

Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie des Klinikums rechts der Isar
der Technischen Universität München
(Direktor: Univ.- Prof. Dr. R. Gradinger)

Einfluss von Länge und Material intramedullärer Implantatstiele von
Tumorspezialprothesen auf die Krafteinleitung in das Knochenlager
beim proximalen Femurersatz

Helge Mommsen

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

Prüfer der Dissertation: 1. apl. Prof. Dr. Dr. H. Rechl
2. Univ.- Prof. Dr. R. Gradinger
3. Univ.- Prof. Dr. E. Wintermantel

Die Dissertation wurde am 15.04.2002 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 17.07.2002 angenommen.

Für meinen Vater, Dr. Jens Mommsen

1	Einleitung	6
1.1	Problemstellung	7
1.2	Zielsetzung	9
1.3	Aufgabenbeschreibung	9
1.4	Aufgabenabgrenzung	9
2	Extremitätenerhaltende Tumorchirurgie	11
2.1	Möglichkeiten und Grenzen des "limb salvage"	11
2.2	Biologische Rekonstruktionsverfahren	11
2.2.1	Ersatz des Knochendefekts durch Eigenknochen (Autograft)	11
2.2.2	Ersatz des Knochendefekts durch Fremdknochen (Allograft)	12
2.2.3	Umdrehplastiken	12
2.2.4	Distraktionsverfahren	14
2.3	Endoprothetischer Knochenersatz	14
2.3.1	Anforderungen an eine Tumorendoprothese	14
2.3.2	Implantate, Materialien und Verankerungskonzepte	15
2.3.3	Entwicklungstendenzen in der Tumorendoprothetik	17
3	Anatomische Grundlagen	18
3.1	Knochen und Bänder des Hüftgelenks und des Oberschenkels	18
3.2	Muskulatur des Hüftgelenks	20
4	Festlegung der biomechanischen Versuchsparameter	25
4.1	Auswahl geeigneter Versuchsknochen	25
4.1.1	Human- oder Kunststofffemora ?	25
4.1.2	Beschreibung der Composite Femora	26
4.1.3	Versuchsaufbau zur mechanischen Prüfung der Composite Femora	27
4.1.4	Ergebnisse	28
4.2	Auswahl der Implantate	30
4.2.1	Materialien	30
4.2.2	Geometrie	30
4.3	Festlegung der Resektionshöhen	32
4.4	Ermittlung der resultierenden Lastsituation ('Standardbelastung') am proximalen Femur	33
4.4.1	Allgemeine Probleme bei biomechanischen Untersuchungen	33
4.4.2	Grundidee zur Ermittlung der resultierenden Lastsituation	36
4.4.3	Das Prinzip des Freischneidens (nach [51])	39
4.4.4	Computerprogramm zur Berechnung der Lasten am proximalen Femur	39
4.4.5	Ergebnisse aus den Computerberechnungen	40
4.4.6	Festlegung der 'Standardbelastung'	42
4.5	Festlegung der Messpunkte	43

5	<i>Photoelastische Dehnungsmessung</i>	45
5.1	Grundlagen der photoelastischen Dehnungs- bzw. Spannungsmessung	45
5.2	Herstellen der photoelastischen Beschichtung der Composite Femora (aus [93, 94, 95, 96])	51
6	<i>Durchführung der Messungen</i>	54
6.1	Belastungsvorrichtung	54
6.2	Spannungsoptische Erfassung der Dehnungsverteilung	56
6.2.1	Spannungsoptische Dehnungsmessung der unresezierten Femora	56
6.2.2	Spannungsoptische Dehnungsmessung der obersten Resektionshöhe	57
6.2.3	Spannungsoptische Dehnungsmessung der mittleren Resektionshöhe	57
6.2.4	Spannungsoptische Dehnungsmessung der untersten Resektionshöhe	57
7	<i>Ergebnisse</i>	58
7.1	Allgemeines	58
7.2	Auswertung	59
7.2.1	Richtungen der Hauptdehnungen	59
7.2.2	Dehnungsverteilung der unresezierten Femora	60
7.2.3	Dehnungsverteilung der obersten Resektionshöhe	61
7.2.4	Dehnungsverteilung der mittleren Resektionshöhe	63
7.2.5	Dehnungsverteilung der unteren Resektionshöhe	64
8	<i>Diskussion</i>	83
8.1	Verwendung der Composite Femora	83
8.2	Photoelastisches Messverfahren	83
8.3	'Standardbelastung' und Versuchsaufbau	84
8.4	Diskussion der Ergebnisse aus den photoelastischen Messungen	86
8.5	Folgerungen und Ausblick	88
9	<i>Zusammenfassung</i>	90
10	<i>Literaturverzeichnis</i>	92
11	<i>Danksagung</i>	104

1 EINLEITUNG

Der aufrechte Gang brachte dem Homo sapiens in der Evolution entscheidende Vorteile gegenüber seinen vierbeinigen Konkurrenten.

Die oberen Extremitäten wurden von reinen Laufwerkzeugen zu vielseitigen Multifunktionsinstrumenten, mit denen Werkzeuge und Waffen gebaut, Nahrung transportiert und der Nachwuchs besser versorgt werden konnte. Außerdem konnte sich neben einer reichhaltigen Gestik die Schrift als Möglichkeit zur hochdifferenzierten Kommunikation und bleibenden Informationsweitergabe entwickeln [68, 80, 81]. Durch die aufrechte Körperhaltung bot der Körper unserer afrikanischen Vorfahren der hochstehenden Mittagssonne weniger Angriffsfläche und heizte sich dadurch weniger auf, so dass das

wärmeproduzierende Gehirn besser gekühlt werden und es sich so zu einem konkurrenzlosen Hochleistungsorgan entwickeln konnte [80, 81].

Allerdings mussten dafür auch Nachteile in Kauf genommen werden: Der Mensch wurde verhältnismäßig langsam und unbeweglich, und die Gelenke der unteren Extremitäten sind viel höheren Belastungen ausgesetzt. Wie Abb. 1.1 zeigt, wirken im Hüftgelenk Kräfte, die das Körpergewicht um ein Mehrfaches übersteigen.

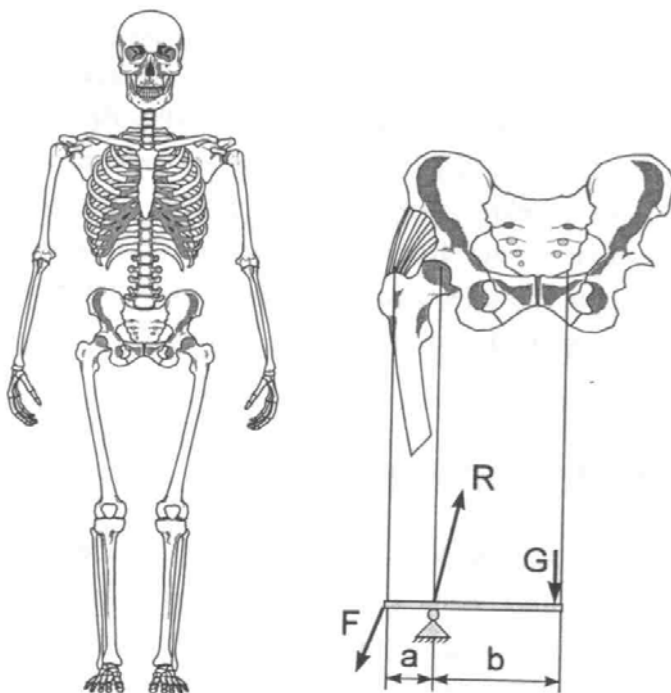


Abb. 1.1 Hüftgelenkresultierende R , die durch die ungleichen Hebel a und b entsteht (aus [68]).

Das an einem langen Hebel wirkende Körpergewicht muss durch die Glutealmuskulatur, die einen sehr viel kürzeren Hebel hat, im Gleichgewicht gehalten werden. Daraus resultiert die hohe Hüftresultierende R [68]. Das evolutionär wachsende Gehirn bewirkte zusätzlich eine Verbreiterung des Beckens durch den erweiterten Geburtskanal und so einen noch größeren Hebelarm [80].

Dennoch funktionieren diese Gelenke über mehrere Jahrzehnte in der Regel einwandfrei. Aufgrund der in den Industrienationen durch die Fortschritte der Hygiene und Medizin auf fast 80 Jahre gestiegenen Lebenserwartung treten jedoch immer mehr degenerative Gelenkerkrankungen auf, die sich erst im Alter manifestieren. Außerdem können durch den Wegfall der lebenserhaltenden Funktion des Gehvermögens vererbte Gelenkerkrankungen auf die nächste Generation weitergegeben werden. Eine weitere Ursache für den Ausfall der Gelenkfunktion liegt in den besonders junge Menschen betreffenden bösartigen Tumoren des Bewegungsapparates.

Der Erwartung der Patienten an die moderne Medizin steigt, gleichzeitig ist im Einklang mit einer technisierten Umwelt auch die Bereitschaft groß, sich im Hinblick auf eine bessere

Lebensqualität operieren zu lassen. Der hohe technische Standard der Medizin ermöglicht es immer mehr Patienten, sich auch im Alter den Wunsch nach schmerzfreier Mobilität zu erfüllen und/oder von einer stigmatisierenden Amputation einer Gliedmaße verschont zu bleiben. Dies erklärt den großen Erfolg des künstlichen *endoprothetischen* Gelenkersatzes, der ungeachtet der noch zahlreichen ungelösten Probleme die orthopädische Chirurgie zu einem der erfolgreichsten Spezialgebiete gemacht hat: weltweit werden jährlich etwa 600.000 Hüftgelenksendoprothesen implantiert (Stand 1995).

Nur ein kleiner Anteil dieser Operationen erfolgt aufgrund eines knochendestruierenden Tumors in dieser Region. Sehr oft handelt es sich hierbei jedoch um junge Patienten, für die ein Therapieverfahren, welches den Erhalt der betroffenen Extremität (*Limb salvage*) ermöglicht, erste Priorität haben sollte. Durch Implantation einer den Knochendefekt überbrückenden *Tumorendoprothese* (s. Abb. 1.2) kann die psychisch stark belastende Totalamputation eines Beines vermieden und den Patienten eine adäquate Funktion ihres Beines und somit eine unveränderte Teilnahme am sozialen Leben ermöglicht werden.

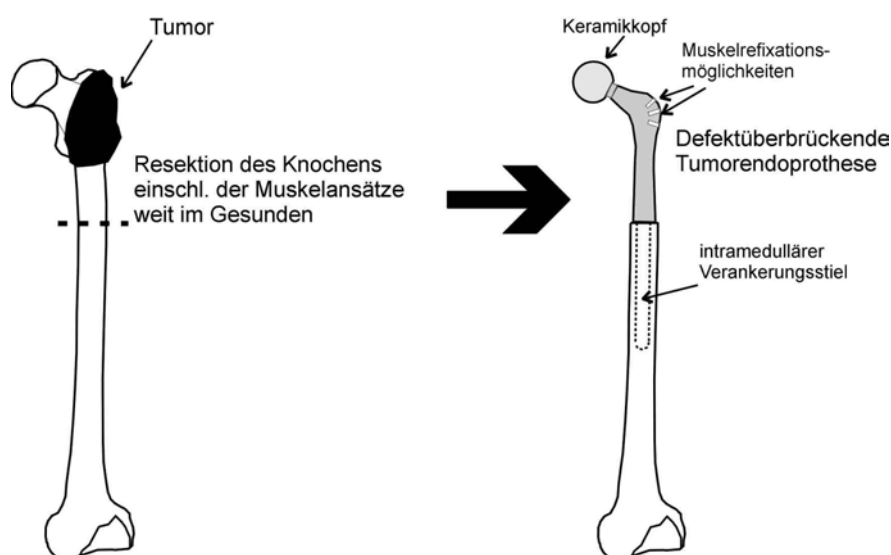


Abb. 1.2 Prinzip einer Tumorendoprothese des proximalen Femur

Verglichen mit der herkömmlichen Hüftendoprothetik sind die mit einer derartigen Prothesenimplantation verbundenen Probleme noch immer wesentlich größer, die Erfolge schlechter. Daher erscheint es lohnenswert, sich eingehender mit den Problemen der sogenannten *Tumorendoprothetik* zu befassen.

1.1 Problemstellung

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit dem endoprothetischen Ersatz des durch z.B. einen Tumor zerstörten proximalen Oberschenkelknochens. Das proximale Femur ist eine der häufigsten Lokalisationen für primäre und sekundäre maligne Knochentumoren [1].

Aufgrund der Fortschritte in der Strahlen- und vor allem der Chemotherapie ist die Lebenserwartung von Patienten mit Knochentumoren im Vergleich zu früher deutlich angestiegen. Beim Osteosarkom z.B: erhöhte sich durch interdisziplinäre Therapiekonzepte die 5-Jahresüberlebensrate in den letzten 25 Jahren von etwa 20% auf heute bis zu 75%, die 10-Jahresüberlebensrate liegt bei ca. 65% [1, 3, 31, 46, 49, 85]. Mehrere Studien konnten

zeigen, dass die Metastasierungs- und Rezidivrate bei extremitätenerhaltenden Verfahren nicht höher als bei der Amputation der betroffenen Extremität liegen [3, 31, 41, 66, 71, 77, 126]. Auch beim Vorliegen von Karzinometastasen wird vermehrt die Indikation zur Spezialendoprothese gestellt, da durch den operativen Eingriff für die verbleibende Lebenszeit eine deutlich erhöhte Lebensqualität erzielt wird und Lokalrezidive besser vermieden werden können [12, 116, 152].

Die Tatsache, dass sich durch den Extremitätenerhalt die Heilungschancen nicht verschlechtern, ist neben der verbesserten Lebensqualität und der sichereren Wundheilung beim *limb salvage* die entscheidende Voraussetzung für die Implantation einer Tumorendoprothese.

Die verbesserten Überlebensraten führen zu erheblichen Dauerbelastungen des Implantates und des knöchernen Verankerungslagers. Waren früher Wundheilungsstörungen, Infektionen und Prothesenbrüche die häufigsten Komplikationen, so ist heutzutage die *aseptische* Prothesenlockerung zur Hauptversagensursache geworden [6, 139, 142].

Durch intramedulläre Fixierung der Spezialendoprothesen mit Knochenzement konnten mittelfristig gute Ergebnisse erzielt werden [110, 120, 122]. Die langfristigen Ergebnisse waren jedoch deutlich schlechter: Während nach 5 Jahren noch fast 90% der Prothesen funktionierten, waren es nach 10 Jahren nur noch 70% [49, 54, 139, 141], nach 15 Jahren liegen die Angaben bei 56% [49]. Dabei waren die Prothesenlockerungen mit einem ungünstigen Remodelling des kortikalen Knochens assoziiert. Vor allem im Bereich der Resektionsebene war es zu einer lateralen und anterioren Osteopenie gekommen [7, 65].

Dieses Phänomen des "*Stress Shielding*" ist aus der konventionellen Hüftendoprothetik bekannt: durch die Versteifung des Knochens mit dem Endoprothesenstiel muss der Knochen weniger Belastungen aufnehmen, die Spannungen werden geringer. Durch den verminderten Wachstumsreiz bildet sich der kortikale Knochen zurück, was zur aseptischen Prothesenlockerung führen kann. Dieser Effekt tritt stärker bei zementierten als bei unzementierten Prothesen auf, da bei letzteren die Spannungsreduktion weniger ausgeprägt ist. Anzustreben ist daher ein dem physiologischen möglichst nahekommender postoperativer Spannungszustand [33, 59, 60, 134, 135, 147, 161].

Auch beim Ersatz des proximalen Femurs ist das Hauptziel, eine möglichst physiologische Krafteinleitung zu erzielen, um den Stress-Shielding-Effekt und damit das Risiko der aseptischen Lockerung zu minimieren [6, 35, 58]. Da bezüglich der Dimensionierung der intramedullären Verankerungsstiele aus anatomischen Gegebenheiten häufig ein Kompromiss eingegangen werden muss, besteht bei ungünstigem Remodelling zudem die Gefahr des Implantatbruchs, da der Verankerungsstiel nur noch auf einem kurzen distalen Anteil fixiert ist und durch die ungünstigeren Hebelverhältnisse höheren Belastungen ausgesetzt ist.

Über die Prothesenverankerung und Krafteinleitung beim Ersatz des proximalen Femurs liegen bisher wenig experimentelle Arbeiten vor [58, 89, 157, 158]. Im Wesentlichen handelt es sich um Untersuchungen, die die Belastung des Hüftgelenkes beim statischen Einbeinstand simulieren. Dabei sind die Lasten in der Femur*diaphyse* (im Gegensatz zu den Kräften im Hüftgelenk) während des Gangzyklus als entscheidende Dauerbelastungsform wenig untersucht, detaillierte Analysen hierzu lagen zum Zeitpunkt der Versuchsdurchführung nicht oder nur in unzureichender Form vor [143]. Im klinischen Alltag bereiten gerade die bis weit distal reichenden Femurresektionen im Langzeitverlauf bezüglich der Prothesenlockerung erhebliche Probleme, so dass Erkenntnisse über die dort wirkenden Kräfte und Momente hinsichtlich der Implantatverankerung von großer Bedeutung sind.

1.2 Zielsetzung

Ziel der Arbeit war es, einen geeigneten experimentellen Versuchsaufbau zu entwickeln, mit dem nach Ermittlung der Belastung der gesamten Femurdiaphyse untersucht werden kann, welchen mechanischen Einfluss verschiedene Längen und Materialien des intramedullären Verankerungsstieles auf die Krafteinleitung in das Femur haben.

Dabei stand die Frage im Vordergrund, welches Prothesendesign eine, verglichen mit dem physiologischen unresezierten Knochen, möglichst günstige Dehnungsverteilung bewirkt.

Daraus gewonnene Erkenntnisse sollten im klinischen Alltag helfen, die Entscheidung für eine geeignete intramedulläre Verankerung auch in Abhängigkeit vom Ausmaß des resezierten Knochens zu treffen.

Folgende Arbeitshypothesen für die experimentellen Untersuchungen wurden daher formuliert:

- Je kürzer die intramedulläre Stielverankerung, desto physiologischer die resultierende Spannungsverteilung auf der Knochenoberfläche aufgrund einer möglichst proximalen Krafteinleitung im Bereich der Resektionsebene.
- Eine Reduktion der Bauteilsteifigkeit (geringerer Elastizitäts-Modul des Implantatmaterials) führt zu einer physiologischeren Krafteinleitung.
- Je weiter distal die Verankerung des Implantates erfolgen muss, desto stärker die Auswirkungen des intramedullären Stieles hinsichtlich der Spannungsverteilung

1.3 Aufgabenbeschreibung

Zur Überprüfung dieser Hypothesen musste nach der Auswahl geeigneter Versuchsknochen zunächst ein repräsentativer Satz verschiedener Stiellängen und -materialien festgelegt werden.

Um verschiedene klinisch relevante Tumorlokalisationen zu simulieren, wurden mehrere Resektionshöhen bestimmt, in denen das proximale Femur entfernt wird.

Die hinsichtlich der Implantat- und Knochenbelastung in Abhängigkeit von der Resektionshöhe wirksamen Kräfte und Momente während des Gangzyklus mussten durch eine Literaturrecherche mit Hilfe eines zu entwickelnden PC-Programmes bestimmt werden.

Anhand der so gewonnenen resultierenden Lastsituation sollte ein Versuchsaufbau entwickelt werden, der bei verschiedenen Resektionshöhen eine entsprechende Belastung des Knochen-Implantat-Verbundes ermöglicht.

Mit der Methode der photoelastischen Spannungsmessung sollten dann die Dehnungen bzw. Spannungen in dem verbleibenden Knochen gemessen und fotografisch dokumentiert werden. Die Auswertung und Interpretation der Ergebnisse erfolgte anhand der gewonnenen Messwerte und Fotoserien.

1.4 Aufgabenabgrenzung

Der in dieser Arbeit entwickelte Versuchsaufbau und die damit gewonnenen Ergebnisse sollen als Grundlage für weitere Untersuchungen in der Tumorendoprothetik des proximalen Femurs dienen. Der experimentelle Teil umfasste ausführliche Untersuchungen der Implantation von *nicht-zementierten* Rundstielen, die *ohne* einen *Torsionsanteil* belastet wurden. Dieses Vorgehen ermöglichte es, an *wenigen* Knochen eine *große* Anzahl von

Messungen vorzunehmen und dabei mehrere Parameter variieren zu können, so dass grundlegende Erkenntnisse über das Lasteinleitungsverhalten verschiedener Implantate gewonnen werden konnten. Aufbauend auf diesen Ergebnissen können anschließend Folgeuntersuchungen an ausgewählten zementierten Stielen durchgeführt werden, die jedoch den zeitlichen und auch finanziellen Rahmen dieser Arbeit gesprengt hätten.

2 EXTREMITÄTENERHALTENDE TUMORCHIRURGIE

2.1 Möglichkeiten und Grenzen des "limb salvage"

Wie in Abschnitt 1 dargelegt, sind die Heilungschancen für maligne Tumoren des Bewegungsapparates bei korrekt durchgeführter extremitätenerhaltender Therapie vergleichbar mit der Amputation des betroffenen Körperteils.

Basis für die Erzielung niedriger Lokalrezidiv- und Metastasierungsraten beim *limb salvage* ist eine Resektion des Tumors "weit" im Gesunden. Während bei *intraläsionaler* (der Tumor wird eröffnet) oder *marginaler* Resektion (der Tumor wird mit seiner Pseudokapsel entfernt) die Lokalrezidivrate bei 43-100% liegt [127, 148], ist sie bei *radikaler* Resektion (der Tumor wird unversehrt mit einem Sicherheitsabstand von 2-5 cm reseziert) nicht höher als bei der Amputation oder der *Kompartiment*-Resektion (alle Strukturen des den Tumor enthaltenden Kompartments werden entfernt). Bei guter präoperativer Planung an Tumorzentren wird dieser Wert mit 4-6% angegeben [3, 11, 15, 39, 85, 108, 140].

Entscheidend ist eine exakte präoperative Lokalisation des Tumors durch hochauflösende Schnittbildverfahren (CT, MR), die eine genaue Festlegung der Zugangswege und Resektionslinien ermöglichen. In Kombination mit den erwähnten adjuvanten und neoadjuvanten Therapieverfahren kann dann in den meisten Fällen die Extremität erhalten werden.

In einigen Fällen ist aber auch heute eine Amputation nicht zu vermeiden. Dies kann bei der Tumordinfiltration großer Nerven, wichtiger Muskeln und der Haut oder sehr großen Tumoren der Fall sein. Auch bei pathologischen Frakturen, inadäquaten Vorthérapien, falsch durchgeführten Biopsien [88] und Tumorrezidiven sind extremitätenerhaltende Maßnahmen teilweise nicht mehr möglich oder sinnvoll.

Neben der Lokalrezidivrate und den psychischen und sozialen Faktoren müssen noch weitere Gesichtspunkte beim *limb salvage* beachtet werden. Durch die schnellere und sicherere Wundheilung sinkt das Risiko für durch einen längeren Krankenhausaufenthalt bedingte Komplikationen (nosokomiale Infektionen, thromboembolische Geschehen). Neben den wirtschaftlichen Vorteilen wird dadurch wiederum eine frühere Rehabilitationsbehandlung ermöglicht.

Auch die Prognose der Patienten ist für die Therapieplanung von großer Bedeutung: für eine z.B. durch bereits stattgefundene Metastasierung herabgesetzte Lebenserwartung ist eine sofortige postoperative Funktion der Extremität entscheidend, wohingegen bei einer hohen Lebenserwartung auch Rekonstruktionsverfahren in Betracht zu ziehen sind, die zwar eine längere Rehabilitation nach sich ziehen, aber ein besseres Langzeitergebnis erzielen.

In den folgenden Abschnitten wird näher auf die verschiedenen Möglichkeiten, den durch die Tumorsektion entstandenen anatomischen Defekt zu rekonstruieren, eingegangen.

2.2 Biologische Rekonstruktionsverfahren

2.2.1 Ersatz des Knochendefekts durch Eigenknochen (Autograft)

Kleinere Knochendefekte (z.B. nach der Resektion benignen Tumoren) können oft mit kortikospongiösem Eigenknochen aus dem Beckenkamm aufgefüllt werden.

Bei größeren Knochendefekten mit einer Kontinuitätsunterbrechung im dia- und metaphysären Bereich bietet die Verwendung eines Fibulainterponates eine Möglichkeit der Rekonstruktion; bei gelenknahem Befall kann mit dieser Methode auch eine Gelenkversteifung durchgeführt werden [34, 112, 149, 156]. Dabei haben vaskularisierte Transplantate, d.h. bei Verwendung in unmittelbarer Nachbarschaft (z.B. Fibula pro Tibia) oder mit Anschluß an die Gefäßversorgung der neuen Lokalisation (z.B. Fibula pro Humerus) ein geringeres Risiko der Knochennekrose als avaskulär transplantierte Knochen.

Andere, noch nicht etablierte Verfahren, zielen auf eine Re-Implantation des durch Autoklavieren, Bestrahlen oder Hyperthermieren devitalisierten tumorösen Knochens, der als anatomische korrekte Leitschiene für eine Revitalisierung durch Einsprossung neuen knochenbildenden Gewebes dienen soll. Dadurch ergibt sich die Möglichkeit, gelenkbildende Anteile mit Eigenknochen zu rekonstruieren [8, 78, 118, 119, 128]. Zu bedenken ist, dass das Risiko bezüglich einer erhöhten Lokalrezidivrate noch nicht gänzlich geklärt ist, wobei bei noch geringen Fallzahlen die Ergebnisse der neueren Studien mit denen der radikal resezierenden Verfahren vergleichbar zu sein scheinen [8, 119].

Die Vorteile der Rekonstruktionsverfahren mit Eigenknochen liegen in der nach Einheilung guten Dauerfunktion und der im Gegensatz zu Fremdknochen nicht vorhandenen Gefahr der Krankheitsübertragung.

Die Probleme liegen in der initial geringen Belastbarkeit der Fibula per se und in den langen Einheilungszeiten, besonders bei devitalisiertem Knochen (bis über 2 Jahre). Daher eignen sich solche Verfahren nur bedingt für Rekonstruktionen der stark belasteten unteren Extremität, vor allem des Hüftgelenkes. Gesamtkomplikationsraten auf Grund von Pseudarthrosen, Frakturen, Infektionen, Knochenresorptionen usw. betragen bis zu 50% [56, 113].

2.2.2 Ersatz des Knochendefekts durch Fremdknochen (Allograft)

Wie bei den Rekonstruktionsverfahren mit Eigenknochen soll bei der Implantation von Allografts eine dauerhafte biologische Einheilung mit Erhalt der Funktion der Gliedmaße unter Umgehung der Probleme bei Implantation einer Endoprothese erzielt werden.

Knochen- bzw. Gelenkdefekte können mit in einer Knochenbank tiefgefroren gelagertem sterilisiertem Spendermaterial (gegebenenfalls mit kartilaginären und ligamentären Strukturen) überbrückt werden. Die Fixierung erfolgt üblicherweise mit Platten und Schrauben, nach abgeschlossener Einheilung erfolgt die Metallentfernung.

Die Komplikationen sind vergleichbar mit der Eigenknochen transplantation. Im Vergleich zu Endoprothesen hohe Infektionsraten von 13-27% [42, 69, 86, 87] machen häufig eine Explantation notwendig. Beschrieben werden Bruchraten der Transplantate von bis zu 25% [24, 26, 86] sowie ein Anstieg des Infektionsrisikos und der Pseudarthrosenbildung bei der (unumgänglichen) chemotherapeutischen Behandlung der Patienten [97].

Ein spezifisches Problem bei der Transplantation von gelenkbildenden Knorpel-Knochenabschnitten bilden häufig auftretende Arthrosen. Probleme beim Einheilen von Fremdknorpel, unphysiologische Bandverläufe und hohe, vermutlich auf fehlenden Propriozeptionsmechanismen beruhende Gelenkbelastungen werden als Ursache für Arthroseraten von gut 20% nach 5-6 Jahren angeführt [86, 87, 145]. MANKIN ET AL. empfehlen daher Allografts in erster Linie bei dia- und metaphysären Defekten, nicht jedoch für den Gelenkersatz [87].

2.2.3 Umdrehplastiken

BORGGREVE stellte schon 1930 die nach ihm benannte Umdrehplastik des Kniegelenks vor [9]. Bei einem kniegelenksnahen Tumor wird nach der Segmentresektion des Kniegelenks

einschließlich des distalen Femurs und der proximalen Tibia lediglich der Nervus ischiadicus mit seinen Aufzweigungen in den N. tibialis und N. peroneus erhalten. Der Unterschenkel wird um 180° um die Längsachse gedreht und mit dem Rest Oberschenkel durch Plattenosteosynthese, Gefäß- und Muskelanastomosen verbunden (s. Abb. 2.1). Somit wird das Sprunggelenk funktionell zum Kniegelenk. Statt einer hohen Oberschenkelamputation erreicht man so eine einer Unterschenkelamputation vergleichbare Situation mit einem beweglichen, belastbaren Stumpf. Mit daran fixierten entsprechenden Unterschenkelorthesen erlangen die Patienten sehr gute funktionelle Ergebnisse.

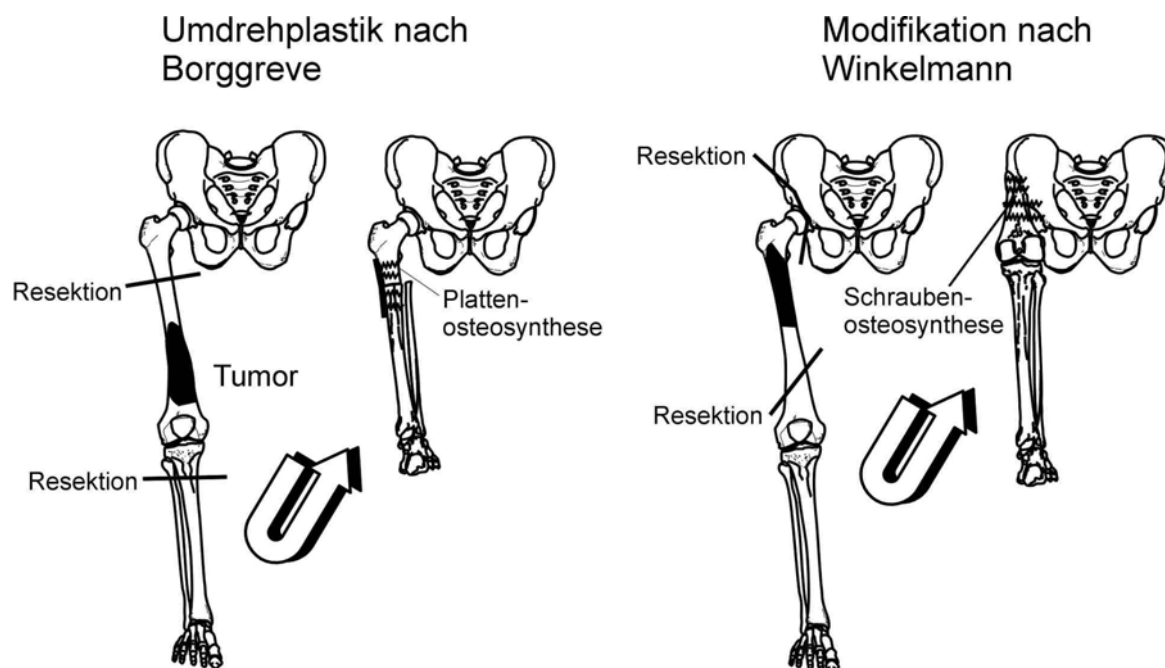


Abb. 2.1 Borggreve-Umdrehplastik und Modifikation nach WINKELMANN

WINKELMANN ET AL. haben mittlerweile mehrere Modifikationen auch für ein befallenes Hüftgelenk erarbeitet. Hierbei wird z.B. wie in Abb. 2.1 dargestellt das zerstörte Hüftgelenk durch das um 180° gedrehte Kniegelenk ersetzt [153, 155].

Diese Verfahren bieten eine Reihe von Vorteilen. Zum einen wird eine gute onkologische Radikalität erzielt, da lediglich die wichtigsten nervalen Strukturen erhalten werden. Des weiteren wird eine gute dauerhafte Funktion durch die biologische Rekonstruktion mit körpereigenem, vitalem Gewebe begünstigt [53, 75]. Da es sich um eine mitwachsende Alternative handelt, löst sich gerade bei Kindern und Jugendlichen hier das Problem des Wachstums von selbst. Bei eben diesen Patienten kann außerdem häufig eine hervorragende motorische Umstellung auf die geänderte Funktion des ehemaligen Sprunggelenks beobachtet werden [53]. Aus diesen Gründen sollte die Umdrehplastik immer in die Überlegungen für das Therapiekonzept bei jungen Patienten mit einbezogen werden.

Zu den Hauptkomplikationen der Umdrehplastik zählt die frühe postoperative Myonekrose, die bei ca. 10% der Patienten eine Amputation notwendig werden lässt. Nachteilig ist auch der aus psychischer Sicht doch erhebliche Verstümmelungseffekt, der jedoch nach neueren Studien von den Patienten als nicht gravierend empfunden wird [72].

Insgesamt ist die Umkehrplastik eine wichtige Alternative sowohl zur Amputation als auch zu extremitätenerhaltenden Verfahren, wenn anders eine ausreichende onkologische Radikalität nicht mehr erreicht werden kann oder wenn sie funktionell nicht mehr sinnvoll sind.

Außerdem kann nach fehlgeschlagenen extremitätenerhaltenden Rekonstruktionen noch auf die Umkehrplastik zurückgegriffen werden [154].

2.2.4 Distraktionsverfahren

Bei der Knochenheilung wird die Callusbildung durch Zugbelastung verstärkt induziert. Dieses Phänomen benützte bereits vor 50 Jahren ILISAROV in der UDSSR. Er entwickelte einen speziellen Fixateur externe, der es erlaubte, die miteinander zu verbindenden Knochenstücke in kleinen Inkrementen von 1mm pro Tag voneinander zu entfernen, um so die Callusbildung anzuregen, gleichzeitig die umgebenden Weichteile zu dehnen und damit eine Verlängerung der behandelten Extremität zu erreichen [48, 62, 63, 64]. Zur Anwendung kam dieser "Ilisarov-Distraktor" bei der Behandlung angeborener oder erworbener Deformitäten oder Extremitätenverkürzungen mit sehr guten Ergebnissen bei jedoch teilweise langer Behandlungsdauer.

Seit etwa 10 Jahren wird diese Methode weltweit zunehmend bei der Behandlung hochgradig offener Frakturen zur Rettung der betroffenen Extremität mit guten Erfolgen eingesetzt: Die durch ein ausgiebiges Débridement verkürzte Extremität wird schrittweise wieder auf die ursprüngliche Länge gebracht [2, 98, 129].

In der Literatur werden auch einige Fälle beschrieben, in denen ein durch einen malignen Knochentumor entstandener Knochendefekt mit dieser Methode ersetzt werden sollte. Die Ergebnisse der 1998 von OZAKI ET AL. beschriebenen 5 Fälle waren jedoch so schlecht, dass diese Methode nicht weiter empfohlen wurde [104]. Bessere Ergebnisse berichteten 1996 TSUCHIYA ET AL. bei der Behandlung von 5 Patienten mit einem Riesenzelltumor der proximalen Tibia: Bei allen Patienten war die knöcherne Konsolidierung und die Funktion des betroffenen Beines sehr gut [138]. Auch hier waren lange Behandlungsdauern (im Mittel 233 Tage) erforderlich, was diese Methode in der Anwendung sehr einschränkt.

2.3 Endoprothetischer Knochenersatz

2.3.1 Anforderungen an eine Tumorendoprothese

Die Implantation von Endoprothesen als Ersatz von Knochendefekten ermöglicht im Vergleich zu den biologischen Rekonstruktionsverfahren häufig eine frühzeitige gute Funktion und Stabilität der betroffenen Gliedmaße.

Tumorspezialprothesen müssen eine exakte Rekonstruktion des Knochendefektes ermöglichen, eine hohe mechanische Stabilität des Implantates sowie eine sichere Verankerung am Restknochen garantieren, die Möglichkeit der Weichteilrefixation am Implantat haben und bei vertretbarem finanziellem Aufwand schnell verfügbar sein.

Wünschenswert ist außerdem eine einfache operative Auswechselbarkeit einzelner Komponenten, zum einen der Gelenkflächen als zwangsläufige Verschleißteile, zum anderen um ein eventuelles Wachstum des Patienten auszugleichen.

Im Hinblick auf eine gute Funktionalität ist ein geringes Implantatgewicht gerade bei langstreckigen Implantaten mit ausgedehnten Muskelresektionen von Vorteil.

Des weiteren ist eine artefaktfreie Darstellung in der Magnetresonanztomographie, welches derzeit das sensitivste Verfahren zur Erkennung von Lokalrezidiven darstellt, im Rahmen der Tumornachsorge von entscheidender Bedeutung.

2.3.2 *Implantate, Materialien und Verankerungskonzepte*

In der Anfangszeit der Tumorspezialprothesen wurden diese individuell für jeden einzelnen Patienten gefertigt, wobei oft eine exakte Rekonstruktion der Anatomie aus den konventionellen Röntgenbildern schwierig war; die hochauflösenden Schnittbildverfahren von heute standen noch nicht zur Verfügung. Teilweise wurden auch normale Hüftgelenksprothesen durch das Anschweißen von Marknägeln modifiziert [73]. Die weitere Entwicklung brachte z.B. die in Abb. 2.2 links gezeigte 1974 entwickelte Prothese aus Biokeramik hervor. Sie wurde zementfrei über einen extramedullären konischen Presssitz auf dem verbleibenden Resektionsstumpf verankert. Bis auf 1976 veröffentlichte 2-Jahresdaten von 8 Implantaten [73] liegen keine Langzeitergebnisse vor, so dass man wohl von material- und verankerungsbedingten Komplikationen ausgehen muss [133]. Auch andere Verankerungskonzepte bewährten sich nicht so gut wie die intramedulläre Fixation.

Als neue Materialentwicklungen kamen u.a. die oben erwähnte Biokeramik und um 1980 ein Implantat aus kohlenstoffaserverstärktem Kunstharz (ENDOCARBON®, s. Abb. 2.2 mitte) auf den Markt, erwiesen sich jedoch im Verlauf als untauglich [133].

Aktuelle Implantatsysteme zum Ersatz des proximalen Femurs werden aus den in der Endoprothetik etablierten CoCrMo- oder Titan-Basislegierungen gefertigt. Die oben angesprochene wünschenswerte Darstellbarkeit im CT oder MR ist aufgrund der metallischen Werkstoffe hierbei allerdings nicht gegeben.

Fast alle Prothesen sind für eine Verankerung im Markraum konzipiert. Diese intramedulläre Fixation kann sowohl zementiert als auch unzementiert erfolgen, wobei die Entscheidung für oder gegen eine Zementierung vom Lebensalter, der Prognose der Tumorerkrankung, der Lokalisation und den anatomischen Gegebenheiten des Patienten abhängig gemacht wird.

Nach den oftmals aufgetretenen Problemen mit einteiligen Prothesen ist man dazu übergegangen, die Implantate modular, d.h. aus mehreren kombinierbaren Einzelbausteinen aufzubauen. Dadurch ist eine größere intraoperative Flexibilität gegeben und für den Fall des Implantatversagens der Austausch der betroffenen Komponente bei Verbleib des z.B. knöchern gut eingewachsenen Verankerungsstieles möglich.

Die heute im Handel erhältlichen Baukastensysteme bieten den großen Vorteil der sofortigen Verfügbarkeit. Ein gebräuchliches Modell zeigt Abb. 2.2 rechts.



Abb. 2.2 Verschiedene Tumorendoprothesen des proximalen Femur (rechts: heute gebräuchliches Modell)

Eine mögliche Komplikation bei modularen Systemen nahezu aller Herstellerfirmen ist das Versagen der Verbindungsmechanismen [21], wobei sich letztendlich Konussteckverbindungen als bester Kompromiß zwischen intraoperativer Einstellbarkeit und Lösbarkeit zum Komponentenaustausch einerseits und dauerhafter stabiler Verbindung andererseits durchgesetzt haben.

Eine Sonderform der modularen Prothesen sind die Verlängerungs- bzw. Wachstumsprothesen, die das bei Kindern und Jugendlichen durch den Wegfall einer oder mehrerer Wachstumsfugen verringerte Extremitätenwachstum kompensieren sollen. Vom Prinzip her wird die Verlängerung über das Verstellen einer Gewindespindel oder über das Einsetzen längerer Zwischenstücke erreicht, wobei bei den Spindelsystemen eine kleine Stichinzision zur Durchführung der Verlängerung ausreichend ist. Allerdings sind diese Mechanismen auch störanfälliger [32, 124]. Neue Entwicklungen zielen auf eine Verlängerbarkeit ohne operativen Eingriff ab [151].

Trotz der vielen geschilderten Vorteile der vorgefertigten Modulsysteme muss bei ungewöhnlichen Tumorlokalisationen aber doch nach wie vor maßgefertigten Implantaten, die sich besser der Anatomie anpassen lassen, der Vorzug gegeben werden.

2.3.3 Entwicklungstendenzen in der Tumorendoprothetik

Wie in Abschnitt 1.1 erläutert, hat sich durch die verbesserte Prognose und den damit gestiegenen Langzeitbelastungen die aseptische Lockerung zur Hauptversagensursache entwickelt. Ein Ziel der weiteren Implantatentwicklung muss daher u.a. eine möglichst physiologische Krafteinleitung in den Restknochen sein, um das *stress shielding* zu minimieren und ein dauerhaftes Einwachsen zu ermöglichen.

Zum anderen ist aus o.g. Gründen auch eine Steigerung der Dauerfestigkeit der Implantate notwendig, um das Bruchrisiko der oft (wünschenswerterweise) aktiven Patienten zu minimieren.

Da die üblichen metallischen Werkstoffe keine artefaktfreie bzw. gar keine Darstellung im CT oder MR zur Verlaufskontrolle erlauben, sollte vermehrt in die Entwicklung nicht metallischer Werkstoffe investiert werden. Auch im Hinblick auf ein geringeres Implantatgewicht erscheinen diese Anstrengungen sinnvoll.

Erste positive klinische Erfahrungen liegen mit einer an der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie (KOS) des Klinikums Rechts der Isar entwickelten nichtmetallischen Tumorspezialprothese zum Ersatz des proximalen Humerus vor [111, 123, 131, 132, 133]. Diese Prothese ist aus dem kohlenstofffaserverstärkten Kunststoff (CFK) CAPROMAN® gefertigt, dessen Eignung für den Ersatz des proximalen Femurs in dieser Arbeit mituntersucht wird.

Ein weiterer Entwicklungsbereich beschäftigt sich mit Gleitpaarungen zur Verringerung der Abriebsprobleme, die allerdings erst in zweiter Linie den Ersatz des proximalen Femurs betreffen.

Wie die Vergangenheit gezeigt hat, sind Neuentwicklungen teilweise leider auch mit Rückschlägen verbunden gewesen, die sich erst im Langzeitverlauf zeigten (s. auch Abschnitt 2.3.2). Deshalb ist es besonders wichtig, neue Implantate vor der klinischen Anwendung eingehenden wissenschaftlichen Untersuchungen der biomechanischen und biologischen Eigenschaften zu unterziehen. Ein gewisses Restrisiko ist jedoch auch dann nicht auszuschließen, da die tatsächlichen Verhältnisse im Körper nie exakt nachvollziehbar und bestimmbar sind.

3 ANATOMISCHE GRUNDLAGEN

(nach [79] und [130])

3.1 Knochen und Bänder des Hüftgelenks und des Oberschenkels

Der Beckengürtel überträgt das durch die Wirbelsäule eingeleitete Körpergewicht über das Hüftgelenk auf den Oberschenkel, das *Femur*. Er ist ein nahezu starrer, aus den beiden Hüftbeinen (*Ossa coxae*) und dem Kreuzbein (*Os sacrum*) gebildeter Ring. Die Hüftbeine entstehen jeweils durch das knöcherne Zusammenwachsen von Darmbein (*Os ilium*), Sitzbein (*Os ischii*) und Schambein (*Os pubis*). Lediglich im Bereich der Symphyse und in den Ileosakralgelenken besteht eine minimale Beweglichkeit dieses Ringes, die durch einen starken Bandapparat gehemmt wird.

Das Hüftgelenk (Abb. 3.1) ist ein Kugelgelenk mit drei Freiheitsgraden, das im Gegensatz zum Schultergelenk einen sehr starken Bandapparat besitzt, der zugunsten der Stabilität die Beweglichkeit einschränkt. Es besteht aus der nahezu halbkugelförmigen Pfanne (*Acetabulum*) und dem kugeligen Femurkopf (*Caput femoris*). Die Gelenkflächen sind mit hyalinem Knorpel überzogen, wobei das Acetabulum nur im Bereich der *facies lunata* knorpelig überzogen ist. Die Gelenkklippe aus Faserknorpel (*labrum acetabulare*) vergrößert die Gelenkfläche über den Äquator hinaus (daher auch die Bezeichnung "Nussgelenk"). Zusammen mit der Pfanne werden so 2/3 des Femurkopfes überdeckt. Aus der zentralen *Fossa acetabuli* entspringt das *ligamentum capitis femoris*, das die *Arteria capitis femoris* enthält. Der Femurkopf wird außerdem noch von Zweigen der *Aa. circumflexae femoris medialis et lateralis* versorgt.

Am *Os coxae* ist die Gelenkkapsel außerhalb des *Labrum acetabulare* und am Femur ringsherum in etwa gleichem Abstand vom Knorpelrand des Kopfes befestigt.

Der kräftige Bandapparat (Abb. 3.1) besteht aus vier extrakapsulären Bändern, die sich schraubenförmig um das Gelenk winden und so übermäßige Bewegungen, vor allem die Dorsalextension und die Innenrotation, hemmen.

Das Femur (Abb. 3.2) ist der größte Röhrenknochen des Menschen und besteht aus dem Schaft (*Diaphyse*), dem Schenkelhals (*collum femoris*), dem Femurkopf als proximale Gelenkfläche und den beiden *Kondylen* als distale Gelenkflächen. Schenkelhals und -schaft bilden den sog. CCD (*Centrum-Collo-Diaphysen*)-Winkel. Er beträgt beim Neugeborenen etwa 150 Grad und sinkt im Laufe des Lebens bis auf 120 Grad und weniger im Greisenalter ab. Von kranial betrachtet ist der Schenkelhals gegenüber der Kondylenachse nach ventral verdreht. Dieser Winkel wird als Antetorsionswinkel bezeichnet und beträgt im Mittel 12 Grad.

Der Übergang vom Schenkelhals in den Schaft wird durch die beiden Rollhügel, den *Trochanter major* und *Trochanter minor*, markiert. An ihnen bzw. dazwischen im Bereich der *Linea* und *Crista intertrochanterica* setzen die meisten Muskeln des Hüftgelenks an. An der Dorsalseite befindet sich die *Tuberositas glutealis* als Ansatzstelle für den *Musculus gluteus maximus*.

Im Kopf- und Halsbereich besteht das Femur aus einer relativ dünnen äußeren Schicht, der *Corticalis*, und einem nach den Spannungstrajektorien ausgerichteten Trabekelwerk, der *Spongiosa*. Die *Corticalis* wird in der Diaphyse zu einer dicken Schicht (*Compacta*), die den spongiösen Markraum umgibt. In der Markhöhle befindet sich rotes (blutbildendes) Knochenmark, welches mit zunehmendem Alter (allerdings teilweise reversibel) durch gelbes Fettmark ersetzt wird.

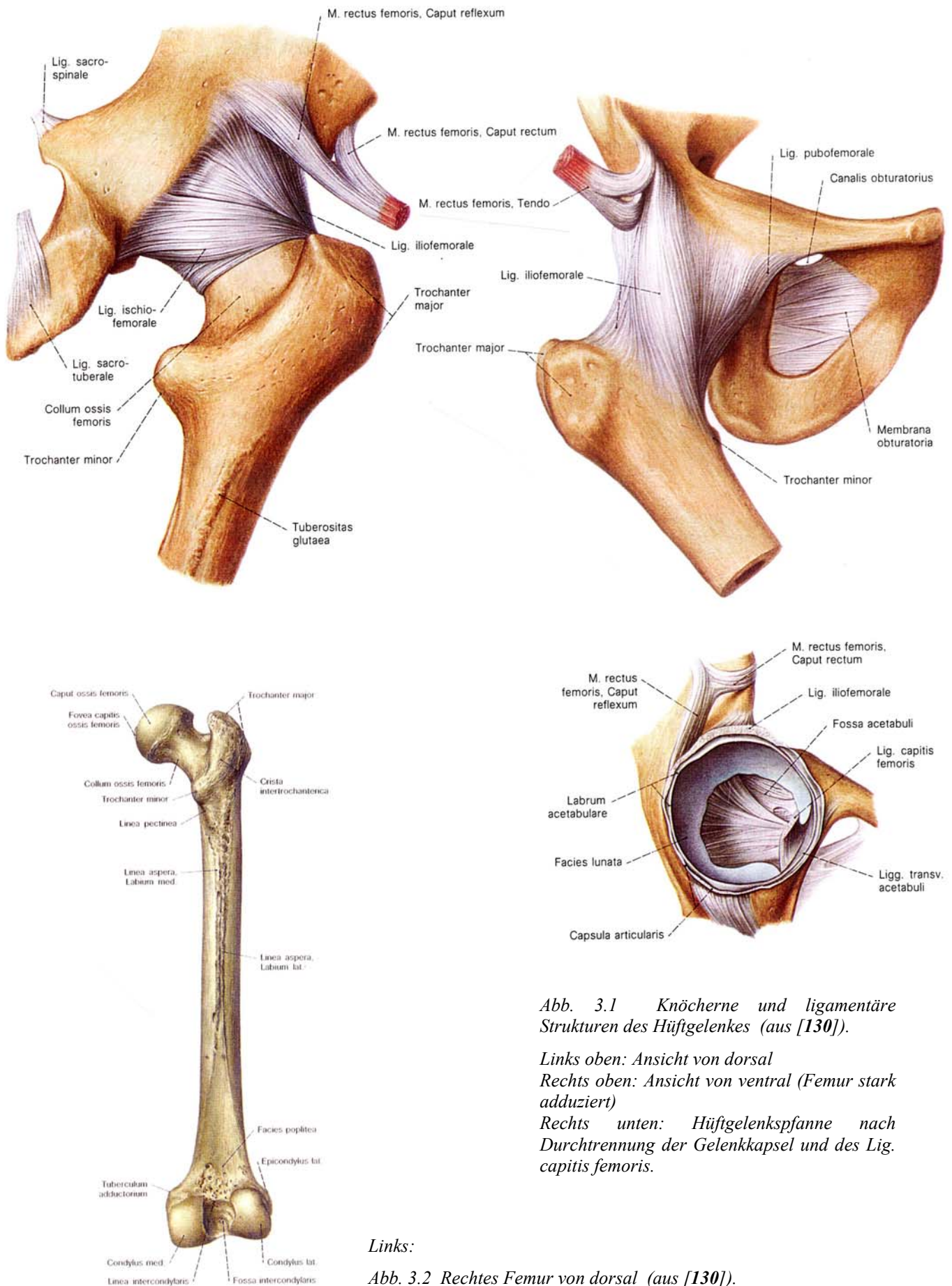


Abb. 3.1 Knöcherne und ligamentäre Strukturen des Hüftgelenkes (aus [130]).

Links oben: Ansicht von dorsal

Rechts oben: Ansicht von ventral (Femur stark adduziert)

Rechts unten: Hüftgelenkspfanne nach Durchtrennung der Gelenkkapsel und des Lig. capitis femoris.

Links:

Abb. 3.2 Rechtes Femur von dorsal (aus [130]).

3.2 Muskulatur des Hüftgelenks

Die Muskulatur des Hüftgelenks kann in mehrere funktionelle Gruppen zusammengefaßt werden (siehe dazu Abb. 3.3 bis Abb. 3.6)

Die kurzen Hüftmuskeln bestehen aus (von kranial nach kaudal) dem *M. piriformis*, dem *M. gemellus sup.*, dem *M. obturator int.*, dem *M. gemellus inf.*, dem *M. obturator ext.* und dem *M. quadratus femoris*. Sie entspringen im wesentlichen auf der Dorsalseite des Beckens zwischen der *Incisura ischiadica major* und dem *Tuber ischiadicum* und setzen an der Dorsalseite des Oberschenkels zwischen Trochanter major und minor an. Entsprechend diesem fächerförmigen Verlauf wirken sie als Außenrotatoren und teilweise als Ab-, teilweise als Adduktoren.

Die kleinen Glutäen bestehen aus dem *M. gluteus medius* und *minimus*. Sie entspringen von der Außenseite der Darmbeinschaukel, wobei der *M. gluteus medius* den *M. gluteus minimus* überdeckt. Ihr Ansatzpunkt ist der Trochanter major. Durch ihren fächerförmigen Verlauf unterstützen sie das Hüftgelenk bei allen Bewegungen außer der Adduktion, vor allem aber sind sie die wichtigsten Abduktoren und verhindern so das Abkippen des Beckens zur anderen Seite beim Einbeinstand.

Die Adduktoren entspringen in drei Schichten zwischen Schambein und Tuber ischiadicum und setzen fächerförmig an der gesamten medialen Kante der *Linea aspera* am Femur an. Ihre Funktion ergibt sich aus ihrer Bezeichnung.

Der Hauptbeuger des Hüftgelenks ist der *M. iliopsoas*. Sein Verlauf ist Abb. 3.3 und Abb. 3.4 zu entnehmen.

Als Hauptstrecker des Hüftgelenks und damit verantwortlich für das Anheben des Körpergewichtes beim Treppensteigen und das Beschleunigen des Körpers nach vorne beim Gehen und Laufen wirkt der größte Muskel des menschlichen Körpers, der *M. gluteus maximus*. Er entspringt großflächig an der Rückseite von Darm- und Sitzbein und läuft zur Tuberositas glutealis. Ein Teil der Fasern strahlt in den *Tractus iliotibialis* ein, der noch zusätzlich durch den *M. tensor fasciae latae* gespannt wird und als laterale Zuggurtung des Oberschenkels dient.

Ebenfalls auf das Hüftgelenk wirken die Oberschenkelbeuger auf der Rückseite des Oberschenkels und z.T. auch die Strecker (*M. rectus femoris* des *M. quadriceps femoris*) auf der Vorderseite. Diese Muskeln setzen erst an der Tibia an und wirken vor allem auf das Kniegelenk. Allerdings haben sie eine wichtige Bedeutung bezüglich der Spannungen, die im Oberschenkelknochen bei Belastung entstehen (s. Abschnitt 4.4).

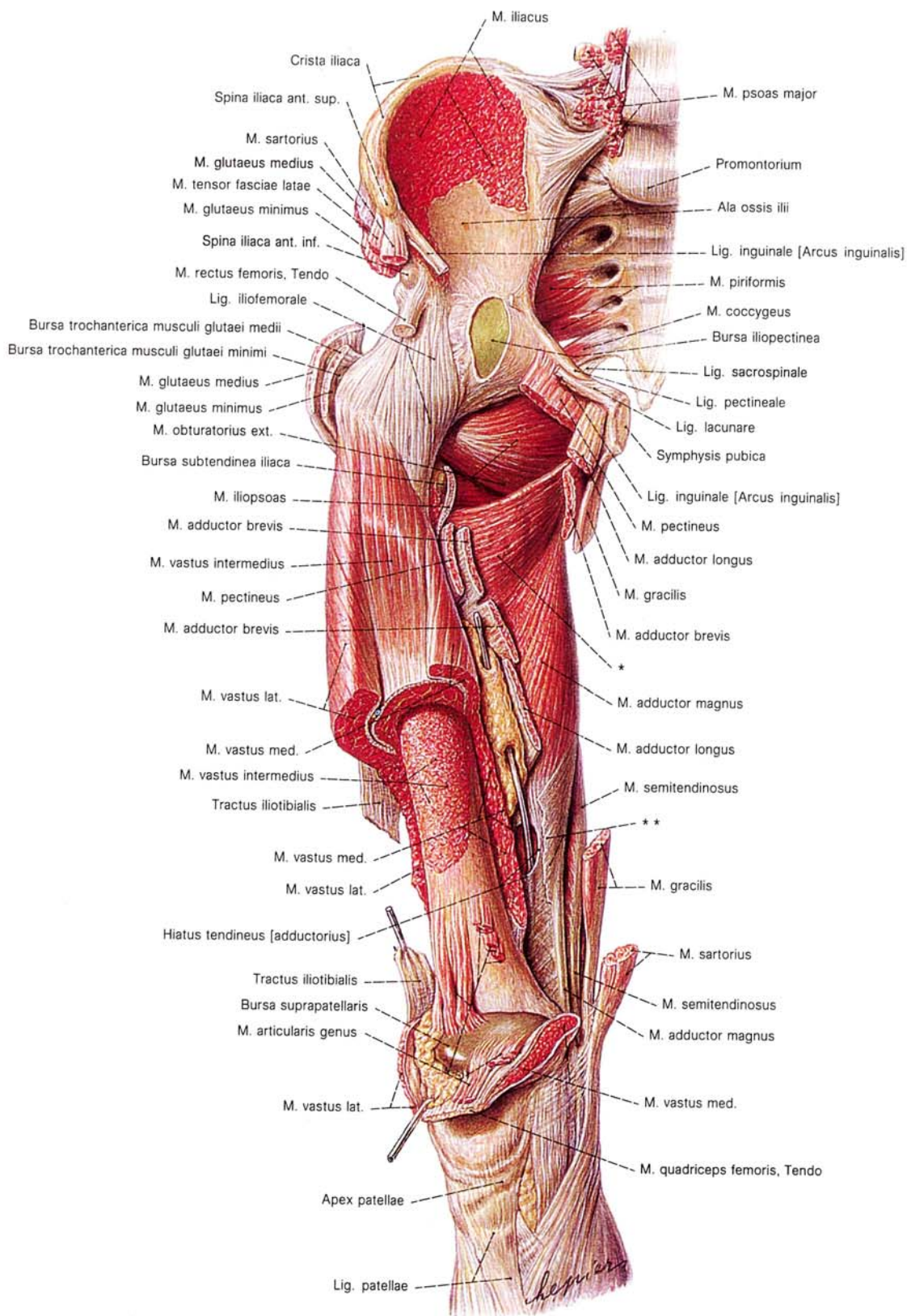


Abb. 3.3 Ventrale Ansicht der tiefen Muskulatur der Hüfte und des Oberschenkels (aus [130])

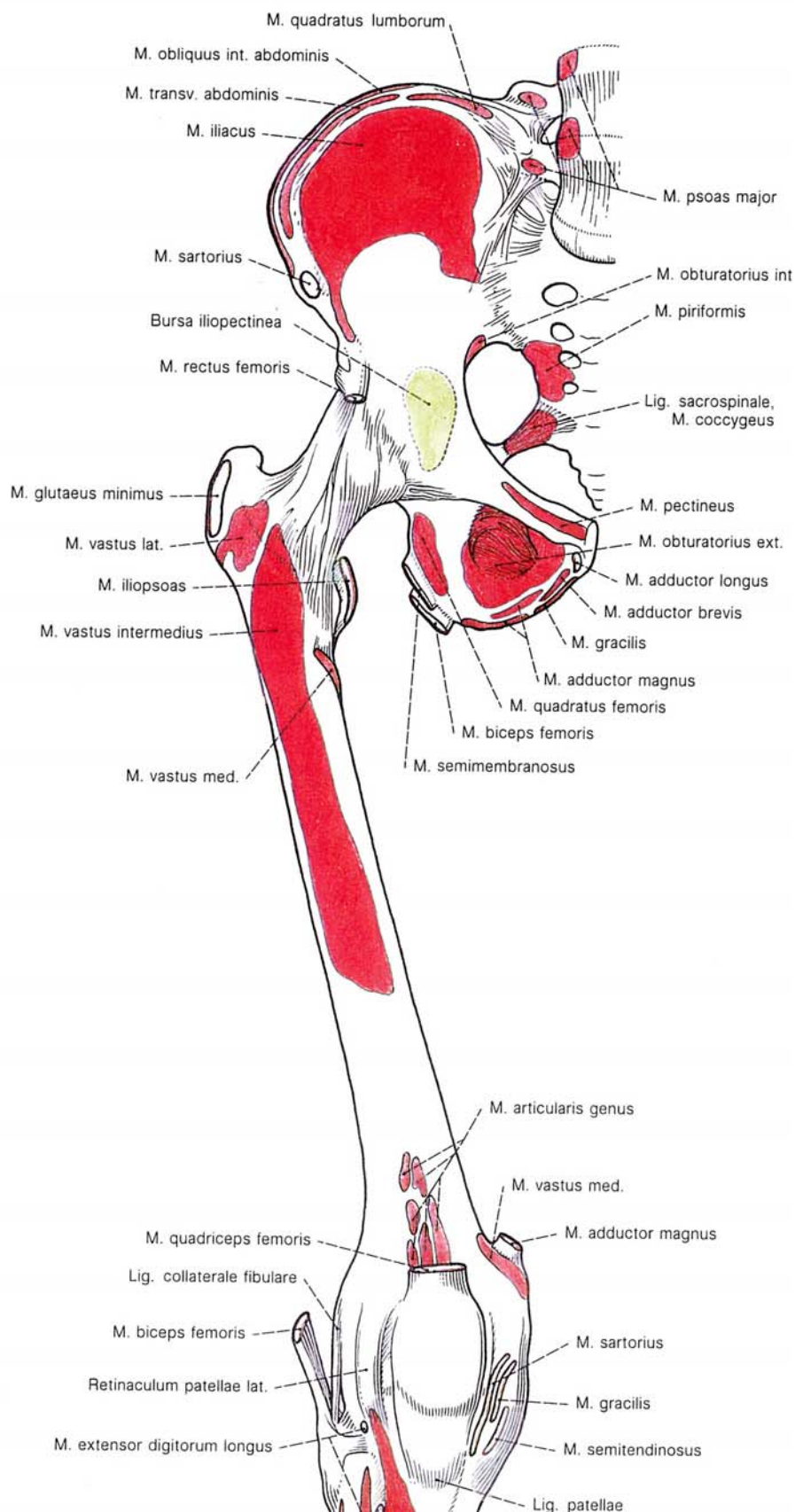


Abb. 3.4 Ursprungsfelder und Sehnenansätze der Muskulatur von Hüfte und Oberschenkel, ventrale Ansicht (aus [130]).

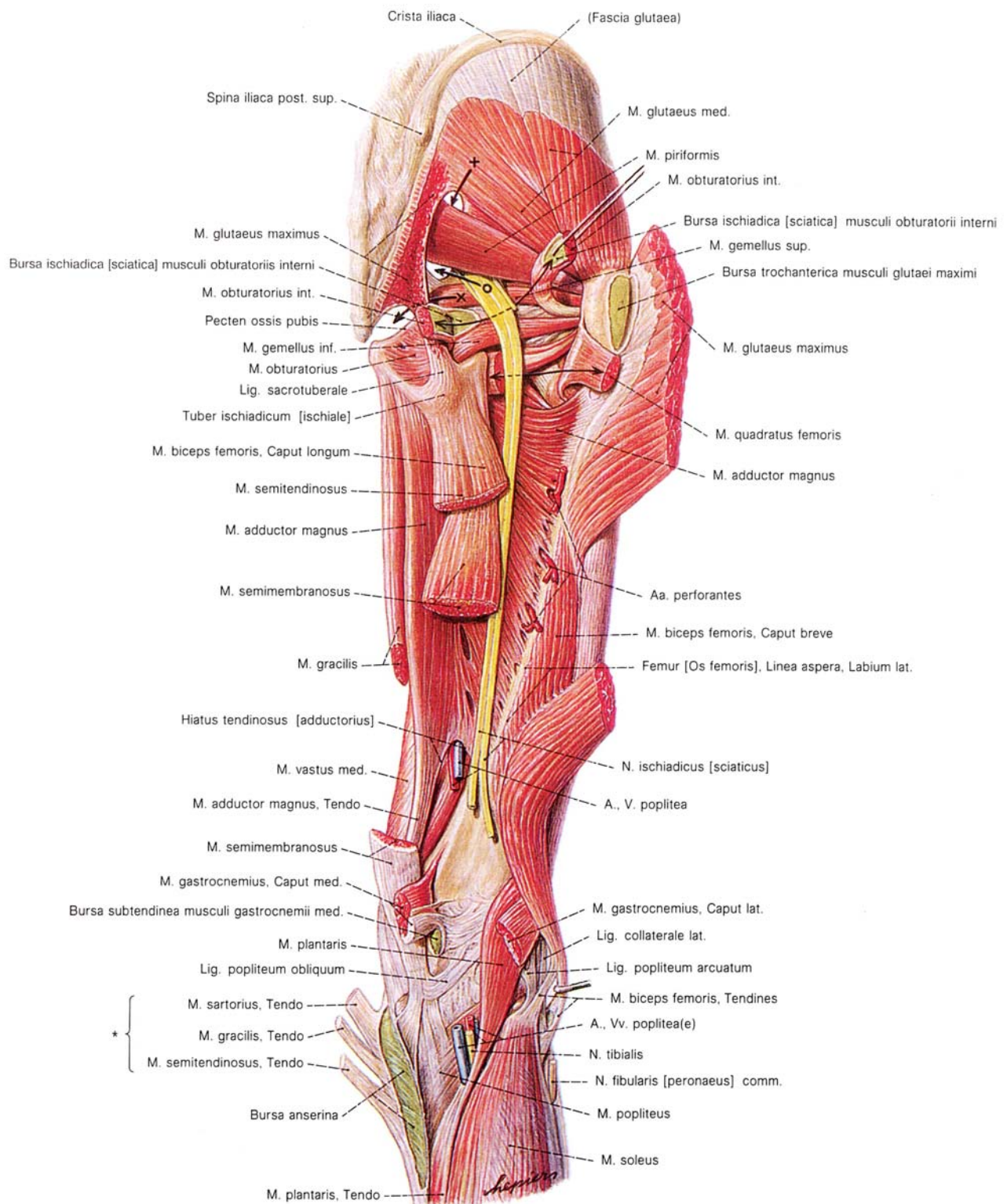


Abb. 3.5 Dorsale Ansicht der tiefen Muskulatur der Hüfte und des Oberschenkels (aus [130])

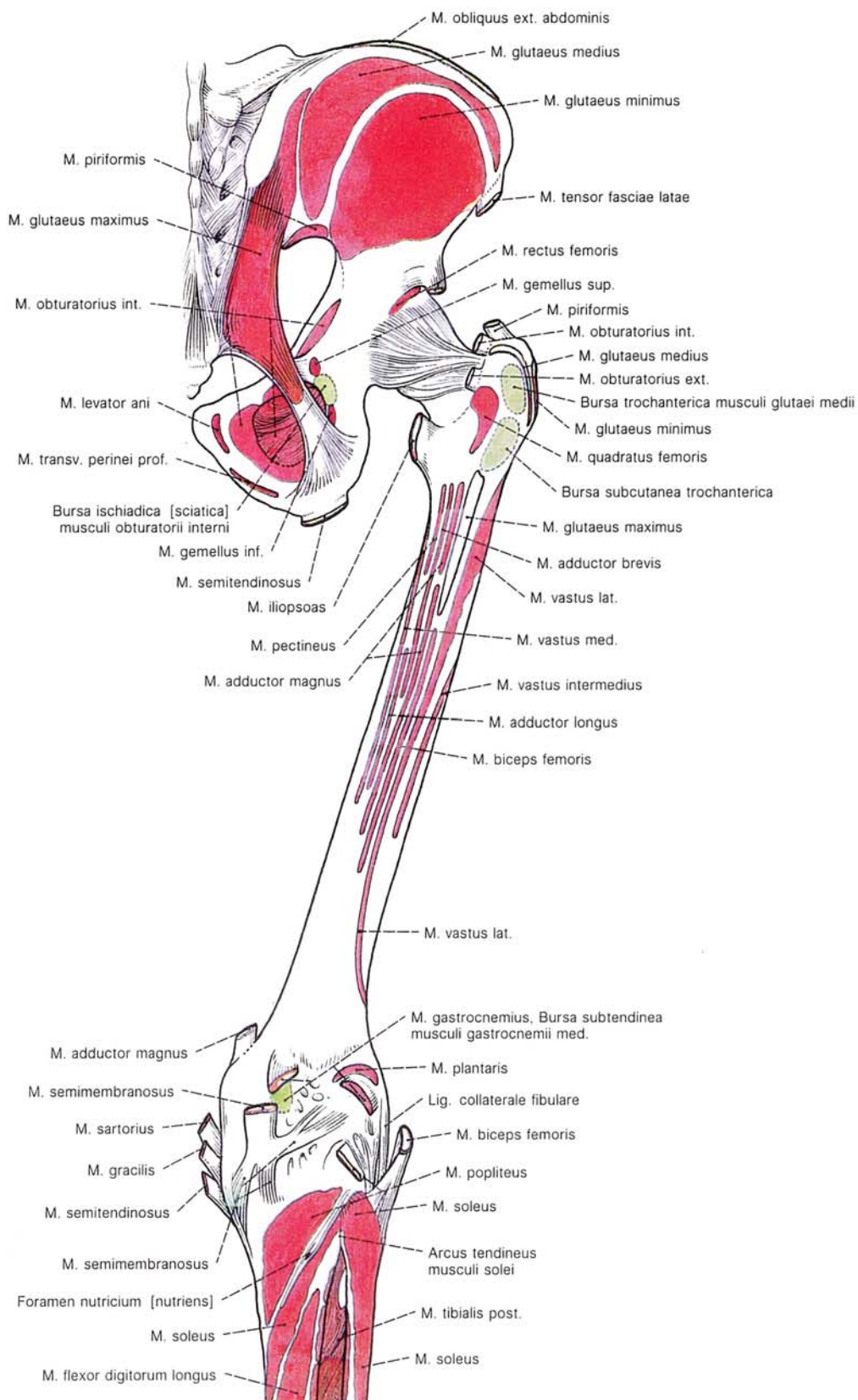


Abb. 3.6 Ursprungsfelder und Sehnenansätze der Muskulatur von Hüfte und Oberschenkel, dorsale Ansicht (aus [130]).

4 FESTLEGUNG DER BIOMECHANISCHEN VERSUCHSPARAMETER

4.1 Auswahl geeigneter Versuchsknochen

4.1.1 Human- oder Kunststofffemora ?

Um in-vitro-Tests des Bewegungsapparates durchzuführen, muss ein hinsichtlich der Fragestellung geeignetes Modell zur Verfügung stehen. Für Versuche, die das mechanische Verhalten von Knochen untersuchen, sind daher entweder "echte" oder in ihren mechanischen Eigenschaften vergleichbare Kunststoffpräparate geeignet. Da in dieser Arbeit auch die Geometrie des Knochens entscheidend war, kamen als echte Knochen nur menschliche Femora in Frage, tierische Oberschenkelknochen hingegen nicht.

Die Gründe, warum für die vorliegende Untersuchung letztendlich keine Human-, sondern Kunststofffemora verwendet wurden, sollen im folgenden kurz erläutert werden.

Das Hauptproblem bei der Arbeit mit menschlichem Knochenmaterial liegt in der Beschaffung desselben, was häufig mit großen ethischen und rechtlichen Problemen verbunden ist. Selbst wenn diese gelöst würden, wäre es immer noch ein sehr großer zeitlicher und organisatorischer Aufwand, humane Femora in für diese Arbeit ausreichender Stückzahl zu bekommen.

Wie bei allen organischen Materialien ist die Haltbarkeit von Knochen sehr begrenzt. Zwar können die Knochen durch Tiefkühlung gelagert werden, allerdings können sich die mechanischen Eigenschaften beim Wiederauftauen und -einfrieren verändern [69]. Darüber hinaus muss mit den aufgetauten Knochen sehr schnell gearbeitet werden, da sonst der Verwesungsprozess einsetzt. Das Beschichten und Messen mit photoelastischem Kunststoff ist jedoch ein zeitaufwendiger Vorgang von mehreren Tagen (vgl. Kap.1), der noch dazu eine sorgfältige Oberflächenbehandlung erfordert, so dass hier Probleme entstehen. Andere Möglichkeiten der Konservierung wie Dehydrieren oder Formalinfixierung sind hinsichtlich der Verwesung weniger problematisch, allerdings zeitaufwendig und ebenfalls mit einer Veränderung der Eigenschaften verbunden [45, 109].

Für eine vergleichende Untersuchung wie diese haben menschliche Femora (ungeachtet der bis jetzt genannten Probleme) einen weiteren großen Nachteil: Sie unterliegen hinsichtlich ihrer Geometrie und ihres mechanischen Verhaltens einer großen Schwankungsbreite. Dehnungsunterschiede von 100 % und mehr bei gleicher Belastung zwischen verschiedenen Femora sind normal, und auch zwischen dem rechten und linken Femur eines Menschen können große Unterschiede auftreten. Statistisch brauchbare Ergebnisse sind daher erst mit sehr hohen Stückzahlen zu bekommen, was wiederum das Problem der Beschaffbarkeit aufwirft.

Die geschilderten Probleme bei der Beschaffung, Bearbeitung, Konservierung und Messung und nicht zuletzt die bestehende Infektionsgefahr können mit einem geeigneten, dem menschlichen Knochen vergleichbaren Kunststofffemur umgangen werden.

Als kommerziell erhältliches und gut untersuchtes Femurmodell boten sich die sog. *Composite Femora* der Fa. PACIFIC RESEARCH LABS, Vashon Island, USA (Bezug über SAWBONES EUROPE AB, Malmö, Schweden) an.

4.1.2 Beschreibung der Composite Femora

Diese Femurmodelle sind wie das Vorbild aus der Natur zweiphasig aufgebaut. Sie bestehen außen aus einem Epoxidharz, das analog dem natürlichen Faserverlauf der Corticalis mit Glasfasern verstärkt ist und innen entsprechend dem spongiösen Knochen bzw. Markraum aus einem Polyurethan-Schaum (Abb. 4.1).

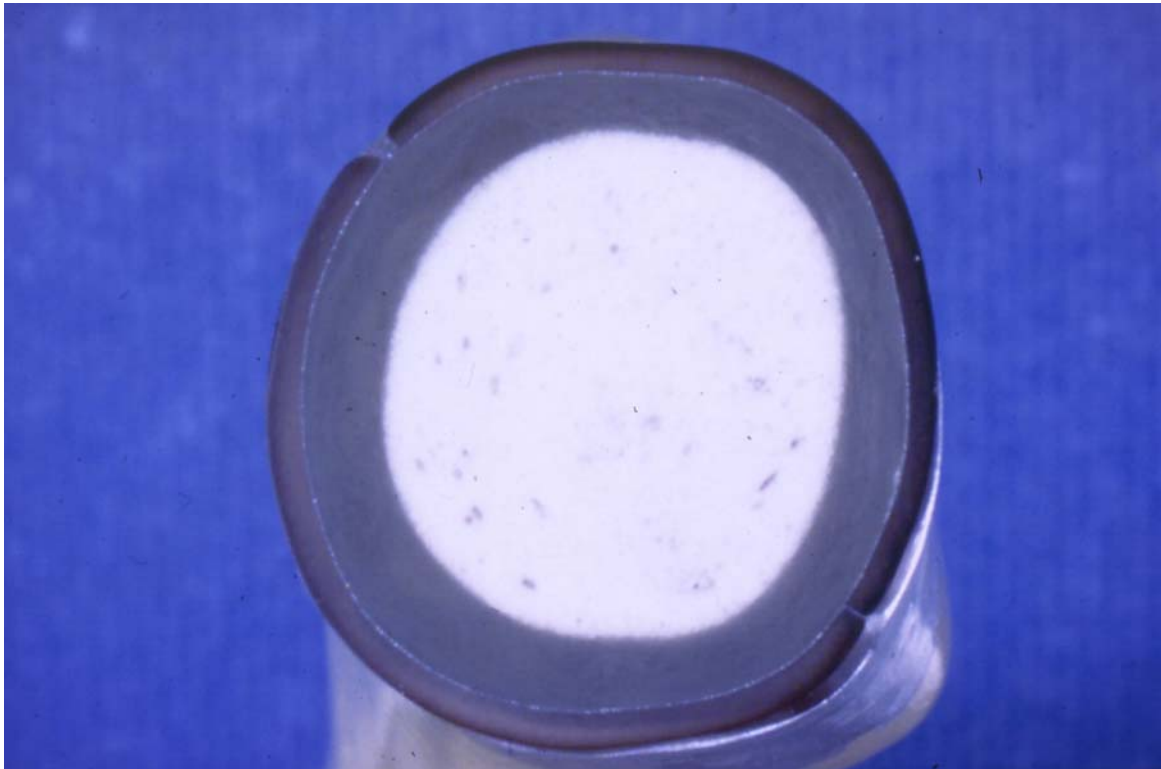


Abb. 4.1 Querschnitt durch ein bereits photoelastisch beschichtetes Composite Femur der Firma Pacific Research Labs, USA.

Mit dem Ziel, ein standardisiertes Femur als Referenzknochen für biomechanische Untersuchungen im Hinblick auf eine bessere Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu etablieren, wurde 1996 von CRISTOFOLINI eine umfassende Untersuchung bzgl. der geometrischen und mechanischen Eigenschaften dieser Kunststoffknochen im Vergleich zu humanen Femora durchgeführt [18]. Alle Werte hinsichtlich Geometrie, Biege- und Torsionssteifigkeit und Dehnungsverhalten waren mit den menschlichen Femora vergleichbar, wobei die Varianz der Messwerte der Kunststoffknochen deutlich (20- bis 200-fach) niedriger und dementsprechend die Reproduzierbarkeit und Konsistenz der Daten höher war. Auch andere Untersuchungen an diesen Femora belegen deren Eignung für biomechanische Untersuchungen [101, 102]. Daher eignen sie sich ideal für standardisierte, vergleichende Studien wie sie auch von CRISTOFOLINI an diesen Femora durchgeführt werden [17,19,50].

Die hier verwendeten linken Femora haben eine Länge von 420 mm und einen femoralen Offset von 45 mm. Der Markraumdurchmesser beträgt in der Diaphyse ca. 12 mm. Diese Maße liegen in guter Übereinstimmung mit der von NOBLE [99] angegebenen mittleren Femurlänge von 436 mm.

4.1.3 Versuchsaufbau zur mechanischen Prüfung der Composite Femora

In der vorliegenden Untersuchung wurden, wie in Abschnitt 5.1 dargelegt, die globalen Dehnungsmessungen der Femuroberfläche auf der Grundlage des spannungsoptischen Verhaltens einer Beschichtung aus photoelastischem Kunststoff durchgeführt. Diese für die Dehnungsmessung benötigte Kunststoffschicht hatte im Mittel eine Dicke von 1,8 mm und wurde auf die Versuchsknochen aufgeklebt (s. Abschnitt 5.2). Da dies einen Versteifungseffekt auf die Composite Femora erwarten ließ, musste zunächst deren Biegesteifigkeit in der Frontal- und der Sagittalebene sowie deren Torsionssteifigkeit vor und nach Beschichtung ermittelt werden, um den Einfluss der Beschichtung zu quantifizieren.

Die Knochen wurden an ihren Kondylen in vertikaler und rotatorisch definierter Position (als Bezug dienten zwei Zentrierbohrungen in der Verlängerung der Diaphysenachse sowie die Hinterfläche der Kondylen) in einem quaderförmigen Topf in einem Zweikomponentengießharz (Ureol) eingebettet.

Die Femora wurden mit dem entstandenen Ureolblock in waagrechtter Position auf dem Prüftisch fixiert. Die Lastaufbringung erfolgte auf die Vorderkante des Trochanter major durch eine Universalprüfmaschine (WOLPERT TZZ707 / 50 kN, Prüfklasse 1 nach DIN 51220) in ventro-dorsaler Richtung bis zu einer Last von 60 N mit einer Geschwindigkeit von 5 mm / min. Auf einem x-y-Schreiber wurde das Kraft-Weg-Diagramm während der Be- und Entlastung mitgeschrieben. Aus diesem Diagramm wurde graphisch die Biegesteifigkeit in N/mm Durchbiegung ermittelt.

Analog erfolgte die Bestimmung der medio-lateralen Biegesteifigkeit nach Rotation des Knochens um 90° in der Längsachse, wobei hier die Krafteinleitung auf den Femurkopf erfolgte.

Abb. 4.2 zeigt den Versuchsaufbau zur Bestimmung der Torsionssteifigkeit. Der Knochen wurde mit dem Einbettopf an eine elektronische Drehmoment-Messdose gekoppelt und senkrecht auf dem Prüftisch fixiert. Die Drehmomentenbelastung erfolgte per Hand bis zu einem Wert von 50 Nm über einen Ureolabguss des proximalen Femuranteils, der rotationsfest in einem quaderförmigen Topf steckte. Dieser Topf wurde über ein Anschlussstück in Verlängerung der o.g. Zentrierbohrungen drehbar, aber axial fixiert gelagert. Dadurch war eine reine Rotationsbewegung des Femurs um die Diaphysenachse gewährleistet. Die Messung der Torquierung erfolgte über einen elektromechanischen Wegaufnehmer, der die Auslenkungsbewegung eines auf dem proximalen Topf befestigten Auslegers erfasste. Dieser Ausleger verlief in seiner Verlängerung durch die Diaphysenachse, so dass über den Abstand des Wegaufnehmers zur Drehachse der Verdrehwinkel in Abhängigkeit von der Auslegerbewegung berechnet werden konnte.

Die Ausgangssignale der Drehmomentendose und des elektromechanischen Wegaufnehmers wurden auf einen x-y-Schreiber gelegt, so dass während der ansteigenden Torsionsbelastung ein Drehmoment-Verdrehweg-Diagramm erstellt wurde. Aus diesem Diagramm wurde die Torsionssteifigkeit in [Nm / mm Verdrehweg] graphisch bestimmt und über die Winkelfunktionen in [Nm / ° Verdrehwinkel] umgerechnet.

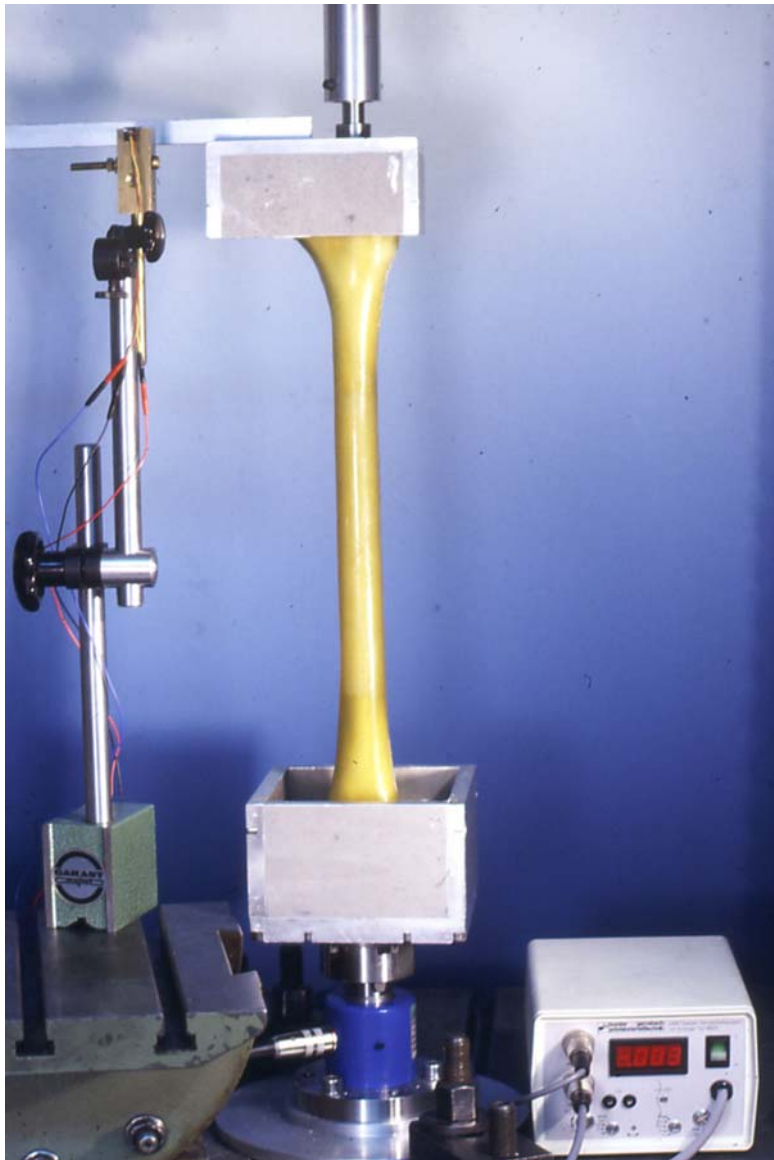


Abb. 4.2 Versuchsaufbau zur Bestimmung der Torsionssteifigkeit der Composite Femora

4.1.4 Ergebnisse

Abb. 4.3 und Tab. 4.1 zeigen die gemessenen Steifigkeiten von unbeschichteten und photoelastisch beschichteten Composite Femora. Es zeigte sich eine sehr geringe interindividuelle Streuung mit einer beschichtungsbedingten Erhöhung der Steifigkeiten um ca. 30%. Damit zeigt sich auch hier die gute Eignung der Composite Femora für vergleichende Untersuchungen wie in der vorliegenden Arbeit.

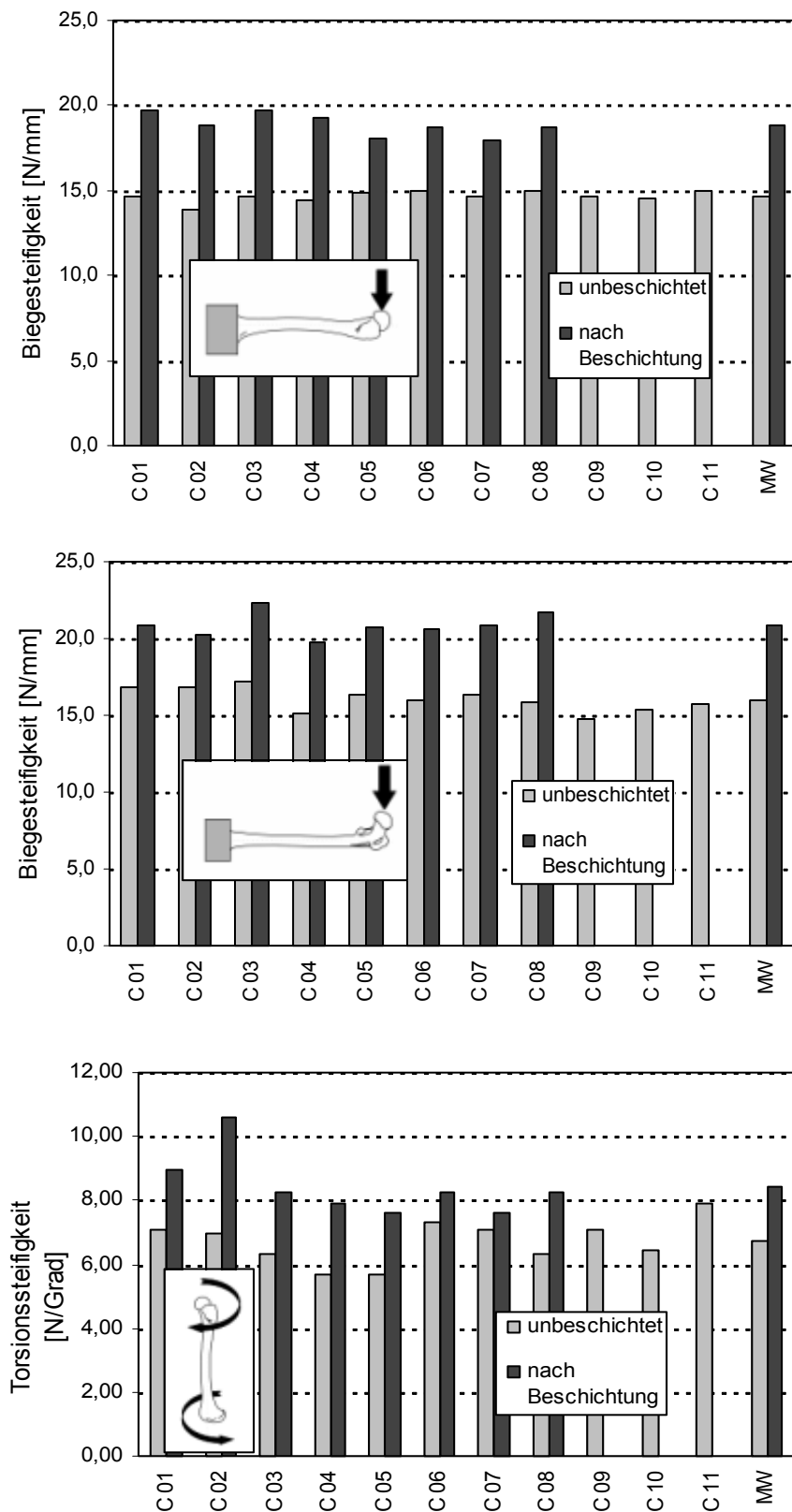


Abb. 4.3 Steifigkeiten der Composite Femora vor und nach (C01 bis C08) photoelastischer Beschichtung. Oben: a-p-Steifigkeit. Mitte: m-l-Steifigkeit. Unten: Torsionssteifigkeit.

Tab. 4.1 Steifigkeiten der Composite Femora vor und nach photoelastischer Beschichtung

	ventro-dorsale Steifigkeit [N/mm]	medio-laterale Steifigkeit [N/mm]	Torsionssteifig keit [N/°]
unbeschichtet (n=11)	14,7 ± 0,3	16,0 ± 0,8	6,7 ± 0,7
nach Beschichtung (n=8)	18,9 ± 0,7	20,9 ± 0,8	8,4 ± 1,0
Änderung	29 %	31 %	25 %

4.2 Auswahl der Implantate

4.2.1 Materialien

Wie bereits in Abschnitt 2.3.2 beschrieben, werden in der Endoprothetik heutzutage Stiele aus metallischen Cobalt-Chrom- oder Titan-Basislegierungen verwendet. Neben einer Reihe von Vorteilen (schnelle Verfügbarkeit, gute Bearbeitbarkeit, großer Erfahrungsfundus usw.) haben sie den Nachteil, dass nach Implantation einer derartigen Prothese keine bzw. eine sehr eingeschränkte Darstellung im MR bzw. CT möglich ist. Damit ist die sensitivste Methode zur Erfassung von Frührezidiven im Rahmen der Tumornachsorge nicht mehr anwendbar. Außerdem haben gerade die CoCr-Prothesen ein z.T. erhebliches Gewicht, was bei ausgedehnten Muskelresektionen zu Problemen führen kann. In der Tumorendoprothetik des Humerus wurde an der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der TU München (KOS) deshalb bereits ein kohlenstofffaserverstärkter Kunststoff (CFK) eingesetzt, der diese Einschränkungen nicht aufweist [111, 133, 123, 131, 132].

Daher werden in dieser Arbeit Verankerungsstiele aus einer CoCrMo-Legierung, einer TiAl6V4-Legierung und aus dem beschriebenen CFK auf ihre Eignung zur intramedullären Verankerung einer Prothese beim Ersatz des proximalen Femurs untersucht.

Diese Materialien besitzen folgende Elastizitätsmoduli: CoCrMo 230 GPa, TiAl6V4 110 GPa und CFK 80 GPa.

4.2.2 Geometrie

Um eine repräsentative Auswahl zu untersuchender Implantatstiele festlegen zu können, wurden die bisher an der KOS implantierten Tumorprothesen des proximalen Femurs hinsichtlich ihrer Geometrie ausgewertet. Tab. 4.2 und Abb. 4.4 zeigen eine Aufstellung der wichtigsten Geometriedaten.

Tab. 4.2 Implantatgeomertien der endoprothetisch versorgten Patienten der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der TU München (n=29)

	MW \pm SD [mm]	min [mm]	max [mm]
Länge des resezierten Knochens (L)	138 \pm 55	47	251
Länge des intramed. Implantatstieles (l)	181 \pm 49	65	280
Durchmesser des intramed. Implantatstieles (d)	13,0 \pm 1,7	8	16
Offset des Femurs (O)	43 \pm 9	21	59

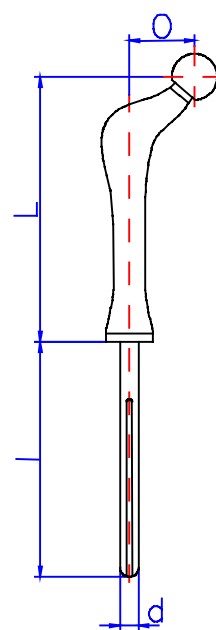


Abb. 4.4 Implantat zum Ersatz des proximalen Femur

Die intramedulläre Stiellänge (l) betrug im Mittel 181 mm. Vor allem zu Beginn der Tumorendoprothetik neigte man jedoch eher dazu, zu lange (z.T. der Antekurvatur des Femurs angepasste) Stiele zu implantieren, die das Problem des "stress-shieldings" verstärkten. Heute übliche, in Baukastensystemen enthaltene Stiele haben eine Länge von 120 mm und 160 mm und keine Antekurvatur, was die Planung und Implantation erleichtert. Neben diesen beiden gebräuchlichen Längen sollten außerdem noch Stiele mit einer Länge von 80 mm untersucht werden, um die Hypothese zu überprüfen, dass kürzere intramedulläre Stiellängen zu einer physiologischeren Spannungsverteilung im Restknochen, v.a. im Bereich der Resektionsosteotomie, führen.

Das Offset (O) der Implantate für die Ermittlung der 'Standardbelastung' (s. Abschnitt 4.4) beträgt 43 mm entsprechend dem Durchschnitt des Patientenguts der KOS.

Als Durchmesser (d) wurde, auch bedingt durch den Markraumdurchmesser der Composite Femora, ein Wert von 12 mm festgelegt. Wie in Abschnitt 1.4 erläutert, werden glatte, unzementierte Stiele untersucht, was die Messung aller Stieltypen an einem Knochen ermöglicht, dessen unresezierter Spannungszustand als Bezugsnormal dient.

Tab. 4.3 zeigt noch einmal eine Zusammenfassung der Implantatparameter in Abhängigkeit der im folgenden Abschnitt festgelegten Resektionshöhen, Abb. 4.5 das Sortiment der in dieser Arbeit verwendeten intramedullären Rundstiele.

4 Festlegung der biomechanischen Versuchsparameter _____

Tab. 4.3 Zusammenstellung der untersuchten Stielmaterialien und -geometrien in Abhängigkeit von der Resektionshöhe

Resektionshöhen (h) (gemessen vom Kopfmittelpunkt)	80 mm	160 mm	240 mm
Stielmaterialien	CoCr, Ti, CFK	CoCr, Ti, CFK	CoCr, Ti, CFK
Stiellängen (l) in mm	80, 120, 160	80, 120, 160	80, 120
Durchmesser (d)	12 mm		
Offset (O)	43 mm		
Summe der zu untersuchenden Stiele	9	9	6



Abb. 4.5 Sortiment der untersuchten Implantatstiele

4.3 Festlegung der Resektionshöhen

Abb. 4.6 zeigt die Häufigkeitsverteilung des Patientenguts der KOS bezüglich der Länge (L) des durch vom Tumor befallenen resezierten Knochenabschnitts. In Anlehnung an diese

Verteilung wurden als Resektionshöhen h (gemessen ab Kopfmittelpunkt) 80 mm und 160 mm und zur Simulation einer Resektion von mehr als der Hälfte der Femurlänge von 420 mm eine dritte Resektionshöhe von 240 mm definiert, bei der allerdings die 160 mm langen Stiele nicht mehr implantierbar waren.

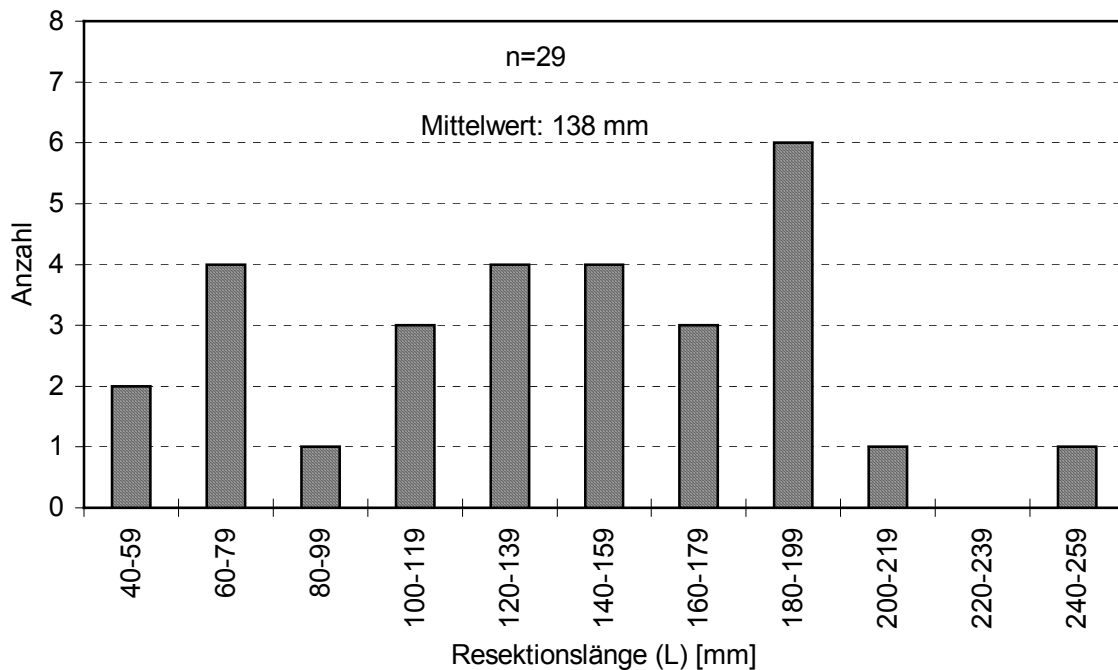


Abb. 4.6 Häufigkeitsverteilung der Länge (L) des resezierten Femurabschnitts

4.4 Ermittlung der resultierenden Lastsituation ('Standardbelastung') am proximalen Femur

4.4.1 Allgemeine Probleme bei biomechanischen Untersuchungen

Biomechanische Untersuchungen des Bewegungsapparates beschäftigen sich fast immer mit Kräften, Spannungen und Dehnungen, die auf den Bewegungsapparat einwirken und/oder in ihm entstehen, wie z.B. bei der Fragestellung, welche Kräfte auf den Unterschenkel eines Weitspringers beim Absprung wirken, welche Verformungen dadurch im Schienbein entstehen und wie groß die dadurch entstehenden Spannungen im Knochen sind.

Sollen nun wie in der vorliegenden Arbeit Dehnungen bzw. Spannungen untersucht werden, die *im* Bewegungsapparat, hier im (durch eine Endoprothese modifizierten) proximalen Femur, entstehen, so müssen als erstes die von außen einwirkenden Kräfte und Momente bestimmt werden.

Anhand eines Beispiels soll gezeigt werden, wie dieser Vorgang im Maschinenbau aussehen würde:

Bei der Konstruktion eines Getriebes soll für die Lagerung der Antriebswelle ein ausreichend großes Kugellager vorgesehen werden. Die Bewegungsart, die der Welle möglich ist, ist genau definiert, nämlich die Rotation. Über die Last, die die Abtriebswelle bewältigen soll, also z.B. das Drehmoment, das notwendig ist, ein Förderband zu bewegen, können die Kräfte

und Momente rechnerisch bestimmt werden, die auf die Antriebswelle einwirken müssen. Außerdem wirken von außen auf die Antriebswelle noch Kräfte durch Hebelkräfte, Eigengewichte und Verspannungen ein. Durch diese von außen auf das System Welle-Lager einwirkenden Lasten können die im betreffenden Lager entstehenden Kräfte berechnet und dann ein entsprechendes Lager ausgewählt werden.

Die äußeren Lasten sind vorher oft rechnerisch genau bestimmbar. Falls dies nicht gelingt oder wenn man die Berechnungen experimentell überprüfen möchte, kann man mit entsprechenden Versuchsaufbauten den tatsächlichen Belastungsfall exakt nachstellen, so dass hieraus gewonnene Ergebnisse gut in die Praxis übertragbar sind.

Anders verhält es sich in der Biomechanik: Der Ausdruck *Bewegungs-Apparat* beinhaltet, dass die Belastungen auf Knochen und Gelenke zu keinem Zeitpunkt gleich bleiben, sondern dass es unendlich viele Lastmöglichkeiten gibt. Man kann stehen, werfen, gewichtheben, gehen, laufen, treppensteigen, stolpern usw., und selbst bei einer ausgewählten Tätigkeit ändern sich ständig Richtung, Betrag und Angriffspunkt der Kräfte. Hinzu kommt, dass kein Bewegungsapparat dem anderen in seinen Dimensionen und Proportionen gleicht.

Es ist also notwendig, zunächst diejenigen Tätigkeiten auszuwählen, die hinsichtlich der Fragestellung der Untersuchung relevant sind und so brauchbare Ergebnisse liefern können.

Hat man sich für eine Bewegungsart entschieden, muss diese in ihre "mechanischen Einzelbestandteile" zerlegt werden. Dazu bieten sich mehrere Verfahren an:

- Anatomische Daten zur Bestimmung von Muskelrichtungen, -angriffspunkten und -querschnitten
- radiologisch-anatomische Studien zur Beurteilung der Geometrie des knöchernen Bewegungsapparates
- elektromyographische (EMG) Untersuchungen zur Aktivitätsbeurteilung beteiligter Muskeln
- Bilderserien und/oder Videoaufzeichnungen zur Darstellung von Bewegungsabläufen
- Kraftmessplatten, die die Bodenreaktionskräfte (z.B. beim Gehen) messen
- knochen-nahe Dehnungsmessung auf der Haut z.B. an der Tibiavorderkante zur Beurteilung der darunter stattfindenden Knochendehnung
- mit Dehnungssensoren bestückte Endoprothesen, die Messwerte drahtlos an eine geeignete Messstation übermitteln können (s.u.)
- Biomechanische Laboruntersuchungen an isolierten Leichenpräparaten
- u.v.m.

Mit durch derartige Untersuchungen gewonnenen Daten können jetzt die Berechnungen der Gelenk-, Muskel- und Knochenkräfte auf der Basis *statischer*, *elastostatischer* und *dynamischer* Rechenmodelle durchgeführt werden. Mit Hilfe von leistungsfähigen Rechnern können auch Rechenmodelle mit einer hohen Anzahl von Parametern in einer vertretbaren Zeit berechnet werden, so dass die Genauigkeit solcher Berechnungen mit der Leistungsfähigkeit der Rechner steigt.

Das Problem liegt also nicht (mehr) in der zu großen Anzahl von Parametern, sondern (nach wie vor) in der Erstellung von Rechenmodellen und deren Plausibilität.

Statische Beschreibungen des Bewegungsapparates können mit relativ geringerem Mess- und Rechenaufwand durchgeführt werden. Die möglichen Rechenmodelle sind mit einem PC leicht zu bewältigen und die Messmöglichkeiten im Labor an Leichen- oder künstlichen Präparaten sind vielfältig und reproduzierbar.

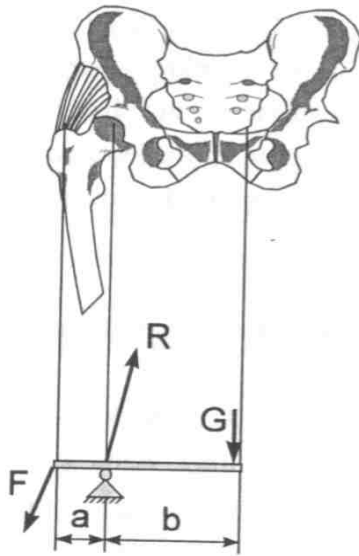


Abb. 4.7 Hüftgelenksresultierende beim Einbeinstand

So wurden zum Beispiel bereits 1960 von PAUWELS [107] (s. Abb. 4.7) und 1970 von MCLEISH und CHARNLEY [91] die Gelenkkkräfte im Hüftgelenk beim Einbeinstand in Abhängigkeit vom Körpergewicht mit den Mitteln der dreidimensionalen Statik berechnet.

Die Ergebnisse konnten in vielen experimentellen Studien im wesentlichen bestätigt werden und haben noch heute Gültigkeit.

Auf ihrer Basis wurden Kriterien zur Testung von Hüftendoprothesen festgelegt. Dehnungsmessungen am wie beim Einbeinstand belasteten Femur konnten z.B. mit Hilfe von sogenannten Dehnmessstreifen oder photoelastischen Beschichtungen (vgl. Abschnitt 1) an humanen Präparaten oder Kunststoffknochen gut reproduzierbar durchgeführt werden und führten so zu einer detaillierten Kenntnis der Spannungsverhältnisse am proximalen Femur bei simuliertem Einbeinstand [37, 103]. Auch der Einfluss von Hüftendoprothesen konnte so gut dargestellt werden [37, 13, 101, 102, 159].

Rechnerisch können mit den Methoden der Elastostatik die Spannungen im Knochenquerschnitt berechnet werden, wobei hier wiederum der Fortschritt in der Computertechnik die Möglichkeiten beträchtlich erweiterte. Abb. 4.8 zeigt ein Beispiel für die rechenaufwendige Finite Elemente Methode (FEM), die eine detaillierte dreidimensionale Spannungsanalyse eines Bauteils mit komplexer Geometrie wie z.B. eines Hüftendoprothesenstieles ermöglicht.

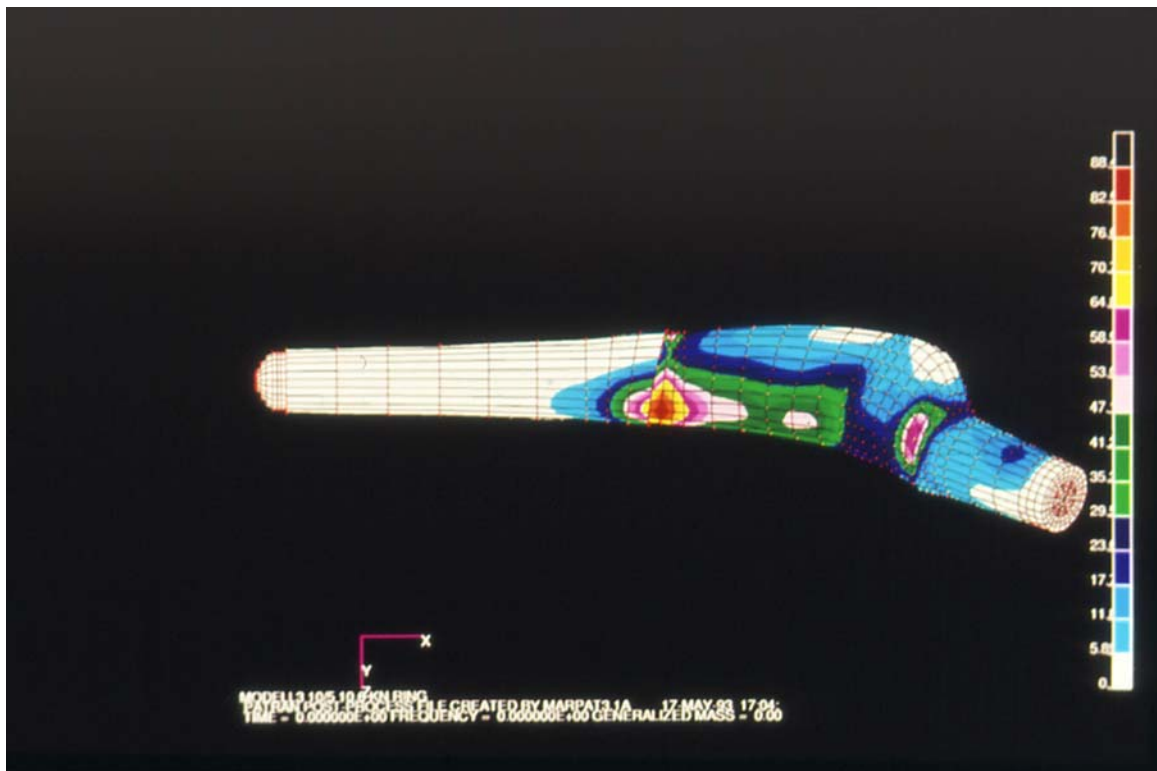


Abb. 4.8 FE-Modell eines Hüftendoprothesenstieles unter Belastung

Die theoretische Analyse dynamischer Vorgänge birgt hingegen viele Fehlerquellen, da zum einen die empirische Datengewinnung erschwert und fehleranfälliger ist und zum anderen die zur Verfügung stehenden Rechenmodelle wesentlich komplexer sind und ihre Anwendbarkeit genau abgewägt werden muss.

Zur Verdeutlichung seien einige Probleme bei der Bewegungsanalyse des Gangzyklus als ausgewählte Bewegungsart und der dabei auftretenden Muskelkräfte dargestellt:

- Welche Kriterien legt man bei der Probandenauswahl fest?
- Welche Muskeln sind einer elektromyographischen Untersuchung zugänglich?
- Welche Muskeln muss man berücksichtigen?
- Trifft man sicher die ausgewählten Muskeln?
- Welche Aussagen kann man aufgrund von EMG-Diagrammen zur Muskelkraft machen?
- Wie koordiniert man EMG-Messungen mit dem Zeitverlauf des Gangzyklus?
- In welchem Ausmaß muss man dynamische Komponenten (Kräfte durch Beschleunigungen) bei Berechnungen berücksichtigen?
- Wie kann man die Bewegungen mathematisch beschreiben und einen Computer damit "füttern"? Reicht die Rechnerleistung aus?
- Welche Effekte werden durch innere Reibung verursacht?
- Wie kann man im Labor Teile der Bewegung simulieren?

Solche und noch andere Probleme machen verständlich, warum detaillierte *dynamische* Analysen der Mechanik von Knochen, Muskeln und Gelenken auch heute noch (vor allem wegen der ständig steigenden Leistungsfähigkeit der Computer) Gegenstand intensiver Forschungen sind.

Trotzdem stellen alle Untersuchungen nur eine Vereinfachung der Verhältnisse in vivo dar. Es ist in der Regel nicht möglich, die realen Verhältnisse im Labor exakt zu simulieren bzw. am Lebenden die im Bewegungsapparat auftretenden Kräfte direkt zu messen. Muskeln müssen weggelassen, zu Gruppen zusammengefasst und Geometrien vereinfacht werden, komplexe Bewegungen müssen schematisiert werden usw.

Dennoch können durch Untersuchungen, die die wesentlichen mechanischen Gegebenheiten berücksichtigen, Rückschlüsse auf die tatsächlichen Verhältnisse gezogen werden.

Das Ziel biomechanischer Untersuchungen besteht also darin, grundsätzliche Tendenzen aufzuzeigen, indem komplexe Sachverhalte vereinfacht werden ohne dabei wichtige Gesichtspunkte wegfällen zu lassen.

4.4.2 Grundidee zur Ermittlung der resultierenden Lastsituation

Die meisten biomechanischen Untersuchungen des Oberschenkels werden mit einer Belastungssituation durchgeführt, die sich vom Einbeinstand herleitet. Der Femur- bzw. Prothesenkopf wird mit einer Kraft belastet die der Hüftgelenksresultierenden entspricht (vgl. Abb. 4.7), oder die Last wird durch ein verspanntes System (s. Abb. 4.9) simuliert, das den Einfluss der kleinen Glutealmuskeln beim Einbeinstand, die über einen kurzen Hebelarm das Körpergewicht in der Waage halten müssen, mitberücksichtigt.

Auch wenn der Einbeinstand als besondere Belastung für das Hüftgelenk anzusehen ist, da durch die Hebelwirkung des Körpergewichts, das von der Glutealmuskulatur in der Waage gehalten werden muss, hohe Kräfte im Gelenk entstehen, ist es fraglich, ob gerade für die Dauerfestigkeit einer Endoprothese dieser Lastfall der entscheidende ist. Es erscheint naheliegend, dass für die aseptische Lockerung einer Prothese nicht eine Belastung verantwortlich ist, die im Alltagsleben eine eher seltene Tätigkeit darstellt wie das Stehen auf einem Bein.

Hingegen stellt der Gang als natürliche menschliche Fortbewegungsart eine ständig wiederkehrende, relativ hohe Belastung für das Hüftgelenk dar und hat somit eine große Bedeutung für die Dauerfestigkeit von Hüftprothesen. Neben den wie beim Einbeinstand angesprochenen Hebelkräften kommen während des Gangzyklusses Kräfte hinzu, die durch die beschleunigende Komponente nach vorne entstehen. Die Untersuchungen von BERGMANN ET AL. 1993 [4] brachten große Fortschritte in

der Erforschung der Kräfte im Hüftgelenk während des Gangzyklusses. BERGMANN implantierte bei zwei Patienten eine mit Dehnungssensoren bestückte Hüfttotalendoprothese (TEP), die ihre Messdaten drahtlos (telemetrisch) an eine geeignete Messstation übermittelt. Die Patienten liefen nach vollständiger beschwerdefreier Mobilisation auf einem Laufband mit verschiedenen Geschwindigkeiten (2-8 km/h) und wurden dabei mit einer an einen Computer angeschlossenen Videokamera aufgezeichnet. Parallel dazu wurden die beim Gehen auftretenden Dehnungswerte an die Messstation übermittelt und in Kraftkomponenten in alle drei Raumrichtungen umgerechnet. So konnte eine zeitliche Kopplung zwischen dem Zeitpunkt im Gangzyklus und den gemessenen Hüftgelenkskräften erreicht werden. Abb. 4.10 zeigt den Verlauf der Hüftgelenkskräfte in allen drei Raumrichtungen in Abhängigkeit vom Gangzyklus.

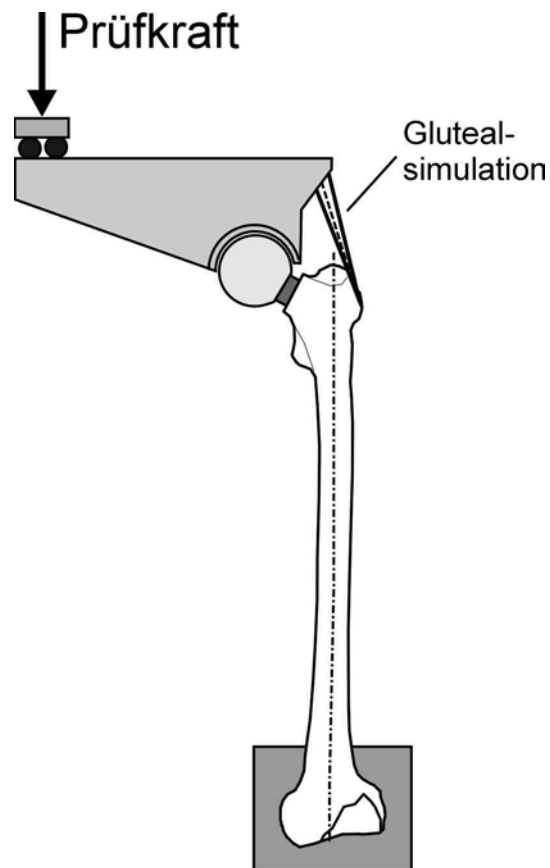


Abb. 4.9 Versuchsanordnung zur Simulation der kleinen Glutäen beim Einbeinstand

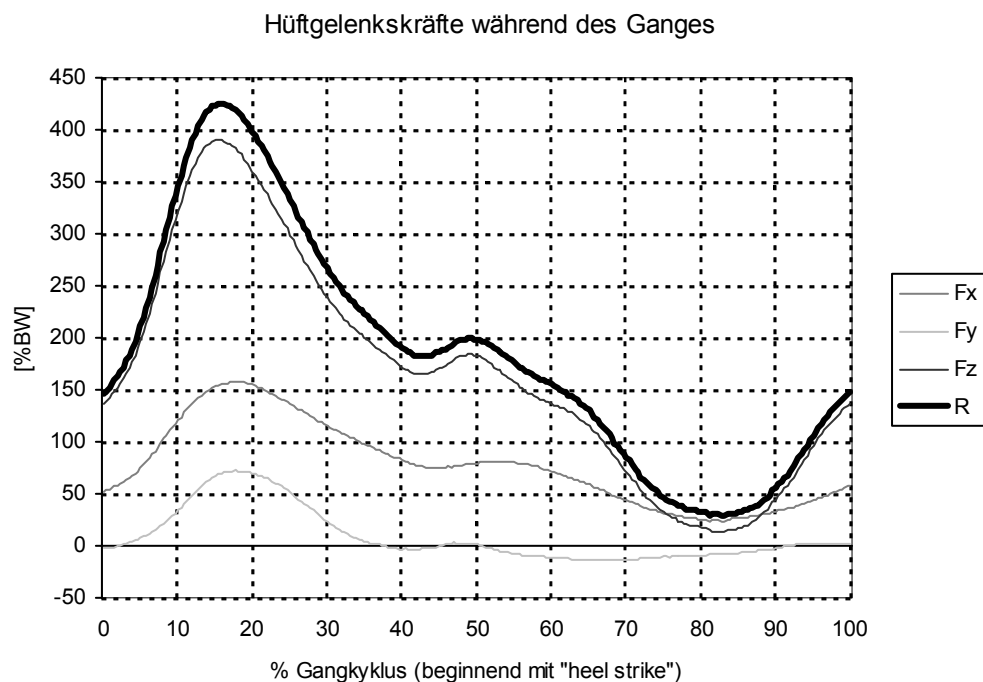


Abb. 4.10 Hüftgelenkskräfte in x-, y- und z-Richtung während des Gangzyklus

Entscheidend bei diesen Untersuchungen ist, dass die tatsächlich in vivo in einem (allerdings künstlichen) Hüftgelenk auftretenden Kräfte gemessen werden konnten. Da der Patient sich beschwerdefrei bewegen konnte und bei einer TEP die muskulären Verhältnisse nahezu unverändert bleiben, kann davon ausgegangen werden, dass die in einem natürlichen Hüftgelenk entstehenden Kräfte vergleichbar sind.

Diese Untersuchungen liegen auch in guter Übereinstimmung mit den von KOTZAR ET AL. [76] angegebenen Werten. Die von DAVY ET AL. [22] in einer ähnlichen Studie ermittelten niedrigeren Werte lassen sich auf einen geringeren Bewegungsumfang der untersuchten Patienten zurückführen.

Somit sind verlässliche Werte für die während des Gangzyklus auf den Femurkopf einwirkenden Hüftkräfte verfügbar.

Würde man jetzt das mechanische Verhalten von normalen Hüftendoprothesen während des Gangs untersuchen, könnte man den Prothesenkopf mit eben diesen Hüftkräften belasten und zum Beispiel das Dehnungsverhalten des proximalen Femurs vor und nach der Implantation einer TEP vergleichen.

Beim proximalen Femurersatz muss aber berücksichtigt werden, dass der Einfluss von Prothesen untersucht werden soll, die im Femurschaft verankert sind und die den vorher resezierten Knochenanteil überbrücken. Von Bedeutung sind nicht die Kräfte im Hüftgelenk, sondern auch die weiter distal im Femur auftretenden Kräfte, wie sie auf eine in diesem Bereich implantierte Tumorendoprothese wirken. Diese Lasten entsprechen nicht den auf den Hüftkopf einwirkenden Lasten (den Gelenkkraften), da das Hüftgelenk als ein gespanntes Hebelsystem betrachtet werden muss, in dem Teile der Gelenkkräfte durch Muskeln entstehen, die am Becken entspringen und am Femur ansetzen. Dass Muskelkräfte einen entscheidenden Anteil auf die knöcherne Dehnungsverteilung haben, wurde u.a. 1995 von CRISTFOLINI ET AL. [19] bei einer in-vitro Untersuchung von 10 Oberschenkelmuskeln gezeigt.

Zum Beispiel wird ein großer Teil der senkrechten Komponente der Gelenkresultierenden durch die kleinen Glutäen erzeugt, so dass distal des Ansatzes dieser Muskeln die auf das Femur wirkende Normalkraft deutlich geringer als im Gelenk selber ist. Daher müssen zur Berechnung der in der Femurdiaphyse auftretenden Lasten *sowohl* die Gelenk- *als auch* die Muskelkräfte *und* deren Richtung und Angriffspunkt bekannt sein. Zur Berechnung der resultierenden Lastsituation, die in einer bestimmten Resektionshöhe entsteht, sei im folgenden das in der technischen Mechanik verwendete Prinzip des "Freischneidens" erklärt.

4.4.3 Das Prinzip des Freischneidens (nach [51])

Bei einem bestehenden System (z.B. dem Femur) seien die von außen auf das System wirkenden Kräfte (Gelenkkräfte, Muskelkräfte) bekannt. Das System befinde sich im Gleichgewicht, also in einem statischen oder quasistatischen Zustand. Es sollen die Kräfte und Momente ermittelt werden, die im Inneren des Systems, also z.B. in einer bestimmten Schnittebene, entstehen.

Würde man das System (also hier das Femur) an der interessierenden Stelle durchschneiden, käme es aus dem Gleichgewicht. Um das zerschnittene System im Gleichgewicht zu halten, müssen an der Schnittstelle genau diejenigen Lasten einwirken, die den Lasten entsprechen, die im intakten System im Inneren entstehen.

Man schneidet das System also an der relevanten Stelle rechnerisch durch und stellt ein Gleichungssystem für das Kräfte- und Momentengleichgewicht aus den bekannten (Hüftgelenks- und Muskel-) Kräften und den unbekannten Schnittkräften auf. Durch Auflösen dieses Gleichungssystems erhält man die Schnittkräfte und -momente. Damit sind nun die inneren Lasten an dieser Stelle bekannt.

Die Schnittkräfte sind im Prinzip die Hüftkraft abzüglich der durch die proximal der Schnittebene ansetzenden Muskeln erzeugten Kräfte. Die Schnittmomente entstehen durch die Hebelarme der Gelenk- und Muskelkräfte.

Nach dieser Methode kann man die inneren Lasten an mehreren Schnittstellen des Systems (z.B. alle 10mm entlang der Knochenlängsachse nach distal) bestimmen und erhält so einen Verlauf der im Femur auftretenden Kräfte und Momente.

4.4.4 Computerprogramm zur Berechnung der Lasten am proximalen Femur

Zu Berechnung der Schnittkräfte wurde in Zusammenarbeit mit der Abteilung Biomechanik an der KOS ein Computerprogramm entwickelt, das mit dem im vorigen Abschnitt erklärten Prinzip des Freischneidens die Kräfte im Femur während des Ganges berechnet¹.

Im folgenden sei kurz die Grundstruktur des Programmes erläutert:

Von außen wirken auf das Femur sowohl Gelenk- als auch Muskelkräfte.

Als Basis zur Bestimmung der Hüftgelenkskräfte dienten die oben erwähnten Untersuchungen von BERGMANN ET AL. [4].

Die auf das Femur wirkenden Muskelkräfte, deren Richtungen und Angriffspunkte wurden aus einem Forschungsbericht der Firma DORNIER [115] gewonnen. Darin wurde der Betrag der Muskelkräfte aus elektromyographischen (EMG) Untersuchungen, deren Richtung und Angriffspunkt aus anatomischen Studien bestimmt.

¹ Jakobus K.: Computergestützte Sicherheitsauslegung von Verankerungsteilen für die Tumorendoprothetik. Semesterarbeit TU München (1994)

Folgende Parameter müssen als Eingabegrößen beim Programmstart individuell eingegeben werden:

- Länge des Femur.
- Abstand a des Kopfmittelpunktes von der Knochenlängsachse (= Offset).
- Resektionshöhe h gemessen von der Höhe des Kopfmittelpunktes nach distal (= Länge des resezierten Knochenabschnitts).
- Körpergewicht.
- Streckungsfaktor k , mit dem die Muskelkräfte entsprechend dem Körpergewicht gestreckt werden (Größe wird vorgeschlagen).
- Phase im Gangzyklus in %, bei dem die Kräfte berechnet werden sollen.
- optionales Vernähen der Glutealmuskulatur mit dem Tractus iliotibialis (zu 50% oder ganz). Dadurch können verschiedene postoperative Zustände bezüglich der Refixierung der Glutealmuskulatur an der Prothese simuliert werden (s.u.).

Damit sind alle geometrischen und mechanischen Eingabegrößen bekannt. Das Programm berechnet nun wie oben beschrieben die Schnittkräfte und -momente in einer beliebigen Höhe h aus.

4.4.5 Ergebnisse aus den Computerberechnungen

Es zeigte sich, dass der entscheidende Zeitpunkt während des Gangzyklus kurz nach dem Aufsetzen der Ferse auftritt, was auch dem Zeitpunkt der maximalen Gelenkkraft in der Studie von BERGMANN ET AL. [4], dem ersten und höheren Maximum des zweigipfeligen Kraftverlaufs während der Standbeinphase, entspricht.

Im Hinblick auf den unmittelbar postoperativen Zustand bezüglich der Krafteinleitung der Muskeln hat die klinische Erfahrung gezeigt, dass der Ansatz der Glutealmuskulatur an der Prothese nicht vollständig wiederhergestellt werden kann und der Muskel teilweise mit dem Tractus iliotibialis vernäht wird². Es wurde daher angenommen, dass 50% der Muskelkraft an ihrem ursprünglichen Ansatz wirken und die andere Hälfte weiter distal am Ansatz des Tractus iliotibialis.

Im Moment des absoluten Maximums der Gelenkresultierenden, einer Femurlänge von 420 mm, einem Offset von 43 mm und oben beschriebener Kraftaufteilung der Glutealmuskulatur, ergaben sich als resultierende Lastsituation, im folgenden als 'Standardbelastung' bezeichnet, die in Abb. 4.11 dargestellten Kraft- und Momentenverläufe (als Vielfaches des Körpergewichts) in Abhängigkeit von der Resektionslänge h (wobei h von 30 mm bis 300 mm läuft).

Die Sprünge in den Kraftverläufen bei einer Resektionshöhe von ca. 75 mm kommen durch den Ansatz des Gluteus maximus zustande: hier wird ein Teil der Axial- und der medio-lateralen Kraft abgeleitet, wogegen die Kraft in dorso-anteriorer Richtung dadurch deutlich steigt, dass das Bein von diesem Muskel nach hinten bewegt werden muss. Der leichte Anstieg der Axialkraft zwischen 130 und 140 mm entsteht durch den Ursprung der Mm. vasti, die durch ihre Kontraktion beim Fersenaufsetzen die Axialkraft im Femur erhöhen.

Bei einer Resektionslänge von 30 mm (der obersten berechneten Schnitthöhe) ist der Ansatz der kleinen Glutäen bereits reseziert. Sie spiegeln sich daher nicht durch einen Knick im Kurvenverlauf wider.

Ab einer Resektionshöhe von 80 mm sind die Schnittkräfte und das Torsionsmoment annähernd konstant, die Biegemomente zeigen einen linear ansteigenden Verlauf. Dabei ändert das Biegemoment in der Frontalebene bei einer Höhe von ca. 180 mm sein Vorzeichen.

² H. Rechl: persönl. Mitteilungen

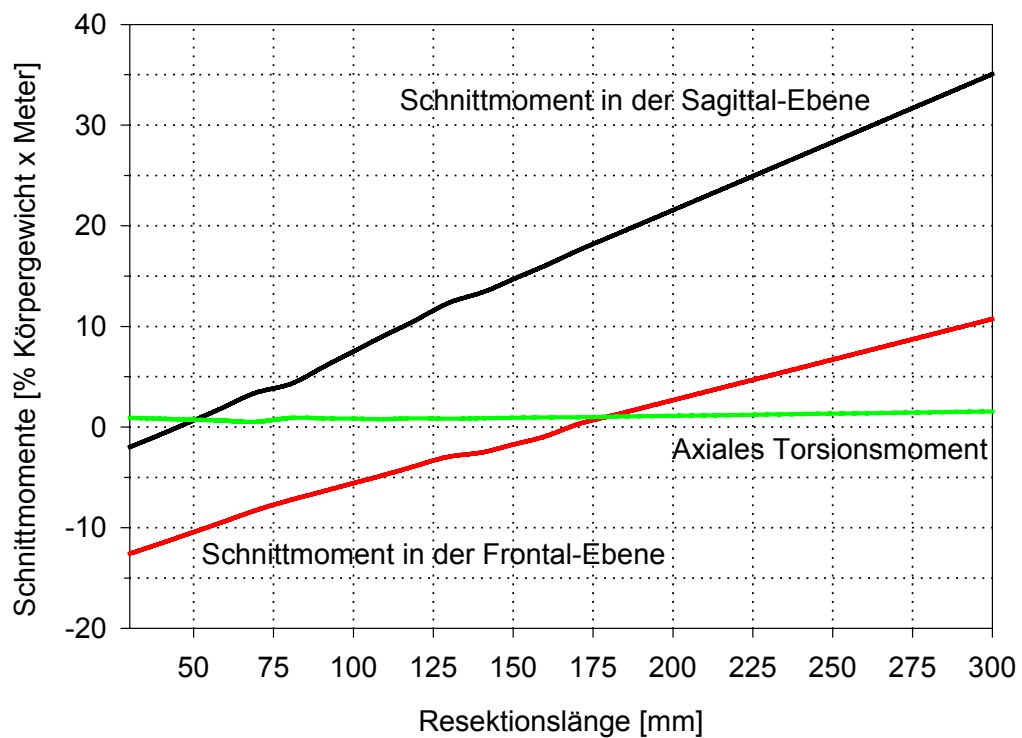
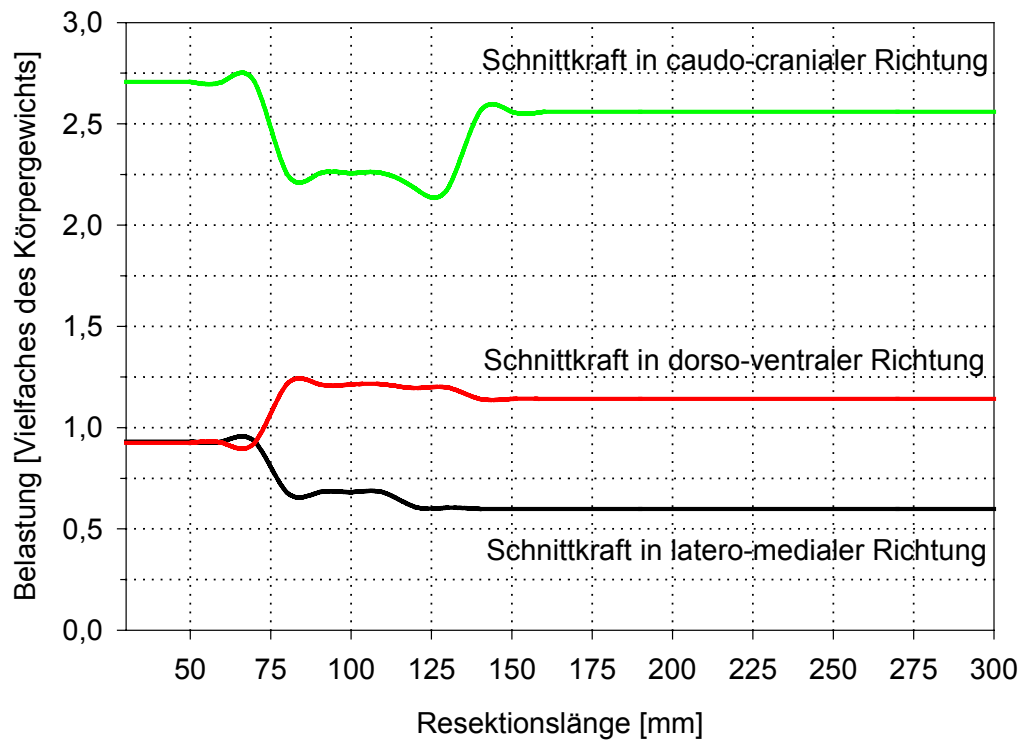


Abb. 4.11 Berechnete Schnittkräfte und -momente entlang der Femurlängsachse zum Zeitpunkt des Maximums der Hüftgelenkresultierenden

4.4.6 Festlegung der 'Standardbelastung'

Aufgrund der in Abschnitt 4.3 gewählten Resektionshöhen waren nur der Kräfte- und Momentenverlauf ab einer Resektion von 80 mm relevant.

Da die Kräfte ab dieser Höhe, wie im vorigen Abschnitt dargelegt, annähernd konstant sind, mussten sie an der richtigen Stelle in das Femur eingeleitet werden, damit die errechneten linearen Biegemomentenverläufe entstehen.

Das für diese Arbeit nicht relevante Torsionsmoment kann bei Bedarf isoliert über ein Kräftepaar eingeleitet werden.

Die bei der Berechnung der 'Standardbelastung' verwendeten Bezeichnungen und Koordinaten können Abb. 4.12 entnommen werden.

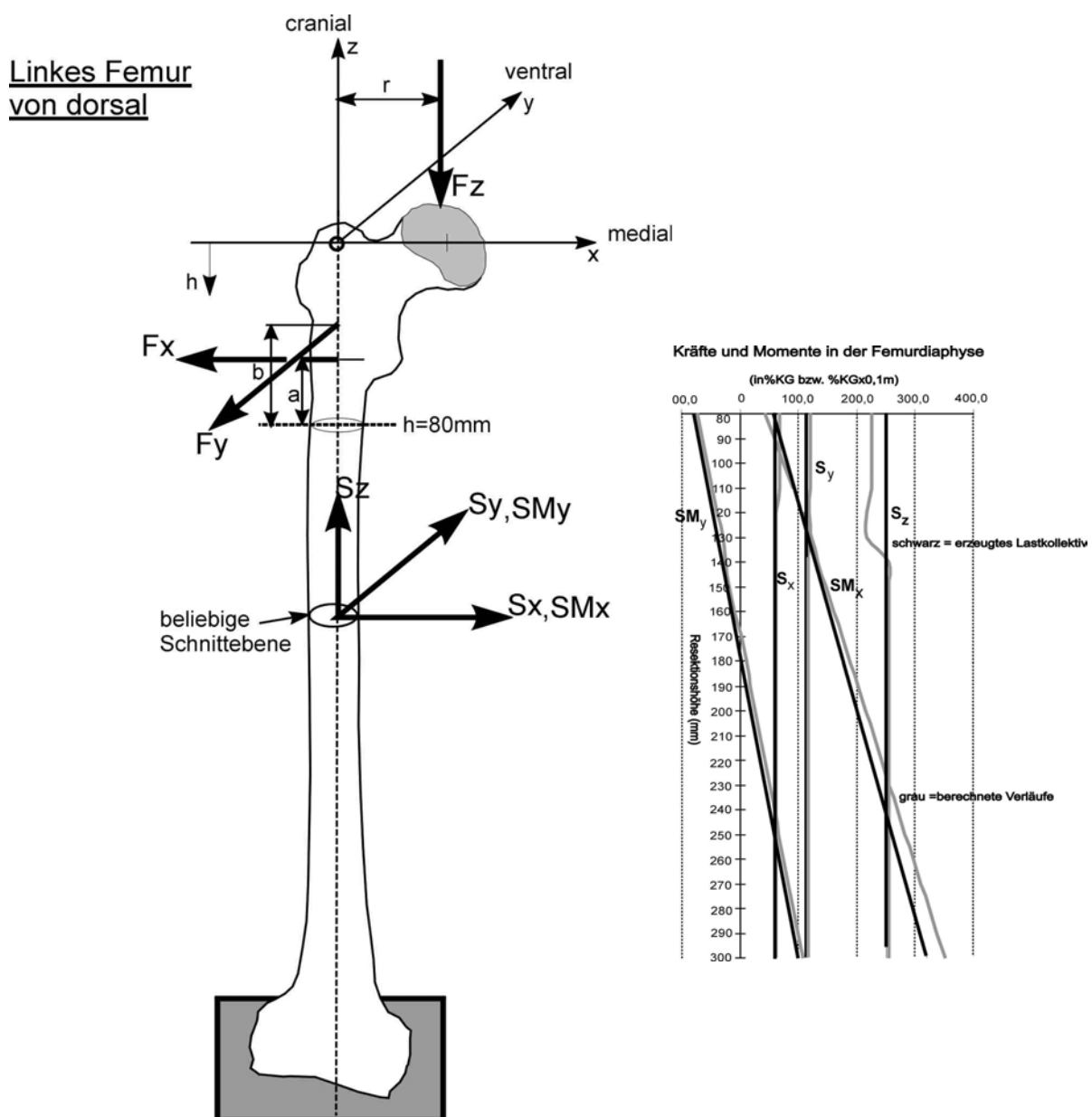


Abb. 4.12 Die 'Standardbelastung' des proximalen Femur: Koordinaten, Kräfte- und Momentenverlauf entlang der Femurlängsachse (grau: berechnete / schwarz: erzeugte Lastsituation). Richtungen wie gezeichnet.

Das Biegemoment in der Sagittalebene (um die x-Achse) entsteht durch die am Hebelarm b angreifende Kraft F_y . Es steigt linear entlang der Längsachse durch den zunehmenden Hebelarm bei konstanter Kraft an.

Das Biegemoment in der Frontalebene (um die y-Achse) ist die Summe des durch die am Hebelarm O (Offset) angreifende Axialkraft F_z erzeugten rechtsdrehenden Moments und des durch die am Hebelarm a angreifende Kraft F_x erzeugten linksdrehenden Moments. Dabei ist die erste Komponente konstant negativ, die zweite Komponente nimmt linear zu und bewirkt die erforderliche Steigung des Biegemomentenverlaufes. Ab einem gewissen Hebelarm übersteigt dieser Anteil den konstanten negativen Anteil durch F_z , so dass die Biegemomentenkurve ihr Vorzeichen wechselt. Dieser Nulldurchgang muss, wie im vorigen Abschnitt gezeigt, bei ca. $h = 180$ mm, d.h. 100 mm unterhalb der obersten Resektionshöhe liegen.

Aufgrund der Computerberechnungen in Kap. 4.4.5 wurden für die einzuleitenden Kräfte folgende Beträge festgelegt:

$F_x = 60\%$ Körpergewicht

$F_y = 115\%$ Körpergewicht

$F_z = 250\%$ Körpergewicht.

Mit einer Höhe b (gemessen von der Resektionshöhe $h = 80$ mm) der Krafteinleitung für F_y von

$b = 55$ mm

und einer Höhe a (gemessen von der Resektionshöhe $h = 80$ mm) der Krafteinleitung von F_x von

$a = 43$ mm

ergeben sich bei einem Offset

$O = 43$ mm

die in Abb. 4.12 in den Diagrammen schwarz dargestellten Kraft- und Momentenverläufe. Sie stimmen in guter Näherung mit den grau gezeichneten Ergebnissen aus den Computerberechnungen in Kap. 4.4.5 überein.

4.5 Festlegung der Messpunkte

Die Messpunkte wurden entlang von vier auf der ventralen, dorsalen, medialen und lateralen Seite in Diaphysenrichtung laufenden Messlinien definiert. Beginnend bei 5 mm unterhalb der obersten Resektionshöhe von 80 mm wurden die Messpunkte in 40 mm-Schritten nach distal fortlaufend durchnummeriert (V1 bis V7, D1 bis D7 usw.). Abb. 4.13 zeigt die Verteilung der Messpunkte auf der Lateralseite der Composite Femora.

Durch die dargestellte Verteilung in 40mm-Schritten ist jeweils eine Messpunktebene direkt unterhalb der verschiedenen Resektionsebenen und bei allen Stiellängen eine Messpunktebene im Bereich der Stielspitze gegeben.

4 Festlegung der biomechanischen Versuchsparameter _____

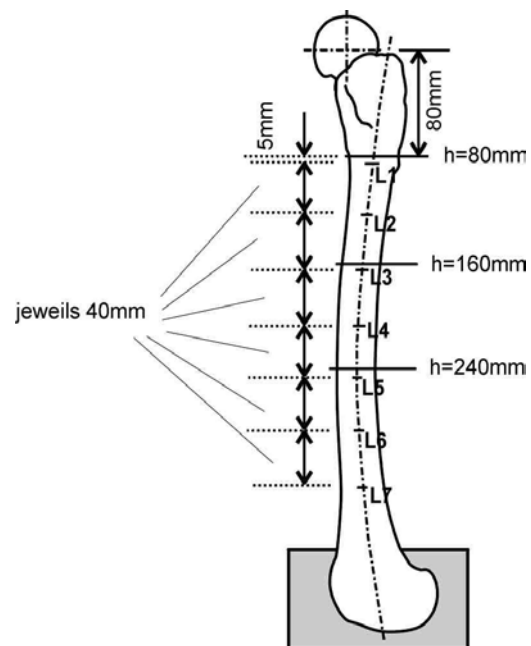


Abb. 4.13 Verteilung der Messpunkte (laterale Ansicht)

5 PHOTOELASTISCHE DEHNUNGSMESSUNG

Als Verfahren zur quantitativen Messung der Oberflächenspannungen boten sich für die vorliegende Untersuchung grundsätzlich die Methoden der

- Applikation von Dehnungsmessstreifen (DMS) und die
- Beschichtung der Femora mit photoelastischem Material

an.

DMS haben den Nachteil, dass zwar genaue, aber nur punktuelle Aussagen über den Dehnungszustand an bestimmten Orten gemacht werden können. Dieser Nachteil kann mit der photoelastischen Spannungsanalyse umgangen werden. Neben der quantitativen Messung der Dehnungen an ausgewählten Messpunkten kann ein aufschlussreicher Überblick über das gesamte Spannungsmuster des beschichteten Prüfobjekts gewonnen werden. Trotz des vermehrten technischen Aufwandes hat dieser Vorteil zur zunehmenden Anwendung bei experimentellen in-vitro Untersuchungen von Knochen geführt [10, 17, 40, 58, 67, 117, 159, 160, 161]

5.1 Grundlagen der photoelastischen Dehnungs- bzw. Spannungsmessung

Als Dehnung $\epsilon_{x,y,z}$ bezeichnet man die relative Längenänderung in der entsprechenden Richtung eines mechanisch belasteten Körpers. Sie ist eigentlich dimensionslos, wird aber der Anschaulichkeit halber mit der Einheit $\mu\text{m}/\text{m}$ angegeben. Dehnungen erzeugen proportionale Spannungen $\sigma_{x,y,z}$ in der gleichen Richtung. Dabei erzeugen positive Dehnungen Zugspannungen, negative Dehnungen Druckspannungen. Die Dehnung ist also ein Maß für die Spannung.

Die maximalen und damit interessierenden Dehnungen/Spannungen eines belasteten Körpers entstehen auf dessen Oberfläche, auf der ein zweidimensionaler Spannungszustand herrscht. Der Spannungs- bzw. Dehnungszustand eines Punktes kann dann durch die stets aufeinander senkrecht stehenden Hauptdehnungen ϵ_x und ϵ_y beschrieben werden, die die Hauptspannungen σ_x und σ_y erzeugen.

Mit der photoelastischen Oberflächenanalyse können quantitativ

- die Richtung der Hauptdehnungen bzw. -spannungen und
- die Hauptdehnungsdifferenz ($\epsilon_x - \epsilon_y$)

gemessen werden.

Dazu bedarf es einer Kombination von verschiedenen Polarisationsfiltern, dem *Planpolariskop* (Abb. 5.1) zu Bestimmung der Hauptdehnungsrichtungen und dem *Zirkularpolariskop* (Abb. 5.2) zur Messung der Hauptdehnungsdifferenz. Beim in dieser Arbeit verwendeten *Reflexionspolariskop* (Abb. 5.3) stehen Polarisator und Analysator in der Achse des reflektierten Lichtstrahls. Es kann wahlweise als Plan- oder als Zirkularpolariskop verwendet werden.

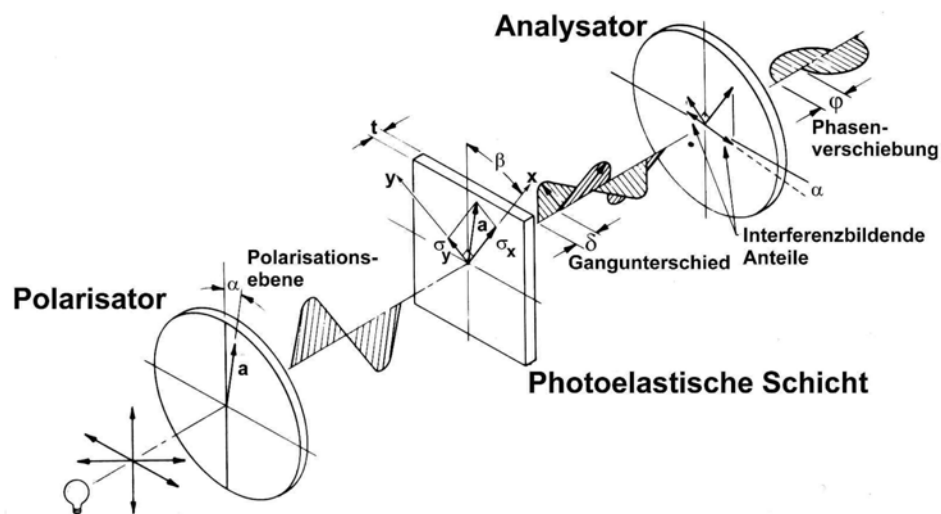


Abb. 5.1 Prinzip eines Planpolariskops. Wenn die Polarisationssebene a parallel zu σ_x oder σ_y steht, erfolgt am Analysator eine vollständige Lichtauslöschung.

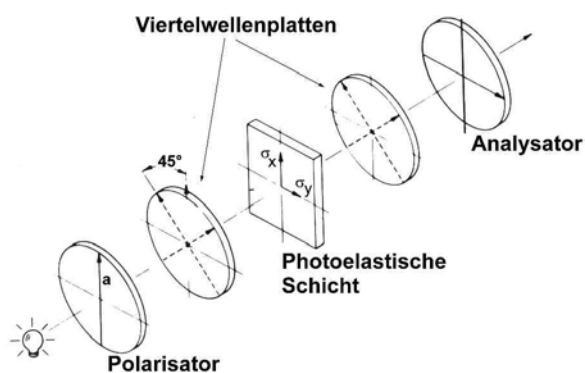


Abb. 5.2 Zirkularpolariskop. Die Intensität des am Analysator durchtretenden Lichtes ist unabhängig von der Polarisationssebene.

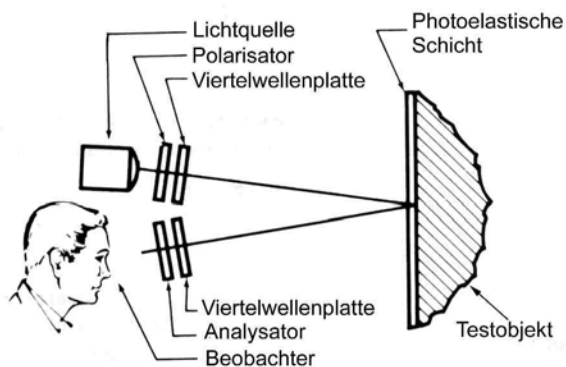


Abb. 5.3 Reflexionspolariskop. Durch Drehen der Viertelwellenplatten um 45° kann es als Plan- oder Zirkularpolariskop verwendet werden.

Weißes Licht kann als Bündel von elektromagnetischen Wellen interpretiert werden, die senkrecht zur Ausbreitungsrichtung in allen möglichen Ebenen mit einer Wellenlänge von 400 bis 800 nm schwingen.

Wird ein Polarisationsfilter in den Lichtweg eingeführt, können diesen nur die Wellenanteile passieren, deren Schwingungsebene mit der Polarisationssebene des Filters übereinstimmt. Wird nun ein zweiter Polarisationsfilter in den Lichtweg eingebracht, kann eine vollständige Lichtauslöschung erzielt werden, wenn die Polarisationssebene des zweiten Filters genau senkrecht auf der des ersten steht.

Beim *Planpolariskop* stehen zwei Filter, der sog. *Polarisator* und *Analysator*, aufeinander senkrecht und sind drehbar miteinander gekoppelt. (Abb. 5.1).

Beim *Zirkularpolariskop* werden zusätzlich zwei Viertelwellenplatten in den Strahlengang eingebracht, so dass die Intensität des durch den Analysator tretenden Lichtes unabhängig vom Drehwinkel der miteinander gekoppelten Filter ist. (Abb. 5.2)

Der Brechungsindex eines Materials bezeichnet das Verhältnis aus Lichtgeschwindigkeit im Vakuum ($C = 3 \cdot 10^{10} \text{ cm/s}$) zur Lichtgeschwindigkeit im betreffenden Medium V , also C/V . In einem homogenen, sogenannten *optisch isotropen* transparenten Medium (z.B. Luft) ist der Brechungsindex unabhängig von der Fortpflanzungsrichtung und Schwingungsebene des durchtretenden Lichtes. In *optisch anisotropen* Materialien ist der Brechungsindex und damit die Lichtgeschwindigkeit abhängig von der Stellung der Schwingungsebene zur Fortpflanzungsrichtung des Lichtstrahls.

Einige Kunststoffe, sogenannte *photoelastische Kunststoffe*, verhalten sich im spannungsfreien Zustand optisch isotrop, werden jedoch unter mechanischer Spannung anisotrop. Diese Änderung des Brechungsindex ist eine Funktion der aufgebrachten Spannung und wird durch das *Brewster'sche Gesetz* (s.u.) beschrieben.

Wenn polarisiertes Licht einen photoelastischen Körper der Dicke t durchheilt, in dem an einem betrachteten Punkt die Hauptdehnungen ϵ_x und ϵ_y sind, wird sich in diesem Punkt der Schwingungsvektor des Lichtstrahls in zwei Vektoren aufteilen, deren Richtungen mit denen von ϵ_x und ϵ_y (und σ_x und σ_y) übereinstimmen (s. Abb. 5.1).

Da diese beiden Schwingungskomponenten bezogen auf die Ausbreitungsrichtung unterschiedliche Stellungen der Schwingungsebene haben, besitzen sie aufgrund der Anisotropie des Materials unterschiedliche Lichtgeschwindigkeiten V_x und V_y . Dementsprechend eilt ein Lichtstrahl dem anderen nach, es ergibt sich nach Durchlaufen des Prüfkörpers einen Gangunterschied δ der Größe

$$\delta = C \left(\frac{t}{V_x} - \frac{t}{V_y} \right) = t(n_x - n_y).$$

Das *Brewster'sche Gesetz* besagt, dass die relative Änderung der Brechungsindizes (und der Lichtgeschwindigkeit) proportional zur Differenz der Hauptdehnungen ist. Also gilt:

$$(n_x - n_y) = K(\epsilon_x - \epsilon_y).$$

Die Konstante K wird "dehnungsoptische Konstante" genannt und bezeichnet eine Materialeigenschaft. Sie ist dimensionslos und wird gewöhnlich durch Kalibrierung gewonnen. Kombiniert man obige Gleichungen und berücksichtigt dabei, dass die photoelastische Beschichtung durch die Reflexion des Lichtstrahls auf dem Prüfobjekt *zweimal* durchlaufen wird, so ergibt sich für den Gangunterschied:

$$\delta = 2tK(\epsilon_x - \epsilon_y)$$

und nach Auflösung

$$(\varepsilon_x - \varepsilon_y) = \frac{\delta}{2tK}$$

Je größer die Hauptdehnungsdifferenz, desto größer ist also der Gangunterschied δ .

Der Gangunterschied bewirkt beim Austritt aus dem Plastikmaterial eine Phasenverschiebung. Der Analysator lässt nur die Komponente der Wellenzüge durch, die mit seiner Polarisations Ebene übereinstimmen, wie in Abb. 5.1 gezeigt wird. Die beiden Wellenkomponenten interferieren, wobei die resultierende Lichtintensität eine Funktion

- des Gangunterschieds δ
- und des Winkels zwischen der Polarisations Ebene A und den Hauptspannungsrichtungen

ist.

Mit dem Planpolariskop können so die Richtungen der Hauptdehnungen bestimmt werden. Die Lichtintensität wird Null, wenn die Polarisations Ebenen parallel zu den Hauptdehnungen liegen. Der Messpunkt und alle Punkte mit gleicher Richtung der Hauptspannungen erscheinen im Analysator als schwarze Linie, einer sog. *Isokline*. Isoklinen sind Bereiche gleicher Hauptspannungsrichtungen.

Mit dem Zirkularpolariskop ist die Lichtintensität wie beschrieben nicht vom Winkel der Polarisationsfilter, sondern nur von der Größe des Gangunterschieds abhängig. Wenn die Phasenverschiebung einem ganzzahligen Vielfachen der Wellenlänge entspricht, heben sich die Wellenzüge auf. Da es sich um polychromatisches Licht handelt, werden jeweils unterschiedliche Wellenlängen ausgelöscht und die Komplementärfarbe wird sichtbar. Zum Beispiel wird bei einem Gangunterschied von $\delta = 1500 \text{ nm} = 2 \lambda_{\text{Rot}}$ der rote Lichtanteil ausgelöscht und Grün als Komplementärfarbe erscheint im Analysator. So entstehen die charakteristischen farbigen Linienmuster bei der Betrachtung eines photoelastisch beschichteten belasteten Körpers. Dabei haben die Punkte auf einer Linie gleicher Farbe (*Isochromate*) alle denselben Gangunterschied und damit denselben Wert für die Hauptdehnungsdifferenz.

Die farbigen Linien folgen in der regelmäßig wiederkehrenden Reihe Grün-Gelb-Rot aufeinander, so dass jede Isochromate einem bestimmten Zahlenwert, der N-ten Ordnung dieser Reihe entspricht. Der charakteristische Umschlagpunkt liegt beim Farbübergang Rot-Grün bei $\delta = N \times \lambda = N \times 576 \text{ nm}$ und kennzeichnet einen ganzzahligen Ordnungswert, d.h. beim ersten Farbübergang Rot-Grün ist die erste Ordnung (bei $\delta = 576 \text{ nm}$), beim zweiten Farbübergang Rot-Grün liegt die zweite Ordnung (bei $\delta = 2 \times 576 \text{ nm} = 1152 \text{ nm}$) usw. Tab. 5.1 gibt einen Überblick über diese Zusammenhänge.

Tab. 5.1 Reihenfolge der Farbumschläge in Abhängigkeit vom Gangunterschied

Gangunterschied in 10^{-6} mm	Interferenz-Farben (Isochromaten)	Ordnungszahl N
0	Schwarz	0
304,8	Gelb	0,53
457	Rot	0,79
576,6	1.Rot-Grün-Umschlag	1
635	Dunkelgrün	1,10
889	Gelb	1,54
1016	Rot	1,77
1153	2.Rot-Grün-Umschlag	2
1270	Grün	2,20
1448	Gelb	2,51
1600	Rosa	2,77
1729,8	3. Rot-Grün-Umschlag	3
1854	Grün	3,21

Die Größe der Ordnung N ist also ein Maß für den Gangunterschied und damit ein Maß für die Hauptdehnungsdifferenz in einem Punkt.

Aus obiger Gleichung folgt:

$$(\varepsilon_x - \varepsilon_y) = \frac{\delta}{2tK} = N \frac{\lambda}{2tK}$$

und daraus

$$(\varepsilon_x - \varepsilon_y) = N \cdot f \quad \text{mit} \quad f = \frac{\lambda}{2tK} = \frac{576 \cdot 10^{-6} \text{ mm}}{2tK}$$

wobei

t = Schichtdicke der photoelastischen Schicht

K = Empfindlichkeit des photoelastischen Materials, wird vom Hersteller angegeben oder kann durch Kalibrierung gewonnen werden.

Zur Messung der Hauptdehnungsdifferenz an einem ausgewählten Messpunkt muss daher der Wert der Ordnung N bestimmt werden (bei bekannter Schichtdicke).

Dazu steht zu dem in Abb. 5.4 gezeigten und in dieser Arbeit verwendeten Reflexionspolariskop (Modell 031, MEASUREMENTS GROUP MESSTECHNIK GMBH, Lochham/München) ein Aufsatz zur Verfügung, der es ermöglicht, in den Strahlengang ein dem spannungsoptischen Signal in dem Messpunkt gleich großes, kalibriertes Signal einzubringen, das jedoch ein entgegengesetztes Vorzeichen hat (vgl. Abb. 5.5). Dadurch wird das Messsignal am Messpunkt ausgelöscht, der Messpunkt (und alle Punkte gleicher Ordnung N, d.h. die entsprechende Isochromate) erscheint im Analysator schwarz. Das Messsignal hat also die Größe des bekannten Kalibriersignals mit entgegengesetztem Vorzeichen.



Abb. 5.4 Reflexionspolariskop (Modell 031, MEASUREMENTS GROUP MESSTECHNIK GMBH, Lochham/München). 1: Polarisor. 2: Analysator. 3: Lichtquelle. Am Analysator wird die Richtung der HDD abgelesen. (aus[92])

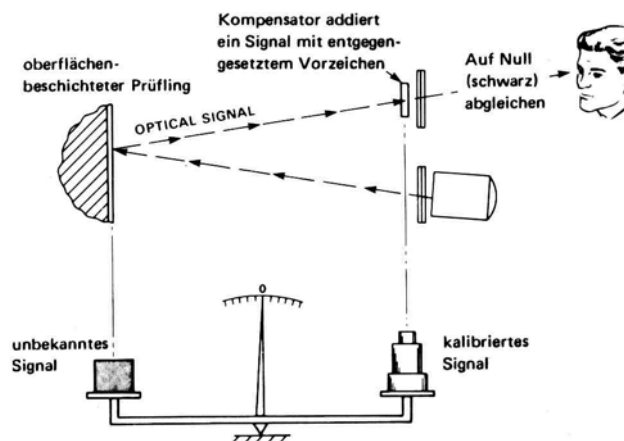


Abb. 5.5 Prinzip der Null-Abgleich-Methode zur Bestimmung der Ordnung N mit einem Kompensator. (aus[92])

Dieser Aufsatz, der *Kompensator* (Modell 232, MEASUREMENTS GROUP MESSTECHNIK GMBH, Lochham/München) erzeugt ein verstellbares kalibriertes spannungsoptisches Signal. Er hat eine kalibrierte numerische Skala, an der die Größe des eingebrachten Signals abgelesen werden kann (Abb. 5.6).

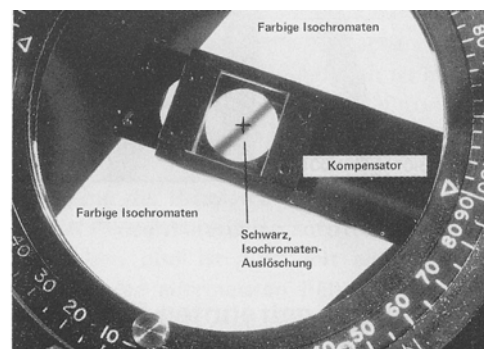
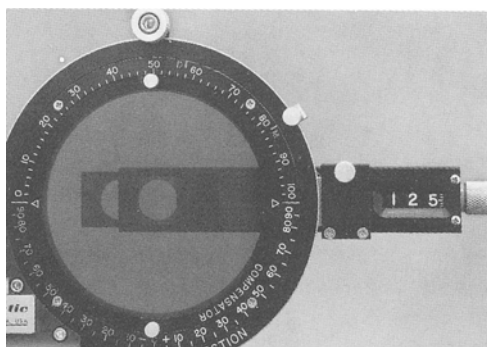


Abb. 5.6 Kompensator (Modell 232, MEASUREMENTS GROUP MESSTECHNIK GMBH). An der Skala werden die Digits abgelesen, wenn die schwarze Isochromate auf den Messpunkt verschoben worden ist. (aus[92]).

Anhand einer Kalibriergeraden kann der Skalenwert (in *digits*) in den Ordnungswert N umgerechnet werden. Für den verwendeten Kompensator gilt:

$$N = \frac{\text{digits}}{53}$$

Für die Messung der Hauptdehnungsdifferenz in einem Punkt ergibt sich demnach:

$$(\varepsilon_x - \varepsilon_y) = (\text{digits}) \cdot \frac{f}{53} \quad \text{mit} \quad f = \frac{\lambda}{2tK} = \frac{576 \cdot 10^{-6} \text{ mm}}{2tK}$$

Bei bekannter photoelastischer Konstante K (für den verwendeten Kunststoff ist $K = 0,10$) müssen zur Berechnung der HDD der gemessene Digit-Wert und die zugehörige Schichtdicke t am interessierenden Messpunkt in die Formel eingesetzt werden.

Mit dem hier beschriebenen Verfahren ist nur die Messung der Richtungen und der Differenz der beiden Hauptdehnungen möglich. Zwischen der Hauptdehnungsdifferenz und der Axialdehnung besteht jedoch bei im Verhältnis zu ihrem Durchmesser langen Körpern eine signifikante Korrelation, d.h. die Hauptdehnungsdifferenz kann als indirektes Maß für die axiale Dehnung im Femur genommen werden [67, 159]

Neben diesen Möglichkeiten der quantitativen Messungen besteht vor allem die Möglichkeit, mit einem Blick qualitativ die Spannungsverhältnisse auf dem belasteten Femur zu erfassen. Spannungskonzentrationen oder unbelastete Bereiche können sofort lokalisiert werden. Durch den Vergleich der fotografisch festgehaltenen Spannungsmuster können Veränderungen in der Spannungsverteilung durch unterschiedliche Implantatstiele erkannt und mit ausreichender Erfahrung interpretiert werden.

Daher wurden alle Ergebnisse sowohl quantitativ in Form von Diagrammen als auch qualitativ als Fotos der zugehörigen Ansichten der belasteten Femora dargestellt (s. Kap.7).

5.2 Herstellen der photoelastischen Beschichtung der Composite Femora (aus [93, 94, 95, 96])

Von der Firma MEASUREMENTS GROUP MESSTECHNIK GMBH, Lochham/München, ist ein komplettes Sortiment zur Herstellung, Applikation und Durchführung von Dehnungsmessungen von photoelastischen Beschichtungen erhältlich. Alle im folgenden beschriebenen Materialien, Geräte und Hilfsmittel sind von dort bezogen.

Die Herstellung einer photoelastischen Beschichtung auf einem Körper mit komplexer Geometrie wie z.B. einem Femur muss so erfolgen, dass sich die Schicht im ausgehärteten Zustand mühelos abnehmen lässt, da sie erst nach Aushärtung, Reinigung und Dickenvermessung auf den Körper aufgeklebt wird. Zur Vermeidung von Hinterschneidungen muss die Oberfläche daher gegebenenfalls in einzelne Schalen aufgeteilt werden.

Zur Beschichtung eines Femurs sind mindestens zwei Schalen (z.B. auf der ventralen und auf der dorsalen Seite) notwendig. Da in dieser Arbeit die interessierenden Messpunkte ventral, dorsal, medial und lateral liegen, war es sinnvoll, die Trennlinien ventrolateral und dorsomedial außerhalb der Messpunktlinien zu legen. Es musste noch eine zirkuläre Trennlinie im distalen Diaphysendrittel eingefügt werden, da in dieser Arbeit die proximale Metaphyse und fast die gesamte Diaphyse von Belang sind und aus technischen Gründen die

maximale Schichtlänge 200 mm beträgt. Die Herstellung dieser vier Kunststoffschalen (zwei größere proximale und zwei kleinere distale) wird im folgenden beschrieben.

Es wurde der flüssige Zweikomponentenkunststoff PL-1 verwendet, der aufgrund seiner um 25% höheren Sensitivität dem länger haltbaren PL-8 vorgezogen wurde.

Der K-Faktor von PL-1 (siehe Abschnitt 5.1) beträgt 0,10.

Das bei der Verrührung sich erwärmende Polymer wurde bei einer erreichten Temperatur von 52°C zunächst in einem Gummirahmen auf einer ebenen Wärmeplatte mit konstant 38°C zu einer 200x200mm großen ebenen Schicht wie in Abb. 5.7 dargestellt gegossen.

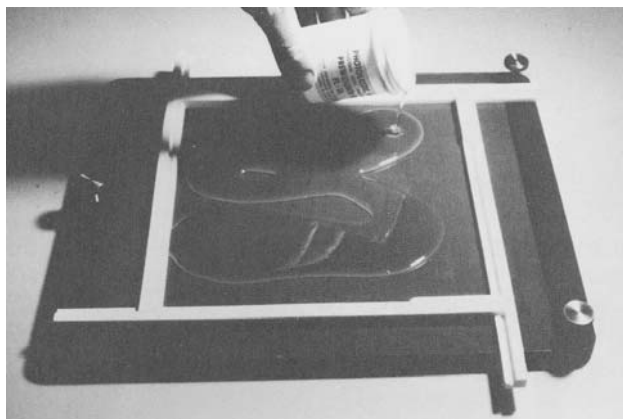


Abb. 5.7 Gießen der photoelastischen Schicht auf der Wärmeplatte (aus [94])

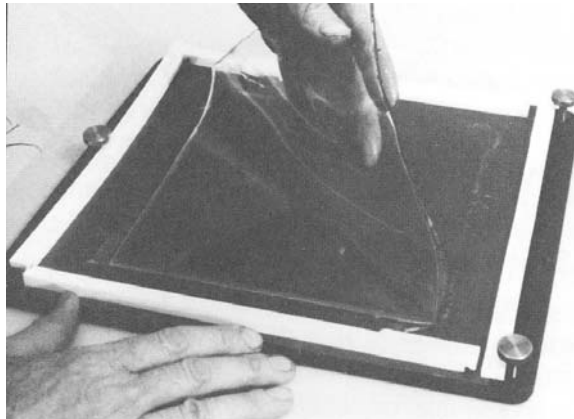


Abb. 5.8 Abheben der halbpolymerisierten Schicht (aus [94])

Nach etwa 2 Stunden hatte der Polymerisationsvorgang ein Stadium erreicht, in dem die Schicht eine halbfeste, plastisch verformbare Konsistenz hat (s. Abb. 5.8). Sie wurde jetzt eingeölt, von der Platte abgezogen und in die proximale und distale Hälfte grob zugeschnitten. Beide Hälften wurden zirkulär auf das Femur blasenfrei aufgeformt und auf dem Knochen jeweils in eine ventromediale und dorsolaterale Schale zerteilt. Zwischen den vier Schalen sollte eine möglichst geringe Spaltbildung entstehen, damit ein störungsarmes optisches Spannungsbild entstehen konnte.

Bei dem gesamten Anformvorgang musste darauf geachtet werden, möglichst wenig punktuellen Druck auf die halbfeste Schicht auszuüben, um eine gleichmäßige Schichtdicke zu erreichen.

Nach der Aushärtung (ca. 16 Stunden) wurden die vier Schalen abgenommen und gereinigt. Die Schalen wurden nochmals auf dem Femur fixiert, um die Lage der Messpunktlinien exakt an der ventralen, dorsalen, medialen und lateralen Seite zu bestimmen und die Messpunkte aufzuzeichnen.

Anschließend wurde die Schichtdicke an allen Messpunkten mit einer modifizierten Mikrometerschraube bestimmt, um bei möglichen Dickenschwankungen dennoch genaue quantitative Dehnungsmessungen vornehmen zu können.

Die mittlere Schichtdicke betrug $1,82 \pm 0,15$ mm, wobei insbesondere in den Randbereichen Abweichungen auftraten, so dass hier die individuelle Dickenmessung und deren Einberechnung in die Formel zur Ermittlung der HDD für die Genauigkeit der Messungen entscheidend waren.

Nach Vorbehandlung der Femuroberfläche (Aufrauung und Reinigung) wurden die Schalen dann mit dem Zweikomponentenklebstoff PC-10 auf das Femur geklebt. PC-10 hat durch Beimischung eines Aluminiumpulvers eine silbrig-reflektierende Farbe, so dass der die

photoelastische Schicht durchlaufende Lichtstrahl an der Femuroberfläche reflektiert wird. Bei der Applikation der Schalen musste genau darauf geachtet werden, keine Luftblasen unter der Oberfläche einzuschließen, die Ränder mit Klebstoff abzudecken und überschüssigen Klebstoff und Verunreinigungen rasch zu entfernen. Nach einer Aushärtezeit von mindestens 4 Stunden war der Beschichtungsvorgang abgeschlossen. Insgesamt wurden 8 Femora beschichtet, die alle, wie in Kapitel 4.1 beschrieben, vor und nach Beschichtung mechanisch validiert wurden.

6 DURCHFÜHRUNG DER MESSUNGEN

6.1 Belastungsvorrichtung

Die Axial- und Querkkräfte für die Erzeugung der in Abschnitt 4.4.6 ermittelten 'Standardbelastung' mussten in den berechneten Krafteinleitungspunkten mit einer geeigneten Vorrichtung auf die unresezierten Femora bzw. lastgleich auf die verschiedenen Implantate in verschiedenen Resektionshöhen aufgebracht werden.

Für die Belastung der intakten Femora wurden für die Querkraftaufbringung zwei Schraubhaken in das proximale Femur in den berechneten Höhen (lateral bei $a = 43\text{mm}$ für F_x , dorsal bei $b = 55\text{mm}$ für F_y , gemessen von der obersten Resektionsebene von 80mm) eingebracht. Die Axialkraft F_z wurde über ein querkraftfreies Kugelkissen auf den Femurkopf direkt aufgebracht, so dass eine statische Bestimmtheit durch die horizontale Beweglichkeit des Femurkopfes gegeben war.



Abb. 6.1 Proximaler Implantatanteil mit verschiedenen Verstellmöglichkeiten (hier mit 120mm CFK-Stiel)

Zur Belastung der verschiedenen in die resezierten Femora eingebrachten Implantatstiele wurde der in Abb. 6.1 gezeigte proximale Implantatanteil entwickelt, der über eine Schraubverbindung mit den auswechselbaren intramedullären Stielen gekoppelt werden konnte. Dieser proximale Anteil bestand aus einer Gewindespindel in Richtung der Femurdiaphysenachse, an der die Lasteinleitungspunkte für die Querkkräfte in den o.g. korrekten Höhen durch höhenverstellbare Ösen eingestellt werden konnten, sowie einer orthogonal auf der Spindel befestigten Platte, auf der über einen, dem Offset des unresezierten Femurs entsprechend verstellbaren keramischen Kugelkopf die Axialkraft über ein Kugelkissen ebenfalls querkraftfrei eingeleitet wurde.

So war gewährleistet, dass sowohl die unresezierten Femora als auch alle zu untersuchenden intramedullären Stiele bei gleichbleibenden Kräfteinleitungsverhältnissen untersucht und verglichen werden konnten.

Die Axialkraft F_z wurde mittels einer Universalprüfmaschine (WOLPERT TZZ707 / 50 kN, Prüfklasse 1 nach DIN 51220) erzeugt.

Zur Querkraft- und Biegemamenteinleitung wurde ein verstellbarer Lastrahmen entwickelt, der im Prüfraum der Universalprüfmaschine fixiert wurde und über Gewichtsscheiben, die an um Umlenkrollen laufenden Seilen hingen, die erforderlichen Lasten übertragen konnte.

Abb. 6.2 zeigt die Versuchsanordnung für die Dehnungsmessung am unresezierten Femur bzw. bei der obersten Resektionshöhe ($h = 80$ mm).

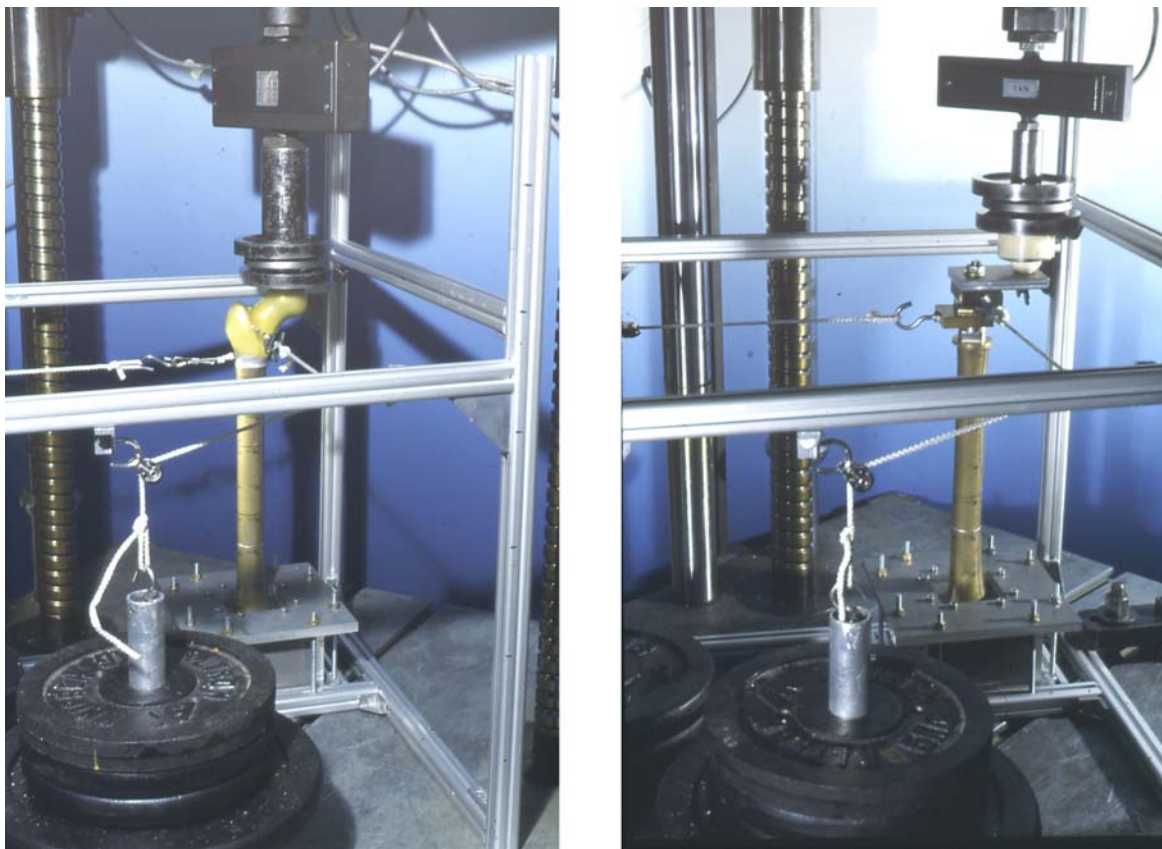


Abb. 6.2 Belastung des unresezierten (links) bzw. des bei $h = 80$ mm resezierten Femurs mit der 'Standardbelastung' aus Kap. 4.4.6

6.2 Spannungsoptische Erfassung der Dehnungsverteilung

Mit der beschriebenen Versuchsanordnung wurde zunächst der Dehnungszustand der noch unresezierten Femora C02 bis C04 ($n = 3$) ermittelt. Die dabei fotografisch gewonnenen Spannungsbilder aller vier Ansichten sowie die an den Messpunkten entlang der vier Messlinien gemessenen Hauptdehnungsdifferenzen (HDD) dienten im weiteren Untersuchungsverlauf als Bezugsgröße für die implantatbedingten Dehnungsänderungen.

Anschließend wurde an diesen Femora stufenweise eine Resektion von 80 mm, 160 mm und 240 mm distal des Kopfzentrums durchgeführt. Für jede Resektionshöhe wurden die neun zu untersuchenden Implantatstiele in den Längen 80 mm, 120 mm und 160 mm aus den Werkstoffen Kohlenstofffaserverbund (CFK), Co-Basis- (CoCrMo) und Titan-Basislegierung (s. Abschnitt 4.2) unzementiert in den auf $\varnothing 12$ mm aufgebohrten Markraum nacheinander eingebracht und der Dehnungszustand messtechnisch und optisch von allen vier Ansichten erfasst.

Bei allen im folgenden beschriebenen Messungen wurde für jeden Messpunkt der wie in Kapitel 5.1 beschrieben am Kompensator gemessene Digit-Wert und die zugehörige Schichtdicke in die im selben Abschnitt hergeleitete Formel

$$(\varepsilon_x - \varepsilon_y) = (digits) \cdot \frac{f}{53} \quad \text{mit} \quad f = \frac{\lambda}{2tK} = \frac{576 \cdot 10^{-6} \text{ mm}}{2tK}$$

eingesetzt und daraus die Hauptdehnungsdifferenz berechnet.

Dabei wurde jede Messung nach völliger Ent- und erneuter Belastung der Versuchsanordnung jeweils dreimal durchgeführt und der gemessene Digit-Wert zur Berechnung der HDD gemittelt.

6.2.1 Spannungsoptische Dehnungsmessung der unresezierten Femora

Die wie in Abschnitt 5.2 beschrieben beschichteten Femora C02 bis C04 wurden in den im vorhergehenden Prüfraum in der Prüfmaschine fixiert und mit der 'Standardbelastung' (s. Abschnitt 4.4.6) belastet, indem die Querkräfte über Umlenkrollen und die Axialkraft langsam durch die Prüfmaschine aufgebracht wurde. Die Messungen erfolgte frühestens vier Minuten nach der Belastung, wodurch Effekte durch viskoelastisches Materialverhalten der Kunststoffknochen vernachlässigbar klein werden [18].

Zunächst wurde in allen Messpunkten die Richtungen (bezogen auf die Horizontale) der aufeinander senkrecht stehenden Hauptdehnungen ε_x und ε_y ermittelt.

Entlang der ventralen, dorsalen, medialen und lateralen Messlinie wurden anschließend die HDD an den 28 Messpunkten (V1 bis V7, D1 bis D7 usw.) bestimmt und Fotos der jeweiligen Ansicht gemacht.

Die erhaltenen Werte für die HDD und fotografisch erfassten Dehnungsverteilungen dienten als Bezugsnormale für die folgenden Messungen.

6.2.2 *Spannungsoptische Dehnungsmessung der obersten Resektionshöhe*

Die drei Femora wurden in einer Höhe $h = 80$ mm distal des Kopfbereichs orthogonal zur Längsachse unter Wasserkühlung vorsichtig reseziert, um thermische Effekte am Absetzungsrand der photoelastischen Beschichtung zu minimieren. Anschließend wurde der Markraum auf $\varnothing 12$ mm aufgebohrt. Die zu untersuchenden Implantatstiele wurden der Reihe nach in den Markraum eingebracht, mit dem proximalen Implantatteil verbunden und mit der 'Standardbelastung' in gleicher Weise wie die unresezierten Femora belastet.

Für jeden der neun zu untersuchenden Stiele erfolgten die spannungsoptischen Messungen und Aufnahmen analog dem Vorgehen bei den unresezierten Femora.

6.2.3 *Spannungsoptische Dehnungsmessung der mittleren Resektionshöhe*

In analoger Weise wurden die Knochen bei $h = 160$ mm reseziert und der Markraum aufgebohrt. Nachdem der proximale Implantatteil um die resezierten 80 mm verlängert wurde, erfolgte die Belastung und die Erfassung des Dehnungszustandes der neun verschiedenen Implantat-Knochen-Verbunde in gleicher Weise wie oben, wobei jeweils die zwei obersten Messpunkte (V1/V2, D1/D2 usw.) durch die Resektion wegfielen.

6.2.4 *Spannungsoptische Dehnungsmessung der untersten Resektionshöhe*

Nach erneuter Resektion bei $h = 240$ mm und entsprechender Markraumaufbohrung erfolgte die Versuchsdurchführung analog zum Vorgehen wie oben, dabei wurde der proximale Implantatteil um weitere 80 mm verlängert. Aufgrund der im distalen Bereich der Diaphyse gelegenen Osteotomie konnten die 160 mm langen Stiele nicht mehr implantiert werden, so dass lediglich die drei 80 mm und die drei 120 mm langen Implantatstiele untersucht wurden. Durch die Resektion fielen die Messpunkte V3/V4, D3/D4 usw. weg.

7 *ERGEBNISSE*

7.1 *Allgemeines*

In dieser Arbeit sollten die Änderungen des Dehnungs- bzw. Spannungszustandes eines unter Last stehenden Femurs erfasst werden, die durch die zementfreie Implantation unterschiedlicher intramedullärer Implantatstiele in verschiedenen Resektionshöhen im Vergleich zum unresezierten Zustand entstehen, um daraus grundlegende Erkenntnisse über verschiedene Implantatlängen und -materialien zu erhalten.

Die erhaltenen Ergebnisse sollten als Basis für weitere, spezielle Untersuchungen dienen, in denen z.B. das Krafteinleitungsverhalten ausgewählter zementierter Implantatstiele, die mit einem Torsionsanteil belastet werden, untersucht wird.

Die Auswertung der Ergebnisse erfolgte unter zwei Gesichtspunkten:

- **Quantitative Auswertung:**
Um die Validität der Hauptdehnungs*differenzen* zur Beurteilung der absoluten Dehnungen zu verdeutlichen, wurden zunächst für die unresezierten Femora die Richtungen der Hauptdehnungen grafisch dargestellt und interpretiert.
Anschließend wurde als Bezugsnormale der Mittelwert der $HDD \pm 2 SD$ an allen Messpunkten der unresezierten Femora berechnet und dargestellt.
Für alle intramedullären Stiele wurde dann in den drei Resektionshöhen der Mittelwert der prozentualen HDD-Änderung $\pm 2 SD$ im Vergleich zum unresezierten Femur an allen Messpunkten berechnet und in Diagrammen grafisch veranschaulicht.
- **Qualitative Auswertung:**
Um die Vorteile der photoelastischen Beschichtung in der Beurteilung von Spannungszuständen nutzen zu können, erfolgte daneben auch eine optische Auswertung der gewonnenen Fotografien, um die globale Spannungsverteilung der Femora und die durch die verschiedenen Implantate entstandenen Änderungen des Bildes erfassen zu können.

Sämtliche Diagramme mit den zugehörigen spannungsoptischen Fotos sind am Ende von Kap. 7.2 zur besseren Vergleichbarkeit zusammengefasst.

Zur Beurteilung der Spannungsbilder sei nochmals die Reihenfolge der Farbumschläge mit wachsender HDD erklärt:

In Bereichen, in denen die HDD gleich null ist, erscheint die Oberfläche schwarz-grau. Mit steigender Dehnung ändert sich die Farbe von hellgelb über orange nach magenta-rot. Hier erfolgt der erste Farbumschlag nach grün entsprechend der ersten Ordnung (s. Kap. 5.1). Ab hier wiederholt sich mit steigender Dehnung die Farbreihenfolge grün – gelb - rot, wobei immer beim Farbumschlag rot - grün die nächsthöhere Ordnung erreicht wird. Dieser Farbumschlag erfolgt relativ plötzlich und ist gut zu identifizieren.

Bereiche gleicher Ordnung und damit gleicher HDD haben die gleiche Farbe und werden Isochromaten genannt. Breite Isochromaten, also langsame Farbumschläge weisen auf eine gleichmäßige Spannungsverteilung hin, wogegen in Bereichen schmaler schnell aufeinander folgender Isochromaten auf einen hohen Spannungsgradienten geschlossen werden kann.

Spannungsspitzen z.B. durch punktförmige Implantatkontakte können dadurch schnell lokalisiert werden.

Wechselt die HDD im betrachteten Bereich ihr Vorzeichen, so muss ein Nulldurchgang in Form einer schwarzen Isochromate sichtbar sein.

Bei der Interpretation eines Spannungsbildes muss dieses genau betrachtet und mit anderen Spannungsbildern verglichen werden. So können auch diskrete Änderungen der Spannungsverteilung durch z.B. kleine Isochromatenverschiebungen erkannt werden.

7.2 Auswertung

7.2.1 Richtungen der Hauptdehnungen

Die in Abb. 7.1 dargestellten Richtungen der Hauptdehnungen ϵ_x und ϵ_y und damit der Hauptspannungen σ_x und σ_y verdeutlichen, warum in der vorliegenden Untersuchung die Hauptdehnungsdifferenz $\epsilon_x - \epsilon_y$ (HDD) als Maß für die absoluten Dehnungen verwendet werden kann.

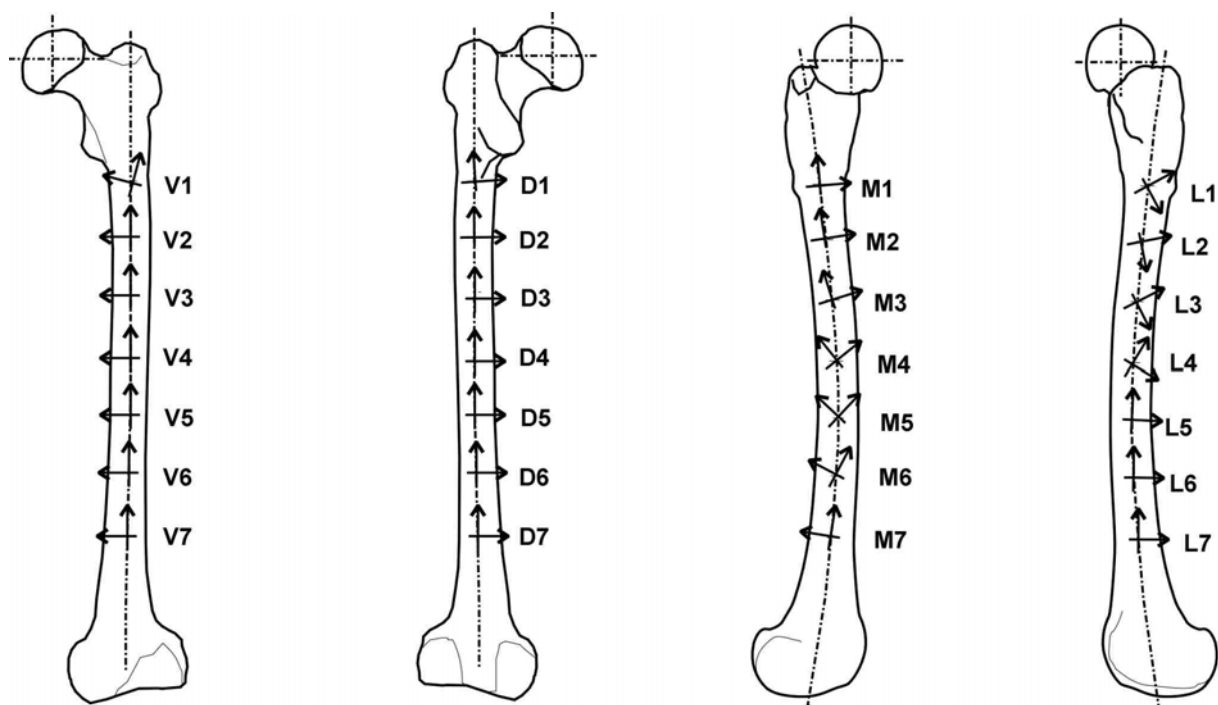


Abb. 7.1 Richtungen der HDD am unresezierten Femur an den 7 Messpunkten in allen vier Ansichten

Auf der hochbelasteten ventralen Seite herrscht ein fast homogener axialer Spannungszustand vor, in dem die Richtung der größeren *positiven* Hauptdehnungen ϵ_y (entsprechend den vorherrschenden Zugspannungen) entlang der gesamten Diaphyse in Femurlängsachse verläuft. Senkrecht dazu steht die vom Betrag her kleinere *negative* Hauptdehnung ϵ_x . Die Hauptdehnungsdifferenz HDD wird daher negativ, wobei der *Betrag* der HDD der *Summe der Beträge* der Hauptdehnungen entspricht. Mit *zunehmender Distalisierung* werden beide Hauptdehnungen *vom Betrag her proportional größer* und somit *auch der Betrag der HDD*, der mit der photoelastischen Spannungsmessung bestimmt wird.

Analog dazu herrschen auf der Dorsalseite negative Druckspannungen vor. Die vom Betrag her größere *negative* Hauptdehnung ϵ_y (entsprechend den Druckspannungen) läuft wiederum auf fast der gesamten Länge in Femurlängsachse, die vom Betrag her kleinere *positive* Hauptdehnung ϵ_x senkrecht dazu. Die HDD ist daher positiv und entspricht der *Summe der Beträge* von ϵ_x und ϵ_y . Mit zunehmender Distalisierung steigen die Hauptdehnungen und damit auch die HDD wiederum an.

Auf der medialen und lateralen Seite ändern sich passend zum Nulldurchgang des Biegemomentes in dieser Ebene die Hauptspannungsrichtungen kontinuierlich entsprechend dem Umschlag von Zug- auf Druckspannung bzw. umgekehrt. Auch hier handelt es sich um vorwiegend axiale Spannungszustände, die durch die Bestimmung der HDD ausreichend beschrieben werden können.

Die quantitative Auswertung des Dehnungszustandes ist somit mit der Beurteilung der Änderung der HDD in den jeweiligen Messpunkten mit sehr guter Aussagekraft möglich, da wie dargelegt die HDD den vorwiegend axialen Spannungszustand des belasteten Femurs (vor allem auf der entscheidenden ventralen und dorsalen Seite) gut beschreibt.

7.2.2 Dehnungsverteilung der unresezierten Femora

Die Diagramme in Abb. 7.2 a-d zeigen die an den drei unresezierten Composite Femora C02 bis C04 als Bezugsnormal ermittelten HDD ± 2 SD in ‰ entlang der ventralen, dorsalen, medialen und lateralen Messpunktlinie für jedes Femur und den errechneten Mittelwert ± 2 SD.

Entsprechend den in Abschnitt 4.4.5 berechneten Schnittkräften und –momenten zeigen sich an der ventralen und dorsalen Seite die größten HDD, die durch die in der Sagittalebene wirkenden größeren Schnittkräfte entstehen. Sie steigen analog mit dem nach distal wachsenden Biegemoment in dieser Richtung ventralseitig von $0,53 \pm 0,15$ ‰ (V1) bis $4,19 \pm 0,44$ ‰ (V7) an, dorsalseitig von $1,24 \pm 0,24$ ‰ (D1) bis $5,37 \pm 0,50$ ‰ (D6). Der leichte Rückgang der HDD am distalen dorsalen Ende entsteht durch die zur distalen Metaphyse hin ansteigende Diaphysendicke und damit geringeren Oberflächendehnungen.

Durch den beschriebenen Nulldurchgang des in der Frontalebene wirkenden Biegemomentes wird auch für den Verlauf der HDD an der medialen und der lateralen Seite ein Nulldurchgang (in Höhe von M4/M5 bzw. L3/L4) erzeugt. Die HDD fällt von $1,32 \pm 0,3$ ‰ bei M1 bzw. $0,34 \pm 0,12$ ‰ bei L1 zunächst ab und stieg mit wachsender Distalisierung wieder bis auf $0,39 \pm 0,06$ ‰ bei M7 bzw. $1,43 \pm 0,34$ ‰ bei L7 an. Die unterschiedliche Höhe des Nulldurchganges entsteht durch die unterschiedliche Zug- und Druckspannungsverteilung auf der medialen und der lateralen Seite: durch die einwirkenden Lasten ist der Betrag der Druckspannungen auf der medialen Seite größer als der Betrag der Zugspannungen auf der lateralen Seite der gleichen Höhe.

Wie in den Diagrammen zu erkennen, ist die inter- und intraindividuelle Streuung sehr gering, was die hervorragende Eignung der Composite Femora, der gewählten spannungsoptischen Messtechnik und der Belastungsvorrichtung sowohl für die vorliegende als auch für weitere vergleichende biomechanischen Untersuchungen unterstreicht.

Typische Ansichten der Spannungsverteilung der unresezierten Femora sind in den Abb. 7.3 a-d zu sehen.

In der ventralen und dorsalen Ansicht sind die nach distal kontinuierlich ansteigenden Dehnungen, die durch das ansteigende Biegemoment in der Sagittalebene erzeugt wurden, gut zu erkennen. Während der oberste Punkt V1 am Rande der schwarzen Isochromate liegt, erfolgen bis V7 annähernd drei Rot-Grün-Umschläge. Vergleichbare Spannungsverteilungen

erhält man in der dorsalen Ansicht, wobei hier bereits am obersten Punkt deutliche Spannungen sichtbar sind.

Die Spannungsverteilungen der medialen und lateralen Ansichten unterscheiden sich hiervon und müssen differenziert interpretiert werden:

Die mediale höchsten Spannungen sind durch die hohe Druckbelastung an der proximalen Metaphyse erkennbar. Lateral entstehen die höchsten Spannungsbereiche am distalen Ende durch das ansteigende Biegemoment. Insgesamt sind die sichtbaren HDD in diesen beiden Ansichten (wie auch die Messwerte bereits zeigten) geringer und wechseln entsprechend dem gemessenen Nulldurchgang der jeweiligen HDD im Verlauf nach distal ihr Vorzeichen, was durch die schwarze Isochromate, der "Nulllinie", die die jeweiligen Messlinien kreuzt, zu erkennen ist. Diese Überkreuzung erfolgt in Höhe der Punkte L3/L4 bzw. M5, was auch den gemessenen Dehnungsverläufen aus Abb. 7.2 c-d entspricht.

Die Nulllinie kann auch als der Verlauf der Neutralen Faser des unter Biegemomentenbelastung stehenden Femurs interpretiert werden.

Änderungen der Spannungsverteilung wirken sich rechnerisch aufgrund der geringen Absolutbeträge der HDD stark aus, was aber zu keiner Überinterpretation führen darf. Besser geeignet ist hier die qualitative visuelle Auswertung, die eine Änderung des Spannungszustandes durch eine Änderung des Verlaufes der neutralen Faser und des globalen Isochromatenverlaufes gut sichtbar macht.

7.2.3 Dehnungsverteilung der obersten Resektionshöhe

Bei der obersten Resektionshöhe von $h = 80$ mm ergaben die Messungen folgende Ergebnisse (vgl. dazu Abb. 7.4 bis Abb. 7.8):

An den ventralen Messpunkten (Abb. 7.4 a) zeigt sich bereits am obersten Messpunkt eine von der Länge und Steifigkeit des Implantates abhängige Reduzierung der HDD von 16,9 % (80 mm Ti) bis 31,3 % (160 mm CoCrMo), wobei die interindividuelle Schwankungsbreite sehr groß ist (SD bis 19,2 %). Ein eindeutiger Trend kann deswegen an diesem Punkt nicht belegt werden, die für den 80 mm CFK-Stiel sogar gemessene Erhöhung der HDD ist als Artefakt zu werten. Durch mögliche Auflageeffekte des Implantatkragens auf der Resektionsosteotomie ist die zahlenmäßige Auswertung der Messpunkte direkt unterhalb der Osteotomie nur eingeschränkt sinnvoll, hier liefert die Bildauswertung z.T. aussagekräftigere Ergebnisse. Lediglich bei den 120 mm- und den 160 mm-Stielen ist ein leichter Trend zur stärkeren Verminderung der physiologischen Dehnungen mit zunehmender Stiellänge und –steifigkeit zu beobachten.

Deutlicher tritt dieser Effekt in den Punkten V2 bis V4 (45 mm, 85 mm bzw. 125 mm unterhalb der Osteotomie) hervor: hier ist erkennbar, dass die Reduktion der HDD mit der Länge und der Steifigkeit der Implantatstiele zunimmt. Bei V2 beträgt die maximale Reduzierung der HDD $41,5 \pm 11,3$ % für den 160 mm CoCrMo-Stiel im Vergleich zu z.B. $25,1 \pm 3,3$ % durch den 120 mm Ti-Stiel und nur $9,0 \pm 5,0$ % Reduktion durch den 80 mm CFK-Stiel. Bei V3 liegt die maximale Reduktion bei $16,6 \pm 0,5$ % (160 mm CoCrMo), die mittleren Stiele haben nur noch geringen Einfluss (max. $7,0 \pm 0,7$ %). Die 80 mm-Stiele haben ab hier keinen Einfluss mehr, da der Messpunkt distal der Spitze des Implantates liegt. Analoges gilt für die 120 mm-Stiele ab V4 bzw. für die 160 mm-Stiele ab V5 (125 mm bzw. 165 mm distal der Resektion): distal der jeweiligen Stielspitzen ist der Dehnungszustand auf der Femuroberfläche innerhalb eines 5 %-Bereiches weitgehend unverändert zum intakten Femur.

Passend zu den Messwerten erkennt man auf den Spannungsbildern in Abb. 7.5 (links oben ist immer die jeweilige Ansicht des unresezierten Femurs zu sehen) im proximalen Bereich lediglich eine vom Implantattyp unabhängige leichte Distalisierung der schwarzen Isochromate (fehlende Kragenauflage), wobei bei den langen Stielen der unbelastete Bereich größer ist als bei den kurzen. Nach distal hin erkennt man aber im Bereich der Implantate das "Nach-unten-Wandern" der entsprechenden Farbumschläge, d.h. eine Verminderung der Dehnungen in diesen Bereichen. Dieser Effekt ist gut zwischen den verschiedenen Stiellängen, aber bei genauem Analysieren auch zwischen den unterschiedlichen Materialien zu erkennen (v.a. bei den langen Implantaten).

Dorsalseitig (Abb. 7.4 b) ergibt sich bei D1 durch den punktförmigen Auflageeffekt des Kragens eine Erhöhung der HDD in diesem Punkt. Der Auflageeffekt ist bei den kurzen Stielen eher stärker, da durch den längeren Hebel bei den langen Stielen der Kragen weniger abkippt und damit die Krafteinleitung gleichmäßiger erfolgen kann.

Ab dem nächsten Punkt (D2) ergibt sich wieder ein der Ventralseite vergleichbarer Trend zu höheren Spannungsreduktionen mit steigender Länge und Steifigkeit an den Messpunkten, die sich im Bereich der intramedullären Stiele befinden. Die Spannweite der Verringerung bei D2 reicht von $15,1 \pm 0,9 \%$ (80 mm CFK) über z.B. $33,8 \pm 4,8 \%$ (120 mm Ti) bis maximal $51,8 \pm 12,1 \%$ (160 mm CoCrMo). Bei der D3 liegt die maximale Dehnungsreduktion bei $15,3 \pm 3,6 \%$ für das 160 mm-CoCrMo-Implantat. Die z.T. bei D3 und D4 gemessenen leichten Erhöhungen der HDD bei den kurzen und mittleren Stielen sind als Artefakt durch die Verschiebung der neutralen Faser zu interpretieren und liegen noch im messtechnisch akzeptablen Toleranzbereich. Distal der jeweiligen Implantate (ab D5) ist der Spannungszustand wieder unverändert.

Auch die Isochromatenbilder in Abb. 7.6 zeigen diesen Trend: Der proximale Bereich ist v.a. bei den kurzen Stielen stärker belastet als beim intakten Femur, im weiteren Verlauf ist jedoch eine (vor allem längenabhängige, aber auch materialabhängige) Reduktion der Isochromatenordnung im Implantatbereich zu erkennen. Das Spannungsbild distal des Implantatendes ist wiederum unverändert zum unresezierten Knochen.

Auf der lateralen Seite ist die numerische Auswertung der Messwerte in Abb. 7.4 d nicht aussagekräftig: durch die niedrigen Absolutbeträge der HDD (bedingt durch die unmittelbare Nähe zur Nulllinie) wirken sich bereits sehr geringe Änderungen des Dehnungszustandes (z.B. durch ein Verschieben der neutralen Faser um 1mm) prozentual sehr stark aus. Der möglicherweise vorhandene Trend bei L1 ist durch eine sehr hohe Standardabweichung nicht sicher reproduzierbar.

Zur Ergebnisauswertung müssen hier die Spannungsverteilungen in Abb. 7.8 analysiert werden. Man kann gut erkennen, wie sich durch die Implantation der Spannungszustand verändert: Die am unresezierten Femur bis proximal reichende schmalbandige Nulllinie verschwindet im Bereich der Implantatstiele beinahe vollständig, es erscheint stattdessen eine breite mäßig belastete Zone, die sich mit zunehmender Stiellänge nach unten ausdehnt. Gleichzeitig erscheint von proximal her ein größer werdender breiter Bereich, in dem die HDD gleich null ist. Distal der Spitzen ist das Bild unverändert, die Abweichung der Messwerte ist durch eine minimale Verschiebung der Nulllinie nach dorsal zu erklären, die möglicherweise durch geringfügige Veränderungen der Belastungssituation entstanden ist und dann als Artefakt zu werten ist.

Zusammenfassend lässt sich für diese Seite sagen, dass durch die Implantate der hohe Spannungsgradient (die rasche Spannungsänderung) geringer wird und stattdessen eine

gleichförmigere Spannungsverteilung entsteht. Dieser Effekt ist vor allem längenabhängig, das Material spielt hier eine untergeordnete Rolle.

Die numerische und visuelle Auswertung der in Abb. 7.4 c und Abb. 7.7 gezeigten medialsseitigen Ergebnisse ist mit der lateralen Ansicht vergleichbar. Die numerischen Ergebnisse sind aufgrund der erwähnten Ursachen wenig aussagekräftig, lediglich an den beiden oberen Punkten ist ein der ventralen Seite vergleichbarer Trend zu erkennen, der v.a. bei M2 gut reproduzierbar ist: die kurzen Stiele haben hier keinen Einfluss, während die langen Implantate die HDD um bis zu $21,6 \pm 5,9 \%$ verringern (160 mm Ti und CoCrMo). Ansonsten wirkt sich auch hier die Veränderung der Nulllinie prozentual überstark aus.

Die Spannungsbilder ähneln der lateralen Ansicht, zusätzlich ist hier am proximalen Rand der Krageneffekt zu erkennen. In der übrigen proximalen Region ist hier das in der Literatur als *stress shielding* bezeichnete Phänomen in diesem Bereich sichtbar.

7.2.4 Dehnungsverteilung der mittleren Resektionshöhe

Bei der mittleren Resektionshöhe von $h = 160\text{mm}$ ergaben die Messungen folgende Ergebnisse (s. Abb. 7.9 bis Abb. 7.13):

Im Vergleich zur obersten Resektionshöhe traten vergleichbare Effekte auf, die aufgrund der in dieser Resektionshöhe größeren Biegemomente entsprechend stärker ausgeprägt waren. Im folgenden werden daher nur ausgewählte Ansichten ausgewertet.

Es zeigte sich ein deutlicher Trend zur um so stärkeren Verminderung der HDD je länger und steifer die Verankerungsstiele waren. Wiederum zeigten sich auf den hochbelasteten ventralen und dorsalen Quadranten die größten Auswirkungen, medial- und lateralseitig waren vor allem qualitative Veränderungen in den Spannungsbildern zu beobachten.

Ventral (Diagramm a in Abb. 7.9) vermindern sich am obersten Punkt V3 (5 mm unterhalb der Resektion) die HDD weitgehend unabhängig vom Implantattyp um 60 bis 70 %, hervorgerufen durch wie oben dargelegt unterschiedlich stark ausgeprägte Krageneffekte direkt unterhalb der Osteotomie.

Nach distal ist der gleiche Trend wie bei der obersten Resektionshöhe zu beobachten: Während die kurzen Stiele 45 mm unterhalb der Osteotomie die HDD um $21,6 \pm 4,1\%$ (CFK) bis $29,3 \pm 1,9 \%$ (CoCrMo) verringern, liegt die Reduktion der 160 mm langen Stiele bei $60,2 \pm 5,4 \%$ (CFK) bis $70,3 \pm 9,2 \%$ (CoCrMo). Bei V5 beträgt die Reduktion der Stiele $10,5 \pm 4,2 \%$ (120 mm CFK) bis $20,9 \pm 2,6 \%$ (120 mm CoCrMo) bzw. $38,4 \pm 5,9 \%$ (160 mm CFK) bis $55,5 \pm 6,7 \%$ (160 mm CoCrMo). Die Titan-Stiele liegen näher an den CFK-Stielen jeweils zwischen diesen Werten. Distal der Implantatspitzen sind die HDD wiederum weitgehend unverändert.

Im zugehörigen Spannungsbild (Abb. 7.10) sieht man passend zu den Messwerten einen stark spannungsreduzierten proximalen Bereich, der mit steigender Implantatlänge und –Steifigkeit nach distal hin größer wird. Die Abstände der Farbumschläge werden gleichzeitig länger, um erst distal der jeweiligen Stiele dem unresezierten Femur zu entsprechen. Am Ende des 160 mm CoCrMo-Stieles (5 mm proximal von V7) kann man sogar die sich punktförmig abzeichnende Spitze erkennen. Beim Ti-Implantat ist dieser Effekt kaum, beim CFK-Stiel gar nicht zu erkennen.

Auf der dorsalen Seite entsprechen die Ergebnisse quantitativ und qualitativ weitgehend denen der ventralen Ansicht, zusätzlich ist in Abb. 7.11 an der Resektionslinie der Auflageeffekt durch eine lokale Spannungsspitze erkennbar.

Medial- und lateralseitig waren die prozentualen Dehnungsänderungen aus den oben genannten Ursachen nicht verwertbar.

Die zugehörigen spannungsoptischen Fotos in Abb. 7.12 und Abb. 7.13 zeigen die gleichen Effekte wie bei der obersten Resektionshöhe: Im Bereich der Implantatstiele zeigt sich eine deutliche Veränderung des Isochromatenverlaufes, insbesondere der Nulllinie, die im Bereich der Stiele durch eine breite schwach bis mäßig stark belastete Zone ersetzt bzw. verschoben wird. Diese Auswirkungen sind deutlich mit der Stiellänge und bei den 120 mm und 160 mm langen Implantaten auch mit der Materialsteifigkeit zunehmend und daher besonders deutlich beim 160 mm langen CoCrMo-Stiel sichtbar. Unterhalb der Resektionsebene tritt beidseits ein in gleichem Maße größer werdender Bereich auf, in dem die HDD gleich null ist, wobei mediallyseitig nach dorsal hin der Auflageeffekt des Kragens sichtbar wird. Distal der jeweiligen Stiele ist das Dehnungsbild wieder unverändert. In der medialen Ansicht kann man bei den langen Stielen zusätzlich eine Dehnungsspitze im Bereich der Stielspitze erkennen, die v.a. beim CoCrMo-Implantat stark ausgeprägt ist und auf mögliche Probleme in vivo durch Druckatrophie des Knochens in diesem Bereich schließen lässt.

7.2.5 Dehnungsverteilung der unteren Resektionshöhe

Bei der untersten Resektion 240 mm distal des Kopfbereichs traten erwartungsgemäß aufgrund der großen Belastungen des unresezierten Femurs in dieser Höhe die stärksten Veränderungen des Dehnungszustandes auf. Exemplarisch werden im folgenden die Ergebnisse der ventralen und der lateralen Ansicht aus Abb. 7.14 bis Abb. 7.18 näher besprochen. Die 160 mm langen Stiele konnten bei dieser Resektionshöhe aufgrund des kurzen Rest-Femurs nicht mehr implantiert werden.

Unterhalb der Osteotomie bei V5 kommt es zu fast konstanten massiven Verringerungen der HDD von $87,0 \pm 9,7 \%$ bis $96,6 \pm 4,8 \%$, dabei ist die Reduktion der 120 mm-Stiele noch stärker ausgeprägt als bei den 80 mm-Stielen. Beim nächsten Punkt V6 und auch bei V7 tritt der schon bei den anderen Resektionen beschriebene Trend zur mit der Implantatlänge und -Steifigkeit zunehmende Reduktion der Dehnungen deutlich hervor: 45 mm unterhalb der Osteotomie kommt es zu einer Verringerung der HDD um $39,4 \pm 7,2 \%$ (80 mm CFK), $44,0 \pm 9,4 \%$ (80 mm Ti) bzw. $50,9 \pm 14,5 \%$ für den gleichlangen CoCrMo-Stiel und um $71,7 \pm 7,1 \%$ (CFK) bis $90,7 \pm 3,9 \%$ (CoCrMo) für die 120 mm langen Stiele. Am untersten Punkt V7 haben die 80 mm langen Implantate keinen Effekt mehr; die 120 mm-Stiele bewirken eine Verminderung der HDD um $32,5 \pm 5,5 \%$ (CFK), $37,1 \pm 5,1 \%$ (Ti) bzw. $45,5 \pm 8,1 \%$ (CoCrMo).

Die Analyse der Isochromatenbilder in Abb. 7.15 ergibt zusätzlich folgendes: Der gesamte proximale Bereich ist deutlich spannungsreduziert, dabei ist der gering bis unbelastete grauschwarze Bereich umso größer, je länger und steifer der intramedulläre Stiel ist. Außerdem kann man im Bereich der Implantatspitzen jeweils deutlich erkennen, dass es zu lokalen punktförmigen Druckspitzen durch das Implantatende kommt, die sich auf der photoelastischen Femuroberfläche abzeichnen (etwas proximal von V7 für die 80 mm-Stiele, knapp oberhalb der unteren Bildrandes für die 120 mm-Stiele).

Diese ausgeprägten Effekte verdeutlichen, warum es bei weiten Resektionen des Femurs zu großen Problemen bei der Implantatverankerung und -festigkeit kommt: Die Knochenresorption durch das "stress-shielding" im proximalen Bereich, die intramedulläre Druckatrophie des Knochens und die sehr hohen Belastungen, die auf den Implantat-

Knochen-Verbund einwirken, führen häufig zur Lockerung oder zum mechanischen Versagen der Implantate.

Die Ergebnisse auf der dorsalen Seite sind mit der ventralen Ansicht vergleichbar (vgl. Diagramm b in Abb. 7.14). Die zugehörigen spannungsoptischen Aufnahmen (Abb. 7.16) zeigen zusätzlich einen deutlichen Auflageeffekt des Implantatkragens, der umso stärker ausgeprägt ist, je kürzer und biegeweicher der Verankerungsstiel ist.

Die numerische Auswertung der lateralseitigen Ergebnisse ergab bei der untersten Resektionshöhe erstmals (wohl aufgrund der höheren Absolutbeträge der HDD an den unteren Messpunkten) aussagekräftige Ergebnisse: Es zeigt sich der bekannte Trend zur hauptsächlich längenabhängigen Reduktion der HDD von ca. 30 % für die kurzen und ca. 80 % für die 120 mm Stiele (L5). Bei L6 liegt die Verminderung der Dehnungen bei $7,2 \pm 10,1$ % bis $16,6 \pm 10,8$ % (80 mm Stiele) bzw. bei $29,7 \pm 16,7$ % bis $37,6 \pm 26,7$ % (120 mm Stiele). Die Dehnungen bei L7 sind von den kurzen Implantaten fast unbeeinflusst, die 120 mm-Stiele verringern die HDD konstant um ca. 35 %. Die z.T. hohen Standardabweichungen zeigen wieder die hohe Empfindlichkeit dieser Ansicht gegenüber geringen Verschiebungen der Nulllinie.

Die Spannungsbilder (Abb. 7.18) zeigen die von den höheren Resektionen bekannten Effekte. Im Bereich der Implantate verschwindet die schmalbandige Neutrale Faser, der proximale Bereich ist mit Länge und Steifigkeit der Stiele zunehmend breitflächig unbelastet. Es zeigt sich auch ein geringer Auflageeffekt des Implantatkragens.

Medial sind die Messwerte aus den dargelegten Gründen nicht aussagekräftig. Die Auswirkungen der verschiedenen Implantate werden jedoch qualitativ wiederum in den Isochromatenfotos in Abb. 7.17 deutlich: mit steigender Länge und Härte der Stiele findet man entsprechend alterierte Dehnungsverteilungen mit einem zunehmend entlasteten proximalen Restfemur und lokalen Spannungskonzentrationen im Bereich der Stielspitzen.

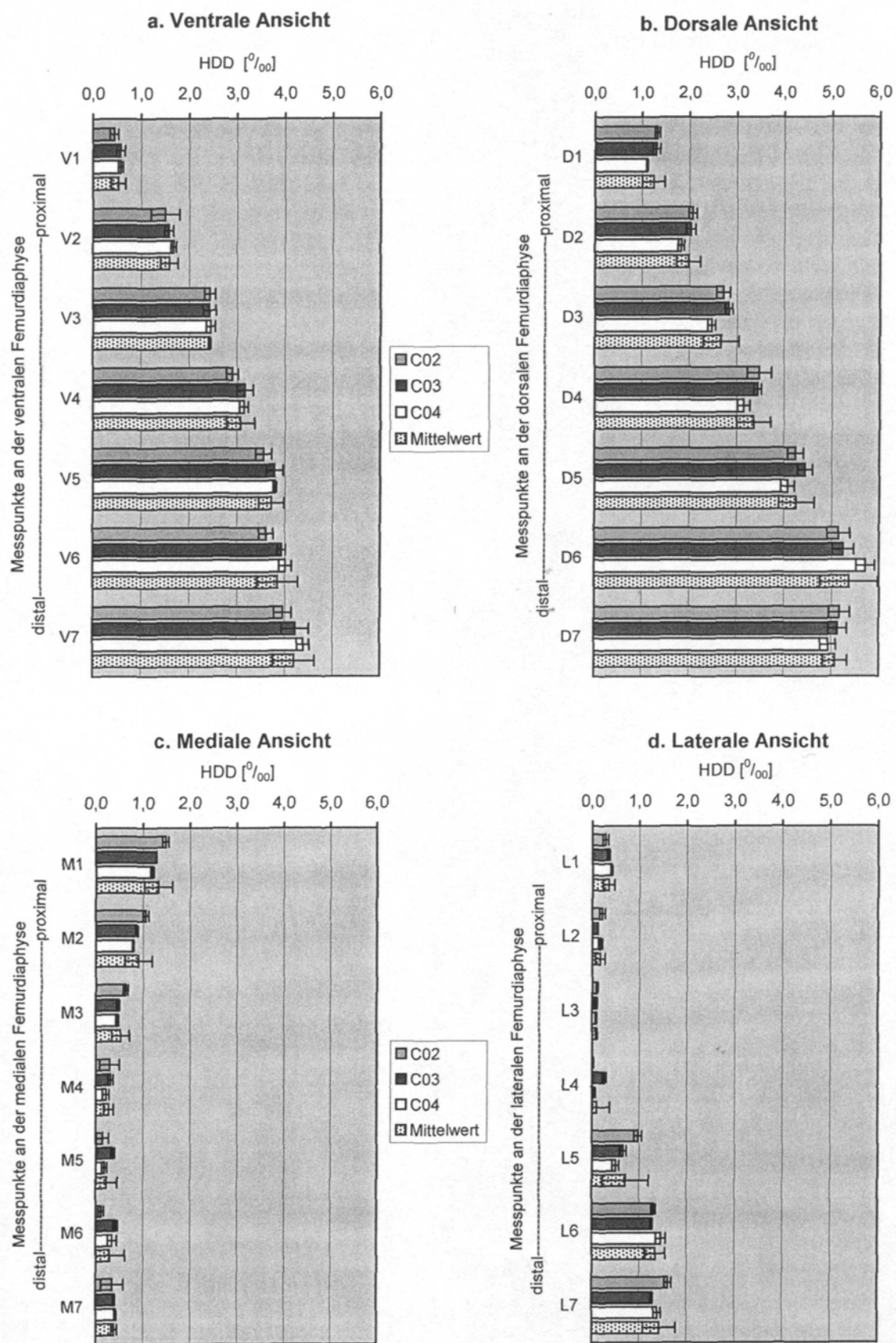


Abb. 7.2 a-d Hauptdehnungs differenzen (in ‰) der unresezierten Femora C02 bis C04 (alle Ansichten)

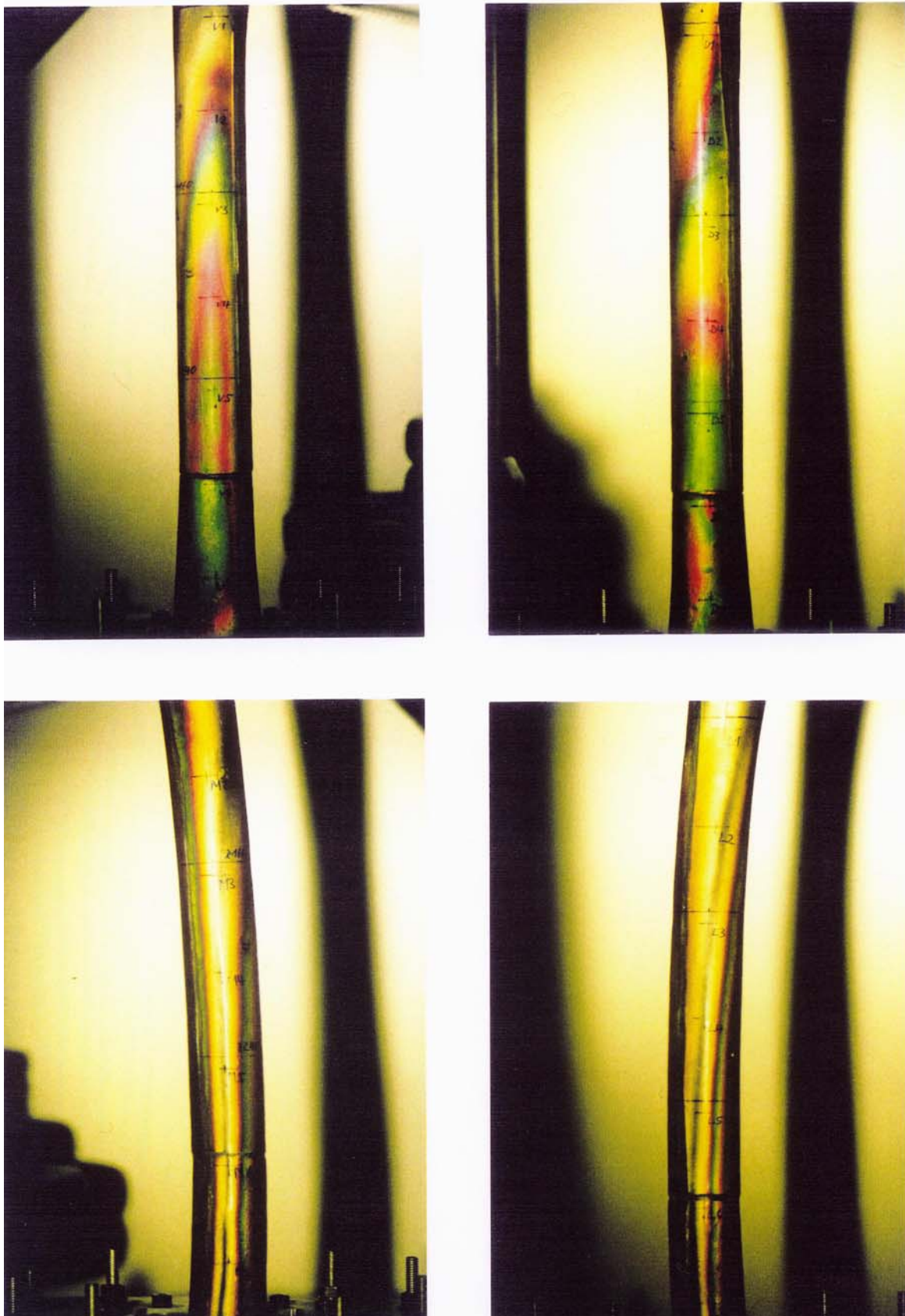


Abb. 7.3 a-d Mit der 'Standardbelastung' belastetes photoelastisch beschichtetes Femur im unresezierten Zustand. Beachte den hohen Spannungsgradienten ventral und dorsal und den Verlauf der neutralen Faser medial und lateral.

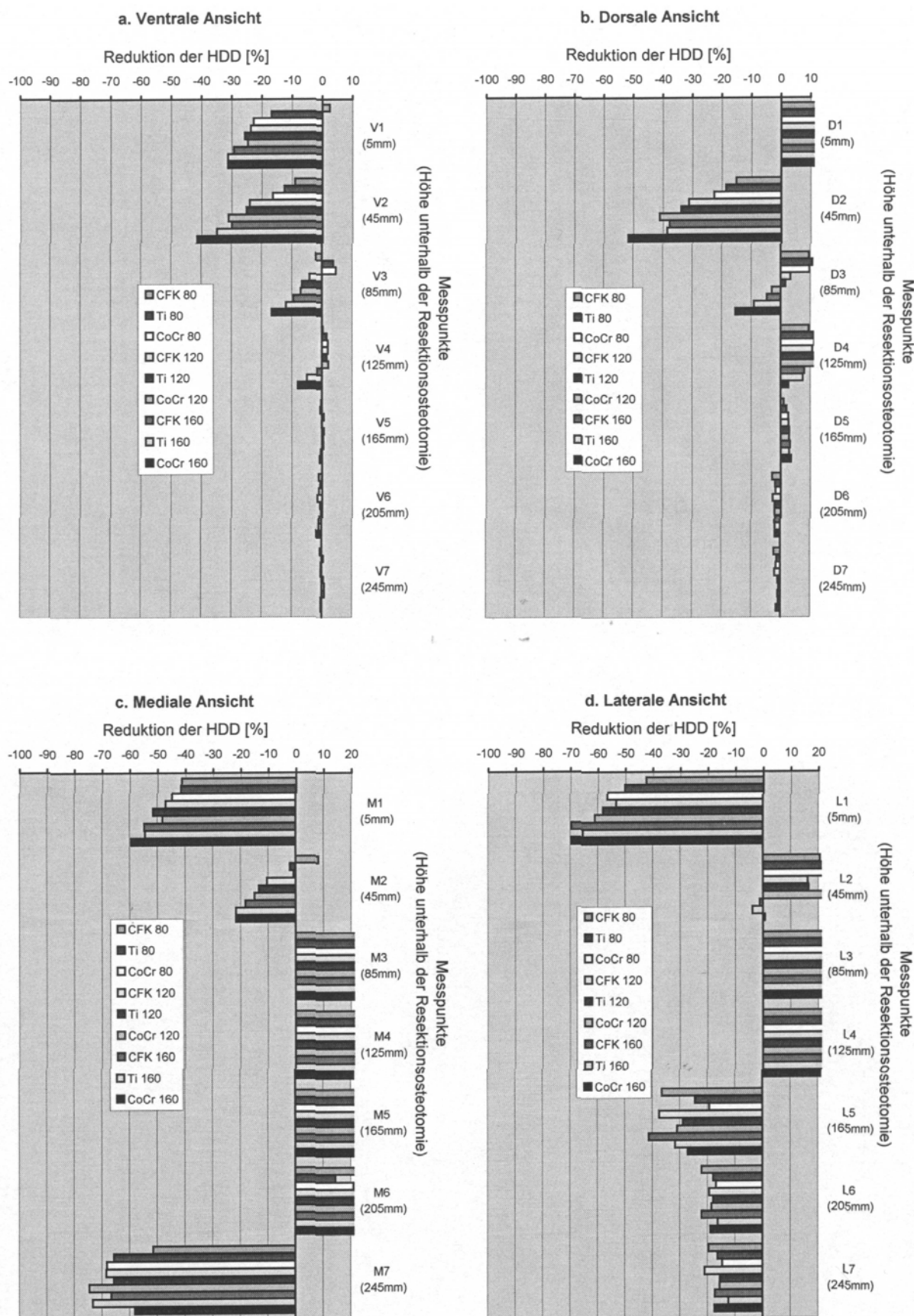


Abb. 7.4a-d Prozentuale Veränderung der HDD aller vier Ansichten im Vergleich zum unresezierten Zustand nach Resektion **80 mm** unterhalb des Femurkopfes und Implantation verschiedener intramedullärer Verankerungsstiele.

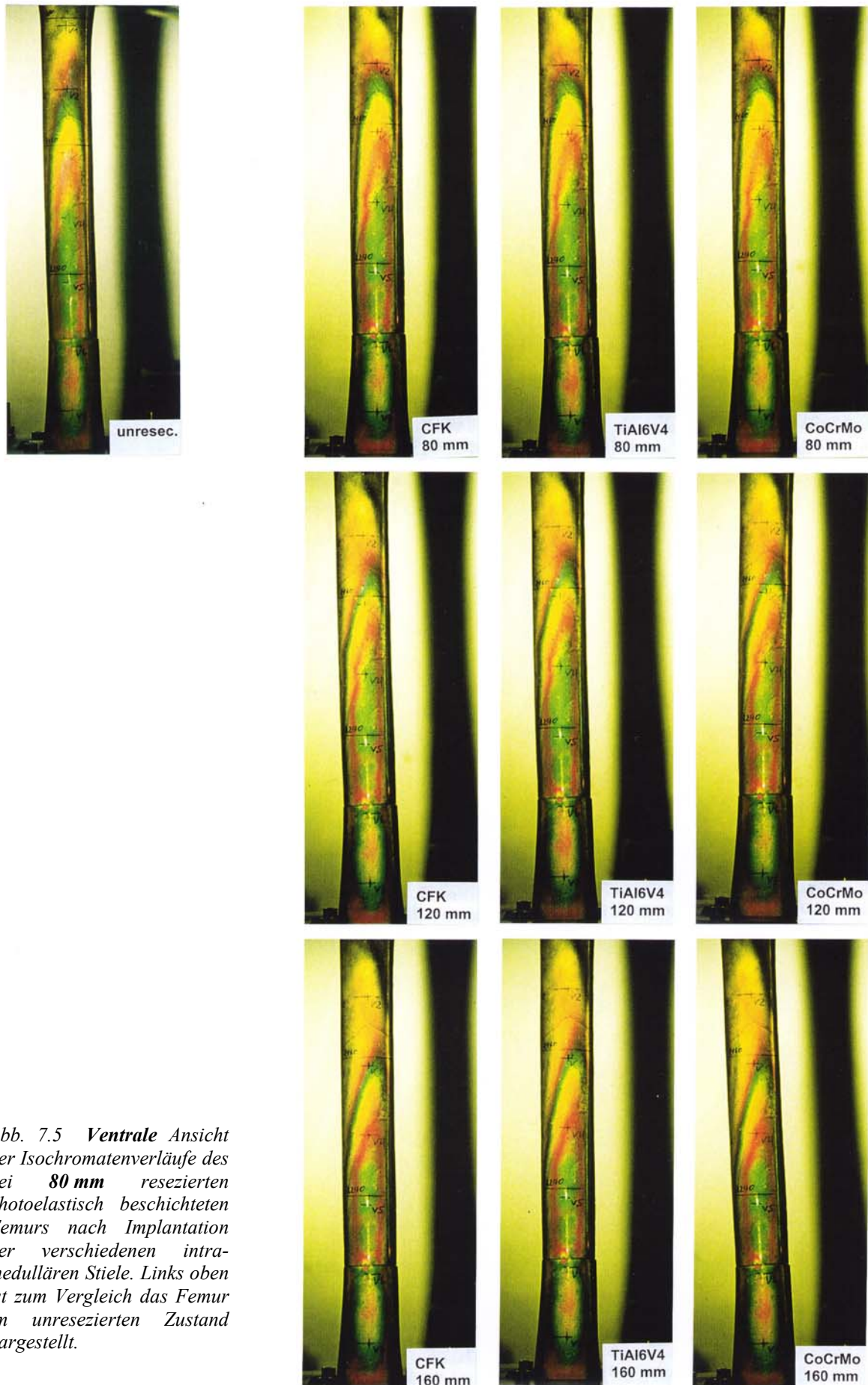


Abb. 7.5 *Ventrale* Ansicht der Isochromatenverläufe des bei **80 mm** resezierten photoelastisch beschichteten Femurs nach Implantation der verschiedenen intra-medullären Stiele. Links oben ist zum Vergleich das Femur im unresezierten Zustand dargestellt.

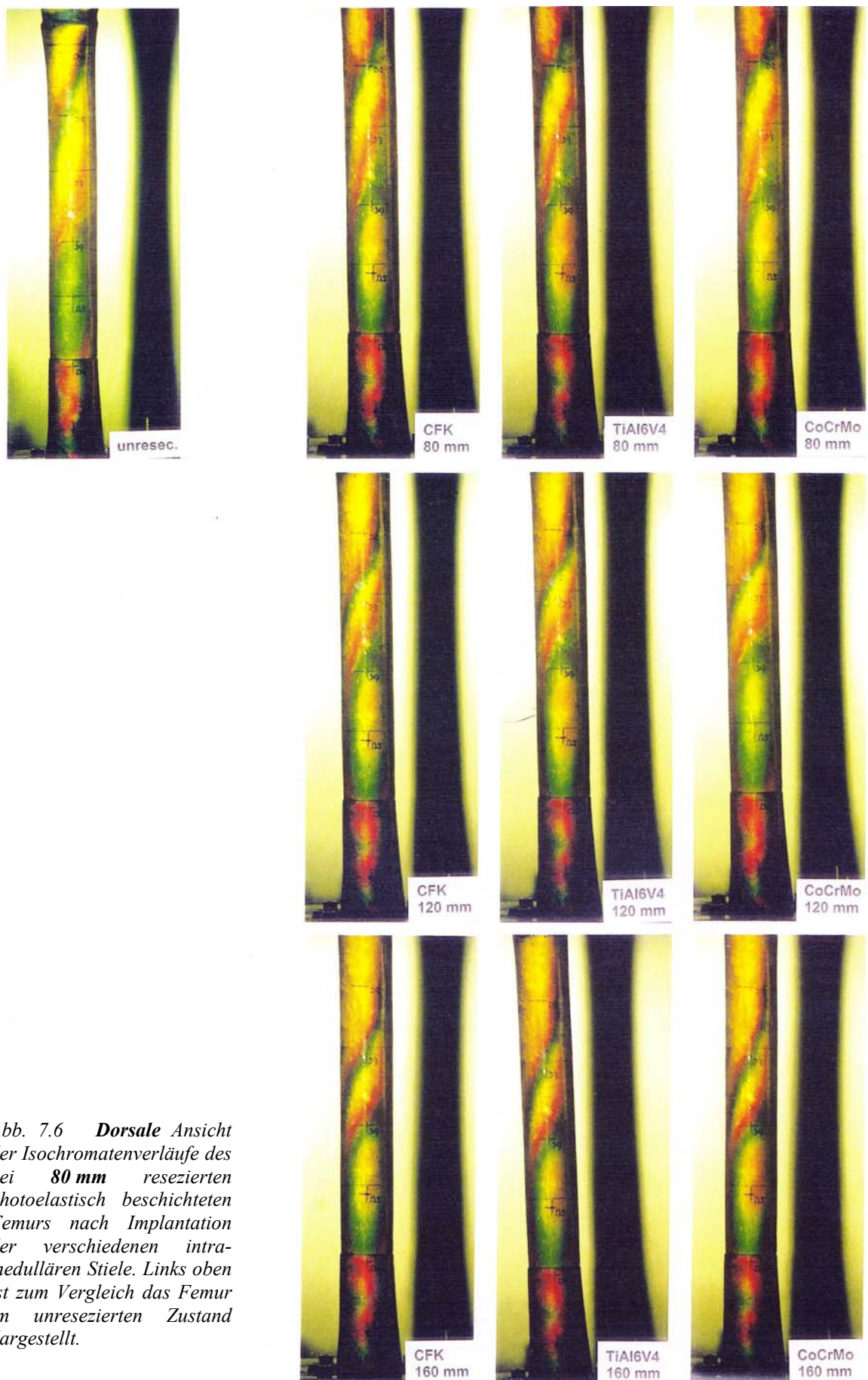


Abb. 7.6 **Dorsale** Ansicht der Isochromatenverläufe des bei **80 mm** resezierten photoelastisch beschichteten Femurs nach Implantation der verschiedenen intra-medullären Stiele. Links oben ist zum Vergleich das Femur im unresezierten Zustand dargestellt.

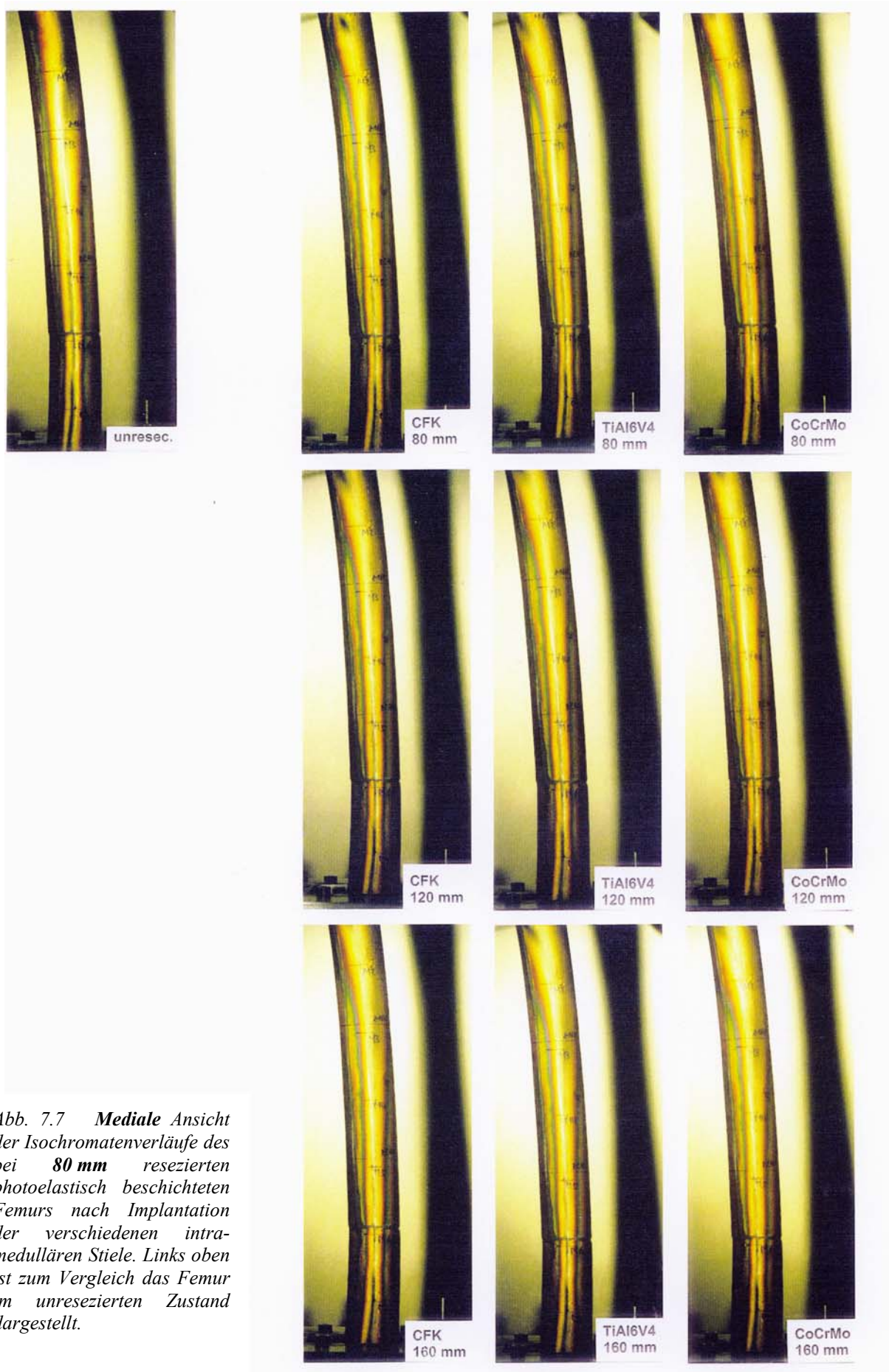


Abb. 7.7 *Mediale* Ansicht der Isochromatenverläufe des bei **80 mm** resezierten photoelastisch beschichteten Femurs nach Implantation der verschiedenen intra-medullären Stiele. Links oben ist zum Vergleich das Femur im unresezierten Zustand dargestellt.

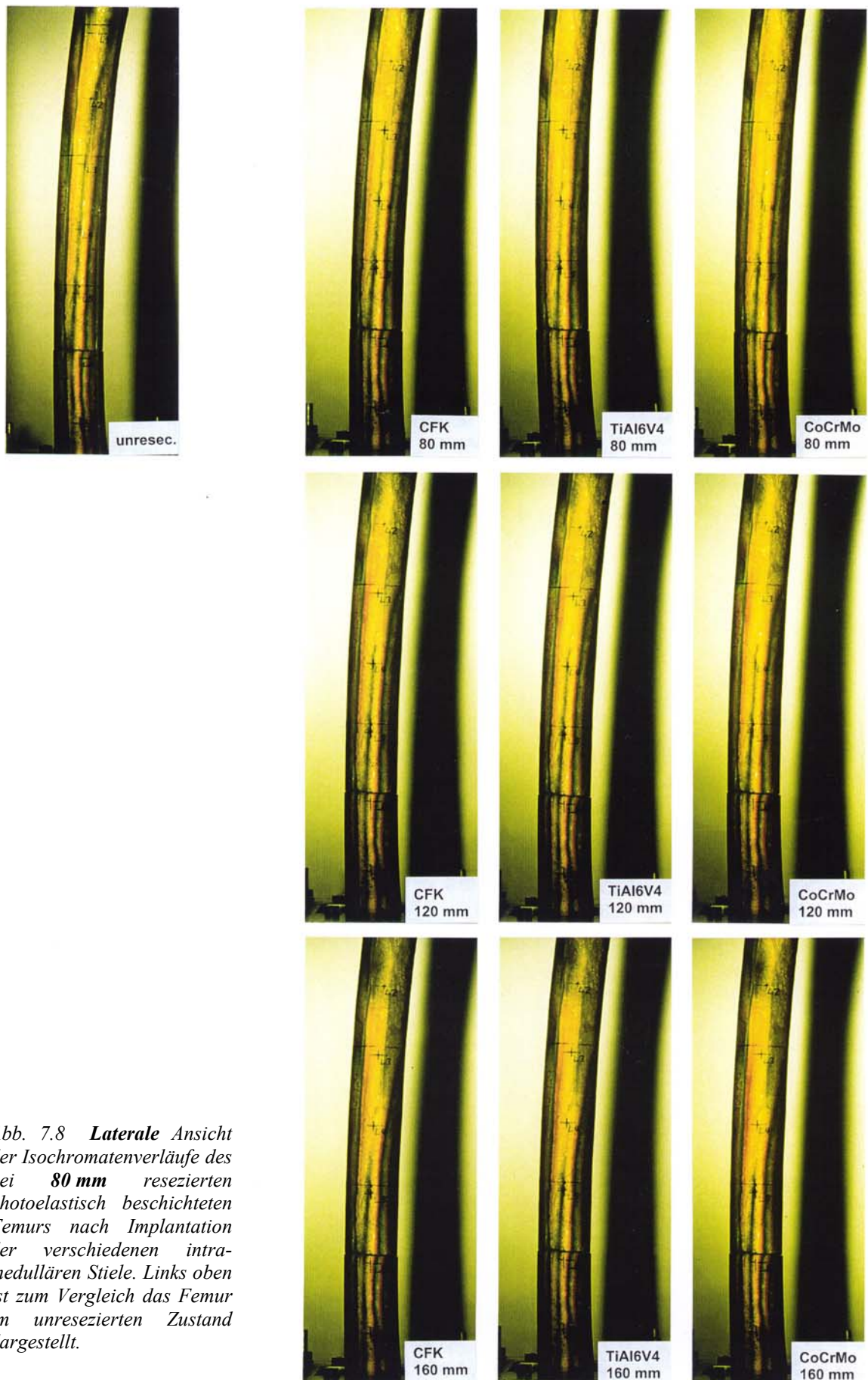


Abb. 7.8 **Laterale** Ansicht der Isochromatenverläufe des bei **80 mm** resezierten photoelastisch beschichteten Femurs nach Implantation der verschiedenen intra-medullären Stiele. Links oben ist zum Vergleich das Femur im unresezierten Zustand dargestellt.

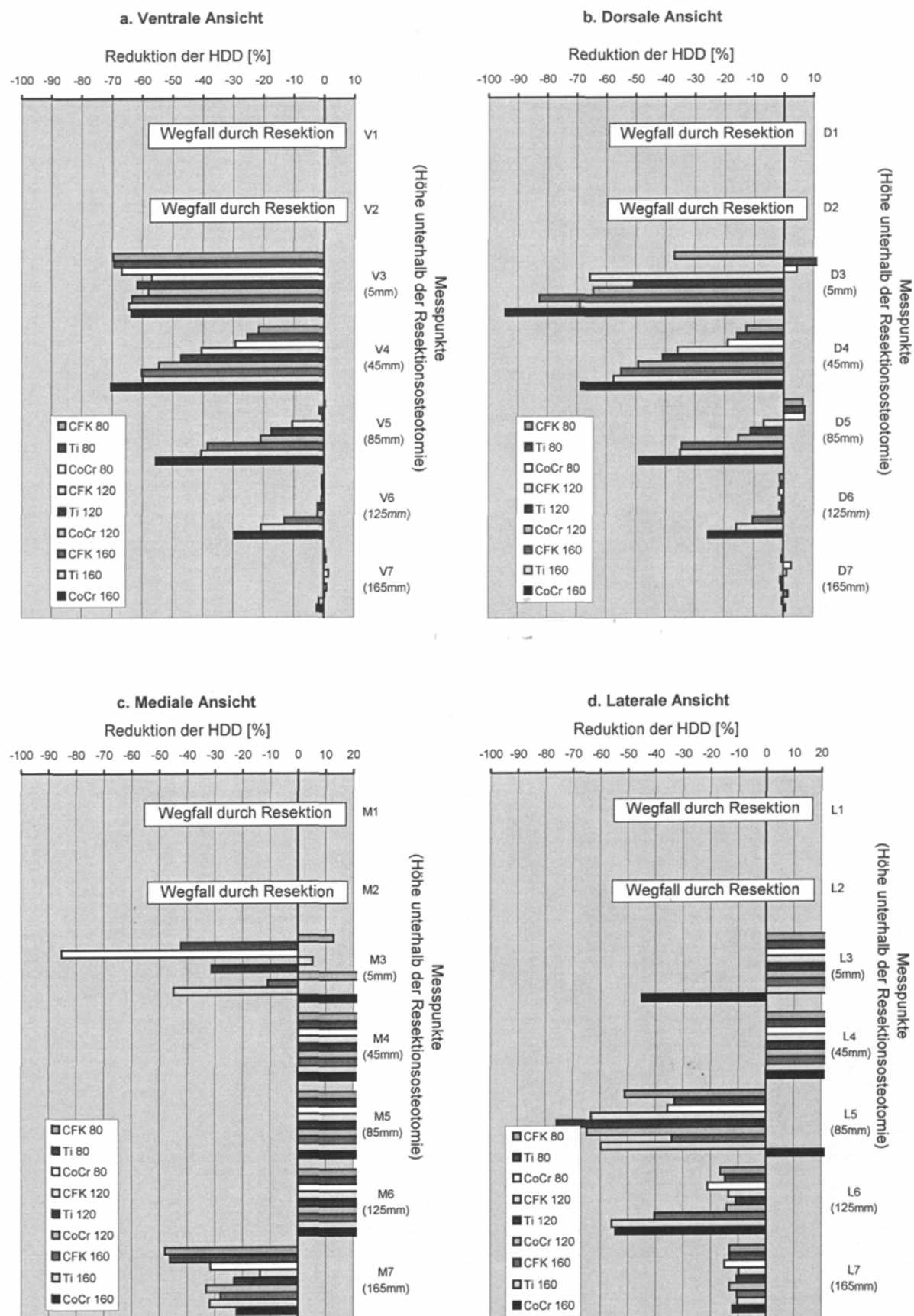


Abb. 7.9a-d Prozentuale Veränderung der HDD aller vier Ansichten im Vergleich zum unresezierten Zustand nach Resektion 160 mm unterhalb des Femurkopfes und Implantation verschiedener intramedullärer Verankerungsstiele. Die beiden obersten Messpunkte fallen durch die Resektion weg.

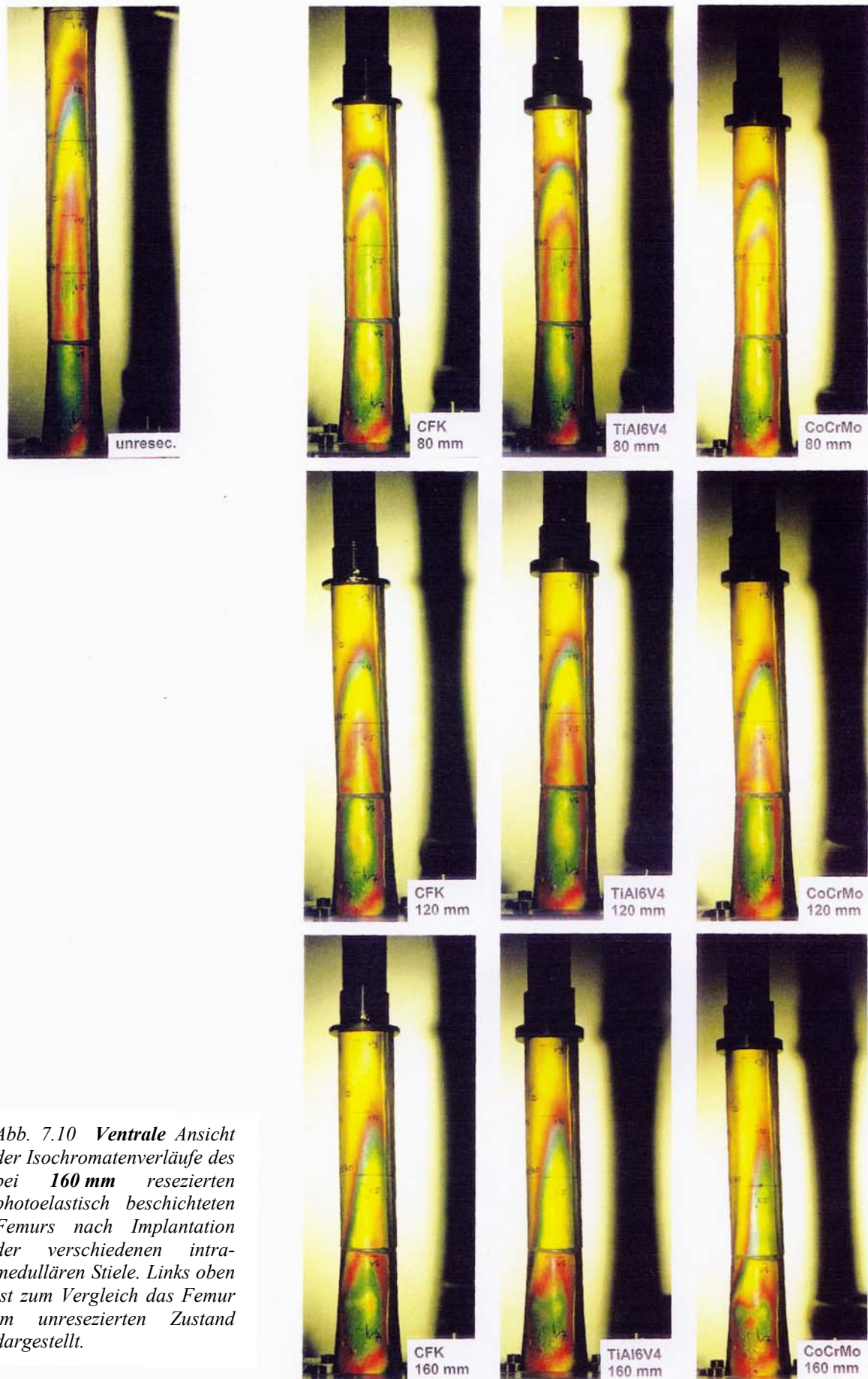


Abb. 7.10 *Ventrale* Ansicht der Isochromatenverläufe des bei **160 mm** resezierten photoelastisch beschichteten Femurs nach Implantation der verschiedenen intra-medullären Stiele. Links oben ist zum Vergleich das Femur im unresezierten Zustand dargestellt.

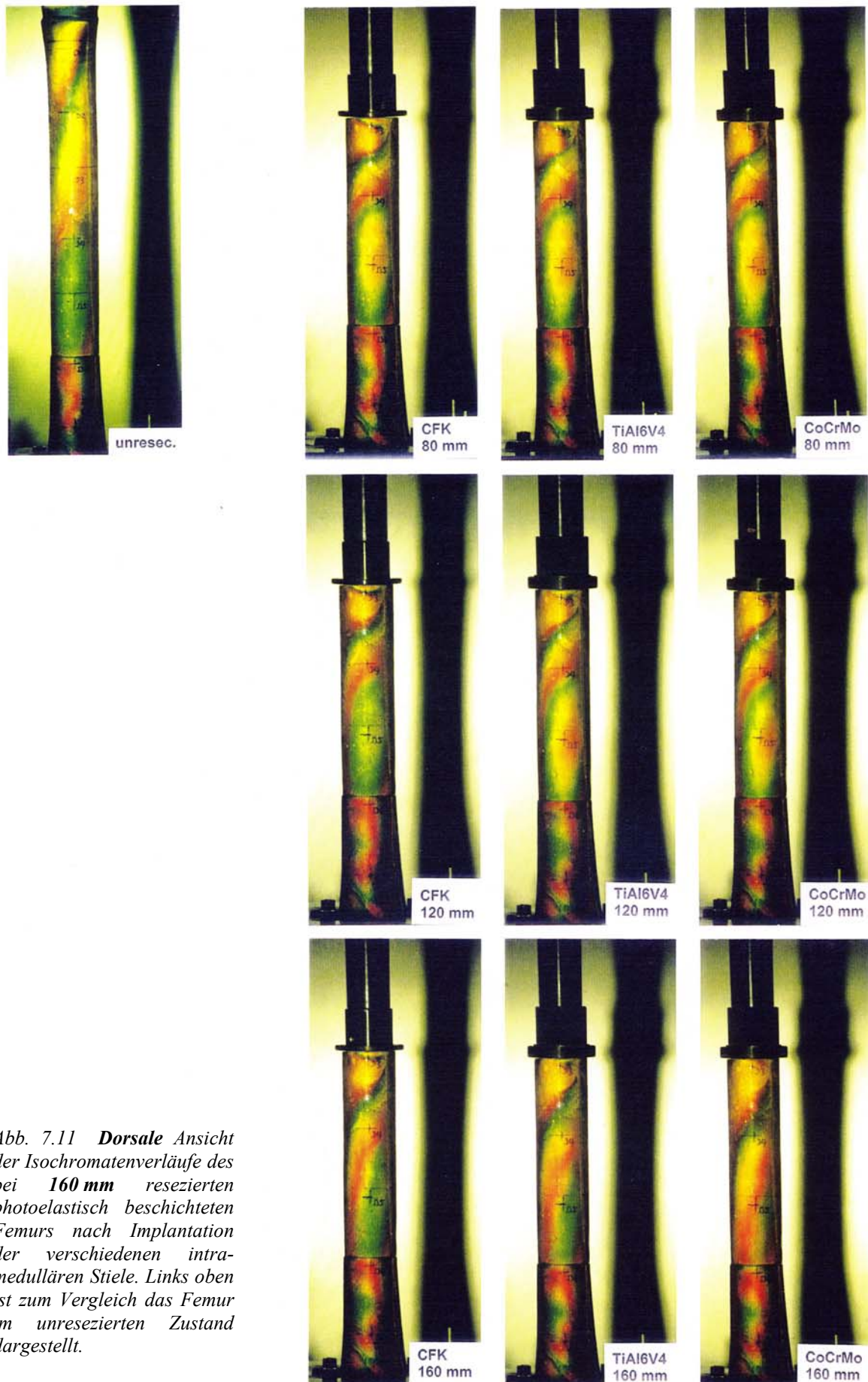


Abb. 7.11 **Dorsale** Ansicht der Isochromatenverläufe des bei **160 mm** resezierten photoelastisch beschichteten Femurs nach Implantation der verschiedenen intra-medullären Stiele. Links oben ist zum Vergleich das Femur im unresezierten Zustand dargestellt.

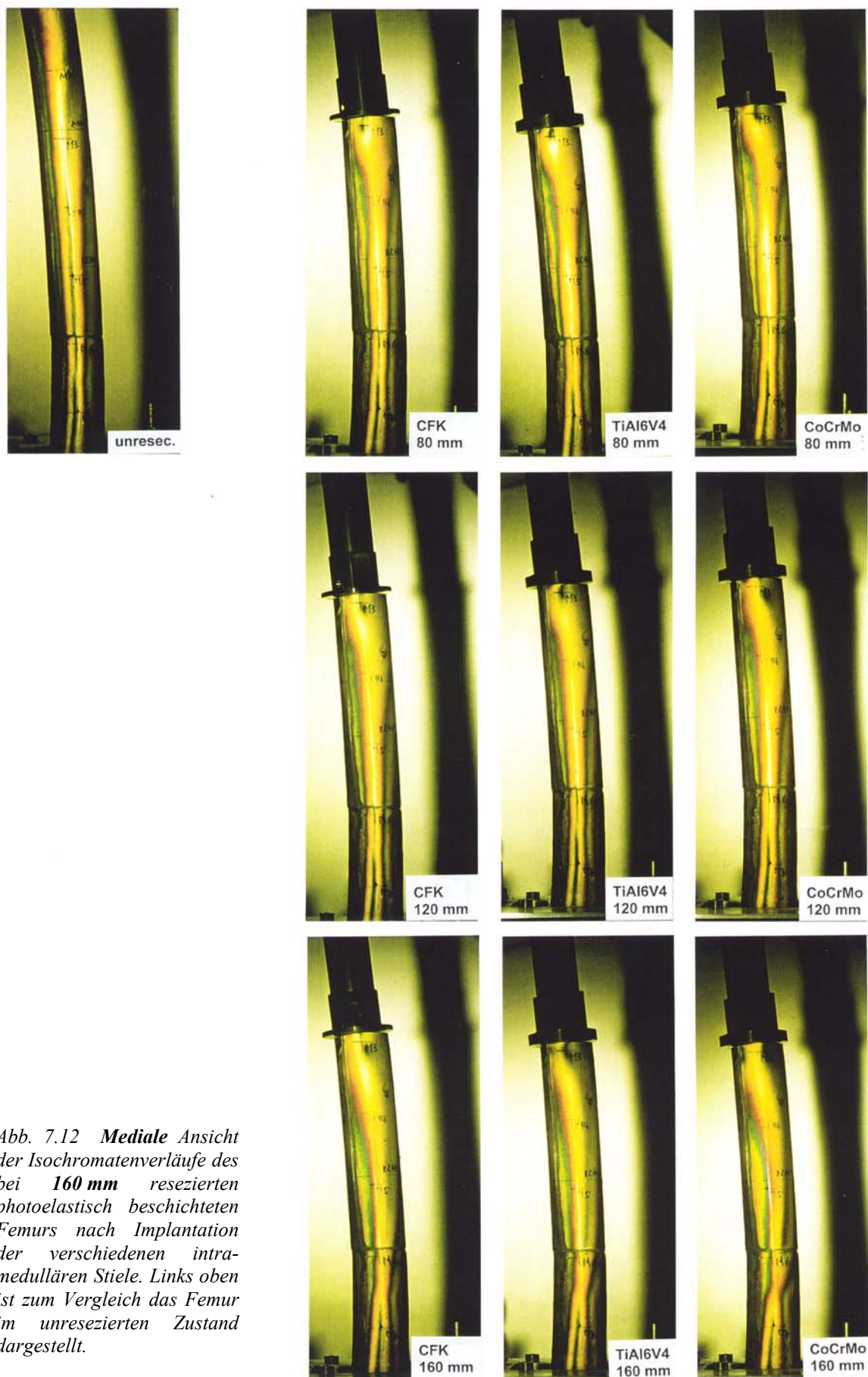


Abb. 7.12 *Mediale* Ansicht der Isochromatenverläufe des bei **160 mm** resezierten photoelastisch beschichteten Femurs nach Implantation der verschiedenen intra-medullären Stiele. Links oben ist zum Vergleich das Femur im unresezierten Zustand dargestellt.

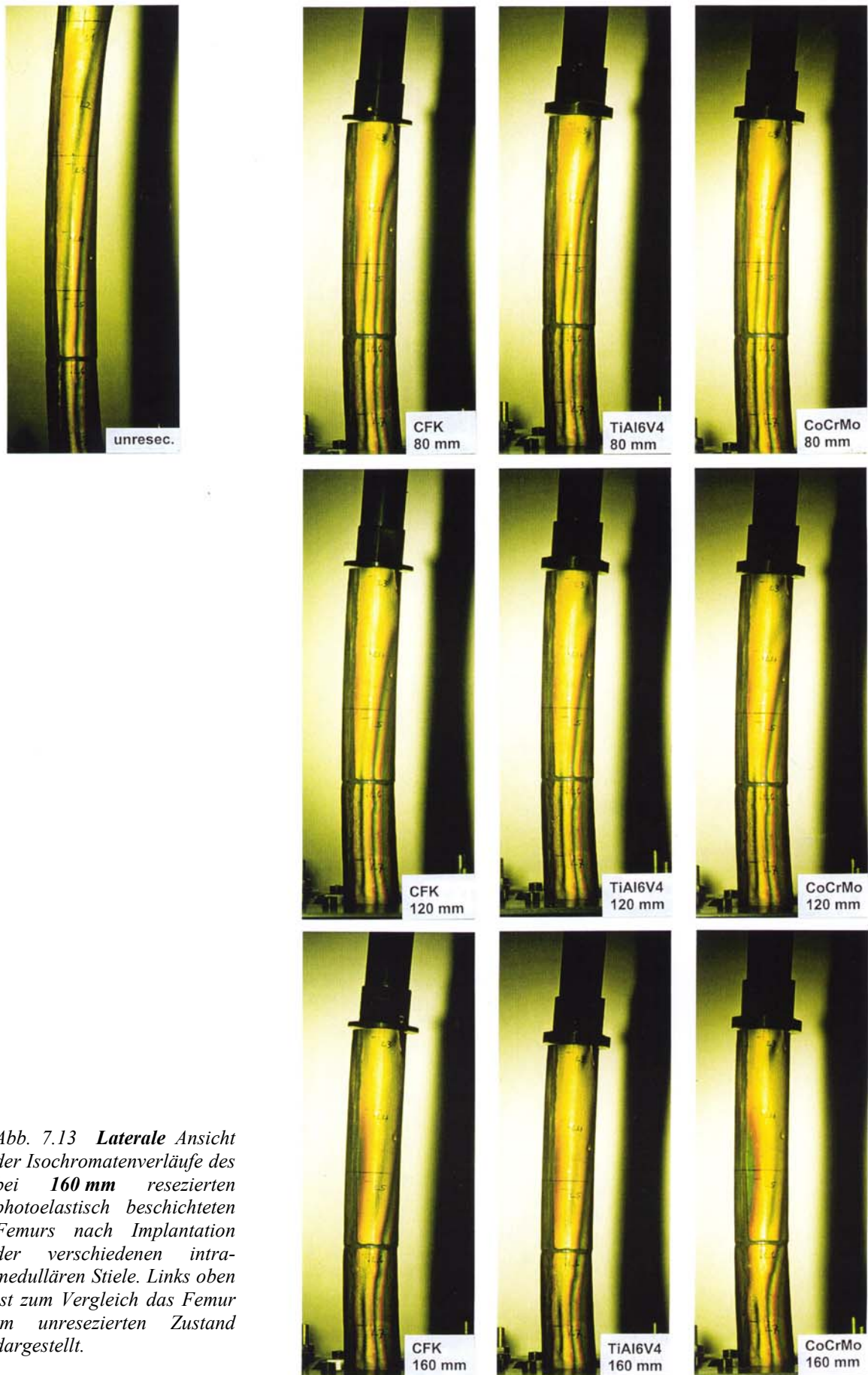


Abb. 7.13 **Laterale** Ansicht der Isochromatenverläufe des bei **160 mm** resezierten photoelastisch beschichteten Femurs nach Implantation der verschiedenen intra-medullären Stiele. Links oben ist zum Vergleich das Femur im unresezierten Zustand dargestellt.

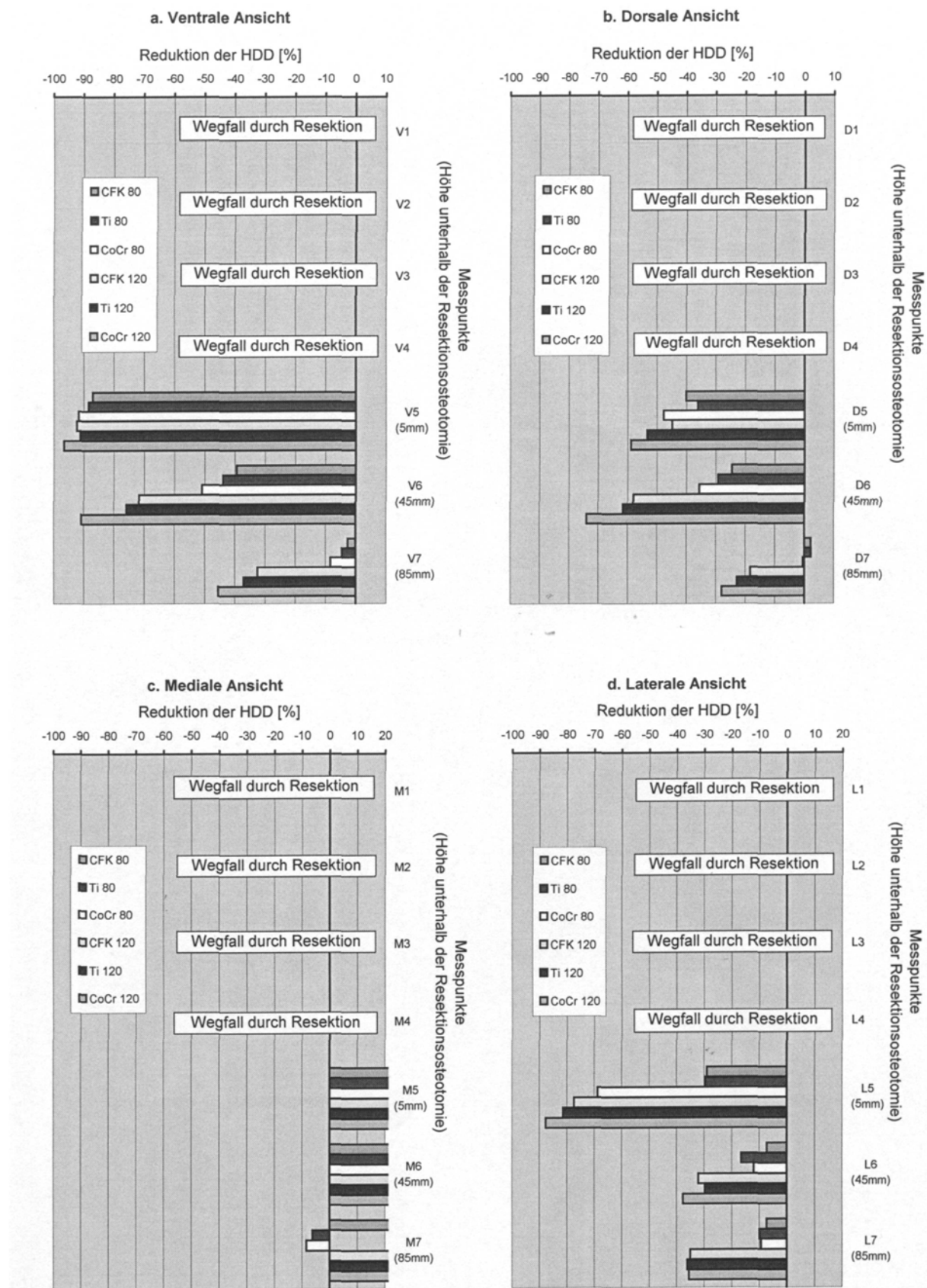


Abb. 7.14a-d Prozentuale Veränderung der HDD aller vier Ansichten im Vergleich zum unresezierten Zustand nach Resektion 240 mm unterhalb des Femurkopfes und Implantation verschiedener intramedullärer Verankerungsstiele. Die vier oberen Messpunkte fallen durch die Resektion weg, die 160 mm Stiele sind nicht mehr implantierbar.

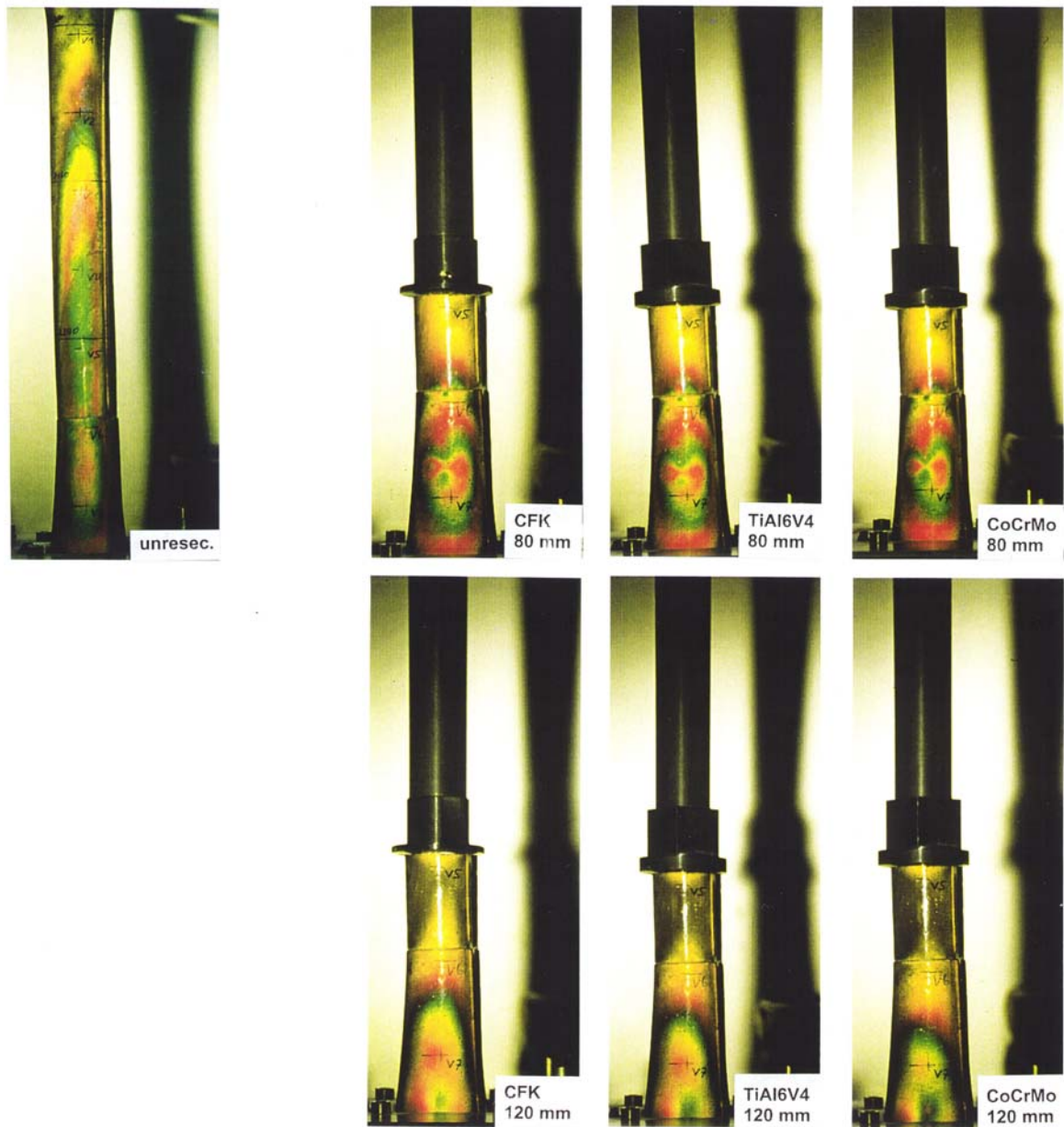


Abb. 7.15 *Ventrale* Ansicht der Isochromatenverläufe des bei **240 mm** resezierten photoelastisch beschichteten Femurs nach Implantation der verschiedenen intra-medullären Stiele. Links oben ist zum Vergleich das Femur im unresezierten Zustand dargestellt.



Abb. 7.16 **Dorsale** Ansicht der Isochromatenverläufe des bei **240 mm** resezierten photoelastisch beschichteten Femurs nach Implantation der verschiedenen intra-medullären Stiele. Links oben ist zum Vergleich das Femur im unresezierten Zustand dargestellt.

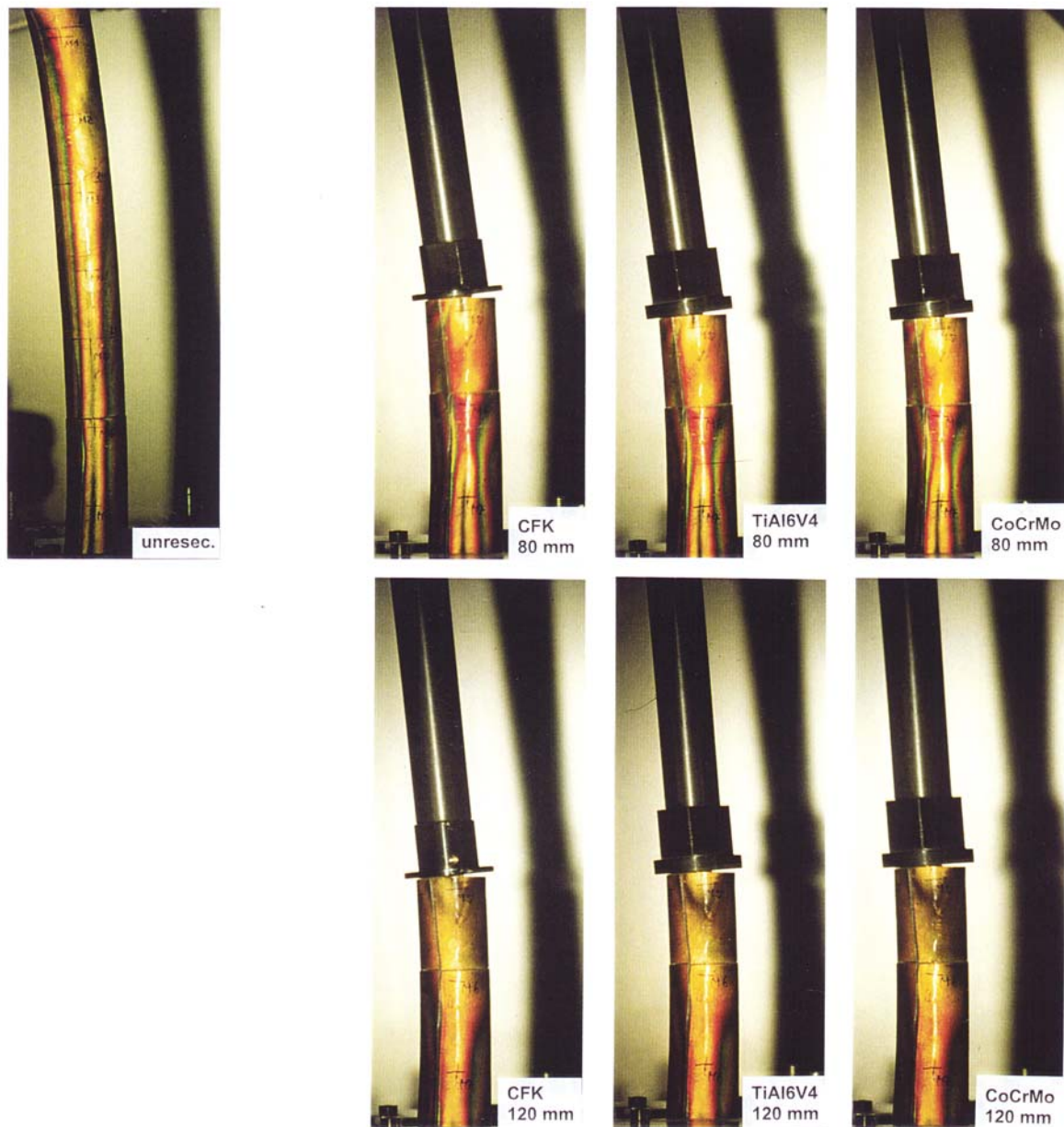


Abb. 7.17 **Mediale** Ansicht der Isochromatenverläufe des bei **240 mm** resezierten photoelastisch beschichteten Femurs nach Implantation der verschiedenen intra-medullären Stiele. Links oben ist zum Vergleich das Femur im unresezierten Zustand dargestellt.

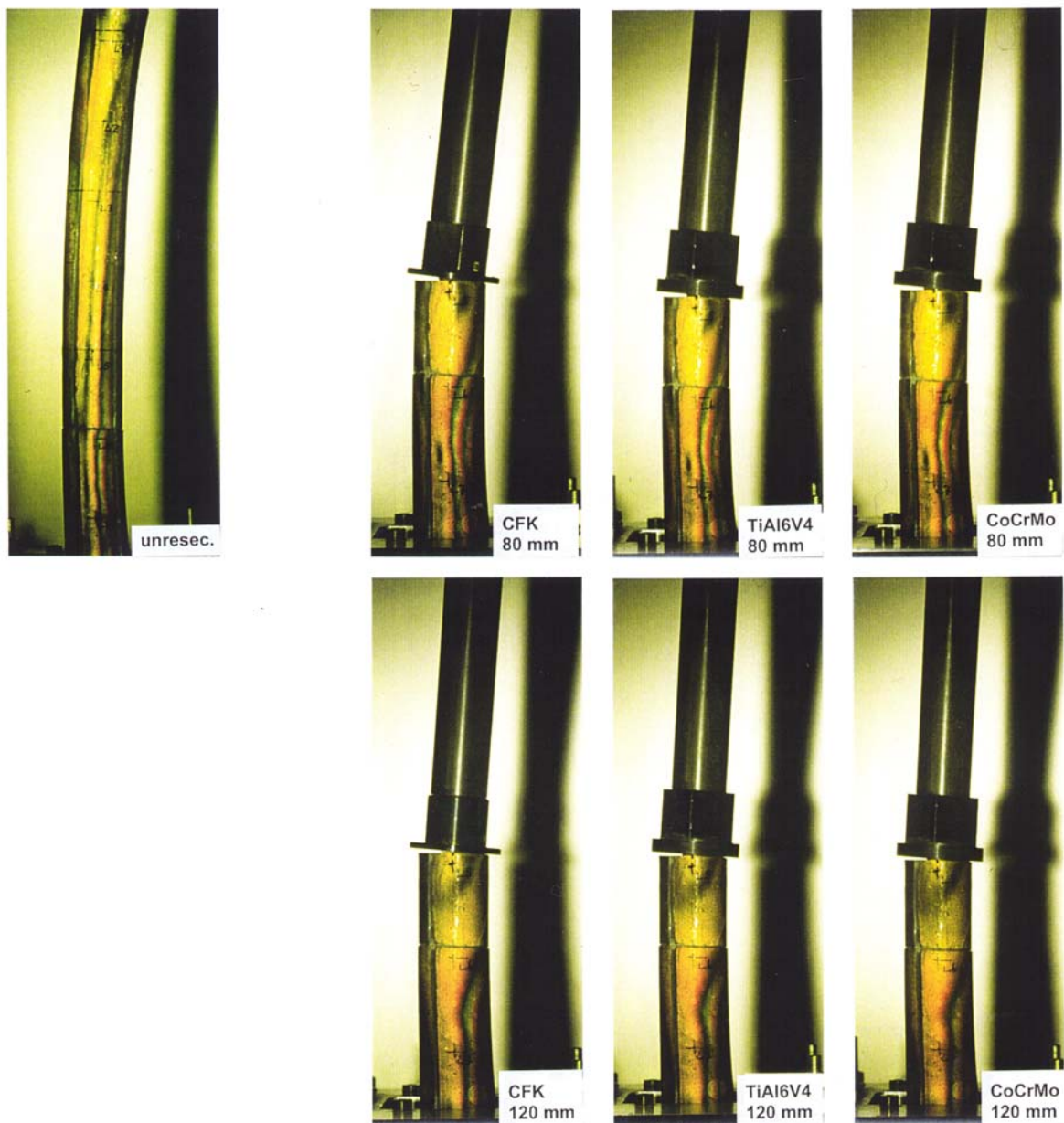


Abb. 7.18 **Laterale** Ansicht der Isochromatenverläufe des bei **240 mm** resezierten photoelastisch beschichteten Femurs nach Implantation der verschiedenen intra-medullären Stiele. Links oben ist zum Vergleich das Femur im unresezierten Zustand dargestellt.

8 DISKUSSION

8.1 Verwendung der Composite Femora

Für alle beschriebenen Versuche wurden die in Kap 4.1 beschriebenen Composite Femora der Fa. PACIFIC RESEARCH LABS, Vashon Island, USA verwendet. In einer detaillierten Untersuchung der mechanischen Eigenschaften dieser Femora legen 1996 CRISTOFOLINI et al. [18] deren gute Vergleichbarkeit mit humanen Femora bei viel geringerer inter- und intraindividuellem Streubreite dar. Seitdem findet dieses Femurmodell zunehmend Anwendung in biomechanischen Untersuchungen [16, 38, 83, 84, 101, 102].

Die Ergebnisse der mechanischen Prüfungen in Kap. 4.1.4 belegen die geringe Schwankungsbreite der Biege- und Torsionssteifigkeiten dieser Femora, wodurch ein deutlicher Vorteil zu humanen Femora mit deren großen Streuungen gegeben war. Die photoelastische Beschichtung führte zu im Mittel 30% erhöhten Steifigkeiten, hatte aber keine Erhöhung der Standardabweichungen zur Folge. Daher blieb die gute Eignung für diese vergleichende Untersuchung erhalten.

Seit kurzem ist ein modifiziertes Modell des beschriebenen Composite Femur vorhanden. HEINER ET AL. untersuchten 2001 diese Femora hinsichtlich ihrer mechanischen Eigenschaften und fanden bei gleicher Konstanz der Biege- und Torsionssteifigkeiten noch geringere Streuungen bei axialen Belastungen [52]. Sollten ähnliche Untersuchungen die Ergebnisse dieser Studie bestätigen, könnten diese Femora für spezielle vor allem die axiale Belastung betreffende Experimente vielversprechend sein. Aber auch in dem o.g. Artikel wird die Validität der mechanischen Eigenschaften der bisher erhältlichen Composite Femora betont.

8.2 Photoelastisches Messverfahren

In der vorliegenden Arbeit waren weniger die Absolutbeträge einzelner Dehnungen, sondern der Vergleich der Dehnungsänderungen entscheidend. Als Messmethode bot sich daher die für biomechanische Untersuchungen zunehmend verwendete Spannungsoptische Dehnungsmessung an, mit der Änderungen der Oberflächendehnung sowohl quantitativ als auch qualitativ über die visuelle Auswertung erfasst werden können. Als Alternative wäre die Applikation von Dehnmessstreifen zur Verfügung gestanden. Mit dieser Methode lassen sich zwar exakte Aussagen über punktuelle Dehnungen machen, ein globaler Überblick über die Spannungsverteilung ist jedoch nicht möglich.

Die Validität des Photoelastischen Messverfahrens wird in mehreren Arbeiten belegt. Während FINLAY 1991 [36] und CRISTOFOLINI ET AL. 1994 [17] vor allem die qualitative bei eingeschränkter quantitativer Aussagekraft hervorheben, kommen 1987 WUH ET AL. [159] zu dem Ergebnis, dass die gemessene Hauptdehnungsdifferenz hochsignifikant mit der Änderung der Axialdehnungen korreliert. GLISSON ET AL. [44] fanden 2000 eine hohe lineare Korrelation zwischen spannungsoptisch und mit DMS gemessenen Dehnungen, wobei die spannungsoptischen Werte konstant proportional niedriger waren. Sie empfehlen das photoelastische Verfahren daher vor allem zum Messen *proportionaler Dehnungsänderungen*.

In der vorliegenden Arbeit zeigte sich zunächst der große Vorteil der qualitativen Auswertbarkeit der Isochromatenfotos, auf Grund derer bereits grundlegende Aussagen zum Krafteinleitungsverhalten der verschiedenen Implantatstiele gemacht werden konnten.

Auch bei den quantitativen Messungen konnte eine sehr hohe Reproduzierbarkeit und Konstanz der Messungen gezeigt werden. Da die Zielgröße die prozentuale Änderung der HDD war, sind vor allem die im ventralen und dorsalen Bereich hoher Axialdehnungen gemessenen Werte aussagekräftig. Die durch den Versteifungseffekt entstehende Verringerung der Absolutdehnungen ist unbedeutend, da *prozentuale Dehnungsänderungen* gemessen wurden, die von einer gleichmäßigen Versteifung durch die Beschichtung nicht wesentlich beeinflusst werden. Lediglich die Absolutwerte der HDD der unresezierten Femora sind als proportional zu klein zu betrachten und sollten mit einem Korrekturfaktor in der Größenordnung von 1,5 multipliziert werden, wie dies bereits von WUH ET AL. [159] vorgeschlagen wird. Die Änderungen der HDD durch die verschiedenen Implantate werden davon wie gesagt nicht beeinflusst.

In allen bisher beschriebenen Arbeiten bestimmen die Autoren lediglich eine mittlere Schichtdicke, die für die Messungen an allen Punkten verwendet wurde. Dagegen wurde die hohe Genauigkeit und Reproduzierbarkeit unserer Messungen dadurch erhöht, dass trotz der mit anderen Untersuchungen vergleichbar relativ konstanten Schichtdicke für jeden einzelnen Messpunkt die individuelle Schichtdicke gemessen und in die Berechnung der HDD eingesetzt wurde.

Wir schlagen dieses etwas aufwendigere Verfahren daher für alle quantitativen photoelastischen Dehnungsmessungen an Körpern mit komplexen Geometrien, bei denen die Schichtdicke durch das Aufformen verändert werden kann, vor.

Eine interessante Weiterentwicklung der Methode veröffentlichten 2000 GRECULA ET AL. [47]: Die gewonnenen spannungsoptischen Bilder werden digitalisiert und anschließend computerunterstützt qualitativ und quantitativ ausgewertet. Die Autoren beschreiben eine erhöhte statistische Aussagekraft der gewonnenen Ergebnisse.

8.3 'Standardbelastung' und Versuchsaufbau

Fast alle biomechanischen Untersuchungen, die das Dehnungsverhalten des intakten als auch eines z.B. durch eine Endoprothese veränderten Femurs überprüfen, verwenden eine vom Einbeinstand hergeleitete Lastsituation. Auch wenn teilweise einzelne Muskelzüge (v.a. die kleinen Glutäen) simuliert werden, so wird eine solche Belastung nicht den in vivo auftretenden Kräften gerecht. SIEBERTZ und BAUMANN zeigen in ihrer Publikation von 1994, dass die Annahme des Einbeinstandes zu einer Unterschätzung der tatsächlichen Gelenk- und Knochenbeanspruchung während des Ganges führt [125]. In zwei Untersuchungen des CENTER FOR BIOMEDICAL ENGINEERING, LONDON aus dem Jahre 1997 konnte anhand telemetrisch gewonnener Daten zweier Tumorendoprothesen des proximalen Femur gezeigt werden, dass der größte Teil der Axial- und Biegebelastung des Femurs durch die Muskelaktivität und hohe Maximalspannungen vor allem bei dynamischen Lastarten (z.B. Gang) entstehen [82, 136]. Die Autoren betonen daher, dass bei in-vitro Untersuchungen des proximalen Femur die ansetzenden Muskeln berücksichtigt werden sollten. CRISTOFOLINI ET AL. stellten 1995 dar, dass die Hüft- und Oberschenkelmuskulatur auf die Knochendehnungen entscheidenden Einfluss haben und dass die Abduktoren durch eine verstärkte Adduktionsstellung bei der Testung von Hüftendoprothesen nicht adäquat simuliert werden [19]. Eine simple Simulation der Abduktoren führt in einer Publikation von DUDA ET AL. 1998 immer noch zu einer Erhöhung der tatsächlichen Knochendehnungen um 26 % [28], daher sollte für mechanische Untersuchungen am Femur eine differenzierte Lastsituation, die alle relevanten Muskelkräfte berücksichtigt, gewählt werden.

Aus diesen Gründen entschlossen wir uns, erstmals ein resultierende Lastsituation zu bestimmen, die die Belastung des gesamten Femurs in einer für die Dauerfestigkeit entscheidenden Situation darstellt und die alle Muskeln berücksichtigt. Dabei wurde

entsprechend der klinischen Erfahrung der Langzeitverläufe davon ausgegangen, dass die gesamte Glutealmuskulatur nur zu 50% an ihrem ursprünglichen Ansatz refixiert werden kann und die restliche Kraft über den Tractus iliotibialis eingeleitet wird.

Das entwickelte Computerprogramm liefert die Kräfte und Momente, die im Femur während des Ganges entstehen. Die verwendeten Daten von BERGMANN ET AL [4] sind bis heute unbestritten gültig. Ebenso sind die EMG-Messungen, die in dem Forschungsbericht von RÖHRLE ET AL. [115] verwendet wurden, mit neueren computerunterstützten Ganganalysen weitgehend übereinstimmend [125].

Die gewonnenen Ergebnisse liegen in guter Übereinstimmung mit neueren Publikationen. DUDA ermittelte mit Hilfe eines Finite-Elemente-Modells z.B. die Torsionsbelastung des Femurs zu 4 % BWm [29], was vergleichbar mit den eigenen Ergebnissen von etwa 3 % BWm ist. Die berechnete Axialkraft lag im Bereich von 260 % BW, was in guter Übereinstimmung mit einer 1997 von TAYLOR ET AL. [136] an der Osteotomie gemessenen Axialkraft beim proximalen Femurersatz von 277 % BW liegt.

Die hohen Biegebelastungen in der Sagittalebene des Femurschaftes entstehen durch die dynamische Komponente beim Gehen im Vergleich zum reinen Einbeinstand. Sie wurden in bisherigen Veröffentlichungen nicht berücksichtigt, obwohl diese Komponente durch die starke Muskelaktivität des nach schräg dorsal ziehenden M. gluteus maximus und die messbare hohe horizontale Bodenreaktionskraft (jeweils zum gewählten Zeitpunkt des Gangzyklus) nachweisbar entscheidend ist. Diese nach distal ansteigende Biegebelastung wird erst im distalen Bereich des Femurs und der Femurkondylen durch die Teile des M. quadriceps femoris und die ligamentären Strukturen der Kniegelenkshöhle aufgefangen und erscheinen nicht im betrachteten Bereich dieser Messungen. Lediglich die Messwerte an der untersten Messpunktreihe sind evtl. als zu hoch zu betrachten. Allerdings muss berücksichtigt werden, dass unsere berechnete 'Standardbelastung' nur von einer der klinische Realität im Langzeitverlauf entsprechenden 50-prozentigen Refixation der Glutealmuskulatur ausgeht und dadurch höhere Belastungen im Femur entstehen. Im Vergleich zu den berechneten Vergleichsspannungen im Femurschaft, die SIEBERTZ und BAUMANN 1994 veröffentlichten [125], sind daher die Belastungen bei unserer Untersuchung im distalen Bereich höher. Der entscheidende Einfluss einer ausreichenden Muskelrefixation wird bereits von VAN KRIEKEN ET AL. 1985 beschrieben [143]: Bei insuffizienter Refixation der größeren Muskeln entstehen sehr hohe Gelenk- bzw. Prothese-Knochen-Interface-Kräfte, die zur Prothesenlockerung und hinkendem Gangbild führen können.

Mit der von uns entwickelten und in Kap.6.1 beschriebenen variablen Belastungsvorrichtung konnte das berechnete Lastensystem in sehr guter Näherung auf den Femur-Implantatverbund aufgebracht werden (s. Abb. 4.12 rechts). Durch die Aufteilung der einwirkenden Kräfte in die drei Raumrichtungen war eine minimale Fehleranfälligkeit bzw. hohe Reproduzierbarkeit der erzeugten Belastung unabhängig von der Resektionshöhe gegeben. Die durch die auftretenden Auslenkungen des Implantat-Knochen-Verbundes bedingten Veränderungen der Lastsituation konnten durch die Einleitung der Querkräfte über Rollen und die automatische Kraftregulierung der Axialkraft durch die verwendete Prüfmaschine so gering wie möglich gehalten werden.

Mit der Belastungsvorrichtung können aufgrund der leichten Verstellbarkeit beliebige Lastsituationen auch für andere Skeletteile simuliert werden.

8.4 Diskussion der Ergebnisse aus den photoelastischen Messungen

Die in Abschnitt 1.2 formulierten Arbeitshypothesen:

1. Je kürzer die intramedulläre Stielverankerung, desto physiologischer die resultierende Spannungsverteilung auf der Knochenoberfläche aufgrund einer möglichst proximalen Krafteinleitung im Bereich der Resektionsebene.
2. Eine Reduktion der Bauteilsteifigkeit (geringerer Elastizitäts-Modul des Implantatmaterials) führt zu einer physiologischeren Krafteinleitung.
3. Je weiter distal die Verankerung des Implantates erfolgen muss, desto stärker die Auswirkungen des intramedullären Stieles hinsichtlich der Spannungsverteilung

konnten durch die ermittelten Messergebnisse eindeutig verifiziert werden.

Außerdem konnte gezeigt werden, dass distal der zu untersuchenden Implantate der Dehnungszustand der Oberfläche unverändert zum unresezierten Femur ist und damit die physiologische resultierende Belastung des unresezierten Femurs exakt auf den Implantat-Knochen-Verbund übertragen wurde.

Die größten Entlastungen wurden im ventralen Bereich der Resektionsebene in Dimensionen zwischen 30 % (80 mm), 65 % (160 mm) und sogar über 90 % Reduktion der physiologischen HDD bei der untersten Resektionshöhe gemessen. Diese Werte waren aber von Implantatmaterial und –Länge nicht signifikant abhängig und deuten daher in diesem Bereich auf ein grundsätzliches Problem der Krafteinleitung hin, welches mit steigender Resektionslänge größer wird. Weitgehend längenunabhängig scheint auch das Problem lokaler Spannungsspitzen an der Auflagestelle des Implantatkragens sein, das in den dorsalen Spannungsbildern erkennbar ist. Diese beiden Effekte lassen vermuten, dass eine gewisse Atrophie des Knochens im unmittelbar osteotomienahen Bereich durch *stress shielding* einerseits und Druckatrophie andererseits möglicherweise nicht zu vermeiden ist und daher die Krafteinleitung des weiteren Stieles von eminenter Bedeutung für die Dauerfestigkeit ist. Dieser Prozess der Distalisierung der Krafteinleitung wird auch durch die In-vivo-Messungen von TAYLOR ET. AL 1997 dargelegt [136].

An den relevanten Messpunkten im Bereich der Implantatstiele konnten wir jedoch den Trend zur längen- und materialabhängigen Entlastungszunahme eindeutig nachweisen.

Die Stiellänge zeigte sich als der bedeutendste Faktor. Zwischen den 80 mm und 160 mm-Stielen eines Materials zeigten sich dabei Unterschiede in der Knochenentlastung von bis zu 54 % HDD-Reduktion an den Punkten 45 mm und 85 mm unterhalb der Osteotomie.

Das Material ist für die Dehnungsreduktionen erst in zweiter Linie ausschlaggebend. Hier wurden zwischen den CFK-Stielen mit einem E-Modul von 80 GPa und den CoCrMo-Stielen mit einem E-Modul von 230 GPa Differenzen bis maximal 19 % ermittelt.

Diese Effekte konnten entsprechend der 'Standardbelastung' an den hochbelasteten ventralen und dorsalen Ansichten signifikant dargelegt werden. Die unergiebig-zahlenmäßige Auswertung der medialen und lateralen Knochenoberflächen ist auf die unmittelbare Nähe der neutralen Faser zurückzuführen, deren Verschiebung prozentual sehr hohe Änderungen (z.T. auch Erhöhungen) der Dehnungen zur Folge hat und nicht zu einer Überinterpretation führen darf. Dass auch hier der physiologische Dehnungszustand mit steigender Länge und Härte der Implantate zunehmend *verändert* wird, konnte aber in der qualitativen Beurteilung der Spannungsbilder klar gezeigt werden.

Die visuelle Auswertung der photooptischen Ansichten erleichterte insgesamt die Interpretation der gemessenen Werte durch den schnellen Überblick über den Dehnungszustand. Außerdem konnten die oben beschriebenen und noch weitere lokale Spannungsspitzen identifiziert werden, deren klinische Bedeutung im Hinblick auf die Dauerfestigkeit nicht unterschätzt werden sollte.

HUA und WALKER [58] zeigten in einer photoelastischen Untersuchung zum Vergleich der zementierten vs. *press-fit* Prothesenfixation beim proximalen Femurersatz, dass sich entlang des intramedullären Stieles auf der medialen Knochenoberfläche signifikante Reduktionen der Knochendehnungen in Abhängigkeit von der Fixationsmethode ergeben. Für den Press-fit-Stiel betrugen die medialeseitigen Dehnungen im Vergleich zum unresezierten Zustand $72 \pm 11 \%$ im proximalen, $78 \pm 15 \%$ im mittleren und $80 \pm 15 \%$ im distalen Bereich. Beim zementfixierten Implantat lagen die Dehnungen proximal bei $53 \pm 15 \%$, in der Mitte bei $57 \pm 19 \%$ und distal bei $60 \pm 20 \%$. Für die laterale Kortikalis werden ähnliche, jedoch nicht signifikante Ergebnisse angegeben. Die Autoren leiten daraus im Hinblick auf die durch das reduzierte *stress-shielding* geringeren Umbauvorgänge des kortikalen Knochen die Empfehlung für durch *press-fit* fixierte Stiele ab. Allerdings basieren die Ergebnisse auf einer rein axialen Belastung eines Femurs in Adduktionstellung, so dass die Biegebelastung in der Sagittalebene nicht berücksichtigt wird. Eine Transformation der bei HUA und WALKER [58] in der Frontalebene liegenden Maxima der Dehnungsreduktionen liefert jedoch eine gute Übereinstimmung mit den in der vorliegenden Arbeit mit einer physiologischeren Lastsituation ermittelten Ergebnisse. Nicht untersucht wurden von HUA und WALKER [58] die Abhängigkeit der Dehnungsreduktionen von der Resektionshöhe, was allerdings bei der gewählten Femurbelastung unergiebig gewesen wäre, da ansetzende und evtl. resezierte Muskeln nicht berücksichtigt wurden. Ebenso wenig wurde der Einfluss unterschiedlich gestalteter Verankerungsstiele untersucht. Die oben beschriebenen Ergebnisse liefern daher eine gute Ergänzung zur vorliegenden Arbeit im Hinblick auf eine optimale intramedulläre Prothesenverankerung.

In einer weiteren, 1993 von MARKEL ET AL. veröffentlichten [89] experimentellen Untersuchung zum proximalen Femurersatz, wurden verschiedene intra- und extramedulläre Verankerungskonzepte hinsichtlich ihrer mechanischen Festigkeit verglichen. Unterschiedlich lange Implantatstiele wurden durch Zementierung, Verbindung eines Allograft-Prothesen-Verbundes oder zusätzliche extramedulläre Verplattung in Hundefemora eingebracht und mechanisch belastet. Dabei zeigte sich, dass möglichst langstreckige und zementierte intramedulläre Fixationsarten hinsichtlich der mechanischen Festigkeit den kurzen oder plattenosteosynthetisch unterstützten Verankerungen überlegen sind [89], was unbestritten und zu erwarten ist. Die Schlussfolgerung der Autoren, dass daher derartigen Verankerungskonzepten in der klinische Anwendung der Vorzug gegeben werden sollte, lässt das Problem des *stress shielding* völlig außer Acht. Die sicherlich hohe initiale Stabilität eines sehr langen, zementierten intramedullären Stieles (evtl. zusätzlich mit mehreren kortikalen Plattenverschraubungen) wird mit der hohen Wahrscheinlichkeit einer langfristigen Prothesenlockerung als Folge einer ausgeprägten Knochenatrophie durch entlastungsbedingte Knochenumbauvorgänge erkaufte.

Aus dem gleichen Grund sind die Ergebnisse einer Arbeit von KOHLES ET AL. [74] für die Verhältnisse in vivo nicht aussagekräftig. In drei verschiedenen Resektionshöhen wurden wie bei MARKEL [89] verschiedene Verankerungen hinsichtlich der linearen und rotatorischen Auslenkungen des Implantat-Knochen-Verbundes unter definierten Lastfällen untersucht [74]. Die Dehnungsverhältnisse des Rest-Femurs als für die Dauerfestigkeit mitentscheidender Parameter blieben jedoch unberücksichtigt.

8.5 *Folgerungen und Ausblick*

Die Zielsetzung der Arbeit, anhand einer vergleichenden Untersuchung einer großen Anzahl unterschiedlicher intramedullärer Verankerungsstiele grundlegende Erkenntnisse über das Krafteinleitungsverhalten eines Tumorimplantates beim proximalen Femurersatz zu gewinnen sowie die Basis für weitere detaillierte Untersuchungen zu diesem Thema zu schaffen, konnte voll erfüllt werden.

Aufgrund der gewonnenen Ergebnisse erscheint es bis jetzt sinnvoll, intramedulläre Schäftlängen von 120 mm, mit denen bereits ausreichende gute klinische Erfahrungen vorliegen, zu verwenden, soweit es die anatomischen Gegebenheiten zulassen.

Als Material bietet CFK bezüglich der Biokompatibilität und der modernen Bildgebung eindeutige Vorteile, im Hinblick auf das *stress shielding* ist aber eher die Verwendung des leichter erhältlichen und bearbeitbaren Titans sinnvoll, da hier die Unterschiede in der Dehnungsreduktion wie beschrieben im Gegensatz zur Stiellänge geringer ins Gewicht fallen. Trotzdem erscheint es lohnenswert, sich auf dem Gebiet der Materialforschung weiterhin mit der Entwicklung und Verbesserung einschließlich kommerzieller Herstellung von Kohlenstofffaserverbundwerkstoffen zu befassen.

Obwohl CoCrMo-Legierungen hinsichtlich des *stress shieldings* leichte Nachteile aufzuweisen scheinen, werden sie im klinischen Alltag jedoch aufgrund des geringeren Preises und der guten Bearbeitbarkeit nicht zu Unrecht weiterhin eine wichtige Rolle spielen, wie es auch die teilweise guten Langzeitergebnisse belegen. Bei sehr großen Prothesen sollte aber aufgrund des geringeren Gewichtes und der besseren Dauerfestigkeit Titanlegierungen der Vorzug gegeben werden.

Stiellängen von 160 mm und mehr sollten aufgrund der hohen Diaphysenversteifung mit der Gefahr des *stress shieldings* nicht mehr implantiert werden.

Die 80 mm-Stiele verursachten zwar die geringsten Dehnungsreduktionen im betroffenen Restknochen, daraus eine Empfehlung für die klinische Anwendung herzuleiten, wäre vor der Durchführung von weiteren Untersuchungen verfrüht.

Um noch genauere Kenntnisse über das Krafteinleitungsverhalten verschiedener Implantate zu erhalten, sollten ausgewählte Stiele in anderen Lastsituationen und mit einem Torsionsanteil in vitro untersucht werden. Außerdem könnte das individuelle Stieldesign hinsichtlich der Querschnitt- und Oberflächengestaltung verfeinert werden, dabei müsste wie bei HUA ET AL. [58] auch der Unterschied einer zementierten versus einer unzementierten Fixation untersucht werden.

Mögliche Knochenresorption durch *stress shielding* ist ein wichtiger, aber nicht der einzige Faktor, der ein dauerhaft festes Einwachsen des Implantates beeinflusst. Untersuchungen zu Mikrobewegungen des Implantat-Knochen-Interfaces (sog. Micromotion-Studien), zum Abriebverhalten der beteiligten Gelenkflächen und zu biochemischen Beschichtungen (z.B. Hydroxyapatit) sowie Übertragungen auf das Tiermodell mit radiologischer und histologischer Auswertung des knöchernen Einwachsens könnten zu für die klinische Anwendung aussagekräftigen Daten auch für kurze intramedulläre Verankerungen führen.

Um lokale Spannungsspitzen, wie in der vorliegenden Arbeit im Kragenbereich erkennbar, zu vermeiden, erscheint ein Prothesendesign sinnvoll, dass zu einer intramedullären Verspannung zwischen Stiel und Kortikalis (im Sinne des *press-fit* aus der konventionellen Hüftendoprothetik) führt. Dadurch könnte ein Abkippen des knochenüberbrückenden Prothesenteils mit konsekutiver punktförmiger Kragenaufgabe und Krafteinleitung verhindert werden.

Eine interessante am Tiermodell durchgeführte Studie zu alternativen Verankerungsmethoden einer Tumorendoprothese wurde 2000 von COATHUP ET AL. publiziert [14]. Darin wurden

durch eine unterschiedliche Anzahl an der Prothese fixierter HA-beschichteter Lochplatten, die mit der Kortikalis der Diaphyse verschraubt wurden, verschiedene Methoden der extramedullären Fixation hinsichtlich des knöchernen Einwachsens der Prothese untersucht. Die Autoren konnten zeigen, dass sowohl über den Plattenenden als auch im Bereich der Plattenlöcher ein gesteigerter Knochenstoffwechsel und eine Knochenneuanlagerung stattfand. Alle Implantate waren knöchern gut eingewachsen, wobei vor allem die Varianten mit einer höheren Platten- und Lochanzahl eine signifikante Zunahme des Knochenquerschnitts bewirkten [14]. Die Autoren sehen in dieser Methode eine mögliche Alternative zur intramedullären Verankerung, vor allem bei ausgedehnten Resektionen mit kurzem verbleibendem Restknochen. Weitere Untersuchungen zum Langzeitverlauf erscheinen hier notwendig, um diese möglicherweise wichtige Alternative für die klinische Anwendung nutzbar zu machen.

9 ZUSAMMENFASSUNG

In der Chirurgie maligner Knochenerkrankungen sind bei adäquater Operationstechnik extremitätenerhaltende Verfahren hinsichtlich der Überlebensrate und Rezidivfreiheit mit der Amputation der betroffenen Extremität gleichwertig. Als wichtigstes Verfahren des *limb salvage* haben sich den resezierten Knochen ersetzende Tumorendoprothesen etabliert.

In der Tumorendoprothetik des proximalen Femurs ist im Langzeitverlauf die aseptische Prothesenlockerung zur Hauptversagensursache avanciert. Dabei spielt das sogenannte *stress shielding* als Auslöser für die aseptische Lockerung eine entscheidende Rolle: die durch Versteifungseffekte des Implantates veränderten Spannungsverhältnisse im Restknochen führen zu einer Minderbelastung und konsekutiv zu einer Atrophie des Knochens in diesem Bereich, so dass das knöcherne Lager geschwächt wird und es zur Lockerung kommen kann.

In dieser Arbeit wurden der grundlegende Einfluss von Material und Länge verschiedener intramedullärer Verankerungsstiele hinsichtlich einer möglichst physiologischen Krafteinleitung in das Restfemur mit dem Ziel eines möglichst geringen *stress shieldings* untersucht.

Nach Auswertung der Daten von Tumorpatienten an der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der TU München wurden runde Implantatstiele der Längen 80 mm, 120 mm und 160 mm aus den Materialien CoCrMo-Legierung, TiAl4V6-Legierung und Kohlenstofffaserverbundwerkstoff (CFK) hergestellt. Die Resektionshöhen wurden bei 80 mm, 160 mm und 240 mm distal des Femurkopfzentrums festgelegt. Als Versuchsknochen wurden hinsichtlich ihrer mechanischen Eigenschaften validierte Kunststofffemora verwendet, die zunächst mechanisch erneut geprüft wurden. Um eine praxisrelevante Lastsituation zu erhalten, wurde ein Computerprogramm entwickelt, das die Belastung des gesamten Femurs während des Ganges errechnete. Die resultierende Lastsituation, die zu einer maximalen Knochenbelastung führt, liegt kurz nach dem Aufsetzen der Ferse und wurde als zu verwendende 'Standardbelastung' festgelegt. Es wurde eine Versuchsanordnung entwickelt, die ein Übertragen dieser 'Standardbelastung' auf den Implantat-Knochen-Verbund ermöglichte.

Mit Hilfe der Photoelastischen Dehnungsmessung wurden die Knochendehnungen im unresezierten und anschließend in den verschiedenen resezierten Zuständen bestimmt und verglichen, wobei der versteifende Einfluss der spannungsoptischen Kunststoffschicht vorher bestimmt wurde.

Die gemessenen Hauptdehnungsdifferenzen (HDD) wurden hinsichtlich der prozentualen Verringerung der HDD des unresezierten Zustandes ausgewertet.

Direkt unterhalb der Osteotomie zeigten sich vom Implantattyp weitgehend unabhängige, teilweise massive Dehnungsverringerungen, die auf ein grundsätzliches Problem in diesem Bereich schließen lassen.

Im weiteren Knochenbereich zeigte sich eine mit der Länge und der Steifigkeit der Implantate zunehmende Reduktion der Knochendehnungen, die sich mit steigender Resektionshöhe stärker auswirkte. Dabei war die Länge des Implantates der entscheidende Faktor: hier waren Unterschiede bis 54 % Reduktion der HDD zwischen einzelnen Stiellängen messbar. Bei Stielen gleicher Länge unterschiedlicher Materials wurden Unterschiede bis maximal 19 % HDD-Reduktion gemessen.

Außerdem konnten Spannungsspitzen in verschiedenen Regionen lokalisiert werden. Distal der Implantate war der Spannungszustand unverändert zum intakten Femur im Bereich der Implantatstiele.

Aufgrund der gewonnenen Ergebnisse und den bisherigen klinischen Erfahrungen erscheint es bis jetzt sinnvoll, intramedulläre Press-fit-Stiele aus einer Titanlegierung in 120 mm Länge zu verwenden, soweit dies möglich ist. Längere Stiele sollten aufgrund der starken Knochenversteifung nicht mehr verwendet werden.

Ob kürzere Stiele und andere Materialien zu besseren Langzeitergebnissen führen könnten, muss erst durch weitere Untersuchungen mit modifizierten Lastsituationen, detaillierteren Design- und Oberflächengestaltungen und verschiedenen Fixationsarten sowie am Tiermodell überprüft werden.

Mit dieser Arbeit wurde die Grundlage für derartige weiterführende Untersuchungen gelegt.

10 LITERATURVERZEICHNIS

- [1] Adler CP: Knochenkrankheiten. Diagnostik makroskopischer, histologischer und radiologischer Strukturveränderungen des Skeletts. Kapitel 11: Knochentumoren. Georg Thieme Verlag, Stuttgart (1983), 161-308.
- [2] Atesalp AS, Basbozkurt M, Erler E, Sehirlioglu A, Tunay S, Solakoglu C, Gur E: Treatment of tibial bone defects with the Ilizarov circular external fixator in high-velocity gunshot wounds. *Int Orthop* 22 (1998) 343-347.
- [3] Bacci G, Ruggieri P, Bertoni F, Ferrari S et al.: Local and systemic control for osteosarcoma of the extremity treated with neoadjuvant chemotherapy and limb salvage surgery: the Rizzoli experience. *Oncol Rep* 7 (2000) 1129-1133.
- [4] Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A: Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech* 26 (1993) 969-990.
- [5] Bielack S, Kempf-Bielack B, Schwenzer D et al.: Neoadjuvante Therapie des lokalisierten Osteosarkoms der Extremitäten. Erfahrungen der Cooperativen Osteosarkomstudiengruppe COSS an 925 Patienten. *Klin Pädiatr* 211 (1999) 260-270.
- [6] Blunn GW, Briggs TW, Cannon SR, Walker PS, Unwin PS, Culliga S, Cobb JP: Cementless fixation for primary bone tumor endoprostheses. *Clin Orthop* 372 (2000) 223-230.
- [7] Blunn GW, Wait ME: Remodeling of bone around intramedullary stems used in growing patients. *J Orthop Res* 9 (1990) 151-161.
- [8] Bohm P, Springfield R, Springer H: Re-Implantation of autoclaved bone segments in musculoskeletal tumor surgery. *Arch Orthop Trauma Surg* 118 (1998) 57-65.
- [9] Borggreve J: Kniegelenkersatz durch das in der Beinachse um 180° gedrehte Fußgelenk. *Arch Orthop Unfallchir* 28 (1930) 175-184.
- [10] Burgkart RH: Spannungsanalyse des proximalen Femur mit Dehnungsmessstreifen und photoelastischen Beschichtungsverfahren in der Implantatforschung. *Orthop Mitteil* 23 (1993) 136.
- [11] Capanna R, Morris HG, Campanacci D, DelBen M, Campanacci M: Modular uncemented prosthetic reconstruction after resection of tumors of the distal femur. *J Bone Joint Surg* 76-B (1994) 178-186.
- [12] Chien SH, Hung SH, Cheng YM, Lin GT, Lin SY, Ko CY, Chen LH, Chiang HC: Surgical treatment of pathologic fracture of the femur. *Kaoshiung J Med Sci* 13 (1997) 556-561.
- [13] Claes L: Krafteinleitung in das Femur bei zementfreien Hüftgelenksprothesen. *Hefte zur Unfallheilkunde* 181 (1986) 256-260.

-
- [14] Coathup MJ, Cobb JP, Walker PS, Blunn GW: Plate fixation of prostheses after segmental resection for bone tumors. *J Orthop Res* 18 (2000) 865-872.
- [15] Cobb JP, Cannon SR, Sweetnam DR, Kemp HBS: Distal femoral limb salvage 10 years on. In: Brown KLB (Ed.): *Complications of limb salvage. Prevention, management and outcome*. 6th International Symposium on Limb Salvage, September 8-11, Montreal, (1991), ISBN 0-9695554-0-7, 467-472.
- [16] Cristofolini L, Bini S, Toni A: In vitro testing of a novel limb salvage prosthesis for the distal femur. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 13 (1998) 608-615.
- [17] Cristofolini L, Cappello A, Toni A: Experimental errors in the application of photoelastic coatings on human femurs with uncemented hip stems. *Strain* 8 (1994) 95-103.
- [18] Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A: Mechanical validation of whole bone composite femur models. *J Biomech* 29 (1996) 525-535.
- [19] Cristofolini L, Viceconti M, Toni A, Giunti A: Influence of thigh muscles on the axial strains in a proximal femur during early stance in gait. *J Biomech* 28 (1995) 617-624.
- [20] Crowninshield RD, Johnston RC, Andrews JG, Brand RA: A biomechanical investigation of the human hip. *J Biomech* 11 (1978) 75-85.
- [21] Damron TA, Sim FH, Shives TC, An KN, Rock MG, Pritchard DJ: Intercalary spacers in the treatment of destructive diaphyseal humeral lesions. 8th International Symposium on Limb Salvage, March 10-12 Florence, Italy (1995).
- [22] Davy DT, Kotzar GM, Brown RH, Heiple KG, Goldberg VM, Heiple KG jr., Berilla J, Burstein A: Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 70A (1988) 45-50.
- [23] Delecrin J, Passutti N, Rover J, Rogez JM, Bainvel JV: Extensometrie et ancrage primaire d'implants femoraux. Etude de l'appui endocortical métaphysaire supérieur de l'implant sans ciment B.P.R. *Acta Orthop Belgica* 55 (1989) 150-161.
- [24] Delloye C, Cornu O, Nayer D: Fracture in massive bone allografts. 8th International Symposium on Limb Salvage, March 10-12, Florence, Italy (1995).
- [25] Diegel PD, Daniels AU, Dunn HK: Initial effect of collarless stem stiffness on femoral bone strain. *J Arthroplasty* 4 (1989) 173-178.
- [26] Donati D, Masetti C, Brandolini F, Zavatta M, Caldora P, Capanna R: Fracture in allograft surgery for bone tumors. 8th International Symposium on Limb Salvage, March 10-12, Florence, Italy (1995).
- [27] Dostal WF, Andrews JG: A three-dimensional model of hip musculature. *J Biomech* 14 (1981) 803-812.

- [28] Duda GN, Heller M, Albinger J, Schulz O, Schneider E, Claes L: Influence of muscle forces on femoral strain distribution. *J Biomech* 31 (1998) 841-846.
- [29] Duda GN, Schneider E, Chao EYS: Internal forces and moments in the femur during walking. *J Biomechanics* 30 (1997) 933-941.
- [30] Duda GN: Influence of muscle forces on the internal loads in the femur during gait. Shaker Verlag, Aachen (1996).
- [31] Eckardt JJ, Eilber FR, Grant TG, Dorey FJ, Mirra JM: The UCLA experience in the management of stage IIB osteosarcoma: 1972-1983. In: Bristol-Meyers/Zimmer Orthopedic Symposium. Limb salvage in musculoskeletal oncology. Churchill-Livingstone-Verlag, New York (1987), 314-326.
- [32] Eckardt JJ, Safran MR, Eilber FR, Rosen G, Kabo JM: Expandable endoprosthetic reconstruction of the skeletally immature after malignant bone tumor resection. *Clin Orthop Rel Res* 297 (1993) 188-202.
- [33] Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH: Porous coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding and clinical results. *J Bone Joint Surg* 69B (1987) 45-55.
- [34] Enneking WF, Shirley PD: Resection-arthrodesis for malignant and potentially malignant lesions about the knee using an intramedullary rod and local bone grafts. *J Bone Joint Surg* 59-A (1977) 223.
- [35] Fabroni RH, Castagno A, Aguilera AL, Steverlynck AM, Zeballos J: Long-term results of limb salvage with the Fabroni custom made endoprosthesis. *Clin Orthop* 358 (1999) 41-52.
- [36] Finlay JB: Photoelastic coatings. Strain measurements in *Biomechanics*, Alberta (1991) 31-39.
- [37] Finlay JB, Eng P, Rorabeck CH, Bourne RB, Tew WM: In vitro analysis of proximal femoral strains using PCA femoral implants and a hip-abductor muscle simulator. *J Arthroplasty* 4 (1989) 335-345.
- [38] Fisher DA, Tsang AC, Paydar N, Millionis S, Turner CH: Cement-mantle thickness affects cement strains in total hip replacement. *J Biomech* 30 (1997) 1173-1177.
- [39] Frassica FJ, Sim FH, Chao EYS: Primary malignant bone tumors of the shoulder girdle: Surgical technique of resection and reconstruction. *Am Surg* 53 (1987) 264-269.
- [40] Fulghum CS, Glisson RR, Callaghan JJ, Seaber AV, Ascherl R, Burgkart RH: Darstellung der Kraftübertragung Prothese-Knochen durch photoelastische Beschichtung des proximalen Femurs. In Hipp E, Gradinger R, Ascherl R (Hrsg.): *Die zementlose Hüftprothese*. Demeter-Verlag, München (1992), 81-82.

-
- [41] Gebhardt MC, Goorin AM, Traina J, Perez-Atayde A, Anderson J, Watts JG, Jaffe N: Long-term results of limb salvage and amputation in extremity osteosarcoma. In: New developments for limb salvage in musculoskeletal tumors. Springer-Verlag, New York (1989), 99-109.
- [42] Gebhardt MC, Roth YF, Mankin HJ: Osteoarticular allografts for reconstruction in the proximal part of the humerus after excision of a musculoskeletal tumor. J Bone Joint Surg 72-A (1990) 334-345.
- [43] Glisson RR, Fulghum CS, Stranne SK, Fyda TM, Seaber AV, Callaghan JJ: Comparison of strain patterns in femora implanted with straight and curved stem uncemented prostheses. In Hipp E, Gradingner R, Ascherl R (Hrsg.): Die zementlose Hüftprothese. Demeter-Verlag, München (1992), 81-82.
- [44] Glisson RR, Musgrave DS, Graham RD, Vail TP : Validity of photoelastic strain measurement on cadaveric proximal femora.. J Biomech Eng 122 (2000) 423-429.
- [45] Goh JC, Ang EJ, Bose K: Effect of preservation medium on the mechanical properties of cat bones. Acta Orthop Scand 60 (1989) 465-467.
- [46] Goorin AM, Abelson HAT, Frei III E: Osteosarcoma: Fifteen years later. New Engl J Med (1985) 1637-1643.
- [47] Grecula MJ, Morris RP, Laughlin JC, Buford WL Jr, Patterson RM: Femoral surface strain in intact composite femurs: a custom computer analysis of the photoelastic coating technique. IEEE Trans Biomed Eng 47 (2000) 926-933.
- [48] Guggenheim JJ Jr: The Ilizarov method. Orthopedic and soft tissue application. Clin Plast Surg 25 (1998) 567-578.
- [49] Ham SJ, Schraffordt Koops H, Veth RP, van Horn JR, Molenaar WM, Hoekstra HJ: Limb salvage surgery for primary bone sarcoma of the lower extremities: long-term consequences of endoprosthetic reconstructions. Ann Surg Oncol 5 (1998) 423-436.
- [50] Harman MK, Toni A, Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A: Initial stability of uncemented hip stems: an in-vitro protocol to measure torsional interface motion. Med Eng Phys 17 (1995) 163-171.
- [51] Hauger W, Schnell W, Gross D: Technische Mechanik. Band 1: Statik. Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York (1989).
- [52] Heiner AD, Brown TD: Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. J Biomech 34 (2001) 773-781.
- [53] Hillmann A, Rosenbaum D, Gosheger G, Hoffmann C, Rodl R, Winkelmann W: Rotationplasty type B IIIa according to Winkelmann: electromyography and gait analysis. Clin Orthop 384 (2001) 224-231.

- [54] Horowitz SM, Glasser DB, Lane JM, Healey JH: Prosthetic and extremity survivorship after limb salvage for sarcoma. How long do the reconstructions last? Clin Orthop 293 (1993) 280-286.
- [55] Hoy MG, Zajac FE, Gordon MW: A musculoskeletal model of the human lower extremity; the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of muscolotendon actuators at the hip, knee and ankle. J Biomech 23 (1990) 157-169.
- [56] Hsu RW-W, Wood MB, Sim FH, Chao EYS: Free vascularized fibular grafting for reconstruction after tumor resection. J Bone Joint Surg 79-B (1997) 36-42.
- [57] Hua J and Walker PS: A comparison of cortical strain following cemented and uncemented proximal and distal femoral replacement. In Brown KLB (Ed.): Complications of Limb Salvage: Prevention, Management and Outcome. Montreal (1991), ISBN 0-9695554-0-7, 455-460.
- [58] Hua J, Walker PS: A comparison of cortical strain after cemented and press-fit proximal and distal femoral replacement. J Orthop Res 10 (1992) 739-744.
- [59] Hua J, Walker PS: Comparison of strain changes in the femur following custom, asymmetric, symmetric and cemented stem replacement. Trans Orthop Res Soc 16 (1991) 513.
- [60] Huiskes R, Weinans H, van Rietbergen B: The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. Clin Orthop Rel Res 274 (1992) 124-134.
- [61] Huiskes R: The various stress patterns of press-fit, ingrown and cemented femoral stems. Clin Orthop Rel Res 261 (1990) 27-38.
- [62] Ilizarov GA: Clinical application of the tension-stress effect for limb lengthening. Clin Orthop 250 (1990) 8-26.
- [63] Ilizarov GA: The tension-stress effect on the genesis and growth of tissue: Part II. The influence of stability of the rate and frequency of distracion. Clin Orthop 239 (1989) 263-285.
- [64] Ilizarov GA: The tension-stress effect on the genesis and growth of tissue: Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. Clin Orthop 238 (1989) 249-281.
- [65] Inglis JAE, Carter SR, Walker PS: Long-term radiographic evaluation of massive proximal femoral replacements. In: Langlais F, Tomeno B (Eds.): Limb Salvage: Major Reconstructions in Oncologic and Nontumoral Conditions. Springer-Verlag Heidelberg, London, Berlin (1991), 257-262.
- [66] Ivins J, Taylor W, Golenzer H: A multi-institutional cooperative study of osteosarcoma. In: New developments for limb salvage in musculoskeletal tumors. Springer Verlag, New York (1989), 61-69.

- [67] Jones LC, Hungerford DS: The photoelastic coating technique – it's validation and use. Transactions of the Orthopaedic Research Society 12 (1987), 406.
- [68] Kaddick C: Biomechanische Untersuchung eines Hüftendoprothesensystems aus Kohlenstoffaserverbundwerkstoff. Forschungsberichte der Arbeitsgruppe Endoprothetik. Hieronymus Verlag, München (1994), ISBN 3-928286-10-2.
- [69] Kang JS, Kim NH: The biomechanical properties of deep freezing and freeze drying bones and their biomechanical changes after in-vivo allograft. Yonsei Med J 36 (1995) 332-335.
- [70] Kang YK, Rock MG, Pritchard DJ, Sim FH, Chao EYS: Segmental allograft following radical resection of malignant bone tumors. 8th International Symposium on Limb Salvage, March 10-12, Florence, Italy (1995).
- [71] Kemp H: Limb conservation surgery for osteosarcoma and other primary bone tumors. Bailliere's Clinical Oncology 1 (1987) 111-136.
- [72] Knahr K, Kryspin-Exner I: Die psychische Verarbeitung invasiver operativer und medikamentöser Tumorbehandlung bei Osteosarkompatienten mit Umkehrplastik. Z Orthop 130 (1992) 294-298.
- [73] Knahr K, Locke H, Plaue R, Plenk H, Salzer M, Schulitz KP, Städtler J, Zweymüller K: Hüftendoprothesen bei Tumoren des coxalen Femurendes. Orthop Praxis 6 (1976) 647-655.
- [74] Kohles SS, Markel MD, Rock MG, Chao EY, Vanderby R Jr.: Fixation of femoral allograft/prosthesis composites after 25%, 50% and 75% resection. Med Eng Phys 18 (1996) 115-121.
- [75] Kotz R, Salzer M: Rotation-plasty for childhood osteosarcoma of the distal part of the femur. J Bone Joint Surg 54-A (1982) 959.
- [76] Kotzar GM, Davy DT, Goldberg VM, Heiple KG, Berilla J, Heiple KG jr., Brown RH, Burstein AH: Telemeterized in vivo hip joint force data: a report on two patients after total hip surgery. J Orthop Res 9 (1991) 621-633.
- [77] Lane JM, Boland P, Zahr KA, Hurson B, Rosen G, Caparros B, Huvos A, Otis J: Limb preservation in primary bone disease. In: Huvos AG (Ed.): Current Concepts of Diagnosis and Treatment of Bone and Soft Tissue Tumors. Springer-Verlag Heidelberg, London, Berlin (1984), 227-231.
- [78] Lee SY, Baek GH: Limb-salvage operations in primary malignant tumors of the bone - interim report. J Korean Med Sci 5 (1990) 205-212.
- [79] Lippert H: Lehrbuch der Anatomie, Urban & Schwarzenberg-Verlag, München, Wien, Baltimore (1990), 2.Auflage.
- [80] Lovejoy CO: Die Evolution des aufrechten Ganges. Spektrum der Wissenschaft 1(1989) 92-100.

- [81] Lovejoy CO: The origin of man. *Science* 211 (1981) 341-350.
- [82] Lu TW, Taylor SJ, O'Connor JJ, Walker PS: Influence of muscle activity on the forces in the femur: an in vivo study. *J Biomech* 30 (1997) 1101-1106.
- [83] Lundy DW, Acevedo JI, Ganey TM, Ogden JA, Hutton WC: Mechanical comparison of plates used in the treatment of unstable subtrochanteric femur fractures. *J Orthop Trauma* 13 (1999) 534-538.
- [84] Maher SA, Prendergast PJ, Lyons CG: Measurement of the migration of a cemented hip prosthesis in an in vitro test. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 16 (2001) 307-314.
- [85] Malawer MM, Chou LB: Prosthetic survival and clinical results with use of large-segment replacements in the treatment of high-grade bone sarcomas. *J Bone Joint Surg* 77-A (1995) 1154-1165.
- [86] Malinin TI, Hornicek FJ, Mnaymneh W: Limb salvage of the proximal tibia with osteoarticular allografts. 8th International Symposium on Limb Salvage, March 10-12, Florence, Italy (1995).
- [87] Mankin HJ, Gebhardt MC, Jennings C, Springfield DS, Tomford WW: Long-term results of allograft replacement in the management of bone tumors. *Clin Orthop Rel Res* 324 (1996) 86-97.
- [88] Mankin HJ, Lange TH, Spanier SS: The hazards of biopsy in patients with malignant primary bone and soft-tissue tumors. *J Bone Joint Surg* 64-A (1982) 1121-1127.
- [89] Markel MD, Gottsauner-Wolf F, Rock MG, Frassica FJ, Chao EYS: Mechanical characteristics of proximal femoral reconstruction after 50% resection. *J Orthop Res* 11 (1993) 339-349.
- [90] McKellop H, Ebrahimzadeh E, Niederer PG, Sarmiento A: Comparison of the stability of press-fit hip prosthesis femoral stems using a synthetic model femur. *J Orthop Res* 9 (1991) 297-305.
- [91] McLeish RD, Charnley J: Abduction forces in the one-legged stance. *J Biomech* 3 (1970) 191-209.
- [92] Measurements Group Messtechnik GmbH, Lochham/München: Einführung in das spannungsoptische Oberflächenschichtverfahren. TechNote TN-702 (1993).
- [93] Measurements Group, Inc., USA: Instruction for Bonding Flat and Contoured Photoelastic Sheets to Test-Part Surfaces. Instruction Bulletin IB-223-E (1982).
- [94] Measurements Group, Inc., USA: Instruction for Casting and Contouring Photoelastic Sheets. Instruction Bulletin IB-221-C (1982).
- [95] Measurements Group, Inc., USA: Instruction for Mixing Type PL-1 Liquid Plastic. Instruction Bulletin IB-223-E (1993).

-
- [96] Measurements Group, Inc., USA: Instruction for Using PC-10 Adhesive. Instruction Bulletin IB-227 (1982).
- [97] Mnaymneh W, Malinin TI, Lackman RD, Hornicek FJ, Ghandur-Mnaymneh L: Massive distal femoral osteoarticular allografts after resection of bone tumors. Clin Orthop Rel Res 303 (1994) 103-115.
- [98] Naggar L, Chevalley F, Blanc CH, Livio JJ: Treatment of large bone defects with the Ilizarov technique. J Trauma 34 (1993) 390-393.
- [99] Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, Yew DT, Granberry WM, Tullos HS: The anatomic basis of femoral component design. Clin Orthop Rel Res 235 (1988) 148-165.
- [100] Oh I, Harris WH: Proximal strain distribution in the loaded femur. J Bone Joint Surg 60A (1978) 75-81.
- [101] Otani T, Whiteside LA, White SE, McCarthy DS: Effects of Femoral Component Material Properties on Cementless Fixation in Total Hip Arthroplasty. J Arthroplasty 8 (1993) 67-74.
- [102] Otani T, Whiteside LA, White SE: Strain Distribution in the Proximal Femur With Flexible Composite and Metallic Femoral Components Under Axial and Torsional Loads. J Biomed Mat Res 27 (1993) 575-585.
- [103] Otani T, Whiteside LA, White SE: The Effect of Axial and Torsional Loading on Strain Distribution in the Proximal Femur as Related to Cementless Total Hip Arthroplasty. Clin Orthop Rel Res 292 (1993) 376-383.
- [104] Ozaki T, Nakatsuka Y, Kunisada T, Kawai A, Dan'ura T, Naito N, Inoue H: High complication rate of reconstruction using Ilizarov bone transport method in patients with bone sarcomas. Arch Orthop Trauma Surg 118 (1998) 136-139.
- [105] Panjabi MM, Trumble T, Hult JE, Southwick W: Effect of femoral stem length on stress risers associated with revision hip arthroplasty. J Orthop Res 3 (1985) 447-455.
- [106] Patriarco AG, Mann RW, Simon SR, Mansour JM: An evaluation of the approaches of optimization models in the prediction of muscle forces during human gait. J Biomech 14 (1981) 513-525.
- [107] Pauwels F: Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Springer-Verlag, Berlin, 1965.
- [108] Pazl B, Wagman LD, Terz JJ, Chandrasekhar B, Lorant JA, Moscarello GM, Odom-Maryon T: Extended indications for functional limb-sparing surgery in extremity sarcoma using complex reconstruction. Am Surg 127 (1992) 1278-1281.

- [109] Pelker RR, Friedlaender GE, Markham TC, Panjabi MM, Moen CJ: Effects of freezing and freeze-drying on the biomechanical properties of rat bone. *J Orthop Res* 1 (1984) 405-411.
- [110] Plenk H: Histomorphology of bone and soft tissue in response to cemented and non cemented prosthetic implants. In: Enneking WF (Ed.): *Limb salvage in musculoskeletal oncology*. Churchill Livingston-Verlag, New York (1987), 30-39.
- [111] Plötz W, Schelter R, Rechl H, Träger J, Kaddick C, Hipp E: Treatment of primary and secondary bone tumors of the shoulder with endoprostheses. 8th International Symposium on Limb Salvage, March 10-12, Florence, Italy (1995)
- [112] Rasmussen MR, Bishop AT, Wood MB: Arthrodesis of the knee with a vascularized fibula rotatory graft. *J Bone Joint Surg Am* 77 (1995) 751-759.
- [113] Rechl H, Plötz W, Burgkart R, Träger J, Gradinger R, Hipp E: Reconstruction of resection defects in malignant bone tumors using the fibula: Clinical results. 8th International Symposium on Limb Salvage, March 10-12, Florence, Italy (1995).
- [114] Röhrle H, Scholten R, Sigolotto C, Sollbach W, Kellner H: Joint forces in the human pelvis-leg skeleton during walking. *J Biomech* 17 (1984) 409-424.
- [115] Röhrle H, Scholten R, Sollbach W: Dornier Bericht 01/4180024000/01/S/0 Bewegungsstudie räumlich. Forschungsvorhaben des BMFT DISMED-23, (1981).
- [116] Rompe JD, Eysel P, Hopf C, Heine J: Metastatic instability at the proximal end of the femur. Comparison of endoprosthetic replacement and plate osteosynthesis. *Arch Orthop Trauma Surg* 113 (1994) 260-264.
- [117] Russel KW and Whiteside LA: Photoelastic stress analysis of the proximal femur after collared and collarless total hip replacement. *Orthop Res Soc* 32 (1986) 338.
- [118] Sabo D, Ewerbeck V, Delling G: Extracorporeal irradiation and replantation of osteo-articular autografts. 8th International Symposium on Limb Salvage, March 10-12, Florence, Italy (1995)..
- [119] Sanjay BK, Moreau PG, Younge DA: Reimplantation of autoclaved tumour bone in limb salvage surgery. *Int Orthop* 21 (1997) 291-297.
- [120] Scales JT, Wait ME, Wright KWJ: Intramedullary fixation of 'custom-made' major endoprostheses with special reference to the bone response. *Conf Publ Institution of Mech Eng Publ* 6 (1984) 15-21.
- [121] Scales JT, Wait ME, Wright KWJ: Intramedullary fixation of custom-made major endoprostheses with special reference to the bone response. *Engineer Med* 13 (1984) 185-190.
- [122] Scales JT: Bone and joint replacement for the preservation of limbs. *Brit J Hosp Med* 29 (1983) 220-232.

-
- [123] Schelter R, Plötz W, Burgkart R, Gradinger R, Hipp E: Carbon fiber tumor-endoprostheses of the proximal humerus - first clinical results of a new custom-made endoprosthesis. 9th International Symposium on Limb Salvage, September 10-12, New York, USA (1997).
- [124] Schiller C, Windhager R, Fellingner EJ, Salzer-Kuntschick M, Kaider A, Kotz R: Extendable tumor endoprostheses for the leg in children. *J Bone Joint Surg* 77-B (1995) 608-614.
- [125] Siebertz K, Baumann W: Biomechanische Belastungsanalysen der unteren Extremität. *Biomed Tech* 39 (1994) 216-221.
- [126] Simon MA, Aschliman MA, Thomas N, Mankin HJ: Limb-salvage treatments versus amputation for osteosarcoma in the distal end of the femur. *J Bone Joint Surg* 68-A (1986) 1331-1337.
- [127] Simon MA, Enneking WF: The management of soft-tissue sarcomas of the extremities. *J Bone Joint Surg* 58-A (1976) 317-327.
- [128] Smith WS, Struhl S: Replantation of an autoclaved autogenous segment of bone for treatment of chondrosarcoma. Long term follow up. *J Bone Joint Surg Am* 70 (1988) 70-75.
- [129] Smrke D, Arnez ZM: Treatment of extensive bone and soft tissue defects of the lower limb by traction and free-flap transfer. *Injury* 31 (2000) 153-162.
- [130] Sobotta J: Atlas der Anatomie des Menschen. Bd.2: Brust, Bauch, Becken, untere Extremität. Urban & Schwarzenberg-Verlag, München, Wien, Baltimore (1988), 19.Auflage.
- [131] Steinhauser E, Früh HJ, Kaddick C, Hipp E: Imaging of a carbon fibre composite implant with radiography, CT and MRI. 8th International Symposium on Limb Salvage, March 10-12, Florence, Italy(1995).
- [132] Steinhauser E, Kaddick C, Schelter R, Rechl H, Plötz W, Hipp E: Replacement of the proximal humerus with a carbon composite prosthesis. 10th Conference of the European Society of Biomechanics, August 28-31, Leuven, Belgium (1996).
- [133] Steinhauser E: Faserverstärkte Kunststoffe in der Tumorendoprothetik des proximalen Femurs. Dissertation an der Fakultät für Maschinenwesen der TU München. Hieronymus Verlag, München (1998), ISBN 3-933083-91-5.
- [134] Sumner DR, Galante JO: Determinants of stress shielding. Design versus materials versus interface. *Clin Orthop Rel Res* 274 (1992) 202-212.
- [135] Sumner DR, Turner TM, Igloria R, Urban RM, Galante JO: Functional adaptation and ingrowth of bone vary as a function of hip implant stiffness. *J Biomech* 31 (1998) 909-917.

- [136] Taylor SJG, Perry JS, Meswania JM, Donaldson N, Walker PS, Cannon SR: Telemetry of forces from proximal femoral replacements and relevance to fixation. *J Biomech* 30 (1997) 225-234.
- [137] Toriyama M, Kawano H, Taira K, Osaka S, Sano S, Watanabe N, Nishimura T: Breakage mechanism of Kotz prosthesis. 8th International Symposium on Limb Salvage, March 10-12, Florence, Italy (1995).
- [138] Tsuchiya H, Tomita K, Shinokawa Y, Minematsu K, Katsuo S, Tak J: The Ilizarov method in the management of giant-cell tumours of the proximal tibia. *J Bone Joint Surg* 78 (1996) 264-269.
- [139] Unwin PS, Cannon S, Cobb J, Kemp H, Carter S, Grimer R, Sneath R, Walker PS: A clinical and radiographic assessment of proximal and distal femoral bone tumor endo-prosthetic cases with follow-up greater than 10 years. In: *Limb Salvage - Current Trends. Proc 7th International Symposium on Limb Salvage, Singapore (1993)*, 605.
- [140] Unwin PS, Cobb JP, Walker PS: Distal femoral arthroplasty using custom-made prostheses. The first 218 cases. *J Arthroplasty* 8 (1993) 259-268.
- [141] Unwin PS, Cobb JP, Walker PS: Loosening in cemented femoral prosthesis: A study of 668 tumor cases. In: Brown KLB (Ed.): *Complications of limb salvage. Prevention, management and outcome. 6th International Symposium on Limb Salvage, September 8-11, Montreal, (1991)*, ISBN 0-9695554-0-7, 133-137.
- [142] Unwin PS, Walker PS, Briggs TW, Cobb JP, Cannon SR, Carter SR, Grimer RJ: Aseptic loosening in 1001 cases of cemented custom-made bone tumour replacements of the lower limb. 8th International Symposium on Limb Salvage, March 10-12, Florence, Italy (1995).
- [143] Van Krieken FM, den Heeten GJ, Pedersen DR, Brand RA, Crownshield RD: Prediction of muscle and joint loads after segmental femur replacement for osteosarcoma. *Clin Orthop* 198 (1985) 273-283.
- [144] Vanderby R, Kohles SS: Thermographic stress analysis in cortical bone. *J Biomech Eng* 113 (1991) 418-422.
- [145] Vlasak R, Neel M, Nelson T, Enneking W, Scarborough M: Proximal tibial osteoarticular allografts used for limb salvage after resection of tumors about the knee. 8th International Symposium on Limb Salvage, March 10-12, Florence, Italy (1995).
- [146] Walker PS and Robertson DD: Design and fabrication of cementless hip stems. *Clin Orthop Rel Res* 235 (1988) 25.
- [147] Walker PS, Murphy S, Schneeweis D, Nelson P: Strains and micromotion of press-fit femoral stem prosthesis. *J Biomech* 20 (1987) 693-702.

-
- [148] Ward WG, Eckardt JJ, Dorey F, Eilber FR, Mirra JM, Kelly C, Rosen G: Local recurrence following surgical treatment of 242 primary malignant bone tumors: An analysis of 39 cases. *Orthop Trans* 18 (1994) 27.
- [149] Weiland AJ, Daniel RK, Reley LH: Vascularized free bone transplants. *J Bone Joint Surg* 63-A (1981) 166-169.
- [150] Weinans H, Huiskes R, Grootenboer HJ: Trends of mechanical consequences and modeling of a fibrous membrane around femoral hip prostheses. *J Biomech* 23 (1990) 991-1000.
- [151] Windhager R, Kotz R: Non invasive growing mechanism in total femur replacement - First clinical experiences. 8th International Symposium on Limb Salvage, March 10-12, Florence, Italy (1995).
- [152] Windhager R, Ritschl P, Rokus U, Kikkinger W, Braun O, Kotz R: Die Rezidivhäufigkeit von intra- und extraläsional operierten Metastasen langer Röhrenknochen. *Z Orthop* 127 (1989) 402-405.
- [153] Winkelmann WW: Classification of rotationplasty. *Campell's operative orthopedics*, 8th Edition (1992) 208.
- [154] Winkelmann WW: Die Umdrehplastiken. *Orthopädie* 22 (1993) 152-159.
- [155] Winkelmann WW: Hip rotationplasty for malignant tumors of the proximal part of the femur. *J Bone Joint Surg* 68-A (1986) 362.
- [156] Wood MB: Free vascularized bone transfers for nonunions, segmental gaps and following tumor resection. *Orthopedics* 9 (1986) 810-816.
- [157] Wright KWJ, Meswania JM, Scales JT: Load transmission characteristics of intramedullary stem/polymethylmethacrylate fixation in endoprotheses after tumor resection. In: Enneking WF (Ed.): *Limb salvage in musculoskeletal oncology*. Churchill Livingstone, New York (1987), 40-52.
- [158] Wright KWJ, Meswania JM, Scales JT: Stem-PMMA fixation of proximal femoral replacements: Biomechanical and clinical findings. *Institution of Mechanical Engineers Paper C218/84* (1984) 45-54.
- [159] Wuh HCK, Jones LC, Hungerford DS: Strain Analysis of the Proximal Femur After Total Hip Replacement. *American Society for Testing and Materials, Special Technical Publication* 953 (1987) 249-263.
- [160] Zhou XM et al.: Femoral strain patterns with press-fit THR - a photoelastic analysis. *Orthop Res Soc* 34 (1988) 350.
- [161] Zhou XM, Walker PS, Robertson DD: Effect of press-fit femoral stems on strains in the femur. A photoelastic coating study. *J Arthroplasty* 5 (1990) 71-82.

11 DANKSAGUNG

Mein besonderer Dank gilt meinem Betreuer, dem technischen Leiter der Abteilung für Biomechanik der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der Technischen Universität München, Herrn Dr. Ing. Erwin Steinhauser. Ich wurde von ihm während der gesamten Zeit so interessiert, kritisch und geduldig unterstützt, wie man es sich als Doktorand von seinem Betreuer nur wünschen kann. Auch bei allen weiteren Mitarbeitern dieser Abteilung möchte ich mich hiermit bedanken.

Mein weiterer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Dr. H. Rechl, der mir die erforderlichen klaren Vorgaben und grundlegende Unterstützung zu jeder Zeit gab, mir aber gleichzeitig reichlich Freiheit und Zeit bei der Durchführung der Arbeit ließ.

Außerdem möchte ich mich bei meiner Frau für ihre Motivation und Geduld, meinem Bruder für die Behebung diverser Computerprobleme und meinem Vater für sein nicht nachlassendes forderndes Interesse danken.

Diese Arbeit wurde von der Wilhelm-Sander-Stiftung unter dem Kennzeichen 94.086.1 gefördert und erst dadurch ermöglicht.