|---------------------|---------------|----------|
|                | 8.7                 | 0.044         | 0.2      |  | 7.3                 | 0.056         | 0.2      |
|                | 17.3                | 0.040         | 0.4      |  | 35.1                | 0.060         | 1.7      |
| Medianwert     | 19.6                | 0.024         | 0.2      |  | 23.1                | 0.072         | 0.9      |
|                | 31.9                | 0.068         | 1.6      |  | 28.8                | 0.108         | 1.4      |
|                | 34.9                | 0.036         | 0.7      |  | 25.0                | 0.060         | 0.9      |
| Artihm. Mittel | 22.4                | 0.042         | 0.6      |  | 23.9                | 0.071         | 1.0      |

## **Danksagung**

Mein herzlicher Dank gilt Herrn Prof. Dr.med. Peter Schaff und vor allem Herrn Dipl.Phys. Jürgen Mitternacht für die Vergabe des Themas sowie die intensive Unterstützung und Betreuung während der Arbeit.

Bei Herrn Prof. Dr.med. Reiner Gradinger möchte ich mich für die Möglichkeit der Durchführung der Arbeit an der von ihm geleiteten Orthopädischen und Sportorthopädischen Klinik der Technischen Universität München bedanken.

Dem 1.FC Nürnberg danke ich für die Unterstützung während der Feldmessungen.

Allen Probanden sowie den Mitarbeitern des BASiS-Instituts danke ich herzlich für die angenehme Arbeitsatmosphäre, ihre Hilfsbereitschaft, Gewissenhaftigkeit und Zuverlässigkeit.

Meiner Familie – allen voran meiner lieben Frau – danke ich für die verständnisvolle Unterstützung zu jeder Zeit.