

Frederick Gordon Lutz

**Einflüsse individueller Muskelkräfte auf
dehnungsinduzierten femoralen Knochenumbau**

Berichte aus der Biomechatronik

Herausgegeben von Prof. Dr. Hartmut Witte
Fachgebiet Biomechatronik an der TU Ilmenau

Band 13

**Einflüsse
individueller Muskelkräfte
auf dehnungsinduzierten
femorale Knochenumbau**

Frederick Gordon Lutz



Universitätsverlag Ilmenau

2016

Impressum

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Angaben sind im Internet über <http://dnb.d-nb.de> abrufbar.

Diese Arbeit hat der Fakultät für Maschinenbau der Technischen Universität Ilmenau als Dissertation vorgelegen.

Tag der Einreichung: 23. Juni 2015

1. Gutachter: Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. med. (habil.) Hartmut Witte
(Technische Universität Ilmenau)

2. Gutachter: Univ.-Prof. Dr.-Ing. habil. Klaus Zimmermann
(Technische Universität Ilmenau)

3. Gutachter: Prof. Dr.-Ing. Roland Mastel
(Hochschule Esslingen)

Tag der Verteidigung: 29. April 2016

Technische Universität Ilmenau/Universitätsbibliothek

Universitätsverlag Ilmenau

Postfach 10 05 65

98684 Ilmenau

www.tu-ilmenau.de/universitaetsverlag

Herstellung und Auslieferung

Verlagshaus Monsenstein und Vannerdat OHG

Am Hawerkamp 31

48155 Münster

www.mv-verlag.de

ISSN 1865-9136 (Druckausgabe)

ISBN 978-3-86360-138-6 (Druckausgabe)

URN urn:nbn:de:gbv:ilm1-2016000262

Titelfoto: Dipl.-Biol. Helga Schulze | Bochum

Danksagung

Hiermit bedanke ich mich vielmals bei Herrn Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. med. (habil.) Hartmut Witte für die Möglichkeit der Durchführung eines Promotionsverfahrens an der Technischen Universität Ilmenau im Fachgebiet Biomechatronik. Die wissenschaftliche Betreuung sowie die Teilnahme an Doktorandenseminaren waren wesentliche Meilensteine meiner akademischen Ausbildung. Auch möchte ich mich bei Professoren und Mitarbeitern der TU Ilmenau für viele konstruktive Gespräche bedanken.

Bei Herrn Prof. Dr.-Ing. Roland Mastel bedanke ich mich sehr für die Anregung des Themas der Arbeit und die Möglichkeit, die Promotion während meiner Tätigkeit als Wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Hochschule Esslingen durchführen zu können, für die vielen fachlichen Diskussionen, den Einblick in den akademischen Lehrbetrieb sowie die Möglichkeit der Teilnahme an Fortbildungsseminaren und Konferenzen.

Herrn Dr. Runge möchte ich herzlichst nicht nur für die besonders intensive Zusammenarbeit danken, sondern auch für das Vermitteln von Kenntnissen zur Muskel- und Knocheninteraktion, durch viele begleitende Fachgespräche über Sarkopenie, Osteoporose und altersassoziierte Leistungsentwicklung und gemeinsame Besuche von Konferenzen.

Bei der Orthopädischen Universitätsklinik Friedrichsheim und im Besonderen bei Herrn Dr. Stief möchte ich mich für die Möglichkeit der Datengenerierung im Ganglabor und der Durchführung von MRTs bedanken.

Der Firma AQ-Implants und im Besonderen Herrn Dr. Weipert danke ich für die bisher einmalig durchgeführte virtuelle Prothesenplanung auf Basis von MRT-Daten.

Auch bei allen weiteren Personen, mit denen ich Fachgespräche führen durfte, möchte ich mich bedanken, hier nur beispielhaft und keineswegs ausschließlich zu nennen die Herren Prof. Dr. med. Heimkes, Dipl.-Ing. Schießl, Dr. Willnecker und Prof. Dr. med. Schmitt.

Meiner Familie möchte ich danken für die motivierenden Gespräche sowie das Interesse an den von mir bearbeiteten wissenschaftlichen Themen.

Zusammenfassung

Die folgende Arbeit untersucht mittels Simulationen postulierte Einflussgrößen auf dehnungsinduzierte Knochenumbauprozesse an den unteren Extremitäten. Dabei liegt der Schwerpunkt in der Betrachtung von Optimierungsalgorithmen zu inversen Berechnung von Muskel- und Gelenkkräfte. Die Motivation hierfür ist, dass bisher publizierte Berechnungsergebnisse von femoralen Beanspruchungen auf Basis invers-dynamisch bestimmter Muskelkräfte zum Teil ungewöhnlich hohe Biegespannungen im diaphysären Femur aufweisen. Als Grund hierfür wird mit Bezug auf die Hypothesen des Wolffschen Transformationsgesetzes, der Entwicklungsmechanik der Organismen von Roux und der Mechanostat-Theorie von Frost eine nicht adäquate Berücksichtigung mechano-biologischer Zusammenhänge zwischen Knochen- und Muskelmasse postuliert. Unter Nutzung neuer Erkenntnisse aus klinischen Studien erfolgt die Prüfung folgender Hypothese:

„Muskelkräfte an den unteren Extremitäten wirken derart, dass Biegebeanspruchungen im diaphysären Bereich der Femora minimiert werden und vorrangig Druckkräfte entstehen“.

Die mathematische Abbildung der Hypothese erfolgt durch eine Erweiterung etablierter Optimierungsalgorithmen. Das Modell von Knochen und Muskeln der unteren Extremitäten sowie die Finite-Elemente-Modelle (FEM) basieren auf magnetresonanztomographische Daten eines gesunden männlichen Probanden. In einem Ganglabor erhobene Positionsdaten und Bodenreaktionskräfte liefern Randbedingungen.

Für drei charakteristische Zeitpunkte eines Gangzyklus wird gezeigt, dass die berechneten Muskelkräfte die postulierte Hypothese stützen und positive Assoziationen mit elektromyographischen Messdaten bestehen. Die resultierenden Hüftgelenkkräfte betragen das 1,2- bis 3,2-fache des Körpergewichts und sind damit quantitativ vergleichbar mit publizierten Messwerten instrumentierter Hüftprothesen.

Die finale Untersuchung möglicher ossärer Transformationen am Berechnungsmodell des gesunden Femur und am Modell mit Hüftimplantat erfolgt mit Referenz zur dritten Hauptdehnung. Ergebnisse der FE-Berechnungen zeigen im Gegensatz zu den bisherigen Optimierungsstrategien, dass zu Beginn der mittleren Standphase und am Ende der terminalen Standphase überwiegend weder Knochenauf- noch -abbau stattfindet. Die Simulation des FE-Modells Femur mit Hüftprothese erlaubt Rückschlüsse auf das bekannte Phänomen des „Stress Shielding“.

Abstract

This report systematically investigates the influence factors decisive in simulation of strain induced bone remodeling at the lower extremities. The main focus is on the analysis of optimization algorithms, which calculate muscle and joint forces due to a given movement inversely. This focus is necessary because solutions of femoral stress and strain simulations published so far, which apply inversely calculated muscle forces, show bending deformations.

We state, that the current procedures do not adequately take into account findings about muscle and bone interactions which also can be found in the principles of Wolff's Law, development of organisms by Roux, and mechanostat theory by Frost.

In reference to current clinical findings we analyze the hypothesis:

“Muscle forces on the lower extremities exert an influence on bone in such a way, that bending deformation in the femoral diaphysis is minimized and mainly pressure force is induced”.

The implementation of the hypothesis is realized through the expansion of established optimization algorithms. A body model of the lower extremities and finite element (FE) models are derived from magnetic resonance images of a healthy male subject. A data set collected in a gait lab including position information from the extremities and ground reaction forces serving as framework. For three relevant positions during a normal gait cycle we demonstrate, that muscle activation patterns fit to the hypothesis. In addition a positive association between measured data from electromyographic surface sensors and computed muscle forces does exist. Resulting hip forces are between 1,2 and 3,2 times body weight, and are quantitatively comparable to previously cited experimental results from instrumented hip prostheses.

The final investigation on possible change of bone mass based on the third principal stress is conducted via an FE model of a healthy *Femur* and a model with a virtually implanted hip endoprosthesis.

In contrast to the established optimization strategies the simulation results for the healthy *Femur* show that no change of bone mass would occur at the beginning of mid stand phase as well as the end of terminal stand phase. The simulations of the situation with hip implant demonstrate phenomena of “stress shielding” at the femoral calcar region.

Inhaltsverzeichnis

1 Einflussgrößen in der Simulation von Knochenumbau.....	1
1.1 Vorteile und Nutzen kontinuumsmechanischer Simulationen von kraftinduzierten Knochenumbauvorgängen	1
1.2 Biomechanische Berechnungsmodelle der <i>Femora</i>	2
1.3 „Die Einheit“ von Knochen und Muskel.....	10
1.4 Modellbildung zur Berechnung individueller Muskelkräfte und der daraus resultierenden femoralen Beanspruchungen.....	13
2 Erstellung von individuellen Simulationsmodellen.....	17
2.1 Geometrische Rekonstruktion mittels radiologischer Aufnahmen.....	17
2.2 Anforderungen an die Materialparameterzuweisung	20
2.3 Entwicklung eines auf CAD-Daten basierenden Körpermodells	29
2.4 Implementierung von Positions- und Kraftmessdaten aus dem Ganglabor in das Mensch-Modell	31
3 Das biegemomentreduzierte Muskelmodell	35
3.1 Berücksichtigte Wirkmechanismen der Muskelkräfte	35
3.2 Erweiterung eines lineareren Optimierungsalgorithmus zur Berechnung von Muskelkräften	43
3.3 Berechnung von Muskelkräften und femoralen Beanspruchungen im Einbeinstand	50
3.4 Muskelkräfte und femorale Beanspruchungen im Gangzyklus	61
3.5 Bewertung von Muskel- und Gelenkkräfte mittels sEMG-Signalen und <i>In vivo</i> -Messungen.....	72
4 Einfluss individuell berechneter Muskelkräfte aus dem Gangzyklus auf mögliche Knochenumbauprozesse	79
4.1 Mechano-biologische Regulation von Knochenumbau	79
4.2 Dehnungsinduzierter Knochenumbau am gesunden <i>Femur</i>	87
4.3 Dehnungsinduzierter Knochenumbau am <i>Femur</i> mit Implantat.....	92
5 Diskussion der Ergebnisse und Ausblick	95
6 Literaturverzeichnis.....	103
Anhang.....	115
A Korrektur der Schwerpunktberechnung S_5	115
B Generierung von Segment-Koordinatensystemen	116

1 Einflussgrößen in der Simulation von Knochenumbau

1.1 Vorteile und Nutzen kontinuumsmechanischer Simulationen von kraftinduzierten Knochenumbauvorgängen

Die Weiterentwicklung von Hard- und Software erlaubt es, in computerbasierten Berechnungen immer mehr Details, wie z.B. filigrane knöcherne Strukturen, zu berücksichtigen. Vor zwanzig Jahren benötigte die Datenübertragung von DMS-Messungen auf einen Computer 15 Minuten. Zur Generierung von Finite-Elemente-Modellen, basierend auf computertomographischen (CT) Aufnahmen, fanden vornehmlich selbst entwickelte Computerprogramme Verwendung (SCHMITT 1997; ALTER 1996). Heute ist eine (quasi-)sofortige Betrachtung der Ergebnisse von Dehnungsmessungen am Computer möglich, und kommerzielle Softwareprodukte wie Mimics[®], Amira[®] und ScanIP[™] (Simpleware Ltd.) erlauben hochwertige Geometrierekonstruktionen auf Basis radiologischer Daten. Dabei hat sich die Finite-Element-Methode (FEM) in der Industrie zu einer etablierten Vorgehensweise entwickelt, um frühzeitig Konstruktionsanpassungen auf Basis von Simulationsergebnissen wie Beanspruchungsverteilungen in Bauteilen vorzunehmen (MÜLLER ET AL. 2002).

Aufgrund von personenspezifischen und damit höchst individuellen Parametern, welche Simulationsergebnisse massiv beeinflussen (DAO ET AL. 2012; HAINISCH ET AL. 2012), finden aber computerunterstützte Analysen wie Knochenumbauprozesse bei Implantaten in der klinischen Routine kaum Anwendung. Daher werden auch heute noch zumeist generische Körpermodelle zur Optimierung von Bewegungsabläufen eingesetzt. Bekannte korrelative Zusammenhänge wie z.B. zwischen der femoralen Gesamtlänge und der femoralen diaphysären Dicke könnten durch geeignete Parameterdefinitionen in generische Modelle abgebildet werden. Jedoch erschweren individuell variierende anthropometrische Daten (DUMAS ET AL. 2007) sowie das komplexe, häufig nichtlineare Verhalten von Material und Struktur menschlicher Gewebe (HELGASON ET AL. 2008A) die Ausbildung standardisierter Vorgehensweisen.

Eine große Chance der Implementierung verifizierter Simulationsmethoden mit Nutzung von Individualdaten im klinischen Alltag liegt in der systematischen Beschreibung der Varianten ossären Integrationsverhaltens von Prothesen (LUTZ ET AL. 2008; SZWEDOWSKI ET AL. 2012). Durch eine solche Vorgehensweise entsteht ein Handlungswerkzeug, das zunächst aufwändig implementiert werden muss, jedoch anschließend die Variation von Parametern erlaubt und somit weitergehende Kenntnisse über innere Krafftflüsse und knöcherner Umbauvorgänge schafft, und auf Basis des erarbeiteten Gesamtwissens auch auf die Patientensituation abzubilden vermag. Das im Folgenden schrittweise und logisch entwickelte Mensch-Modell kann unter Anwendung ebenfalls neu entwickelter Optimierungskriterien Muskelkräfte berechnen, die eine weitgehend homogene Beanspruchungsverteilung im femoralen Schaftbereich erzeugen. Des Weiteren ist die Vorhersage der vom Muskelsystem benötigten Gesamtkraft möglich.

Nach einer Prothesenversorgung können das Gelenkzentrum und konsekutiv aufgrund eines neuen Antetorsionswinkels die Beininstellung variieren. Dieses Phänomen verändert die Abstände von Ansatz und Ursprung der Muskeln zu den Gelenkzentren. Die hierdurch neu entstandenen Hebelverhältnisse führen zu Änderungen der Muskelkräfte. Diese Veränderungen können ebenfalls mit dem erarbeiteten Modell berechnet werden.

1.2 Biomechanische Berechnungsmodelle der *Femora*

Julius Wolff veröffentlichte 1892 „Das Gesetz der Transformation der Knochen“ (WOLFF 1892). Er beschrieb den wesentlichen Einfluss mechanischer Inanspruchnahme auf die Umwandlung der inneren und äußeren Knochenform. Die bei der Bewegung auftretenden Muskel- und Gelenkkräfte sind demnach wichtige Einflussfaktoren auf die Knochenbildung (Osteogenese). Eine Messung der Kraftentwicklung einzelner Muskeln ist mit den bis dato verfügbaren Methoden ethisch nicht vertretbar. So sind Modelle unterschiedlicher Komplexität entstanden, um diese Kräfte zu berechnen und bestehende Knochenformen sowie Krankheitsbilder zu erklären. Abb. 1.1 bis Abb. 1.2 zeigen Betrachtungsweisen in der geschichtlichen Entwicklung. Die betonten Modellparameter der betrachteten Literatur und die daraus resultierenden Ergebnisse im Vergleich mit der Ergebnislösung geben

wichtige Hinweise auf zu berücksichtigende Randbedingungen für weiterführende Arbeiten.

Abb. 1.1 stellt ein Modell für das *Femur* dar, welches Wolff und Culmann analog „zu einem an der Basis eingemauerten Krahn“ entwickelten (WOLFF 1892). Die Einspannung des Femurschaftes erfolgt auf der Strecke A bis B.

Die mit D gekennzeichneten Kräfte repräsentieren die Belastung der Hüfte. Eine mögliche Biegebeanspruchung „im Inneren“ resultiert, bei welcher eine Druckzone medial und eine Zugzone lateral zu finden sind.

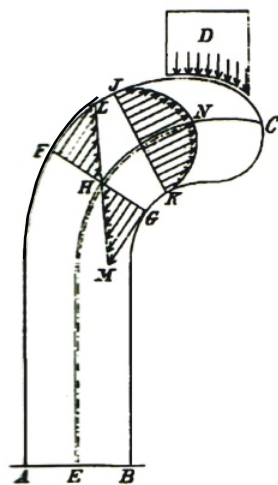


Abb. 1.1: Biegespannungen im Schenkelhals nach Wolff und Cullmann (WOLFF 1892)

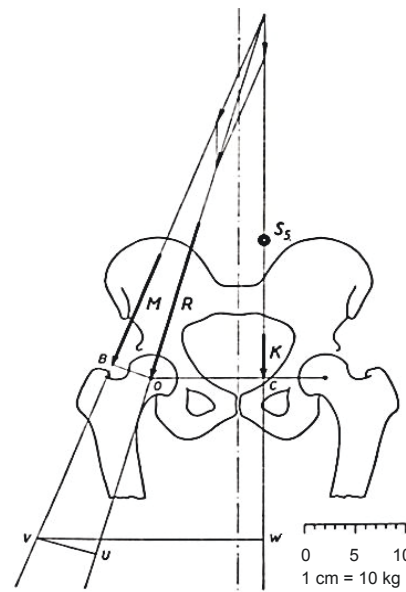


Abb. 1.2: Lage- und Kräfteplan nach Pauwels (PAUWELS 1973)

Weiterführende Beanspruchungsanalysen des coxalen *Femur* erfolgten durch Pauwels. Er berechnete auf Basis vereinfachter geometrischer Rekonstruktionen des menschlichen Körpers die „unbekannten“ und subjektspezifischen Muskel- und Gelenkkräfte. Abb. 1.2 (als Ergebnis der Arbeiten von Pauwels 1935 bis 1940, zusammenfassend dargestellt in PAUWELS 1973) stellt die Ergebnisse einer solchen Berechnung dar. Die Hüftreaktionskraft R ist die resultierende Lagerreaktion zwischen Hüftgelenkkopf und -pfanne, welche im Seileckverfahren zeichnerisch aus einer Kraft K (die anteilige Gewichtskraft des Körpers ohne das Standbein) und einer Muskelkraft M der Abduktoren ermittelt wird.

Die vertikale Wirkungslinie der Kraft K verläuft durch S_5 (Lage des Körperschwerpunktes in der betrachteten Belastungssituation) und induziert in Punkt O aufgrund des Abstandes zum femoralen Rotationszentrum des Standbeins eine Rotation

des Beckens. Die Wirkungslinie von K ist auf der dem Standbein gegenüber liegenden Körperhälfte zu finden.

Dieses Modell ermöglicht eine erste Abschätzung der Hüftreaktionskraft R , welche bei dem in Abb. 1.3 maßstäblich dargestellten Modell für den Einbeinstand eines „gesunden Menschen“ etwa das Dreifache des Körpergewichts beträgt.

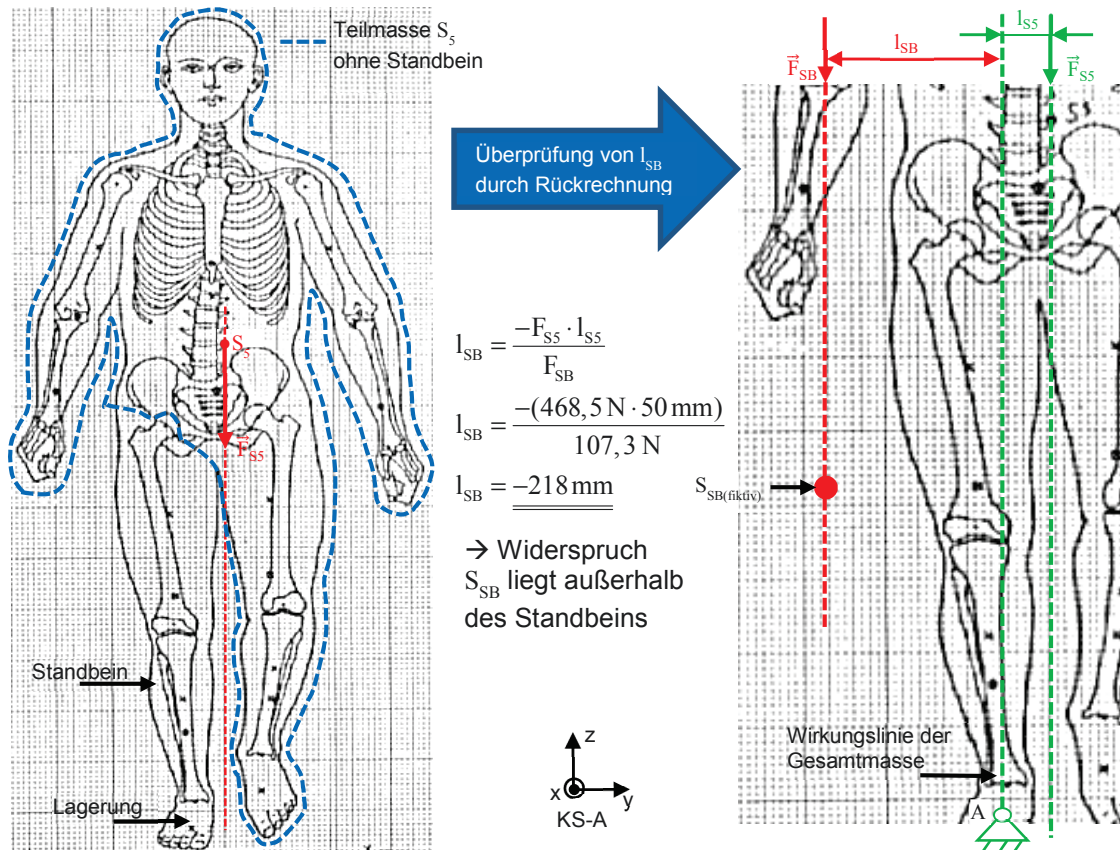


Abb. 1.3: Darlegung der Widersprüchlichkeit des postulierten Verlaufs der Wirkungslinie von S_5 im geänderten Modell nach Pauwels (PAUWELS 1973)

Wichtig für die weitere mechanische Untersuchung von Beanspruchungen in Becken und *Femur* ist, dass bei dieser mechanischen Modellbetrachtung bereits hohe Biegebeanspruchungen in das *Femur* induziert werden. Des Weiteren ist die resultierende Hüftkraft R aus dem Modell von Pauwels im Vergleich zu *In vivo* gemessenen Hüftreaktionskräften zu hoch. Messwerte von instrumentierten Prothesen (BRAND ET AL. 1994; BERGMANN ET AL. 2001) weisen im Einbeinstand etwa das 2,4-fache und bei der mittleren Standphase des Gangzyklus etwa das 1,6 bis 2-fache des Körpergewichts aus.

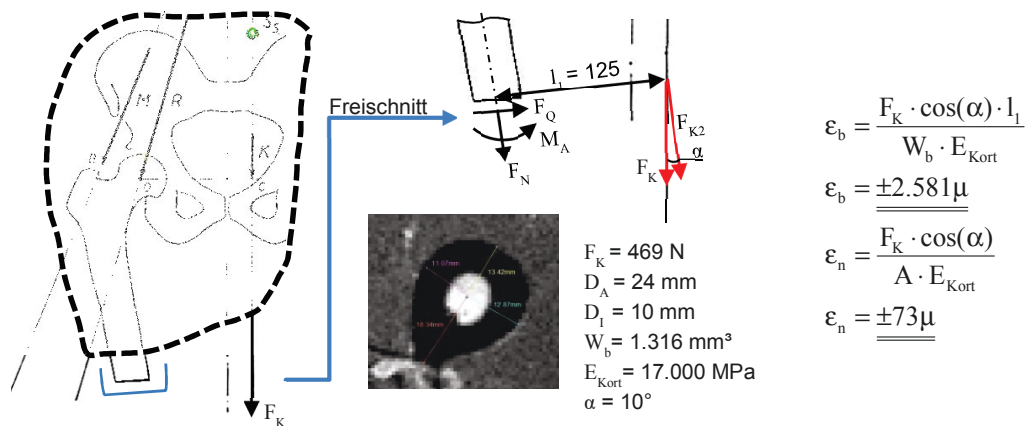


Abb. 1.4: Freischnitt am Modell nach Pauwels. Die anatomischen Daten des *Femur*-Querschnittes stammen von einer gesunden männlichen Person (29 Jahre, 1,75 m, 68,6 kg). Der E-Modul-Wert orientiert sich an Burstein (BURSTEIN ET AL. 1976)

Der in Abb. 1.4 ersichtliche Freischnitt im diaphysären Bereich des *Femur* untersucht das Postulat möglicher hoher Biegebeanspruchungen. Dabei werden die Kräfte und geometrischen Dimensionen aus Abb. 1.2 ($K = 47,76 \text{ kg}$) übernommen. Der Querschnitt wird vereinfacht als Kreis angenommen und basiert auf geometrischen Vermessungen radiologischer Aufnahmen eines gesunden Probanden (Alter 29 Jahre, Körperhöhe 175 cm, Körpermasse 68,6 kg, siehe auch Kapitel 3.2). Berechnete Biegedehnungen dieses einfachen Belastungsmodells betragen $\epsilon = \pm 2.581 \mu$ für die äußere kortikale Randschicht des *Femur*. Die Dehnung stellt dabei den Längenunterschied einer geradlinigen Verbindung dar und wird aufgrund der Einheit $\frac{\text{m}}{\text{m}}$ als dimensionslos angesehen. Zur besseren Veranschaulichung findet die Darstellung in Mikrodehnungen „ μ “ = $\frac{\mu\text{m}}{\text{m}}$ statt. Der Normaledehnungsanteil mit $\epsilon = -73 \mu$ in Längsrichtung der femoralen Schaftachse ist im Vergleich hierzu vernachlässigbar. Auch im Vergleich mit *In vivo*-Dehnungsmessungen wäre eine solche Biegedehnung zu hoch. Veröffentlichte Daten verweisen auf maximale Dehnungen von betragsmäßig $\epsilon \approx \pm 700 \mu$ während des normalen Gehens. Die Messungen erfolgten an der Tibia bei gesunden Probanden (LANYON ET AL. 1975; BURR ET AL. 1996; MILGROM ET AL. 2000). Nach der Einteilung von Harald Frost (FROST 1997A, 1997B, 2004) würden $\epsilon = 2.581 \mu$ bereits zu Materialanbau führen und lägen sogar nahe der Grenze von $\epsilon = 3.000 \mu$, ab welcher Mikrobrüche entstünden.

Zwei Ursachen führen zu den exemplarisch aufgeführten hohen Biegebeanspruchungen. Zum einen die angenommene Wirkungslinie, in welcher die Teilmasse des Oberkörpers sowie das Schwungbein wirken, und zum anderen ein sehr einfaches Muskelmodell mit nur einem Muskel, der die Wirkung der *Mm. gluteus minimus* und *medius* zusammenfassen soll.

In Abb. 1.3 wird der postulierte Wirkungslinienverlauf des Teilmassenschwerpunkts S_5 (Gesamtmasse ohne Standbein) überprüft. Dieser wurde von Pauwels nach Daten von Braune und Fischer (BRAUNE ET AL. 1890; FISCHER 1899) berechnet. Es wird anhand der postulierten Wirkungslinie durch S_5 der resultierende Ort der Teilmasse des Standbeins S_{SB} berechnet. Aus der Annahme eines Einbeinstandes resultiert, dass die Lagerung A der Gesamtmasse im Bereich kurz unterhalb des Sprunggelenks ist. Bei einem Gesamtgewicht des Probanden von 58,70 kg und der verwendeten anthropometrischen Masseverteilung (BRAUNE ET AL. 1890; S.629) entfallen 81,36 % auf die Teilmasse S_5 (47,76 kg) und 18,64 % (10,94 kg) auf das Standbein. Der gegebene Abstand l_5 wird graphisch ermittelt und beschreibt die horizontale Weglänge des Auflagerpunktes A bis zur Wirkungslinie \vec{F}_{S_5} . Die Vektoren \vec{F}_{SB} und \vec{F}_{S_5} repräsentieren das anteilige Gewicht der Teilmassen des Standbeins und des Restkörpers. Die Rückrechnung auf die zu überprüfende horizontale Weglänge l_{SB} zeigt, dass die Masse des Standbeins $S_{SB(\text{fiktiv})}$ mehr als 218 mm nach lateral vom Sprunggelenk entfernt sein müsste, damit ein Momentengleichgewicht gegeben ist. Der Massenschwerpunkt des Standbeins S_{SB} wäre somit deutlich außerhalb der dargestellten Kontur des Menschen. Anhang A zeigt eine korrigierte Darstellung nach Daten von Fischer (FISCHER 1899; erster Versuch in Position 16). In Kapitel 3.3 wird anhand des individuell erstellten Köpermodells der Einbeinstand weiter untersucht.

Die zweite Ursache für die von verfügbaren biomechanischen Modellen vorhergesagten, schon in der Standphase hohen Beanspruchungen resultiert aus der Vernachlässigung der Wirkungen von Muskeln und Sehnen, welche die Biegung im femoralen Schaft reduzieren. Unter Anwendung spannungsoptischer Untersuchungen an künstlichen Femora (ROHLMANN ET AL. 1981; HUGGLER ET AL. 1983) ist hierzu bereits ein empirischer Nachweis erbracht worden. Dabei reduziert eine adäquate Berücksichtigung von *Tractus iliotibialis* und *M. tensor fasciae latae*

die Biegung im femoralen Schaft. Das Modell von Möser (MÖSER ET AL. 1987) in Abb. 1.5 (a) dient zur Überprüfung der Auswirkungen zusätzlich aktiver Muskel- und Sehnenanteile zur Reduktion von Biegedehnungen mittels analytischer Berechnungen. Abb. 1.5 (b) (HEIMKES ET AL. 1993; HEIMKES ET AL. 1995) verdeutlicht die Untersuchungen des Pädiaters Heimkes bezüglich der Kräfte am kindlichen Hüftgelenk. Hier wird die zusätzliche Kraft M_{fsc} stellvertretend für *Tractus iliotibialis*, *M. tensor fasciae latae* und *M. gluteus maximus* verwendet.

Die resultierende Kraft aus M_{fsc} sowie *Mm. gluteus minimus* und *medius* belastet die Trochanterapophyse auf Druck. Dieser Druck erzeugt den für die Wachstumsrichtung wichtigen Stimulus. Die resultierende Kraft im Hüftgelenk beträgt jedoch wie bei Pauwels über das Dreifache des Körpergewichts. Beide Modelle nach Pauwels und Heimkes konnten jedoch erfolgreich Phänomene wie die Entstehung der erhöhten Mineraleichte und Zuggurtung im Pfannendach („Courcil“, lokale Knochenverdichtung am *Acetabulum*), Varisierung des *Caput femoris* im Wachstum oder Druckbelastungen der Apophysenfuge des *Trochanter maior* erklären.

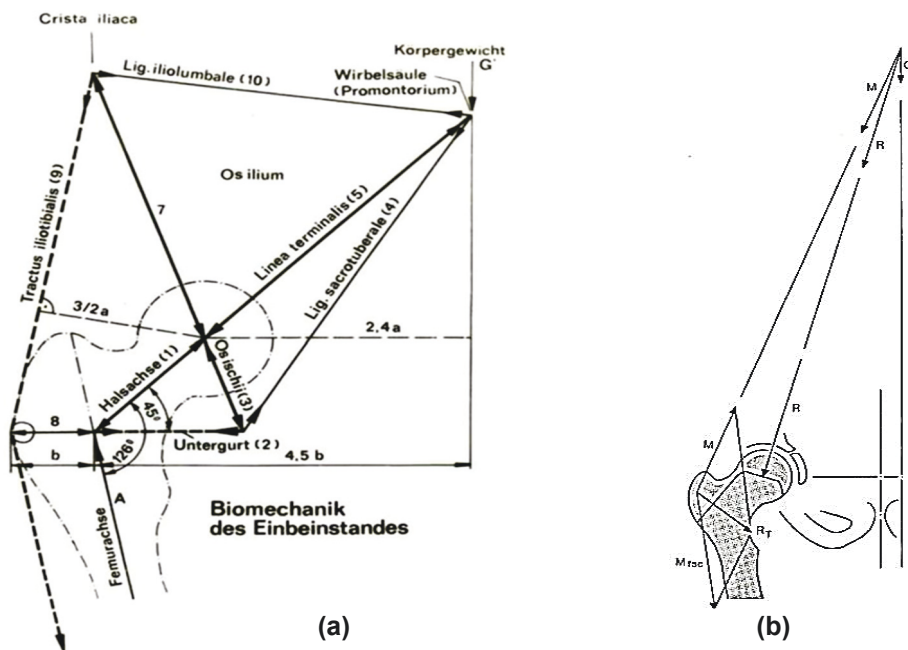


Abb. 1.5: (a) Berechnung der Hüftreaktionskraft nach Möser (MÖSER ET AL. 1987)
 (b) Berechnung der Hüftreaktionskraft nach Heimkes (HEIMKES ET AL. 1995)

Eine weitere Analyse der auftretenden Beanspruchungen im Hüftbereich erfolgt mittels FEM. Die Aussagekraft der Berechnungsergebnisse steht dabei auch hier in direkter Abhängigkeit zu den Randbedingungen (angenommene Muskelkräfte und Lagerungen) sowie den implementierten Materialmodellen.

Unabhängig von der Dimension (2D, 3D) des mechanischen Modelles besteht das bereits aufgeführte Problem der Überbestimmtheit durch Muskelkräfte. Inverse Berechnungsverfahren unter Anwendung von Optimierungsalgorithmen erlauben es, die Kräfte aus kinematischen und kinetischen Größen von Mehrkörpermodellen zu berechnen. Dabei wählen diese Optimierungsalgorithmen nach einem Minimierungs- oder Maximierungsprinzip Muskelkräfte aus, wobei vorgegebene Gleichgewichtsbedingungen sowie Ungleichungsbedingungen wie z.B. Kraftbeschränkungen von Muskeln, basierend auf dem physiologischen Querschnitt, als Nebenbedingungen zu erfüllen sind.

Einige Veröffentlichungen von Savvidis, Polgar und Schärer (SAVVIDIS ET AL. 1991; POLGAR ET AL. 2003; SCHÄRER 2005) untersuchen mittels FE-Modellen die femoralen Beanspruchungen unter Anwendung unterschiedlicher Muskelmodelle. Dabei finden auch über Optimierungsalgorithmen berechnete Muskelkräfte Verwendung. Die Validierung der Simulationsmodelle erfolgt häufig über *In vitro*-Versuche oder an *Femora* aus Materialien wie Kunststoff. Durch den Abgleich von Ergebnissen wie Verschiebungen, Dehnungen und Spannungen erfolgt die Qualitätsbestimmung von Randbedingungen und Materialmodellen der Simulationen (CRISTOFOLINI ET AL. 2009; DECKING ET AL. 2006).

Der Vergleich der Ergebnisse zwischen dem Pauwels-Modell, den Simulationsmodellen und den Validierungsarbeiten verdeutlicht das Vorherrschen eines dominanten Biegebeanspruchungsmusters im *Femur*. Die Druckseite befindet sich dabei meist auf der medialen Seite. Natürlich kann es Belastungsfälle in der Lokomotion geben, durch welche das *Femur* Biegebeanspruchung erfährt. Jedoch sind die veröffentlichten Werte mit quantitativ benannten Dehnungen von etwa $\varepsilon = \pm 800 \mu$ bis etwa $\varepsilon = \pm 1.900 \mu$ im Vergleich zu den bereits aufgeführten *In vivo*-Dehnungsmessungen zwischen $\varepsilon \approx \pm 300 \mu$ und $\varepsilon \approx \pm 700 \mu$ in einem normalen Gangzyklus zu hoch.

Aufgrund dieser Ergebnisse wird deduziert, dass Verfahrensweisen zur inversen Muskelkraftberechnung, welche die ossären Beanspruchungen vernachlässigen, über „falsch“ Muskelkräfte zur Prädiktion erhöhter ossärer Biegebeanspruchungen führen können. Aufgrund fehlender Parameter in den Optimierungsalgorithmen

wird implizit eine „unendliche“ Knochenfestigkeit oder ein „unendliches“ Materialvolumen vorausgesetzt. Doch bereits Roux postulierte 1895 in „Gesammelte Abhandlungen über Entwicklungsmechanik der Organismen“ (Roux 1895, S. 681), angestrebte ossäre Festigkeiten würden mit einem Minimum an Material realisiert. Regelgrößen für die Materialverteilung (S. 812) sind für Roux die Beanspruchungen (Druck- resp. Zugspannungen).

Erst die Dissertation von Krieg (KRIEG 1996) und eine Veröffentlichung von Sverdlova (SVERDLOVA ET AL. 2010) folgen dem Prinzip „Minimum an Material“ durch die Vermeidung von Biegung. Krieg konnte unter Nutzung der Methode der evolutiven Optimierung für den Pauwelschen Einbeinstand Berechnungen durchführen, die abbilden, dass Muskelkräfte minimale Biegebelastungen in die femorale Schaftachse induzieren. Das verwendete Datenmaterial sowie die nicht genauer aufgeführte Systematik der Modellerstellung basieren jedoch nicht auf einem deterministischen Ansatz. Zusätzlich fehlt eine eindeutige Begründung für die postulierte Hypothese der Biegeminimierung, eine Erläuterung wichtiger Limitationen wie die Vernachlässigung von Torsionseffekten in der Optimierung und damit einhergehende Beanspruchungen auf das *Femur*. Die vorliegende Arbeit führt diese Punkte auf und erweitert das Lastkollektiv des Einbeinstandes durch die Betrachtung eines normalen Gangzyklus. Zusätzlich findet eine genauere Strukturanalyse auf Basis der berechneten Muskelkräfte wie in (PUSSEL 2000) statt. Elektromyographischen Daten dienen als weiteres Werkzeug in der Verifikation der resultierenden Muskelkräfte.

Die Veröffentlichung von Sverdlova (SVERDLOVA ET AL. 2010) unterstützt den hier vertretenden Ansatz der Biegeminimierung. Das Datenmaterial für die Modellgenerierung stammte aus unterschiedlichen Quellen. Der mehrstufige Prozess der Biegeminimierung wird mathematisch nicht näher beschrieben und beschränkte sich auf Muskeln mit Ansatz oder Ursprung am *Femur*. Diese Vorgehensweise führt zur Vernachlässigung von Muskeln wie *M. rectus femoris*, *M. semimembranosus*, *M. semitendinosus*, *M. sartorius* und *M. gracilis*, die ebenfalls einen Einfluss auf die femorale Biegung haben, jedoch im Verlauf von Hüfte zu *Tibia* nicht am *Femur* inserieren („zweigelenkige“ Muskeln). Es ist nicht erkenntlich, ob die

berechneten Muskelkräfte (die zur Biegeminimierung führen) auch dem Prinzip der Minimierung der Gesamtkraft entsprechen.

In der hier vorgelegten Arbeit wird postuliert, dass bei der Berechnung von Muskelkräften nicht nur das Prinzip der minimalen Gesamtkraft zu erfüllen ist, sondern auch die femorale Struktur berücksichtigt werden sollte.

Die Autoren Pauwels, Rohlmann, Möser, Munih und Taylor haben ebenfalls bereits auf den potentiell wichtigen Beitrag zusätzlicher Muskelkräfte zur Reduktion der femoralen Biegebeanspruchung hingewiesen (PAUWELS 1980; ROHLMANN ET AL. 1981; MÖSER ET AL. 1987; MUNIH ET AL. 1992; TAYLOR ET AL. 1996). Implizit wird der Ansatz auch von Kummer in (KUMMER 1993) unterstützt.

1.3 „Die Einheit“ von Knochen und Muskel

Die der Literatur entnommenen Untersuchungen bilden mittels Berechnungsmodellen unterschiedlicher Komplexität den postulierten wesentlichen Einfluss von Muskelkräften auf die Knochenstruktur ab. Zusätzlich zeigen Studien aus unterschiedlichen Gebieten wie Pädiatrie, Geriatrie, Sportwissenschaft oder Raumfahrt eine enge Korrelation zwischen Knochengeometrie und den wirkenden Muskelkräften. Tab. 1.1 listet aus ausgewählten Veröffentlichungen als wichtig postulierte ossäre Adaptionsmechanismen. Zu beobachten sind Einflüsse durch Lebensalter, Geschlecht und physikalische Einflüsse aus Sport, Schwerelosigkeit und Verletzungen.

Beginnend mit dem kindlichen Wachstum korreliert die Zunahme der kollagenen Gesamtkörpermasse eng mit der Knochenmasse (SCHIESSL ET AL. 1998) sowie den Knochen- und Muskelquerschnittsflächen (SCHOENAU ET AL. 2008). Bei Mädchen um das 12. Lebensjahr ändert sich das Verhältnis von Muskelmasse und Knochenmasse. Die Knochenmasse nimmt bei Mädchen verhältnismäßig mehr zu als bei Jungen (Hypothese: Knochen dient als Kalziumspeicher für eine eventuelle Laktation, FROST 1995; SCHIESSL ET AL. 1998; SCHOENAU ET AL. 2000).

Funktionsbedingte Anpassungen zeigen sich sehr deutlich bei einem Vergleich der Knochenquerschnittsflächen der Arme von Tennis- und Squashspielern.

Der Spielarm weist im Vergleich zur nicht dominanten Seite oder zu der parallel eingesetzten Kontrollgruppe um 15 % größere Knochenquerschnittsflächen auf (ASHIZAWA ET AL. 1999; HAAPASALO ET AL. 2000; KONTULAINEN ET AL. 2002). Eine 89tägige Teil-Immobilisation in Form erzwungener Bettruhe verringert bei gesunden Probanden die Knochendichte an der *Tibia* um 6 % und die Muskelquerschnittsfläche um 25,6 % (RITTWEGER ET AL. 2005). Die Arbeiten mehrerer Autoren (BIERING-SORENSEN ET AL. 1988; WILMET ET AL. 1995; RUNGE ET AL. 2004A; ESER ET AL. 2004; DIONYSSIOTIS ET AL. 2011; BORSCHMANN ET AL. 2012) publizieren Untersuchungsergebnisse zu Menschen, die durch Rückenmarksverletzungen oder Schlaganfall unter starken Bewegungseinschränkungen leiden. Radiologische Knochendichtemessungen zeigen bei Extremitäten mit reduzierter Einleitung von Muskelkräften signifikant verschiedene Knochenparameter.

Besonders regelhaft und ausgeprägt sind Knochenmasse- und Strukturverluste bei Paraparesen, d.h. der beidseitigen Lähmung der unteren Extremitäten nach Verletzung des Rückenmarks. Patienten weisen im Vergleich zu gesunden Kontrollgruppen eine verringerte trabekuläre Knochendichte (BMDtrab) an der *Tibia* von ca. -73 % oder kortikaler Querschnittsflächen (CSAcort) von ca. -28 % auf (ESER ET AL. 2004). Nach Ereigniseintritt stabilisieren sich Knochenumbauvorgänge je nach Messort innerhalb von drei bis acht Jahren.

Die in Tab. 1.1 gelisteten Publikationen stärken die Theorien von Wolff (WOLFF 1892) und das mechanostatische Modell nach Frost (FROST 1987). Von beiden Autoren wird der große Einfluss von mechanischen Kräften auf die ossäre Formgebung hervorgehoben. Die Knochengometrie steht somit im engen Zusammenhang mit auf den Knochen einwirkenden Muskel- und Gelenkkraften. Insbesondere Druckkräfte bzw. die daraus resultierenden negativen Dehnungen tragen wesentlich zur Formgebung bei. Abb. 1.6 zeigt modellhaft einen klinischen Fall, in welchem nach einer Knochenfraktur eine starke Kurvation vorliegt.

Tab. 1.1: Studien über ossäres Adaptionsverhalten unter Anwendung der Messverfahren Dual Energy Xray Absorptiometry (DEXA) und periphere quantitative Computertomographie (pqCT)

Vp: Versuchspersonen, Pat: Patienten, Astr: Astronauten

Gruppe	Effekt	Autor	Teilnehmer/ Messmethode	Beobachtung
Wachstum	Hormonell geregelt Änderung	SCHIESSL ET AL. 1998	778 Kinder, DEXA	Zusammenhang zw. Zuwachs von Knochen- und Muskelmasse am Gesamtkörper
		SCHOENAU ET AL. 2000	318 Kinder, 336 Erw., pqCT	Zusammenhang zw. Knochen- und Muskelquerschnittsfläche am Radius
Geschlecht	Hormonell geregelt Änderung	SCHIESSL ET AL. 1998	778 Kinder, DEXA	Verstärkter Zuwachs an Knochenmasse bei Mädchen ab ca. 12. Lebensjahr im Vergleich zu Knaben
		NEU ET AL. 2001	371 Kinder, pqCT	Verstärkter Zuwachs an Knochenmasse bei Mädchen ab ca. 12. Lebensjahr im Vergleich zu Knaben
Funktion	Allgemein	FROST ET AL. 2000	210 Vp, pqCT	Zusammenhang zw. Knochenfestigkeit am Radius und Handkraft
	Tennis- spieler	ASHIZAWA ET AL. 1999	28 Vp, pqCT	Kortikale Querschnittsflächen am Radius der Arme unterscheiden sich im Seitenvergleich bei Tennisspielern um 13,5 %, in der Kontrollgruppe nur um 4 %.
		HAAPASALO ET AL. 2000	24 Vp, pqCT	Kortikale Querschnittsflächen am Radius der Arme unterscheiden sich im Seitenvergleich bei Tennisspielern um 14,8 %, in der Kontrollgruppe nur um 1,5 %.
		KONTULAINEN ET AL. 2002	91 Vp, pqCT und DEXA	Kortikale Querschnittsfl. am Radius der Arme untersch. sich im Seitenvergleich bei Tennis- und Squashspielern um 16,7 %, in der Kontrollgr. nur um 3 %.
	Raumfahrt	SIBONGA ET AL. 2007	45 Astr, DEXA	4-6 Monate Aufenthalt, je nach Messort (Extremität) Verlust 2 % - 9 %
	Bed Rest Studien	SHACKELFORD ET AL. 2004	9 Vp, DEXA	Nach 17 Wochen Massenänderung bei Hüfte Männer -3,9 % und Frauen -2,3 %
		BELLER ET AL. 2011	24 Frauen, pqCT/DEXA	43 Tage Teil-Immobil. führt zur Reduktion der tibialen Trabekeldichte um -1,54 %
		RITTWEGER ET AL. 2005	25 Probanden, pqCT	89 Tage Teil-Immobil. + 14 Tage Erholung führen zur Reduktion der tibialen Trabekeldichte um -6 % und der tibialen Muskelquerschnitte um -25,6 %
	Parese	ESER ET AL. 2004	89 Pat, 21 Vp, pqCT	Knochenmasseverlust an der Epiphyse des <i>Femur</i> ca. 50 % und an der <i>Tibia</i> ca. 60 % im Vergleich zur Kontrollgruppe, Stabilisierung nach 3-8 Jahren
		DIONYSSIOTIS ET AL. 2011	31 Pat, 30 Vp, pqCT	Knochenmasseverlust an trabekulären Anteilen der <i>Tibia</i> je nach Verletzungsgrad zwischen -58,32 % und -49,05 % im Vergleich zur Kontrollgruppe

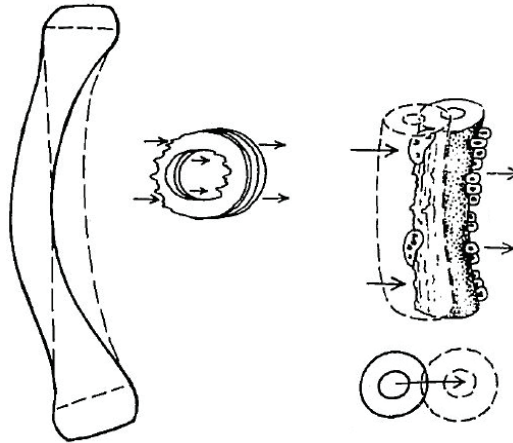


Abb. 1.6: Ossäre Volumendrift nach Fraktur (FROST 1987)

Die Krümmung verursacht eine Biegebeanspruchung, die zu Zug- und Druckdehnungen führt. Würde der Knochen auf Zug und Druck gleich reagieren, könnte nur sehr schwer eine normale Ausgangsform wieder hergestellt werden. Es wird jedoch postuliert, dass negative Dehnungen eine wichtige Regelgröße für den Knochen sind. Diese leiten eine Knochenmassedrift ein und regeln die weitere Formbildung, bis die für einen gesunden Knochen gewohnten Dehnungen auftreten. Der wichtige Einfluss von Druckkräften wird auch in der kindlichen Entwicklung beobachtet. Bei der chondralen bzw. indirekten Ossifikation (vgl. ENGELHARDT 1981; ULFIG 2011; RAUCH 2012) wird die Wachstumsrichtung der Epiphysenfugen über wirkende Druckkräfte bestimmt. Studien über die Hüftkopfeiphysenfuge und die Apophysenfuge im *Trochanter maior* (HEIMKES ET AL. 1993; HEIMKES ET AL. 1995; HEIMKES ET AL. 2009) weisen das Vorherrschen von Druckkräften an den Wachstumsfugen aus. Dies wird auch mit der Arbeit von Skuban und Mitarbeitern (SKUBAN ET AL. 2009) bestätigt.

1.4 Modellbildung zur Berechnung individueller Muskelkräfte und der daraus resultierenden femoralen Beanspruchungen

Die Postulate in Kapitel 1.2 und 1.3 verdeutlichen durch den engen Zusammenhang zwischen Knochenmasse und -struktur und den eingeleiteten Muskelkräften die maßgeblichen Einflüsse von Kräften auf die Formgebung des Knochens. Jedoch sind in der Literatur widersprüchliche Ergebnisse erkennbar. Theoretische

Berechnungsmodelle der *Femora* sowie deren experimentelle *In vitro*-Validierung zeigen hohe Biegedehnungen in der Diaphyse von etwa $\varepsilon = \pm 800 \mu$ bis etwa $\varepsilon = \pm 1.900 \mu$ (SAVVIDIS ET AL. 1991; POLGAR ET AL. 2003; SCHÄRER 2005; DECKING ET AL. 2006; CRISTOFOLINI ET AL. 2009) in einem normalen Gangzyklus. *In vivo*-Dehnungsmessungen an der *Tibia* verweisen jedoch auf niedrigere Werte von betragsmäßigen Hauptspannungen mit maximal $\varepsilon = \pm 700 \mu$ (BURR ET AL. 1996; MILGROM ET AL. 2000).

Wie schon Kandel feststellte (KANDEL 2007), leistet die Auswahl eines geeigneten Modells den wesentlichen Beitrag zum Gelingen einer Untersuchung. Anders als bei bereits durchgeführten Arbeiten in der Berechnung von Muskelkräften soll daher hier keine Datenkollektion aus unterschiedlichen Quellen erfolgen. Neuere Studien belegen, dass generische im Vergleich zu individuell angepassten Mehrkörpermodellen abweichende Resultate liefern (LENAERTS ET AL. 2009; JAEGER ET AL. 2012).

Die bisherigen Modelle zur Berechnung von Muskelkräften sind demnach unzureichend, da strukturelle Informationen der Knochengeometrie nicht ausreichend berücksichtigt werden.

Der Klärung folgender Fragen dient der Erweiterung bestehender Berechnungsansätze für die inverse Bestimmung von Muskelkräften:

- Wie kann die Form eines gesunden (= normalen), bereits ausgebildeten Knochens als zusätzliche Randbedingung in Optimierungsalgorithmen Verwendung finden?
- Gibt es Muskelaktivitätsmuster in einem normalen Gangzyklus, welche zu minimalen Biegebeanspruchungen führen?
- Wie plausibel sind die neu berechneten Muskelkräfte und femoralen Beanspruchungen bezüglich Daten aus der Literatur von *In vivo*-Dehnungsmessungen, *In vivo*-Messungen von Hüftgelenkkräften und potentiell stattfindendem Knochenumbau nach einem mechanostatischen Modell?

Zur Beantwortung dieser Fragen wird ein geeignetes menschliches Körpermodell erzeugt. Es basiert auf den Daten einer gesunden männlichen Person (Alter 29 Jahre, Körperhöhe 175 cm, Körpermasse 68,6 kg). Mit einem Body Mass Index (BMI) von 22,4 liegen Körpergröße und Körpermasse im statistischen Durchschnitt

(LANGE 2011) von 65,9 % der 18- bis 29 jährigen Männer. Der Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel (CCD-Winkel) von 129° und der Antetorsionswinkel von 12° liegen im engeren Rahmen der Normalwerte (STARKER ET AL. 1998). Die geometrische Rekonstruktion erfolgte unter Verwendung von magnetresonanztomographischen Aufnahmen der unteren Extremitäten. Diese Datenbasis erlaubt eine genaue Ausrichtung jener Kraftvektoren, welche die Muskulatur repräsentieren. Daten aus einem Ganglabor (Orthopädische Universitätsklinik Friedrichsheim gGmbH, Frankfurt) wie Bodenreaktionskräfte, Positions- und Lagedaten (Posen) der Körperteile im Raum sowie Elektromyographie-Daten (EMG) der muskulären Aktionspotentiale liefern Randbedingungen für das Mehrkörpermodell. Das Flussdiagramm in Abb. 1.7 verdeutlicht die Arbeitsschritte von der Datenakquisition bis zur Ergebnisbewertung.

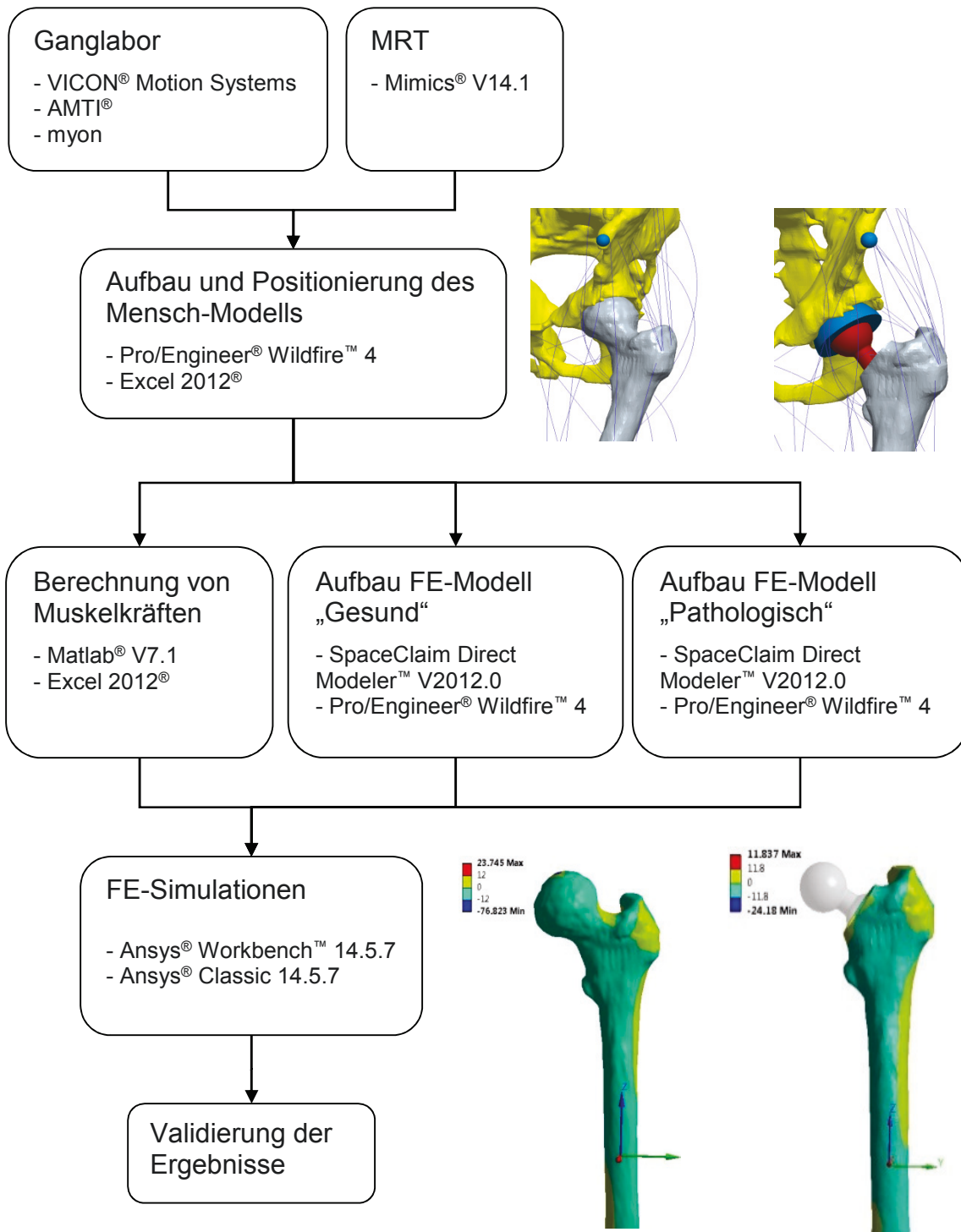


Abb. 1.7: Beschreibung der Arbeitsschritte von Datenakquisition bis zur Ergebnisbewertung mit Angaben zu den eingesetzten Softwareprodukten

2 Erstellung von individuellen Simulationsmodellen

2.1 Geometrische Rekonstruktion mittels radiologischer Aufnahmen

Radiologische Aufnahmen unterschiedlicher Systeme dienen als Basis der hier verwendeten Simulationsmodelle. Das einheitliche Datenformat Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) findet dabei in der Röntgen-Computertomographie (CT) und Magnetresonanztomographie (MRT) Verwendung. DICOM-Daten stellen Gewebestrukturen in unterschiedlichen Grauwerten (Engl. Gray Value (GV)) dar. Bei der 12-Bit-Variante ist eine Abstufung durch 4.096 Werte möglich. Die Abb. 2.1 zeigt jeweils eine transversale CT- und MRT-Aufnahme des Oberschenkels.

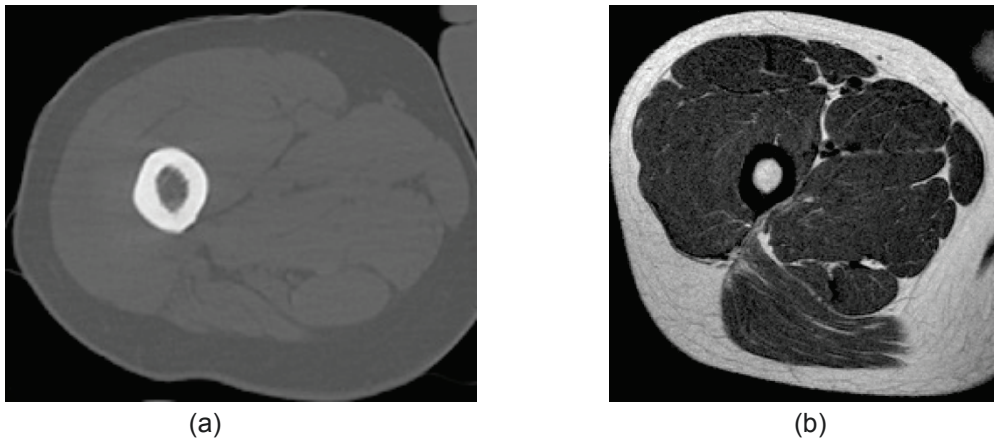


Abb. 2.1: (a) Röntgen-CT-Aufnahme, in welcher der kortikale Knochen hell dargestellt ist
(b) MRT-Aufnahme, bei der die Graustufe für die *Corticales* vergleichbar mit jener von Luft ist

Die unterschiedlich genutzten physikalischen Wirkungsweisen implizieren methodische Vor- und Nachteile. Die Röntgen-Computertomographie ist ein schnelles Verfahren, das vor allem Strukturen mit unterschiedlichen radiologischen Abschwächungseigenschaften kontrastreich darstellt (DÖSSEL 2000; KALENDER 2006; KRIEGER 2005; KRIEGER 2009). Die derzeitige klinisch genutzte Magnetresonanztomographie, welche zumeist in einem 1,5 Tesla-Magnetfeld den Spin von Wasserstoffatomen misst (WEISHAUP ET AL. 2009; NITZ ET AL. 2007), ist frei von Wirkungen ionisierender Strahlung, hat eine längere Aufnahmezeit und kann aufgrund komplexerer Maschinenjustierung Weichteilge-

webe kontrastreicher darstellen. Ein wichtiges Merkmal der Geometrierekonstruktion auf Basis von MRT-Daten ist, dass kortikaler Knochen mit hohem Gewichtsanteil an Hydroxylapatit einen mit Sehnen oder Luft vergleichbaren Grauwert aufweisen kann. Dieses Phänomen erschwert regional die Segmentation der knöchernen Kontur.

Die Planung von individuellen Hüftimplantaten (ALDINGER ET AL. 1991; STARKER ET AL. 2000; AKBAR ET AL. 2009; SARIALI ET AL. 2009) sowie der Aufbau von femoralen Simulationsmodellen (LENGSFELD ET AL. 1998; HELWIG ET AL. 2009; BIEGER ET AL. 2012; SZWEDOWSKI ET AL. 2012) basieren derzeit auf CT-Aufnahmen. Die Bewertung von postoperativen Knochenumbauprozessen kann ebenfalls über das CT erfolgen (ADOLPHSON ET AL. 1993; BURCHARD ET AL. 2007) oder auch über die wesentlich strahlungsärmere Methode der Dual Energy Xray Absorptiometry (DEXA). Die niedrigere Strahlendosis von etwa 1 μ Sv für eine DEXA-Aufnahme des proximalen *Femur* (ARMBRUST 1999) erlaubt eine mehrmalige und zeitlich versetzte Erfassung der Knochenumbauprozesse nach einer Prothesenversorgung (GRUEN ET AL. 1979; MARTINI 2001; BRINKMANN 2003; MANIG 2004; LEICHTLE ET AL. 2006).

Die Strahlenexposition in der CT-Applikation ist im Vergleich dazu nicht vernachlässigbar. Sariali und Mitarbeiter (SARIALI ET AL. 2009) geben für den Scan des Hüftgelenkes eine mittlere effektive Strahlendosis von 11,2 mSv an. Dabei beträgt nach Armbrust (ARMBRUST 1999) die natürliche („umgebungsbedingte“) Knochenmarksdosis im Jahr im Mittel 2,4 mSv, mit starken regionalen Schwankungen.

Für die Erstellung eines Körpermodells der unteren Extremitäten sind Aufnahmen von den *Ossa iliaca* (Beckenkämme) bis zu den *Tubera calcanei* (als Repräsentanten der Fußsohle) nötig und aufgrund der Strahlenexposition mit Röntgen-CT an einem gesunden Probanden ethisch nicht vertretbar. Die in dieser Arbeit verwendeten Aufnahmen der unteren Extremitäten wurden mit einem Magnetresonanztomographen Philips® Achieva® erstellt, die Aufnahmedauer betrug 45 Minuten. Dabei wurde der Proband in mehreren Aufnahmeblöcken von etwa 30 cm Höhe bildlich erfasst. Diese Vorgehensweise ist notwendig, um mögliche Artefakte auf Grund von Bewegungen des Probanden zu minimieren. Abb. 2.2 (a) zeigt Aufnahmen von ventral. Jedoch ist diese Frontalansicht ein „Zusammenbau“ von 240

transversalen Einzelaufnahmen unter Anwendung der Software Mimics® V14.1 der Firma Materialise. Die ventrale Gesamtansicht veranschaulicht Ungenauigkeiten wie variierende Grauwerte in den einzelnen Sektionen aufgrund unterschiedlicher Spulen im MRT und leichte Verschiebungen einiger Sektionen zueinander in x- und y-Richtung besser. Korrekturen durch Koordinatentransformationen (KS) der einzelnen Oberflächensegmente im CAD-Programm (Computer Aided Design) erlauben die Erstellung berechnungsfähiger Modelle. Variierende Grauwerte auch bei gleicher Gewebeart sind bei der Rekonstruktion berücksichtigt.

Abb. 2.2 (b) zeigt eine Oberflächenrekonstruktion. Dabei ist am rechten *Femur* noch ein Versatz im Bereich des *Trochanter minor* ersichtlich, was am linken *Femur* behoben wurde. Infolge vieler Einstellparameter ist die Anwendung des MRT-Verfahren komplizierter und die Daten sind schwieriger zu vereinheitlichen als bei den CT-Verfahren.

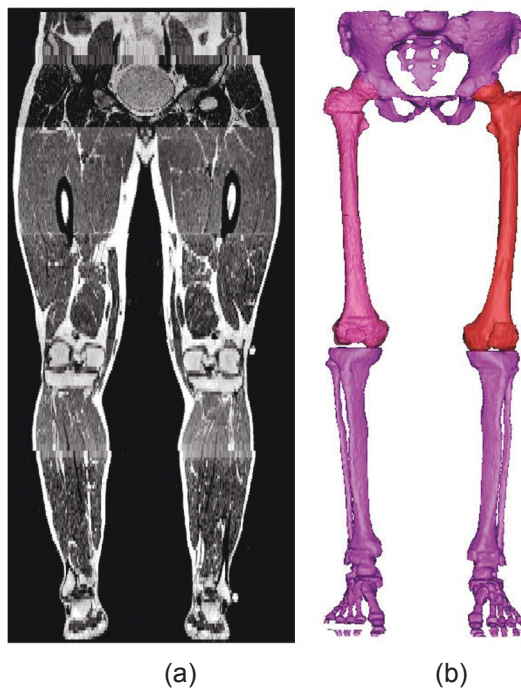


Abb. 2.2: (a) MRT Aufnahme eines gesunden Probanden
(b) Mittels MRT generierte virtuelle Körperteile

Beide Systeme liefern jedoch hinreichend gute Daten, mit denen unter Berücksichtigung von Randbedingungen (variable Schichtabstände, Grauwerteunterschiede) geometrische Rekonstruktionen möglich sind.

2.2 Anforderungen an die Materialparameterzuweisung

Die Berechnung von patientennahen Knochenumbauprozessen bei Hüftgelenkimplantaten mit sogenannten „makroskopischen“ Materialmodellen impliziert mehrere Vorteile. Die Mehrzahl der in der klinischen Routine eingesetzten Geräte messen die Knochenmasse auf makroskopischer Ebene. Es ist umfangreiche Literatur mit empirischen Messwerten von ossären Materialparametern aus Zug- und Druckversuchen zu finden. Die FE-Berechnung eines *Femur* z.B. mit Tetraeder-Elementen einer Kantenlänge von 2 mm führt zu einem Modell, welches die Geometrie für die Spannungsuntersuchungen gut diskretisiert. Wie in Abb. 2.3 ersichtlich, enthält der cortikale Querschnitt mehrere Elemente. Die linear elastische Simulation des gesunden *Femurs* auf der handelsüblichen Workstation wie HP Z400 (Intel Xenon 3 GHz, 12 GB Ram) benötigt wenige Minuten. Die Simulationsmodelle basieren somit auf digitalen Bildern, deren kleinste Bildeinheit in der Ebene ein Pixel mit definierter Kantenlänge ist. Findet auch die Tiefe Berücksichtigung, wird dieser Raum als Voxel bezeichnet. Die Größe eines Voxels entscheidet, wie viel Detailinformation der Gewebestruktur verloren geht. Abb. 2.3 (a) veranschaulicht die Digitalisierung einer Osteonenstruktur mittels eines Voxel mit einer Kantenlänge von z.B. 0,8 mm x 0,8 mm x 1,0 mm.

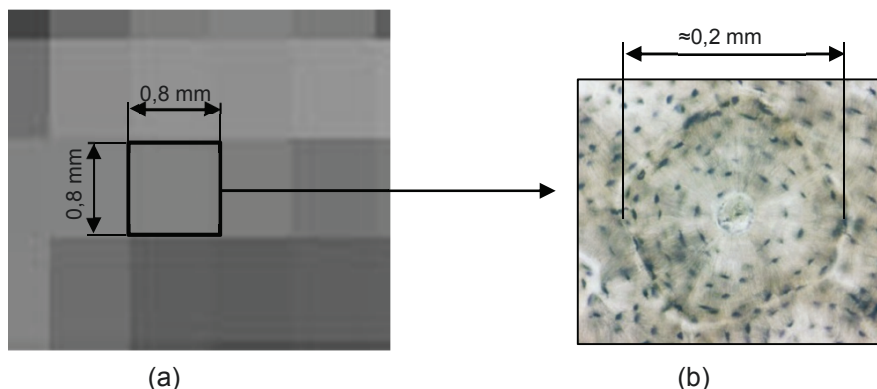


Abb. 2.3: (a) Vergrößerung mehrerer Voxel von 0,8 mm x 0,8 mm x 1,0 mm
(b) Vergrößerte Aufnahme eines Osteons nach Ulfing (ULFIG 2011, S.46)

Abb. 2.3 (b) stellt ein sekundäres Osteon nach Ulfing (ULFIG 2011) dar, welches einen Durchmesser von etwa 200 μm (CURREY 2006) aufweisen kann. Somit kann ein Voxel eine Mehrzahl von Osteonen enthalten. Unter Berücksichtigung der chemischen Zusammensetzung (also der im Voxel befindlichen Moleküle) kann über

das Berechnungsmodell nach Hubbell (HUBBELL 2006) die potentielle Abschwächung von Photonen bestimmt werden.

Von entscheidender Bedeutung für die individuelle Materialparameterzuweisung bei FE-Berechnungen mittels CT-Daten ist der lineare Schwächungskoeffizient μ , welcher nach DIN 6814-2 gemäß der differentiellen Formel

$$\mu = \frac{dN_p}{N_p \cdot ds} \quad (2.1)$$

definiert wird. Dabei ist der Schwächungskoeffizient zuallererst ein Maß für die Wechselwirkungen der Photonen mit der Materie. Für die Durchstrahlungslänge ds ist μ das Verhältnis der Zahl der absorbierten Photonen dN_p zu der Gesamtanzahl der wechselwirkenden Photonen N_p . Für eine endliche Durchstrahlungstrecke ergibt sich aus (2.1) eine längs dieser Strecke exponentiell abklingende Photonenanzahl und somit eine exponentiell abklingende Strahlungsintensität. Der Schwächungskoeffizient μ lässt sich wegen der Stoffabhängigkeit für ein hinreichend kleines Gebiet als Maß für die Massendichte deuten. In der klinischen Routine werden CT-Messergebnisse über die Formel (KALENDER 2006)

$$HU = 1000 \cdot \left(\frac{\mu_n - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \right) \quad (2.2)$$

auf die lineare Abschwächung μ_{H_2O} von Wasser normiert und in Anlehnung an den Nobelpreisträger Godfrey N. Hounsfield mit Hounsfield Units (HU) abgekürzt. Dieser Wert wird als Grauwert dargestellt.

Abb. 2.4 zeigt einen möglichen Rückschluss von linearer Schwächung eines Voxels auf vorhandene Molekülmassen. Der Grauwert repräsentiert in diesem Fall kortikalen Knochen, und es sind in Anlehnung an DIN 6809-4 die Wirkungen der Moleküle von Hydroxylapatit, Kollagen und Wasser repräsentiert.

Ziel der Materialparameterzuweisung ist es, auf makroskopischer Ebene inhomogenes knöchernes Materialverhalten in FE-Simulationen realitätsnah abzubilden.

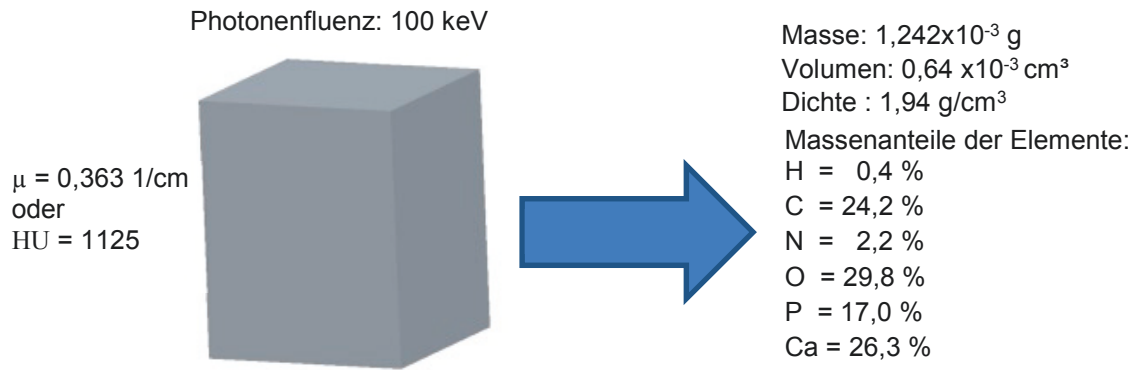


Abb. 2.4: Vergrößerung eines Voxels mit der Dimension 0,8 mm x 0,8 mm x 1,0 mm und Rückschluss auf die an der radiologischen Abschwächung beteiligten Moleküle

Diese Forderung ist durch den Informationsübertrag der Grauwerte aus den CT oder MRT Aufnahmen zu erfüllen. Dazu wird, wie in Abb. 2.5 dargestellt, die Voxelmatrix mit den Elementen des FEM-Netzes überlagert, und es werden Schnittmengen berechnet, welche den geometrischen Unterschied gebührend berücksichtigen. Bei stark variierender Knochendichte sollten die Voxelgröße und die Kantenlänge der Elemente aufeinander abgestimmt sein.

Jedem einzelnen FE-Element wird somit ein Schwächungswert zugewiesen. So entsteht die in Abb. 2.5 dargestellte inhomogene, elementweise isotrope Materialparameterverteilung. Für jedes Element wird durch die farbliche Codierung der varriierende E-Modul-Wert angezeigt. Der Zusammenhang zwischen radiologischer Abschwächung und den Materialkennwerten einfacher Materialmodelle wie Elastizitätsmodul, Querkontraktionszahl und Schubmodul wird der Literatur entnommen. Es besteht eine Vielzahl von Veröffentlichungen, welche Kennwerte aus mechanischen Versuchen (Zug-Druckversuch), Ultraschall oder Nanoindentation publizieren.

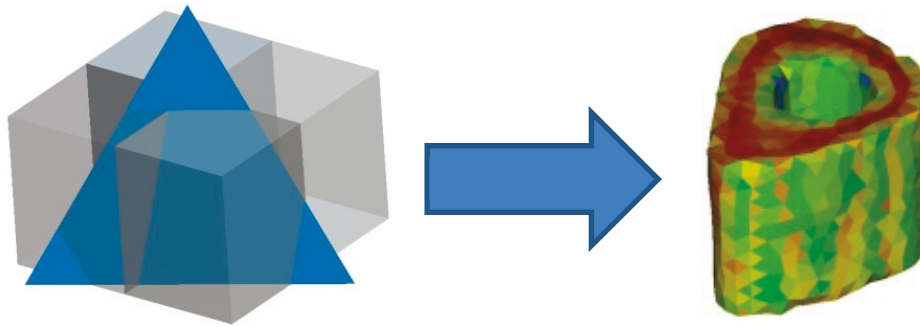


Abb. 2.5: Ein Finites Element der Kantenlänge 2 mm schneidet mehrere Voxel und enthält somit ein definiertes Knochenvolumen mehrerer Voxel

Abb. 2.6 (HELGASON ET AL. 2008A) zeigt die Ergebnisse einer systematischen Untersuchung isotroper mechanischer E-Modul-Messungen und deren Abhängigkeit von der apparenten Dichte. Die dargestellten 22 Näherungsfunktionen verdeutlichen die Streubreite der dichteabhängigen Materialkennwerte. Auch wird ersichtlich, dass hier noch kein Zusammenhang zwischen radiologischer Abschwächung und apparenter Knochendichte aufgeführt ist.

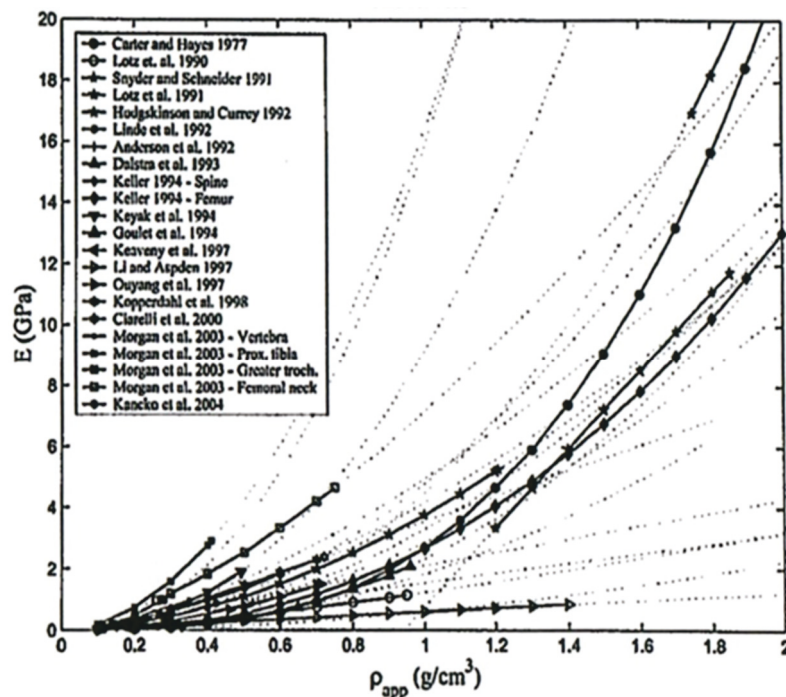


Abb. 2.6: Materialmodelle von E-Moduli über apparente Knochendichte aus (HELGASON ET AL. 2008A)

Die Anzahl jener Publikationen, welche einen direkten Zusammenhang zwischen radiologischer Abschwächung und Materialparametern menschlicher Gewebe beschreiben, ist gering. In einer diesbezüglichen Publikation von Rho (RHO ET AL. 1995) scheint sich zusätzlich ein systematischer Fehler eingeschlichen zu haben, bei welchem die Voxeltiefe mit 10 mm Scannbreite größer war als die Proben mit 6 mm. Dadurch entstand eine schlechte Korrelation von $r^2 < 0.2$ zwischen radiologischer Abschwächung und kortikaler Knochendichte.

Aufgrund der variablen Parameter im Bereich der Radiologie wie Voxelgröße und Photonenenergie, individueller Software zur Materialparameterzuweisung und empirischen Materialkennwerten ist ein standardisiertes Vorgehen noch nicht etabliert. Diese Problematik wird auch von Yosibash und Mitarbeitern (YOSIBASH ET AL. 2007) aufgeführt und in aktuellen Veröffentlichungen (TRABELSI ET AL. 2011; EBERLE ET AL. 2013) verdeutlicht. In diesen Publikationen findet bei der Modellierung von humanen Materialparametern mittels CT-Daten immer noch die Aschendichte von Pferdeknöcheln (LES ET AL. 1994) Verwendung, um den Zusammenhang von Abschwächung und apparenter Knochendichte zu erhalten. Das Flussdiagramm in Abb. 2.7 veranschaulicht wesentliche Stellgrößen im Prozess der Materialzuweisung und verweist auf entsprechende Veröffentlichungen. Die Korrelation von radiologischer Abschwächung und Knochendichte wird durch das nichtlineare Schwächungsverhalten der chemischen Elemente bzw. Moleküle und somit auch der Knochenmatrix gegenüber Photonen erschwert. In Anlehnung an eine CT-Aufnahme soll dieser Effekt an einem einfachen Modell eines mit Knochenmark bzw. Wasser gefüllten Voxel verdeutlicht werden. Der Gewichts- und Volumenanteil ist zu Beginn 100 % Wasser, und das Volumen wird linear bis zu der maximal möglichen Knochenmasse „aufgefüllt“, so dass eine apparente Knochendichte von $1,94 \text{ g/cm}^3$ vorliegt. Bezüglich der Knochenmatrix finden die zwei Teile Hydroxylapatit und Kollagen Verwendung, die den dritten Volumenanteil Wasser verdrängen. Das Mischungsverhältnis der Knochenmatrix in Gewichtsanteilen beträgt immer 66 % Hydroxylapatit und 34 % Kollagen sowie die hiermit zusammenhängenden Volumenanteile 40 % Hydroxylapatit und 60 % Kollagen.

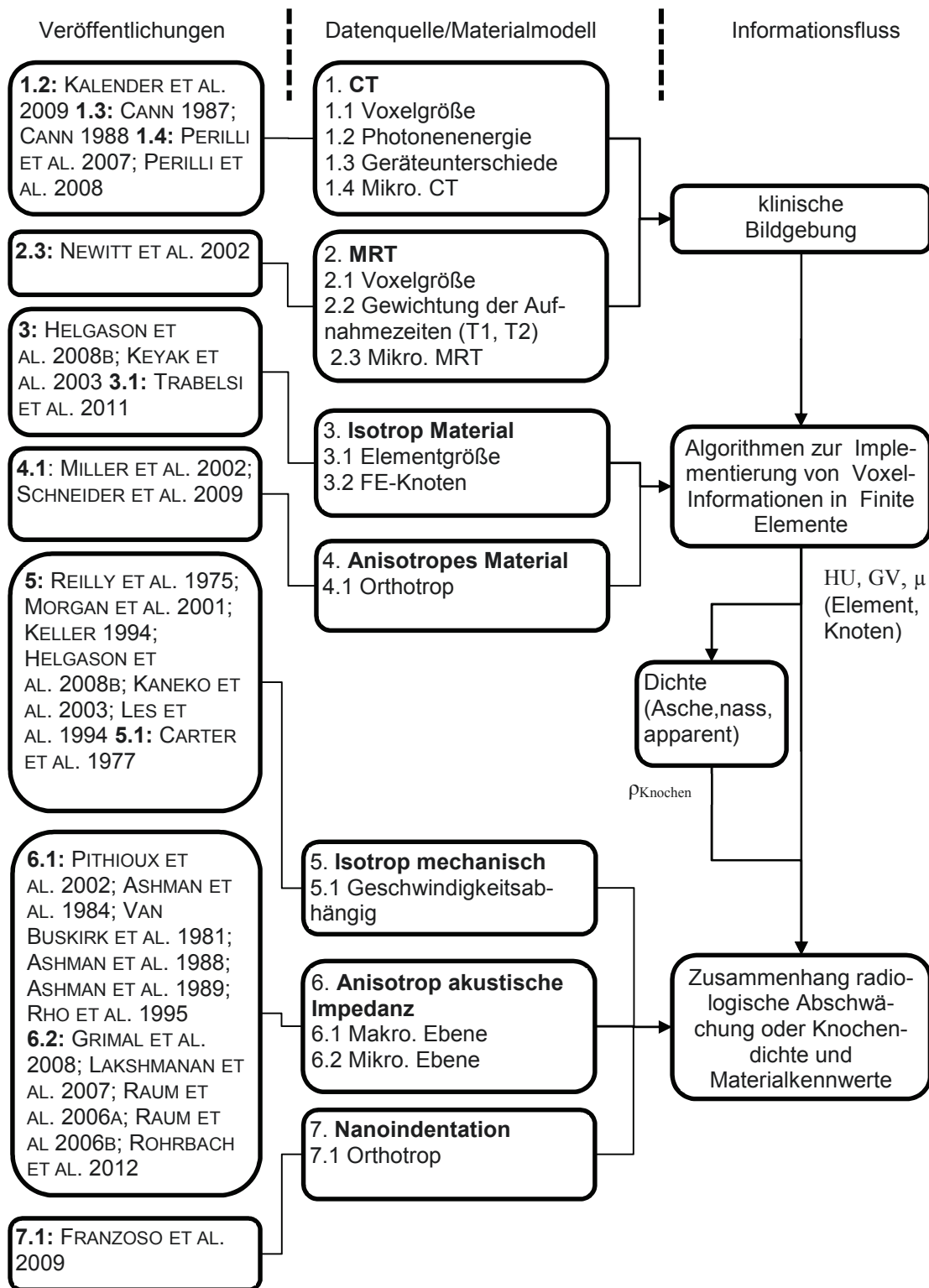


Abb. 2.7: Literatur, Datenquelle bzw. Materialmodell und Informationsfluss in der Implementierung von Materialparametern in FE-Modelle auf Basis von radiologischen Daten

Abb. 2.8 (a) zeigt für die ansteigenden apparenten Dichtewerte berechneten linearen Schwächungskoeffizienten bei drei monochromatischen Photonenfluenzen von 50 keV, 80 keV und 140 keV. Die Steigung sowie die unterschiedlichen Abstände der Geraden zueinander verdeutlichen die unterschiedlichen Wechselwirkungsprozesse. Der nichtlineare Charakter der Abschwächung ist in Abb. 2.8 (b) ersichtlich. Hier ist eine exponentiell abnehmende Schwächung durch drei ausgewählte apparenten Knochendichten über der Photonenenergie aufgetragen. Die Zusammenstellung der Werte erfolgte über die Photon Cross Section Database, bereitgestellt vom National Institute of Standards and Technology (NIST), einer Behörde des U.S. Department of Commerce.

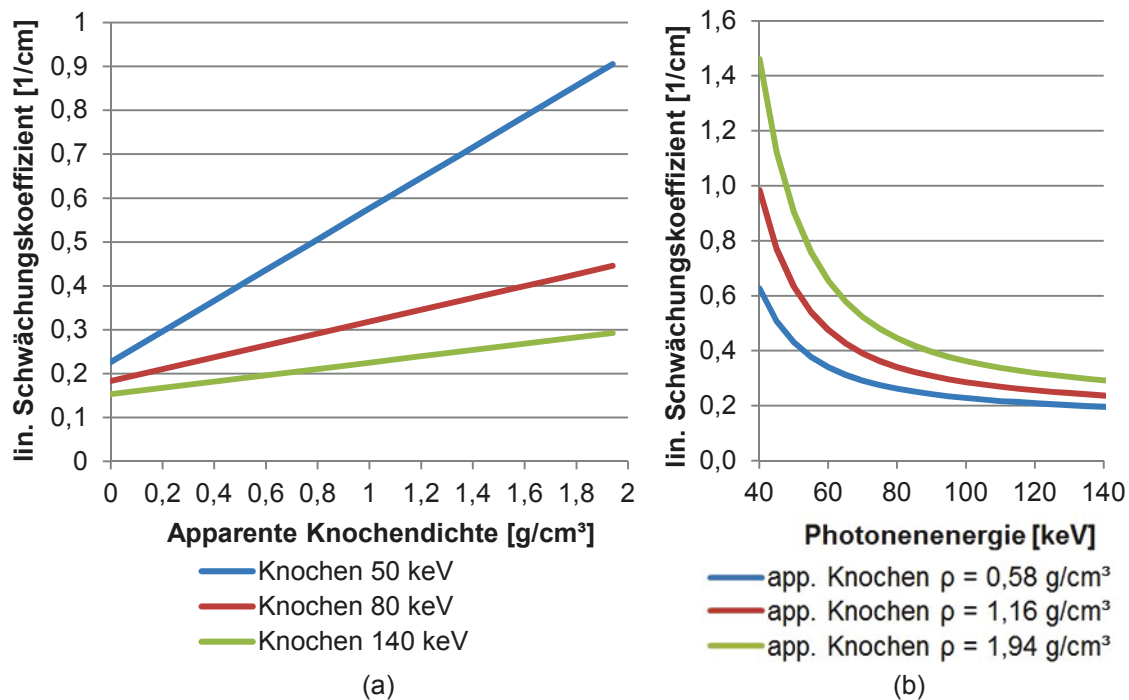


Abb. 2.8: (a) Lineare Schwächungskoeffizienten von Knochen über die apparente Knochendichte (b) Exponentielle Abnahme der linearen Schwächungskoeffizienten für drei apparente Knochendichten

Diese variierende Photonenenergie tritt in der klinischen Routine auf, wenn insbesondere die Anodenspannung z.B. an die Körpermasse des Patienten angepasst wird. Tab. 2.1 verweist auf unterschiedliche Maschineneinstellungen in Publikationen, welche radiologische Werte für die Materialparameterzuweisung berichten.

Tab. 2.1: Maschineneinstellungen bei CT-Geräten in unterschiedlichen Veröffentlichungen

Veröffentlichung	Gerät	Spannung/Strom	Voxelgröße [mm ³]
KANEKO ET AL. 2003	GE HighSpeed	80 kV, 120 mAs	0,49 x 0,49 x 1,0
LES ET AL. 1994	GE9800	140 kV, 30 mAs	1,06 x 1,06 x 1,5
RHO ET AL. 1995	Phillips	120 kV, 150 mAs	?x? x 10
TRABELSI ET AL. 2011	GE Lightspeed	120 kV, 90 mAs	0,547 x 0,547 x 1,0
YOSIBASH ET AL. 2007	Phillips Brilliance	140 kV, 250 mAs	0,73 x 0,73 x 1,5
EBERLE ET AL. 2013	GE Lightspeed	120 kV, 90 mAs	0,547 x 0,488 x 1,0

Die Ergebnisse können nur unter Anwendung geeigneter Phantome und Berechnungsverfahren verglichen oder auf eigene Daten angewandt werden. Die Veröffentlichungen von Cann (CANN 1987; CANN 1988) untersuchen diese Korrekturfaktoren unter Anwendung von Phantommaterialien wie Dikaliumhydrogenphosphat (K₂HPO₄) bei unterschiedlichen CT-Geräten. Die Verwendung von HU-Werten erschwert dabei ein nachträgliches Anpassen von CT-Daten. Ein Grund ist, dass die in der Normierung benutzten Schwächungskoeffizienten von Wasser sich ebenfalls bei unterschiedlichen Photonenfluenzen ändern. Die Änderungen der radiologischen Abschwächung unterliegen mehreren Wechselwirkungsprozessen wie Photoeffekt, Compton-Effekt und Rayleigh-Streuung. Dadurch entsteht für ein Material gleicher chemischer Zusammensetzung ein spezifisches nichtlineares Schwächungsverhalten, welches von den Maschineneinstellungen abhängig ist. Abb. 2.9 zeigt die Schwächungswerte der chemischen Elemente mit der Kernladungszahl von eins bis zwanzig bei angenommenen Wechselwirkungsprozessen mit Photonenenergien von 50 keV, 80 keV und 140 keV.

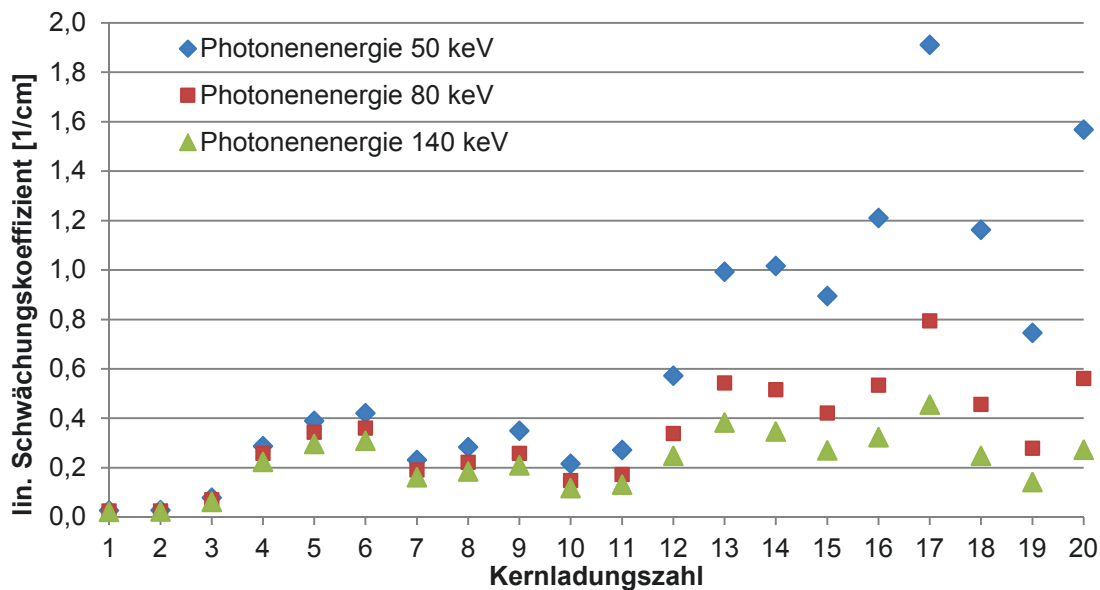


Abb. 2.9: Übersicht der radiologischen Schwächungskoeffizienten bei Elementen mit den Kernladungszahlen 1 bis 20

Ein Vergleich von CT-Daten würde vereinfacht werden, wenn Autoren die bei der CT-Datenerhebung verwendete mittlere Photonenfluenz angeben oder Maschinenhersteller diese Information der Ausgabedatei hinzufügen würden. Diese Ausführungen zeigen, dass weitere Untersuchungen notwendig sind, um mit Daten aus der klinischen Routine verlässlich Materialmodelle ableiten zu können. Eine möglichst realitätsnahe Modellierung der Knochendichte hat einen großen Einfluss auf die Simulation von Knochenumbauprozessen.

Die Anwendung der Formel nach Rho (RHO ET AL. 1995)

$$E_{Spongiosa} = 269 + 4,86 \cdot HU_{CT} \quad (2.3)$$

verdeutlicht in Abb. 2.10 am Beispiel eines mit gleichem Spongiosateil „gefüllten“ Voxels, dass ohne eine maschinenspezifische Korrektur Materialparameter wie E-Modul um bis zu 35 % abweichen können.

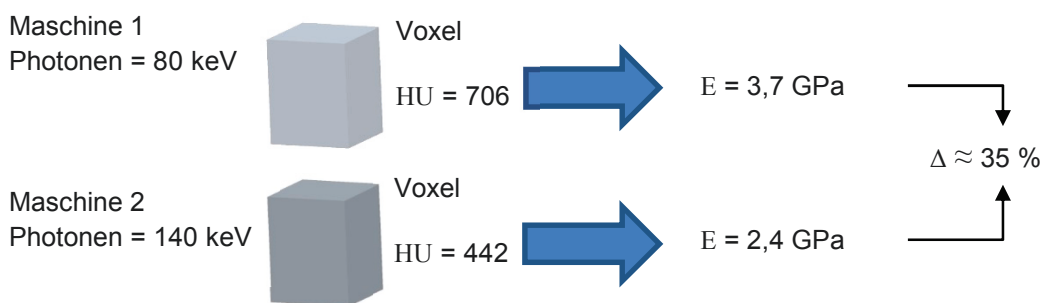


Abb. 2.10: Berechnung der Materialparameter nach Roh (RHO ET AL. 1995) bei einem mit gleicher Masse gefüllten Voxel

2.3 Entwicklung eines auf CAD-Daten basierenden Körpermodells

Bei der Generierung der radiologischen Aufnahmen befindet sich der Proband oder Patient meist in Rückenlage. Die Steuerung der Extremitäten in einem virtuellen Raum wird durch einen Geometrieübertrag in die für diese Arbeit verwendete Software Pro/Engineer® Wildfire™ 4 möglich. Die Definition von lokalen Koordinatensystemen (KS) auf Basis von markanten Körperpunkten (CAPPOZZO ET AL. 1995; DELLA CROCE ET AL. 1999) ermöglicht den Zusammenbau und Steuerung der Segmente. Die Ausrichtung der KS erfolgt in Anlehnung an Witte und Mitarbeiter (WITTE ET AL. 1997) und die Generierung der KS wird im Anhang B für alle Segmente dokumentiert. Abb. 2.11 zeigt eine Gesamtübersicht der Koordinatensysteme. Zusätzlich zu der Modellierung der unteren Extremitäten berücksichtigt das „Mensch-Modell“ die individuellen Muskelverläufe. Die Muskeln sind über deren Ursprünge und Ansätze definiert. Bei Muskeln, die umgelenkt werden, finden zusätzliche Zwischenpunkte Verwendung. Eine ausschließliche Modellierung mittels Ursprung und Ansatz kann laut Jaeger (JAEGER ET AL. 2012) je nach Muskel zu vektoriellen Abweichungen von bis zu 40° führen.

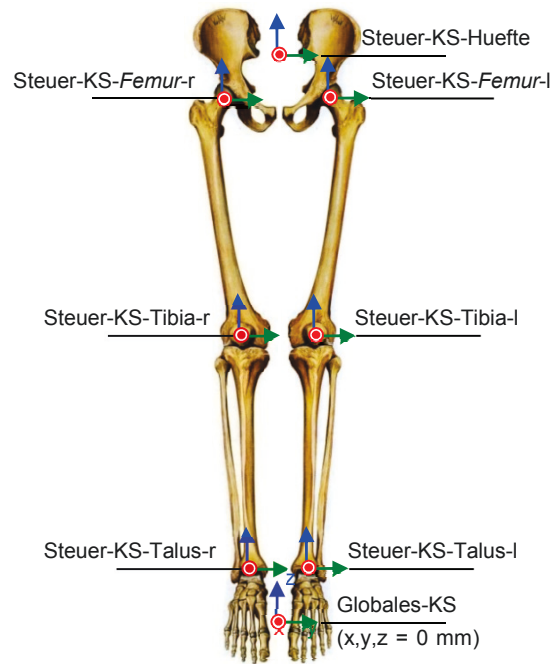


Abb. 2.11: Übersicht der Koordinatensysteme an einer Fotomontage aus Schünke (SCHÜNKE ET AL. 2007), über welche die Positionierung des CAD-Modells erfolgt

Abb. 2.12 zeigt die anhand der Muskelquerschnittsflächen angepassten Muskelverläufe in ventraler Ansicht (a), sagittaler Ansicht (b) und einer Vergrößerung des Hüftbereichs (c). Die Koordinatensysteme (Anhang B) sowie Muskeln des Modells werden somit über virtuelle Punkte im Raum definiert. Ein Übertrag der Punkte nach Excel 2012[®] ermöglicht Koordinatentransformationen sowie den Übertrag der Informationen in die Matlab[®]-Programmiersprache. Die Anwendung der linearen Optimierungsalgorithmen erfolgt in Matlab[®] V7.1, und der Aufbau ist in Kap. 3.2 erläutert.

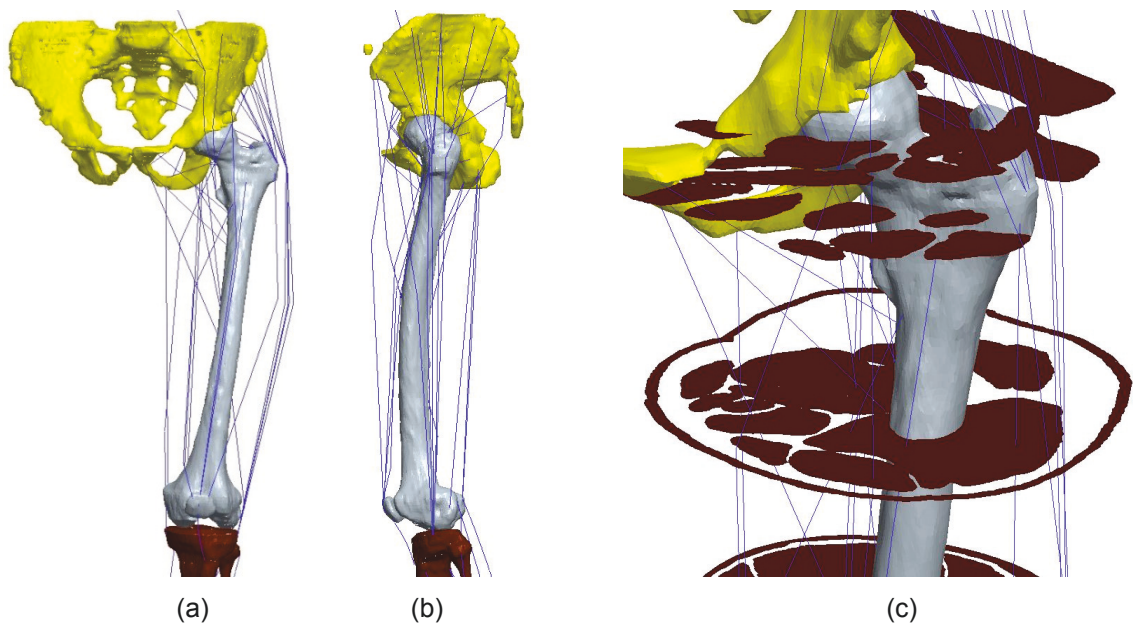


Abb. 2.12: (a) Ventrale Ansicht des Mensch-Modells (b) Sagittale Ansicht des Mensch-Modells (c) Vergrößerung des Hüftbereichs

2.4 Implementierung von Positions- und Kraftmessdaten aus dem Ganglabor in das Mensch-Modell

Eine realitätsnahe Positionierung bzw. die Ausrichtung der Extremitäten ist durch die im Ganglabor mit optischen Markern gemessene Bewegung möglich. Die instrumentelle Ganganalyse wurde in der Orthopädischen Universitätsklinik Friedrichsheim gGmbH Frankfurt durchgeführt. Die systematische Platzierung der optischen Marker sowie elektromyographische Oberflächensensoren auf den Extremitäten des Probanden erfolgte nach etablierten Methoden (KADABA ET AL. 1990; DAVIS ET AL. 1991; HERMENS ET AL. 1991; KONRAD 2005; STIEF ET AL. 2013). Das Infrarot-Kamerasystem VICON® Motion Systems erfasste die Positionsänderungen der Marker (Aufnahmefrequenz 200 Hz bzw. 200 fps). Die Aufzeichnung der Bodenreaktionskräfte erfolgte durch eine Kraftmessplatte der Firma AMTI® mit einer Aufnahmefrequenz von 1.000 Hz. Wie in Abb. 2.13 ersichtlich, werden zusätzlich auf den Muskeln *M. gastrocnemius medialis*, *M. semitendinosus*, *M. gluteus medius*, *M. rectus femoris* und *M. vastus medialis* elektromyographische Oberflächensensoren (Aufnahmefrequenz 1.000 Hz) der Firma myon appliziert.

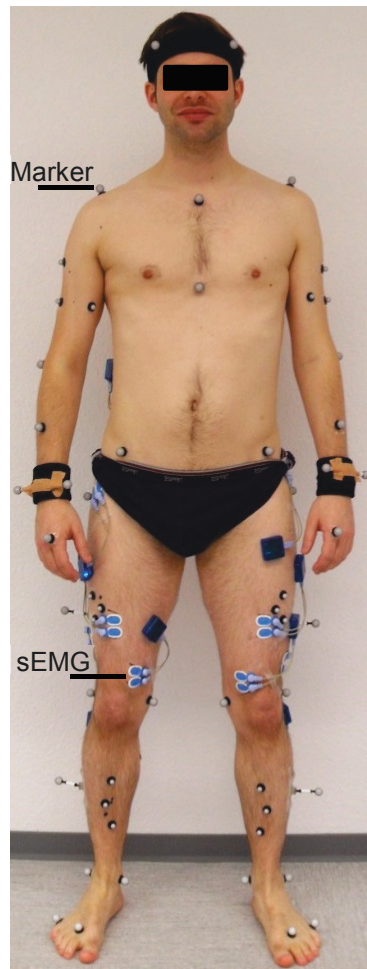


Abb. 2.13: Ventrale Ansicht des Probanden

Markerkoordinaten, Bodenreaktionskräfte und EMG-Signale wurden zeitlich synchronisiert. Die frei gewählte Gehgeschwindigkeit betrug 1,4 m/s, was einer normalen altersbezogenen Geschwindigkeit entspricht (TIROSH ET AL. 2005). Die Angaben der Positionsdaten von Markern und der Bodenreaktionskräfte erfolgten einheitlich im Koordinatensystem des Ganglabors. Die Abbildung (Positionierung) des virtuellen Mensch-Modells auf die Daten des Ganglabors kann durch die Zusammenführung der Positionsdaten von optischen Markern mit geometrischen Rekonstruktionen dieser Marker in den MRT-Daten erfolgen. Vor der Anfertigung der MRT-Aufnahmen wurden als Marker Lachsölkapseln aus der Nahrungsmittelergänzungsindustrie auf die gleichen Positionen wie jene der optischen Marker geklebt. Abb. 2.14 demonstriert die Positionierung des virtuellen Modells am Beispiel des Kniegelenks.

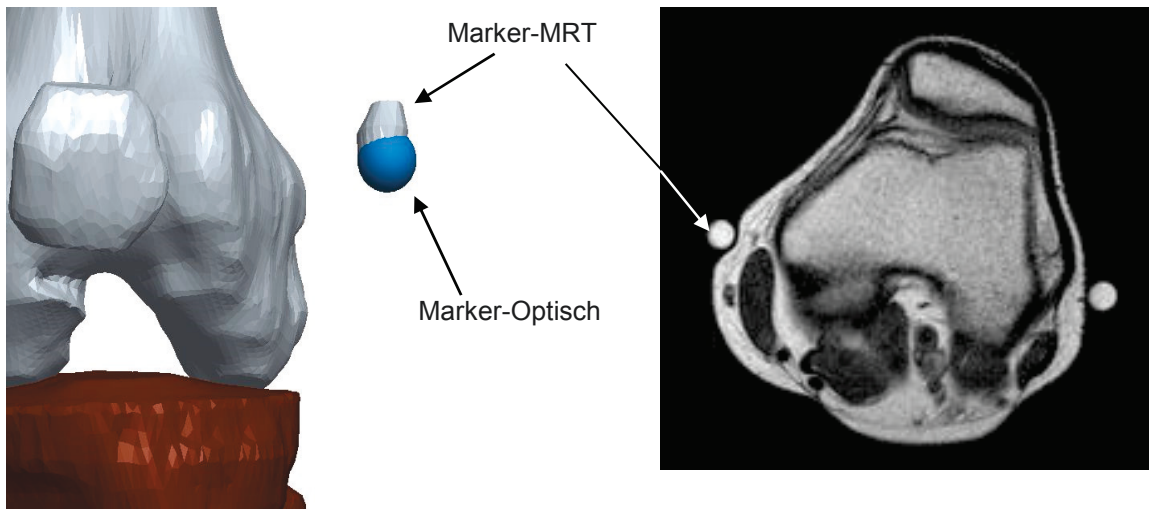


Abb. 2.14: Positionierung der Extremitäten durch Überlappung der Position von optischen Markern mit der virtuellen Rekonstruktion der im MRT applizierten flüssigkeitsgefüllten Kapseln

3 Das biegemomentreduzierte Muskelmodell

3.1 Berücksichtigte Wirkmechanismen der Muskelkräfte

Die thermomechanischen Eigenschaften von Muskeln wie Kraft- und Wärmeentwicklung (HILL 1925; HILL 1938) können mit Modellen unterschiedlicher Komplexität modelliert werden. Die Berücksichtigung von Kontraktionsgeschwindigkeiten und Energiespeicherung (GÜNTHER 1997; SCHMITT 2006) erfordert jedoch eine Vielzahl an Parameter wie Korrelationen von muskulärer Kraftentwicklung zur Gesamtmuskellänge sowie Trägheitseigenschaften von Körpersegmenten.

Für eine erste Untersuchung, ob mittels eines Optimierungsalgorithmus Muskelaktivitätsmuster berechenbar sind, welche reduzierte Biegebeanspruchung in der femoralen Diaphyse verursachen, ist dies noch nicht notwendig.

In der Studie von Morlock (MORLOCK ET AL. 2001) wurden die täglichen Aktivitäten bei 31 Patienten nach einer Hüftoperation erfasst. Es wird als häufigste Tätigkeit das Sitzen mit 44,3 % angegeben, gefolgt vom Stehen mit 24,5 % und dem Gehen mit 10,2 %. Unter zusätzlicher Berücksichtigung von Studien aus dem geriatrischen Bereich (GURALNIK ET AL. 1995; RUNGE ET AL. 2006), welche einen hohen Stellenwert des Gehens für den Menschen postulieren, soll im Folgenden die Berechnung der Muskelkräfte im Gangzyklus erfolgen.

In den Optimierungsberechnungen von Muskelkräften finden die aus dem MRT ersichtlichen subjektspezifischen Muskel- und Sehnenquerschnittsflächen als Surrogat für maximale Kontraktionskräfte eines Muskels Verwendung. Ohne diese Restriktionen könnten Muskeln mit kleinen Querschnitten wie der *M. sartorius* beliebig große Kräfte induzieren. Eine Möglichkeit, den Zusammenhang zwischen Muskelgeometrie und spezifischer Kraft zu berücksichtigen, stellt die Verwendung des Physiologischen Muskelquerschnitts (Engl. Physiological Cross-Sectional Area (PCSA)) dar. Die Publikationen von Wickiewicz, Brand und Klein Horsman (WICKIEWICZ ET AL. 1983; BRAND ET AL. 1986; KLEIN HORSMAN ET AL. 2007) ermitteln an Leichnamen die subjektspezifischen PCSA für Muskeln der unteren Extremitäten.

Dabei findet die Formel gemäß

$$PCSA = \frac{m \cdot \cos \Theta}{\rho \cdot l}, \quad (3.1)$$

Verwendung. Die Masse m des Muskels wird dabei gewichtet mit dem Fiederungswinkel Θ des Muskels und durch die Muskelfaserlänge l sowie Muskeldichte ρ geteilt. Tab. 3.1 gibt einen Überblick von drei Veröffentlichungen, die an drei ausgewählten Muskeln die Variabilität der Werte zeigt.

Tab. 3.1: PCSA-Werte aus vier Publikationen. Teilweise wurden Chemikalien wie Formalin verwendet. Subjektspez. Daten sind nur von Subjekt 4 (m, 37 J., 183 cm, 91 kg), Subjekt 5 (w, 63 J., 163 cm, 59 kg) und Subjekt 7 (m, 77 J., 174 cm, 105 kg) eindeutig dokumentiert

Muskel	WICKIEWICZ ET AL. 1983			BRAND ET AL. 1986			KLEIN H. ET AL. 2007
	Subj. 1	Subj. 2	Subj. 3	Subj. 4	Subj. 5	Subj. 6	Subj. 7
<i>M. rectus femoris</i> [cm ²]	15,20	14,10	8,90	42,96	9,20	54,07	28,90
<i>M. pectineus</i> [cm ²]	3,10	3,80	1,80	9,03	1,24	7,11	6,80
<i>M. adductor longus</i> [cm ²]	6,00	10,50	4,00	22,73	9,75	18,30	15,10

Die zum Teil hohen PCSA-Unterschiede sowie die daraus folgenden Beobachtungen aus anderen Fachgebieten sind der Grund, dass für das hier verwendete Muskelmodell nur der Anatomische Muskelquerschnitt (Engl. Anatomical Cross-Sectional Area (ACSA)) Verwendung findet.

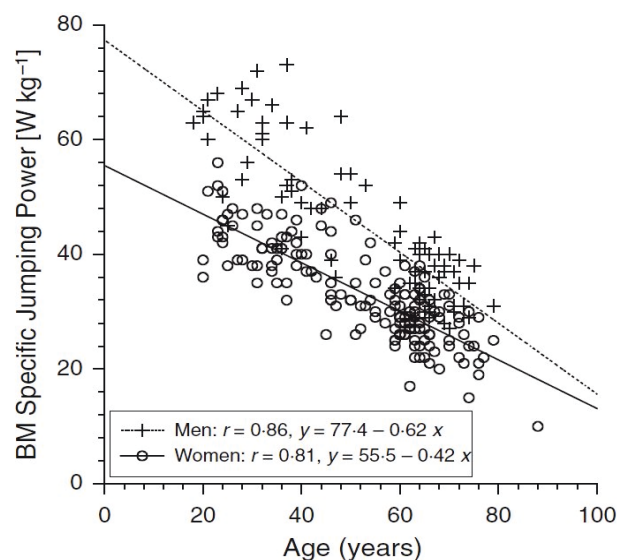


Abb. 3.1: Leistung ermittelt über Zweibeinsprung bezogen auf das Alter (RUNGE ET AL. 2004B)

Studien postulieren einen starken Einfluss des Alters und Geschlechts auf die Muskelleistung, Abb. 3.1 (RUNGE ET AL. 2004B; TSUBAKI ET AL. 2009). Zusätzlich ist aus den Pathologien der Sarkopenie (ROSENBERG 1989) und Dynapenia (MANINI ET AL. 2012) nicht abschließend geklärt, welche Zusammenhänge zwischen Muskelmorphologie und Kraft sowie Leistungsentwicklung vorherrschen. Auch wird festgestellt, dass die radiologische Abschwächung durch Muskeln variiert (GOODPASTER ET AL. 2001). Dies ist ein weiterer Hinweis auf variable Muskelmorphologien durch z.B. intramuskuläres Fett. Des Weiteren besteht der Muskel nicht nur aus einem Muskelfasertyp. Die Publikation von Gilliver (GILLIVER ET AL. 2009) untersucht die Leistung chemisch aktivierter Muskelfasern, welchen 18 gesunden Probanden entnommen wurde. Dabei zeigt sich ein mehrfacher Leistungsunterschied W (Watt) pro Volumen L (litre) von Muskelfasern des Typ I mit $1,99 \pm 0,72$ (W/L) zu Typ II mit $6,92 \pm 2,41$ (W/L). Die Berechnung der subjektspezifischen Maximalkräfte für isometrische und exzentrische Belastung wird durch zwei im Ganglabor durchgeführte Belastungstest in Kombination mit einfachen mechanischen Ersatzmodellen durchgeführt. Abb. 3.2 zeigt die Berechnung der isometrischen Kraft pro ACSA des *M. quadriceps femoris*.

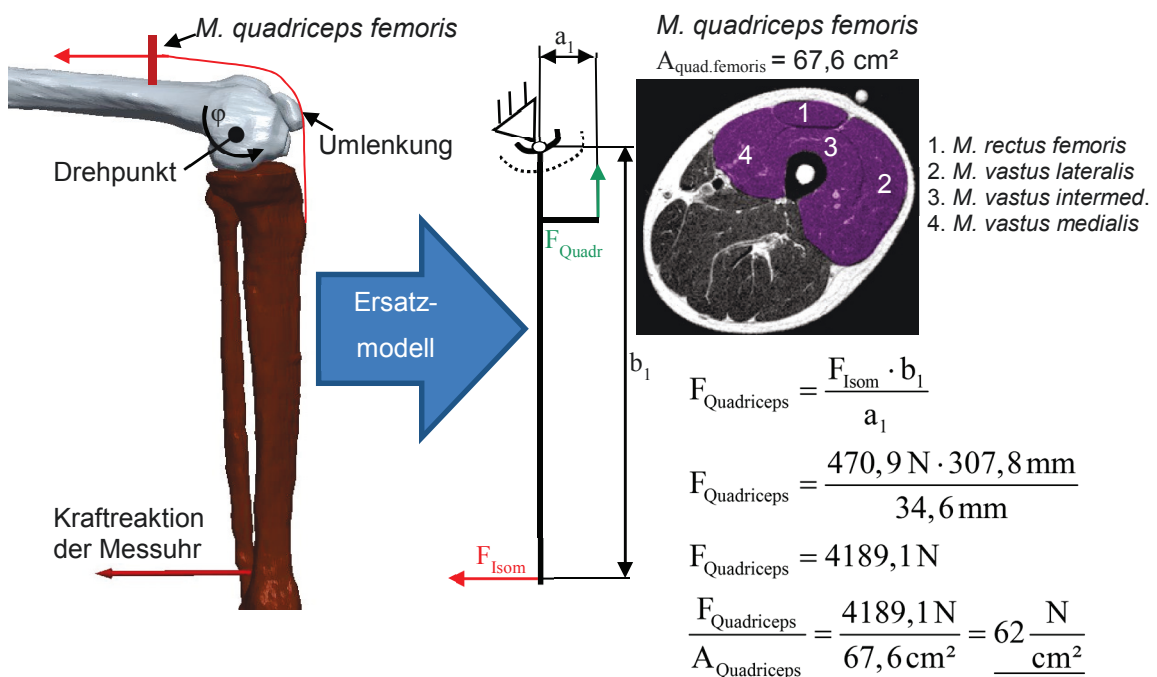


Abb. 3.2: Berechnung der isometrischen Kraft des *M. quadriceps femoris*

Der Proband führt in sitzender Haltung eine Kniestreckung mit minimaler Winkeländerung φ durch. Zu Beginn der Belastung wird der Winkel von Femur zur Tibialängsachse mittels eines Goniometers auf 90° positioniert. Eine analoge Messuhr misst die bei minimaler Winkeländerung entstehende Kraft F_{Isom} am distalen Ende der Tibia. Das Drehzentrum in den Femurkondylen, der Hebelarm a_1 sowie der Hebelarm b_1 wird aus dem CAD-Zusammenbau der Extremitäten ermittelt. Die muskuläre Querschnittsfläche des Quadriceps wird etwa an der halben Femurlänge zwischen Trochanter minor und Ende der Knie Kondylen entnommen. Die dadurch berechnete maximale isometrische Kraft pro ACSA- Fläche (mittlere Zugspannung) im Versuch beträgt 62 Ncm^{-2} . Der zweite Belastungstest basiert auf dem mehrfachen Einbeinsprung wie in Abb. 3.3 illustriert.

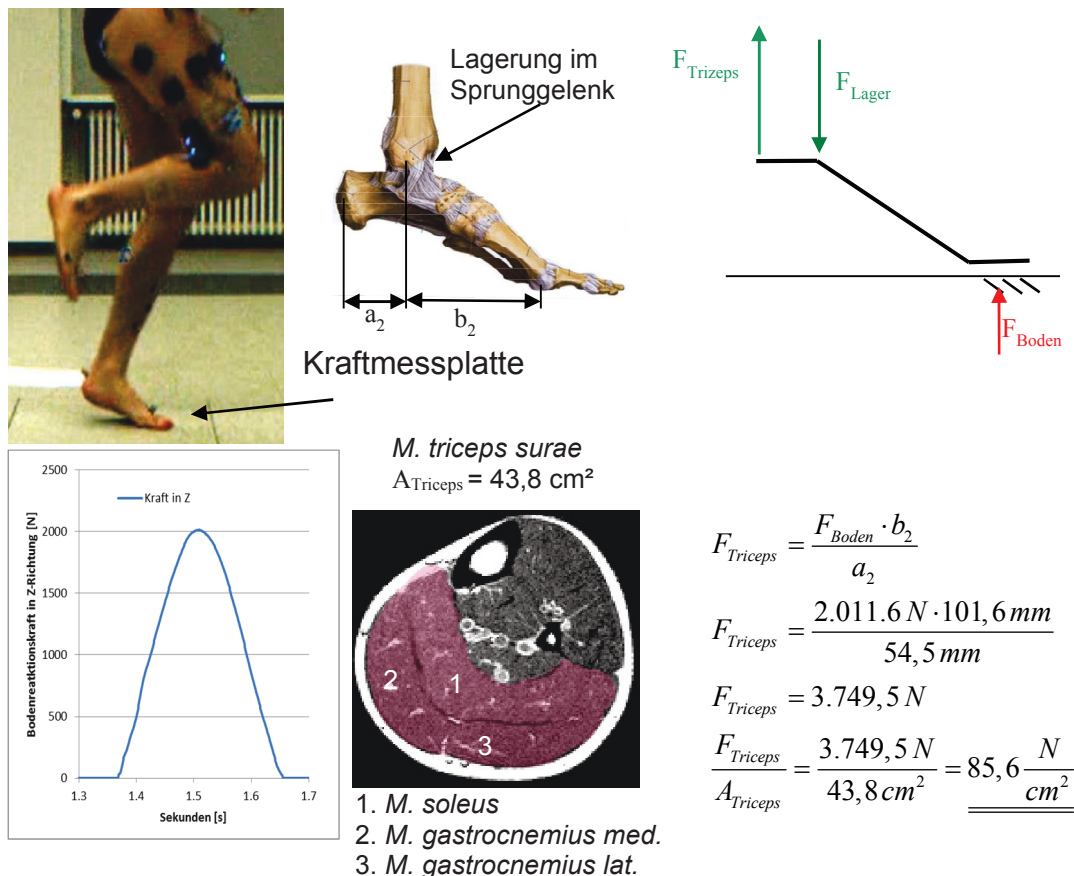


Abb. 3.3: Berechnung der exzentrischen Kraft des *M. triceps surae*

In diesem Versuch hüpft der Proband mehrmals hintereinander auf einem Bein, ohne jedoch mit der Ferse den Boden zu berühren (VEILLEUX ET AL. 2010). Der

Modellaufbau in Abb. 3.3 erfolgte unter Anwendung einer Fotomontage gemäß Schünke (SCHÜNKE ET AL. 2007). Das vereinfachte Modell des Fußes kann in Anlehnung an die Untersuchung des Zehenstands durch Kummer (KUMMER 1979) gesehen werden. Die Größe der initialen Kraftkomponente F_{Boden} wird aus den Messdaten der Kraftmessplatte zu jenem Zeitpunkt entnommen, bei welchem die maximale Kraft vorherrscht. Die Position des Kraftangriffspunkts ist das von der Software ausgegebene Center of Pressure (CP), ein berechneter Punkt auf der Kraftmessplatte, welcher im Zentrum aller auf die Messplatte wirkenden Kräfte liegt (WINTER 1990). Die Hebelverhältnisse sind den Markerdaten entnommen. Die berechnete maximale exzentrische Kraft pro ACSA-Fläche beträgt $85,6 \text{ Ncm}^{-2}$. Auch erlaubt das Modell des Einbeinsprungs einen ersten Rückschluss auf die an der Achillessehne wirkenden Kräfte. Abb. 3.4 zeigt den Querschnitt der segmentierten Sehne unter Anwendung der bereits berechneten Kraft des *M. triceps surae* von 3.750 N.

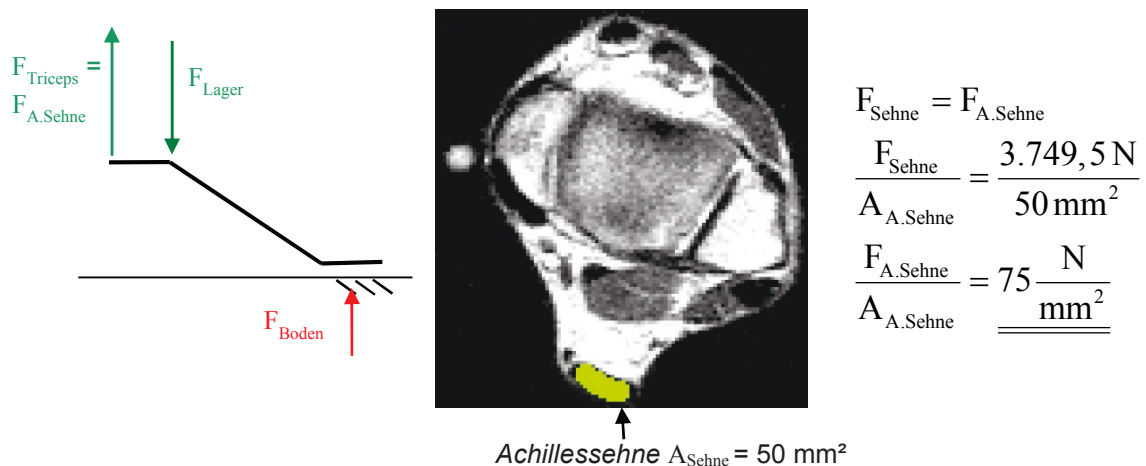


Abb. 3.4: Berechnung der wirkenden Kraft an der *Achillessehne* im Einbeinsprung

Die individuell berechneten „Kraft pro Fläche“-Verhältnisse werden auf alle weiteren Muskeln und Sehnen übertragen, welche Verwendung in den Muskelalgorithmen finden. Für die maximalen Muskelkräfte wird der Wert $85,6 \text{ Ncm}^{-2}$ und für maximale Sehnenkräfte 75 Nmm^{-2} gewählt. Muskeln wie *M. gluteus medius* oder *M. adductor magnus* mit breiten Ursprung und/oder Ansatz sind durch mehrere Vektoren abgebildet. Die ACSA- Querschnittsermittlung erfolgt visuell. Es wird die Muskelfläche mit dem größten Flächenanteil ausgewählt. Die transversalen MRT-Aufnahmen erlauben eine gute Segmentation der vertikal verlaufenden Muskeln.

Die Flächen der in Bezug auf die Probandenlage bei der Bildgebung fast horizontal verlaufenden Muskeln (*M. quadratus femoris*, *M. piriformis*, *M.gemellus* *M. obturatorius externus*, *M. obturatorius internus*) werden über anatomische Größenverhältnisse angenommen.

Die Flächen der schrägverlaufenden Muskeln (*M. pectineus*, *M. adductor magnus*, *M. adductor brevis*, *M. adductor longus*) basieren auf geometrischen Rekonstruktionen, wie in Abb. 3.5 dargestellt. Tab. 3.2 zeigt alle segmentierten ACSA Muskel- und Sehnenflächen sowie die für das Subjekt zulässigen maximalen Kräfte. Diese Werte dienen in den folgenden Optimierungsalgorithmen als zusätzliche Nebenbedingungen.

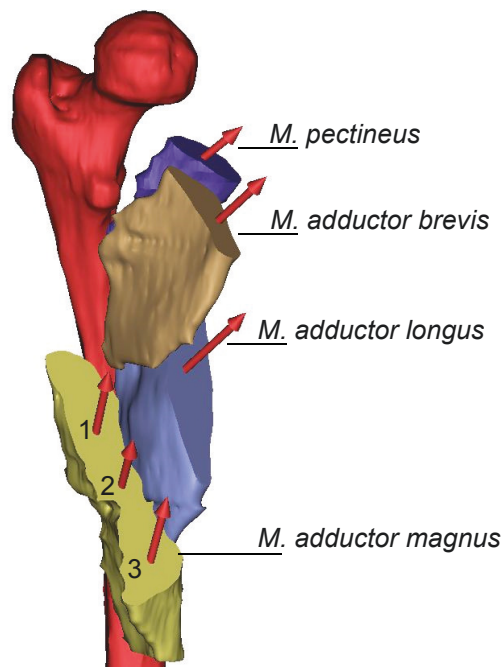


Abb. 3.5: Darstellung der Flächenbestimmung schrägverlaufender Muskeln

Muskeln, welche durch die Verwendung mehrerer Vektoren abgebildet werden, erhalten eine Nummer nach der Namensbezeichnung (siehe auch Nummerierung bei *M. adductor magnus* in Abb. 3.5). Die individuelle Erstellung und Anpassung des Mensch-Modells beinhaltet auch die Modellierung von muskulären Umlenkkräften (HEIMKES ET AL. 1992) und Intersektionen (THIEL 1996). Die Umlenkung der Kraftverläufe erfolgt über die Berücksichtigung von Querkräften und ist in zwölf Muskeln und Sehnen umgesetzt (siehe auch Tab. 3.2).

Tab. 3.2: Übersicht über die in den Berechnungen verwendete Muskeln, Abkürzungen, segmentierte Flächen, maximal übertragbare Kräfte (F_{imax}) und modellierte Wirkweisen (**U+A** = Vektor von Ursprung nach Ansatz, **QK-Hüfte** = Vektor mit Umlenkung im Bereich der Hüfte, **QK-Tr. Maj.** = Vektor mit Umlenkung am Trochanter Major, **QK-F.Dia.** = Vektor mit Umlenkung im Bereich der femoralen Diaphyse)

Nr.	Bezeichnung	Abkürzung	ACSA [mm ²]	max. zulässige Kraft [N]	Wirkweise in Muskelmodell
1	<i>M. gluteus minimus 1</i>	GIMin1	434	372	U+A
2	<i>M. gluteus minimus 2</i>	GIMin2	434	372	U+A
3	<i>M. gluteus minimus 3</i>	GIMin3	434	372	U+A
4	<i>M. gluteus medius 1</i>	GIMed1	700	600	U+A
5	<i>M. gluteus medius 2</i>	GIMed2	700	600	U+A
6	<i>M. gluteus medius 3</i>	GIMed3	700	600	U+A
7	<i>M. gluteus maximus 1</i>	GIMax1	2.766	2.368	QK-Hüfte, QK-Tr. Maj
8	<i>M. gluteus maximus 2</i>	GIMax2	3.844	3.290	QK-Hüfte
9	<i>Tractus iliotibialis 2-1</i>	Tllio1	23	1.734	QK-Tr. Maj
10	<i>Tractus iliotibialis 2-2</i>	Tllio2	23	1.734	QK-Tr. Maj
11	<i>M. tensor fasciae latae</i>	TFL	713	610	QK-Tr. Maj
12	<i>M. iliacus</i>	IliA	1.150	984	QK-Hüfte
13	<i>M. sartorius</i>	Sa	385	330	QK-F.Dia
14	<i>M. rectus femoris</i>	RF	1.176	1.007	QK-F.Dia
15	<i>M. quadratus femoris</i>	QF	1.553	1.329	U+A
16	<i>M. biceps femoris caput l.</i>	BFCL	1.310	1.121	U+A
17	<i>M. semimembranosus</i>	Semimem	873	747	U+A
18	<i>M. semitendinosus</i>	Semiten	873	747	U+A
19	<i>M. piriformis</i>	Pi	600	514	U+A
20	<i>M. gemellus</i>	Ge	400	342	U+A
21	<i>M. pectineus</i>	Pe	1.014	868	U+A
22	<i>M. obturatorius externus</i>	Obte	400	342	U+A
23	<i>M. obturatorius internus</i>	Obti	400	342	U+A
24	<i>M. psoas</i>	Ps	1.553	1.329	QK-Hüfte
25	<i>M. adduktor magnus 1</i>	AddMa1	1.170	1.002	U+A
26	<i>M. adduktor magnus 2</i>	AddMa2	1.170	1.002	U+A
27	<i>M. adduktor magnus 3</i>	AddMa3	1.170	1.002	U+A
28	<i>M. adduktor brevis</i>	Addbre	637	545	U+A
29	<i>M. adduktor longus</i>	Addllo	2.832	2.424	U+A
30	<i>M. vastus lateralis</i>	VastL	2.371	2.029	QK-F.Dia.
31	<i>M. vastus intermedius</i>	VastI	2.100	1.797	QK-F.Dia.
32	<i>M. vastus medialis</i>	VastM	1.220	1.044	QK-F.Dia.

Die modellierte Intersektion im Bereich der Hüfte in Abb. 3.6 zeigt den Verbund *M. gluteus maximus*, *Tractus iliotibialis* und *M. tensor fasciae latae*. Dabei wird verdeutlicht, wie der *M. tensor fasciae latae* und ein Anteil des *M. gluteus maximus* in den *Tractus iliotibialis* inserieren. In den Optimierungsalgorithmen findet der gemeinsame Ansatz des Muskel- und Sehnenverbunds über die Vergabe einer maximalen Kraftvorgabe Berücksichtigung. Die maximale Sehnenkraft wird unter Berücksichtigung von anatomischen Größenverhältnissen wie in Abb. 3.7 (THIEL 1996) und einer MRT-Segmentation mit $A_{T.ilio} = 46,24 \text{ mm}^2$ (Breite etwa 30 mm) angenommen. Durch den bereits empirisch ermittelten Wert 75 N/mm^2 (siehe Abb. 3.4) für die Kraft pro Sehnenquerschnitt beträgt $F_{\max.T.ilio} = 3.468 \text{ N}$.

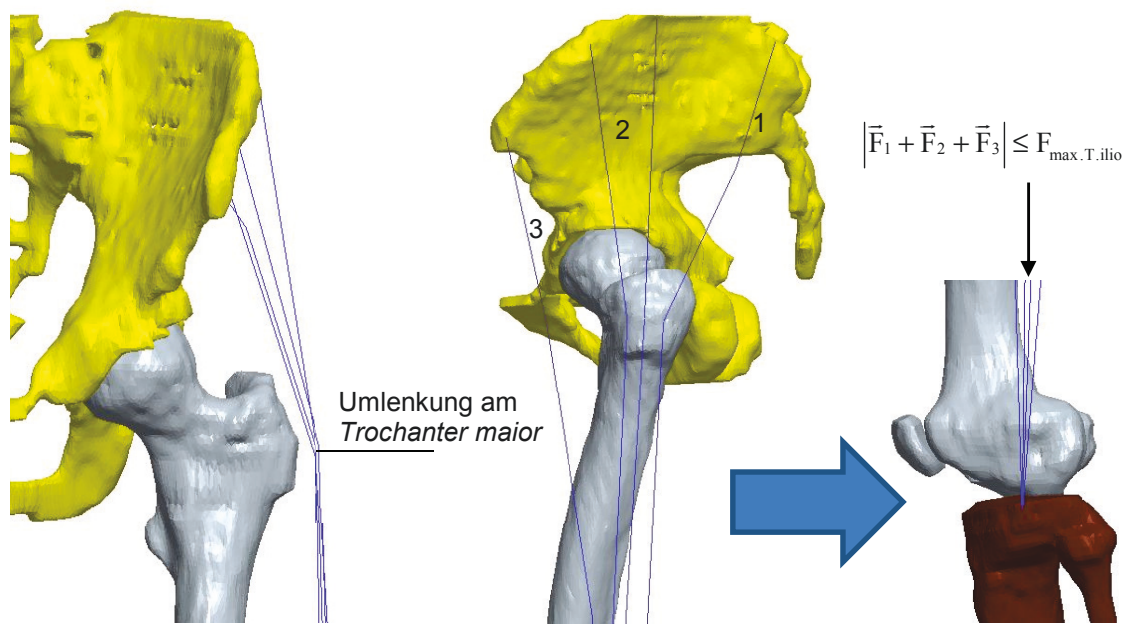


Abb. 3.6: Ventrale Darstellung der Umlenkung am *Trochanter maior*, sagittale Darstellung der Insertion von *M. gluteus maximus* (1), *Tractus iliotibialis* (2) und *M. tensor fasciae latae* (3) mit gemeinsamen Ansatz an der *Tibia*

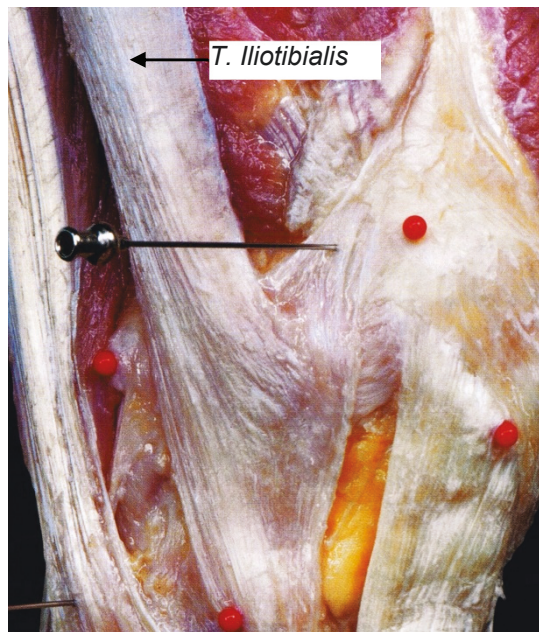


Abb. 3.7: Bildausschnitt im Bereich des Ansatzes des *T. Iliotibialis* nach Thiel (THIEL 1996)

3.2 Erweiterung eines lineareren Optimierungsalgorithmus zur Berechnung von Muskelkräften

Die Anwendung von Optimierungsalgorithmen ermöglicht die Berechnung von Problemen, welche aufgrund einer Überbestimmtheit mehrere Lösungen aufweisen. Die Form der in der Optimierung verwendeten Funktionen entscheidet, ob ein lineares oder nicht lineares Problem vorliegt (vgl. UNGER 2010; ALT 2011). In Abhängigkeit der Aufgabenstellung wird die maximale oder minimale Menge von Elementen unter Einhaltung von Gleichungen und Ungleichungen gesucht. Die Minimierungsfunktion unter Berücksichtigung der Nebenbedingungen

$$\begin{aligned} & \min_{x \in \mathbb{R}} f(x) \\ \text{Nb. } & \begin{cases} A \cdot x \leq b, \\ A_{\text{eq}} \cdot x = b_{\text{eq}}, \\ lb \leq x \leq ub, \end{cases} \end{aligned} \quad (3.2)$$

findet häufig bei der Berechnung von Muskelkräften Verwendung (PRILUTSKY ET AL. 1997; HELLER ET AL. 2001). Dabei muss das muskuloskelettale Problem in die mathematische Formulierung der meist linearen Optimierung übertragen werden.

Hierzu finden Punktkoordinaten aus dem positionierten Mensch-Modell (nach Vorgaben aus dem Ganglabor) Verwendung. Über die Muskel- und Sehnenverlaufspunkte wie Ursprung \vec{r}_{Mu} und Ansatz \vec{r}_{Ma} werden die Vektoren \vec{F}_{Mi} nach

$$\vec{F}_{Mi} = (\vec{r}_{Ma} - \vec{r}_{Mu}) \cdot \lambda_i \quad (3.3)$$

aufgestellt. Somit sind zu Beginn die Wirkungslinien der Muskel- und Sehnenkräfte für jede Position des Probanden bekannt. Die Normierung der Vektoren gemäß

$$\vec{F}_{Mi} = \lambda_i \vec{e}_{Mi} = \lambda_i \cdot \begin{pmatrix} F_{Mix} / |\vec{F}| \\ F_{Miy} / |\vec{F}| \\ F_{Miz} / |\vec{F}| \end{pmatrix} \quad (3.4)$$

liefert die skalaren Werte λ_i , welche über den Optimierungsalgorithmus zu bestimmen sind. Die normierten Vektoren \vec{e}_{Mi} finden in den Nebenbedingungen Verwendung. Die Werte für λ_i stellen somit die „unbekannten“ Kraftgrößen dar, welche nach der Zielfunktion

$$\min_{\lambda \in \mathbb{R}} = \lambda_1 + \lambda_2 + \dots + \lambda_n \quad (3.5)$$

und unter Einhaltung aller Nebenbedingungen (z.B. Momentengleichgewicht) eine minimale Summe bilden muss. Die Ungleichungen in allgemeiner Form

$$A \cdot x \leq b, \quad (3.6)$$

berücksichtigen z.B. mit

$$\lambda_i \leq F_{imax} \quad (3.7)$$

die für jeden Muskel oder jede Sehne, auf der Basis des ACSA berechnete, maximal zulässige Kraft F_{imax} in Anlehnung an Tab. 3.2. Die Ungleichungen des lower bound (lb) oder upper bound (ub)

$$lb \leq x \leq ub \quad (3.8)$$

dienen mit als Randbedingungen, damit gemäß

$$\lambda_i \geq 0 \quad (3.9)$$

die Muskelkräfte nicht negativ (entspreche einer Druckkraft) werden können. Die Gleichungsbedingungen in allgemeiner Form

$$A_{eq} \cdot x = b_{eq} \quad (3.10)$$

enthalten die durch „Teilmassenkräfte“ entstehenden mechanischen Momentengleichgewichte sowie in normierter Form die durch Muskel- und Sehnenkräfte induzierten Momente. Die drehenden Wirkungen der Teilmassenkräfte (siehe Abb. 3.8) an jedem „freigemachten“ Gelenkpartner, wie z.B. dem *Caput femoris* (cf), berechnet sich durch das Kreuzprodukt

$$\vec{M}_{TS}^{cf} = \vec{r}_{TS}^{cf} \times \vec{F}_{TS}^{cf} \quad (3.11)$$

eines Ortsvektors \vec{r}_{TS}^{cf} mit dem initialen Kraftvektor z.B. eines Teilmassenschwerpunktes (TS). Das mit dem im Ganglabor bestimmten \vec{F}_{TS}^{cf} vorgegebene Gelenkmoment \vec{M}_{TS}^{cf} muss mit den drehenden Wirkungen der Muskel- und Sehnenkräften \vec{M}_{Mi}^{cf}

$$\sum_{i=1}^{N_i} \vec{M}_{Mi}^{cf} = \sum_{i=1}^{N_i} \vec{r}_{Mi}^{cf} \times \vec{F}_{Mi}^{cf} = \sum_{i=1}^{N_i} \vec{r}_{Mi}^{cf} \times \lambda_i \vec{e}_{Mi}^{cf} \quad (3.12)$$

in Gleichgewicht sein. Die Gleichgewichtsbedingungen

$$\begin{aligned} \vec{M}_{TS}^{cf} + \sum_{i=1}^{N_i} \vec{M}_{Mi}^{cf} &= \vec{0} \\ \vec{r}_{TS}^{cf} \times \vec{F}_{TS}^{cf} + \sum_{i=1}^{N_i} \vec{r}_{Mi}^{cf} \times \vec{F}_{Mi}^{cf} &= \vec{0} \\ \vec{r}_{TS}^{cf} \times \vec{F}_{TS}^{cf} + \sum_{i=1}^{N_i} \vec{r}_{Mi}^{cf} \times \lambda_i \vec{e}_{Mi}^{cf} &= \vec{0} \end{aligned} \quad (3.13)$$

müssen somit erfüllt werden. Die über den Optimierungsalgorithmus zu bestimmenden Unbekannten führen auf die Werte für λ_i .

Ein Nachteil der linearen Optimierung ist eine relativ „ungleichmäßige“ Verteilung der Muskelkräfte (TSIRAKOS ET AL. 1997), auch „load sharing problem“ genannt. Die Verteilung der Kräfte basiert hauptsächlich auf den Längen der Hebelarme und berücksichtigt nicht z.B. die Muskelphysiologie oder die Ermüdung eines Muskels. Neuerungen wie nicht lineare Optimierungsansätze nach Challis (CHALLIS ET AL. 1993)

$$\min \lambda = \sum_{i=1}^N \left(\frac{F_{Mi}}{CSA_i} \right)^p \quad (3.14)$$

berücksichtigen mit CSA_i die Muskelphysiologie und führen mit p einen variablen Exponenten ein. Weitere Publikationen (PEDOTTI ET AL. 1978; CROWNINSHIELD ET

AL. 1981; DUL ET AL. 1984; PRILUTSKY 2000; RASMUSSEN ET AL. 2001; PRILUTSKY ET AL. 2002) führen weitere Zielfunktionen auf und untersuchen unterschiedliche Parameter. Die zwei Publikationen (TSIRAKOS ET AL. 1997; ERDEMIR ET AL. 2007) listen systematisch theoretische Muskelmodelle und Entwicklung von Zielfunktionen (4 lineare, 13 nichtlineare) auf. Unabhängig von der Komplexität der Zielfunktion wie der Berechnung einer möglichen muskulären Ermüdung, finden bei den Randbedingungen vornehmlich die an den Gelenken induzierten Momente Verwendung. Keines der Modelle zur Berechnung von Muskelkräften im Bereich der Hüfte verwendet strukturelle Informationen z.B. der Knochenform. Die bereits in Kapitel 1.3 aufgeführten Theorien von Wolff und Frost finden keine Berücksichtigung.

Unter Anwendung folgender bereits oben eingeführter Hypothese sollen die klinisch mehrfach bestätigten Postulate mit einem Optimierungsalgorithmus überprüft werden:

„Muskelkräfte an den unteren Extremitäten wirken derart, dass Biegebeanspruchungen im diaphysären Bereich der Femora minimiert werden und vorrangig Druckkräfte entstehen“.

Die Umsetzung soll nicht wie bisher in der Entwicklung einer neuen Zielfunktion, sondern über die Implementierung neuer Nebenbedingungen erfolgen. Diese neuen Nebenbedingungen enthalten Informationen über ossäre strukturelle Beanspruchungen, welche induziert werden, wenn der Optimierungsalgorithmus einem Muskel über λ_i Kräfte zuweist.

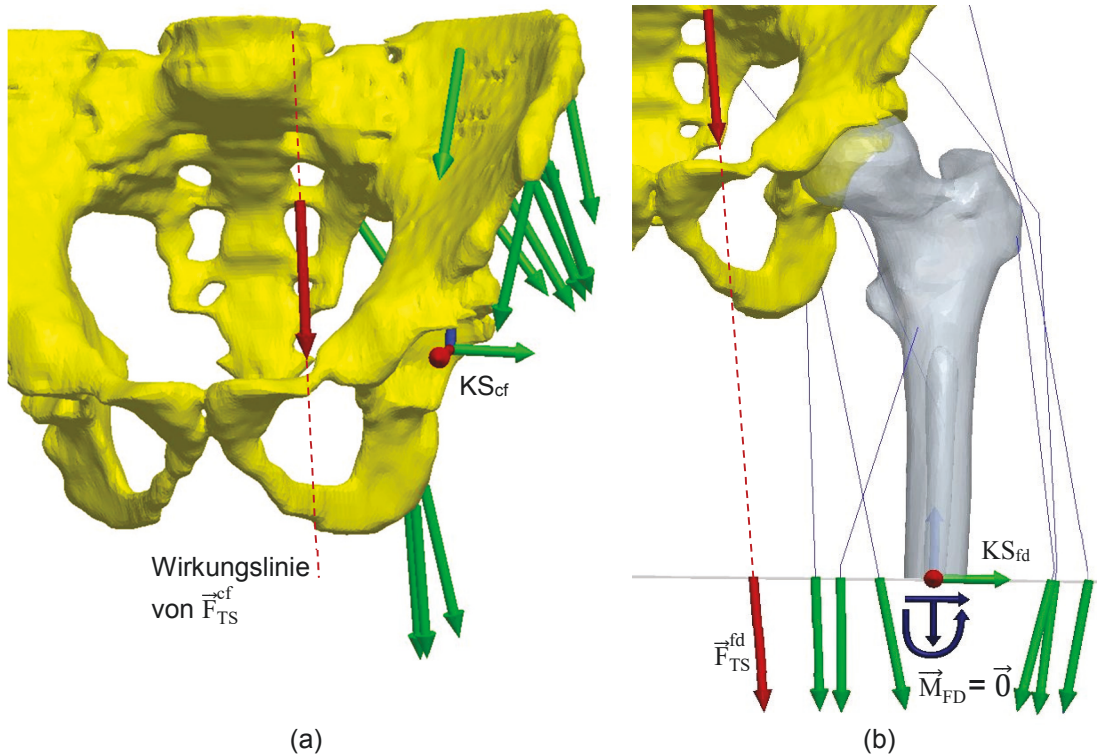


Abb. 3.8: (a) Freischnitt der Hüfte mit Muskelkräften \vec{F}_{Mi}^{cf} in Grün und initialer Kraft \vec{F}_{TS}^{cf} in Rot (b) Freischnitt im femoralen Schaftbereich mit lokal wirkenden Muskelkräften \vec{F}_{Mi}^{fd} und initialer Kraft \vec{F}_{TS}^{fd} in Rot

Die notwendigen Berechnungsinformationen wie Knochenstruktur und Positionen von Muskel und Sehnen werden mittels eines Freischnitts in der femoralen Diaphyse berechnet.

Abb. 3.8 (a) visualisiert die Berücksichtigung der Kräfte um das Lager im *Caput femoris* und mit (b) in der femoralen Diaphyse. Wie bereits bei den wirkenden Momenten am *Caput femoris* wird über die bekannte Kraft \vec{F}_{TS}^{fd} und den Ortsvektor \vec{r}_{TS}^{fd} nach

$$\vec{M}_{TS}^{fd} = \vec{r}_{TS}^{fd} \times \vec{F}_{TS}^{fd} \quad (3.15)$$

ein initial wirkendes Moment berechnet. Zusätzlich wirken im femoralen Schaftbereich die über Muskel- und Sehnenkräfte induzierten Momente \vec{M}_{Mi}^{fd} , deren Berechnung gemäß

$$\sum_{i=1}^{N_1} \vec{M}_{Mi}^{fd} = \sum_{i=1}^{N_1} \vec{r}_{Mi}^{fd} \times \vec{F}_{Mi}^{fd} = \sum_{i=1}^{N_1} \vec{r}_{Mi}^{fd} \times \lambda_1 \vec{e}_{Mi}^{fd} \quad (3.16)$$

erfolgt. Für den Fall $\vec{M}_{TS}^{fd} \neq \vec{M}_{Mi}^{fd}$ entsteht das Schnittmoment \vec{M}_{FD} des als Balken modellierten Oberschenkelknochens. Für Algorithmen, welche nur die drehenden Wirkungen an Gelenken betrachten, gilt

$$\vec{M}_{TS}^{fd} + \sum_{i=1}^{N_i} \vec{M}_{Mi}^{fd} + \vec{M}_{FD} = \vec{0}. \quad (3.17)$$

Die Vermeidung aller wirkenden Schnittmomente ist durch

$$\vec{M}_{FD} = \vec{0} \quad (3.18)$$

und

$$\vec{M}_{TS}^{fd} = -\sum_{i=1}^{N_i} \vec{M}_{Mi}^{fd} \quad (3.19)$$

definiert. Für die folgenden Optimierungen werden jedoch Torsionsmomente zugelassen und nur die Biegemomente um die x- und y-Achse mit den initialen Momenten gleichgesetzt. In Abb. 3.8 (b) ist die x-Achse des KS_{fd} in Rot und die y-Achse in Grün dargestellt. Der noch wirkende Schnittmomentenanteil, welcher in \vec{M}_{FD} enthalten ist, berechnet sich aus der Gleichgewichtsbedingung

$$M_{TSz}^{fd} + \sum_{i=1}^{N_i} M_{Miz}^{fd} + M_{FDz} = 0. \quad (3.20)$$

Der lineare Optimierungsalgorithmus, unter Ausschluss aller Schnittmomente im diaphysären Bereich, ist in allgemeiner Form nach

$$\begin{array}{l} \min_{\lambda \in \mathbb{R}} = \lambda_1 + \lambda_2 + \dots + \lambda_i \\ \left\{ \begin{array}{l} \lambda_i \leq F_{i,max} \\ \lambda_i \geq 0 \end{array} \right. \\ \text{NB.} \left\{ \begin{array}{l} \vec{M}_{TS}^{cf} + \sum_{i=1}^{N_i} \vec{M}_{Mi}^{cf} = \vec{0} \\ \vec{M}_{TS}^{fd} + \sum_{i=1}^{N_i} \vec{M}_{Mi}^{fd} = \vec{0} \end{array} \right. \end{array} \quad \begin{array}{l} \text{Methode 1} \\ \downarrow \\ \text{neu} \end{array} \quad (3.21)$$

definiert. Durch Zulassung der Momente um die z-Achse (Torsion) lautet der in Matlab® implementierte Algorithmus

$$\begin{array}{l}
\min_{\lambda \in \mathbb{R}} = \lambda + \lambda_2 + \dots + \lambda_i \\
\left\{ \begin{array}{l}
\lambda_i \leq F_{i\max} \\
\lambda_i \geq 0 \\
\overline{M}_{TS}^{cf} + \sum_{i=1}^{N_1} \overline{M}_{Mi}^{cf} = \vec{0} \\
\overline{M}_{TSx}^{fd} + \sum_{i=1}^{N_1} \overline{M}_{Mix}^{fd} = 0 \\
\overline{M}_{TSy}^{fd} + \sum_{i=1}^{N_1} \overline{M}_{Miy}^{fd} = 0.
\end{array} \right. \text{NB.}
\end{array}
\quad \begin{array}{l}
\text{Methode 1} \\
\downarrow \\
\text{Methode 2} \\
\downarrow
\end{array}
\quad (3.22)$$

Die Zielfunktion enthält, aufgrund der im Mensch-Modell berücksichtigten Muskeln (siehe Tab. 3.2), zweiunddreißig unbekannte λ_i -Werte.

3.3 Berechnung von Muskelkräften und femoralen Beanspruchungen im Einbeinstand

Das biomechanische Modell des Einbeinstandes eignet sich aufgrund der nur statisch wirkenden Kräfte gut für eine erste Optimierungsrechnung sowie zur Kontrolle der Masseverteilungen des Mensch-Modells. Die Zuweisung der Massen auf die einzelnen Segmente der Extremitäten ergeben im statischen Fall, die wirkenden Gesamtkräfte. Der Aufwand einer individuellen Massenbestimmung sowie lokalen Zuweisung ist hoch. Alternativ können automatisierte Massenzuweisungs-Algorithmen auf Basis von anthropometrischen Daten für die Berechnung von Teilmassenschwerpunkten oder den Gesamtmassenschwerpunkt Centre of Mass (CM) benutzt werden. Zur Kontrolle der Algorithmen steht, wie in Abb. 3.9 (a) ersichtlich, der Proband ruhig auf einem Bein. Abb. 3.9 (b) verdeutlicht über die geringen Bodenreaktionskräfte in x-Richtung mit 7,3 N und y-Richtung mit -1,6 N, dass um den Zeitpunkt 1,47 Sekunden die betrachtete Person praktisch stillsteht. Die Kraft in z-Richtung mit 660 N kann somit als maximaler Anteil gesehen werden und CP sowie CM sollten übereinander liegen.

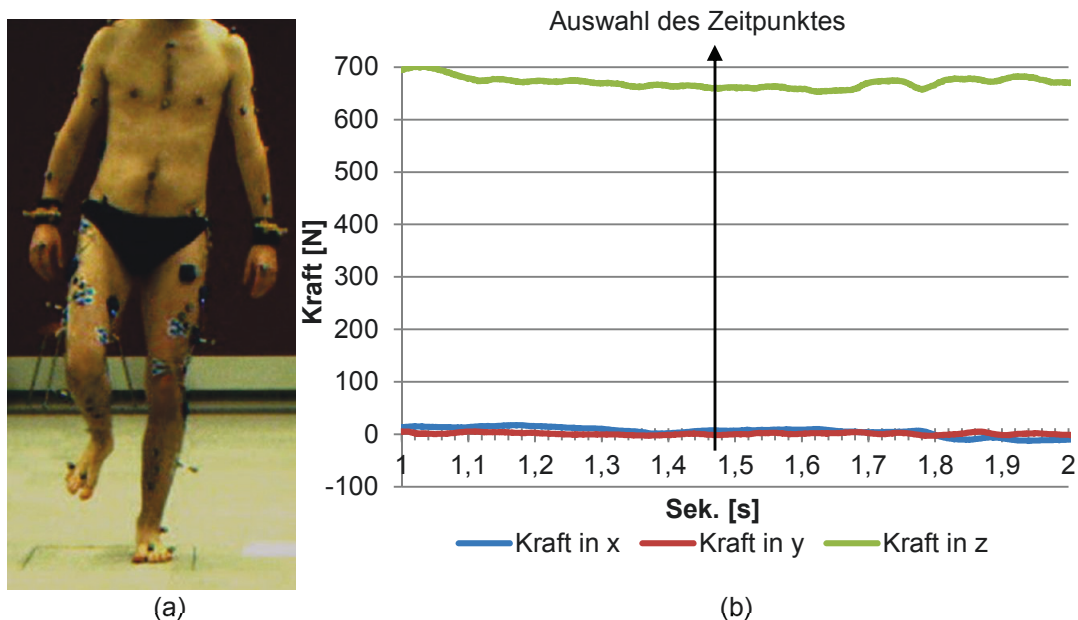


Abb. 3.9: (a) Proband im Einbeinstand (b) Diagramm der Bodenreaktionskräfte

Jedoch zeigt Abb. 3.10 am Beispiel des Einbeinstandes den systematischen Fehler von etwa $l_{\text{Offset}} = 42 \text{ mm}$. Mit der Annahme, dass die fehlerhafte Zuweisung der Massen hauptsächlich über dem *Caput femoris* liegt, könnte ein fehlerhaftes Hüftgelenkmoment von bis zu 23 Nm entstehen. Der Vektor mit der Gesamtkraft von 660 N wird dabei um die Masse des Standbeins mit etwa 17,1 % verringert. Durch eine geometrische Rekonstruktion des Standbeins ist eine Berechnung der Teilmassenschwerpunkte möglich. Dabei finden die Rekonstruktionen des Oberschenkels (Muskel und Fett) des *Femur*, der Unterschenkel (Muskel und Fett) sowie des Fußes Verwendung. Die Massen sowie die Koordinaten der lokalen Massenschwerpunkte werden über eine Dichtezuweisung in Anlehnung an Winter (WINTER 1990) mit der CAD-Software Ansys® SpaceClaim Direct Modeler™ auf Basis eines erweiterten Hanavan-Modells (HANAVAN 1964) ermittelt. Tab. 3.3 stellt die berechneten Werte dar.

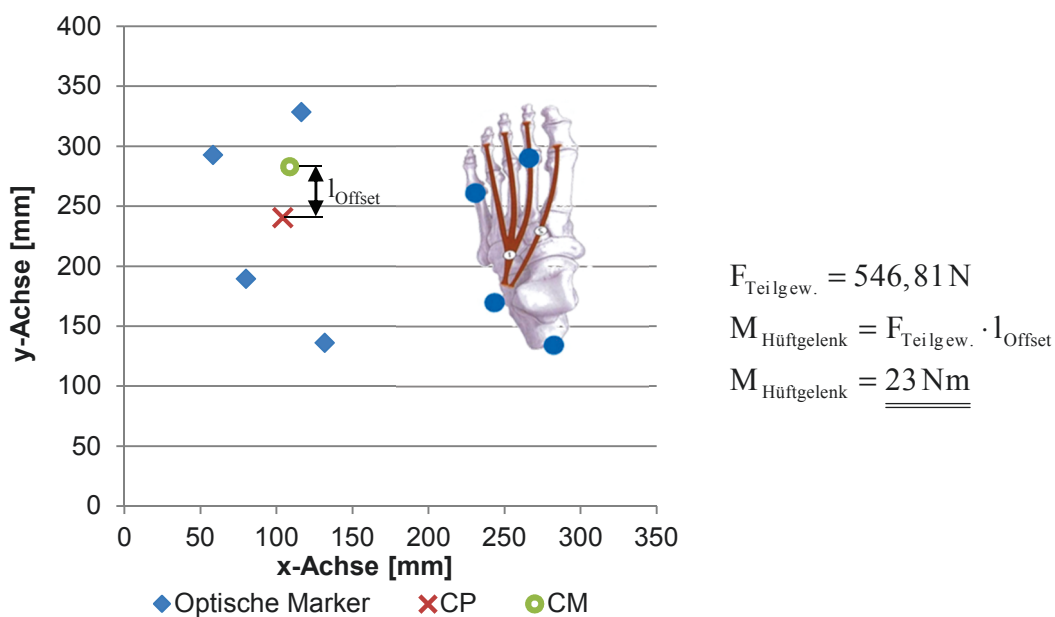


Abb. 3.10: Darstellung von CP und CM im Einbeinstand welche in y-Richtung einen Abstand von etwa 42 mm aufweisen mit Fotomontage des Fußes aus (SCHÜNKE ET AL. 2007)

Tab. 3.3: Berechnung der Teilmassenschwerpunkte des linken Standbeins

Segment	Volumen [cm ³]	Dichte [g/cm ³]	Masse [g]
Oberschenkel (Muskel+Fett)	7379,3	1,1	7748,3
<i>Femur</i>	544,0	1,4	761,6
Unterschenkel (Muskel+Fett)	2003,4	1,1	2103,6
<i>Tibia</i> und <i>Fibula</i>	317,1	1,4	443,9
Fuß (alles)	773,0	1,2	927,6

Ziel der weiteren Berechnungen ist die Lokalisierung des an der Hüfte wirkenden initialen Kraftvektors in Anlehnung an den „Pauwellschen Einbeinstand“ (siehe Abb. 1.2). Die $x_{\text{St.Bein}}$, $y_{\text{St.Bein}}$, $z_{\text{St.Bein}}$ -Koordinaten des Teilmassenschwerpunkts des Standbeins $m_{\text{St.Bein}}$ erfolgt über die allgemeine Formel

$$\begin{aligned}
 x &= \frac{m_1 \cdot x_1 + m_2 \cdot x_2 + m_3 \cdot x_3}{m_1 + m_2 + m_3} \\
 y &= \frac{m_1 \cdot y_1 + m_2 \cdot y_2 + m_3 \cdot y_3}{m_1 + m_2 + m_3} \\
 z &= \frac{m_1 \cdot z_1 + m_2 \cdot z_2 + m_3 \cdot z_3}{m_1 + m_2 + m_3}
 \end{aligned} \tag{3.23}$$

zur Berechnung eines Schwerpunktes in kartesischen Koordinaten. Abb. 3.11 (a) visualisiert die Teilmassen und Abb. 3.11 (b) die berechnete Teilmasse $m_{\text{St.Bein}}$ des Standbeins. Das Berechnungsmodell Abb. 3.11 (c) zeigt, dass durch die Subtraktion $m_{\text{St.Bein}}$ von der Gesamtmasse m_{Gesamt} der auf die x- und y-Ebene projizierten Teilmassenschwerpunkts $m_{\text{Teil},83\%}$ resultiert.

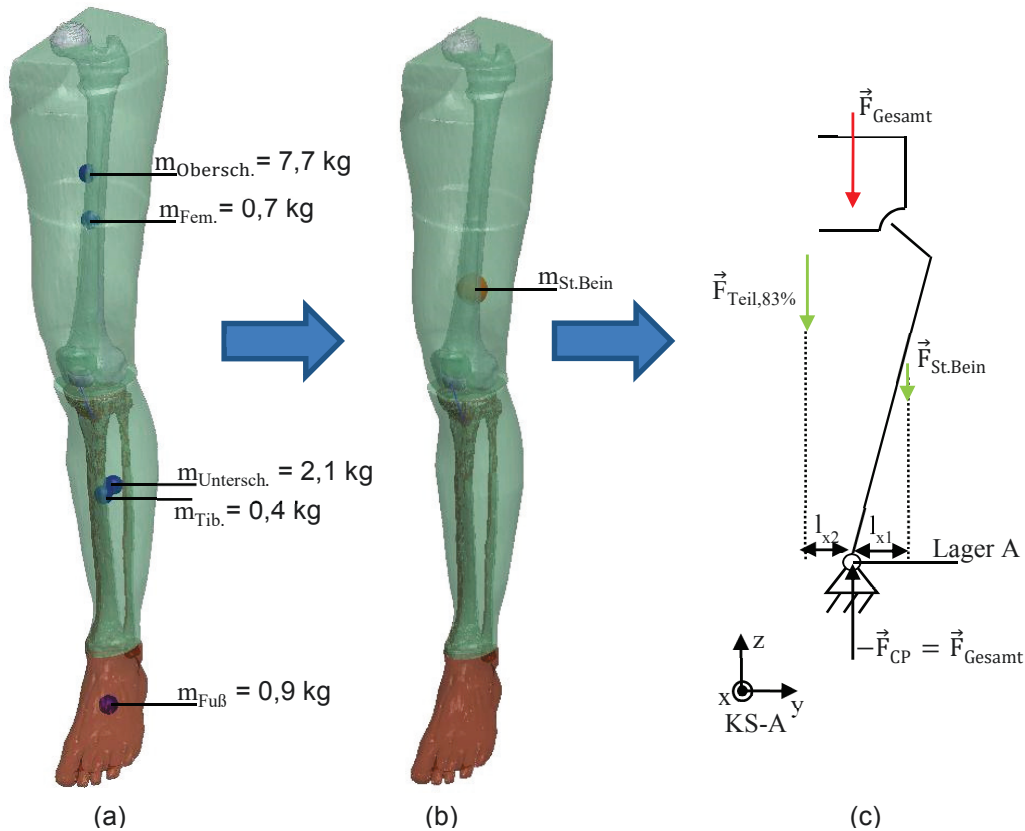


Abb. 3.11: (a) Darstellung von Einzelmassen des Standbeins (b) Visualisierung des Teilmassenschwerpunktes $m_{\text{St.Bein}}$ (c) einfaches Modell zur Berechnung der Wirkungslinie des Teilmassenschwerpunktes $\vec{F}_{\text{Teil},83\%}$

Unter Berücksichtigung der vektoriellen Hebelverhältnisse (Ortsvektoren) zu $\vec{F}_{\text{Teil},83\%}$ und $\vec{F}_{\text{St.Bein}}$ kann über

$$\begin{aligned}
 \sum F_z = 0 &: m_{\text{Gesamt}} \cdot g = m_{\text{Teil},83\%} \cdot g + m_{\text{St.Bein}} \cdot g \\
 \sum M_x^A = 0 &: F_{\text{St.Bein},z} \cdot l_{\text{St.Bein},x} + F_{\text{Teil},83\%,z} \cdot l_{\text{Teil},83\%,x} = 0 \\
 \sum M_y^A = 0 &: F_{\text{St.Bein},z} \cdot l_{\text{St.Bein},y} + F_{\text{Teil},83\%,z} \cdot l_{\text{Teil},83\%,y} = 0 \\
 l_{\text{Teil},83\%,x} &= \frac{-(l_{\text{St.Bein},x} \cdot F_{\text{St.Bein},z})}{F_{\text{Teil},83\%,z}} \\
 l_{\text{Teil},83\%,y} &= \frac{-(l_{\text{St.Bein},y} \cdot F_{\text{St.Bein},z})}{F_{\text{Teil},83\%,z}}
 \end{aligned} \tag{3.24}$$

die lotrechte Wirkungslinie, definiert über $l_{\text{Teil},83\%,x}$ und $l_{\text{Teil},83\%,y}$ des Teilmassenschwerpunktes $m_{\text{Teil},83\%}$, berechnet werden.

Dieser repräsentiert bei dem Probanden etwa 83 % der Gesamtkörpermasse und wird unter Berücksichtigung der Erdbeschleunigung als Vektor $\vec{F}_{\text{Teil},83\%}$ definiert. Durchläuft die Wirkungslinie von $\vec{F}_{\text{Teil},83\%}$ nicht den Lagerpunkt im Mittelpunkt des *Caput femoris*, entsteht über den Abstand $\vec{l}_{\text{Teil},83\%}$ ein Gelenkmoment. Abb. 3.12 bildet den Vektor $\vec{F}_{\text{Teil},83\%}$ ab und zeigt die Berechnungsergebnisse.

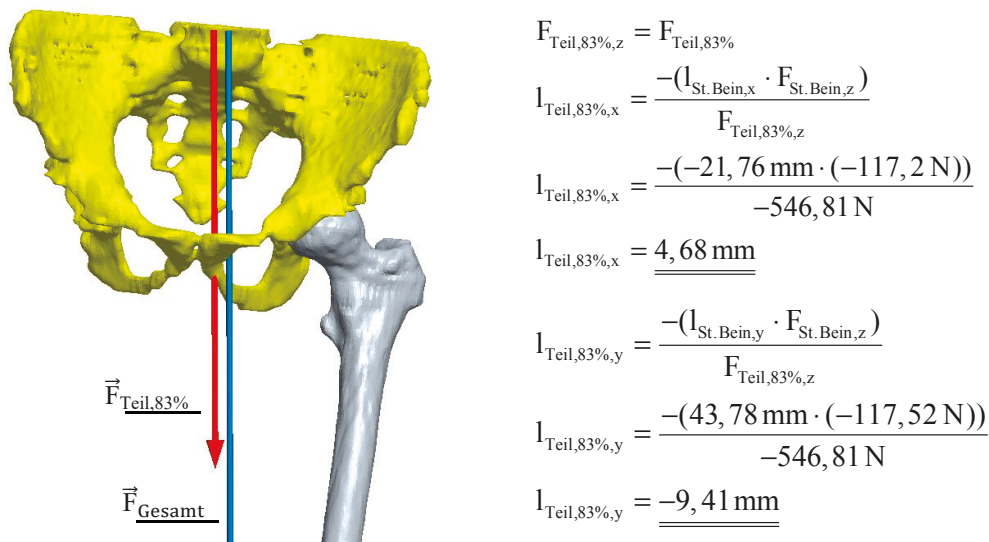


Abb. 3.12: Visualisierung des Vektors $\vec{F}_{\text{Teil},83\%}$ in Rot und der Wirkungslinie von \vec{F}_{Gesamt} in Blau

Die Wirkungslinie von $\vec{F}_{\text{Teil},83\%}$ in x-Richtung 4,68 mm und in y-Richtung 9,41 mm von der Wirkungslinie \vec{F}_{Gesamt} entfernt. Diese Berechnung (siehe auch Anhang A) verdeutlicht, dass im Gegensatz zu den Abb. 1.2 und 1.3, die Wirkungslinie von $\vec{F}_{\text{Teil},83\%}$ im Bereich der Hüfte des Standbeins zu finden ist. Zur Berechnung der Muskelkräfte sowie Beanspruchungsermittlung durch ein FE-Modell erfolgt nun die Anwendung des linearen Optimierungsalgorithmus. Abb. 3.13 (a) zeigt in Rot den initialen Kraftvektor $\vec{F}_{\text{Teil},83\%}$, als auch eine Schnittebene, über welche zusätzliche Daten für die Optimierung berechnet werden. Die blauen Linien visualisieren, in Anlehnung an Tab. 3.2, die dreidimensionalen Verläufe der zweiunddreißig implementierten Muskelverläufe. Insgesamt zwölf der Linien wie z.B. *Tractus iliotibialis* weisen Richtungsänderungen auf. Diese Änderungen der Linienvläufe führen zu mindestens einer Querkraft. Dabei können Querkraftvektoren, wie in Abb. 3.13 (b) am Muskel *M. gluteus maximus 1* demonstriert

wird, parallel oder sich von einer potentiellen Anlagefläche entfernen. Die in Abb. 3.13 (b) visualisierte Querkraft des *Tractus Iliotibialis* „trifft“ direkt das *Femur* und kann auf ein FE-Modell appliziert werden.

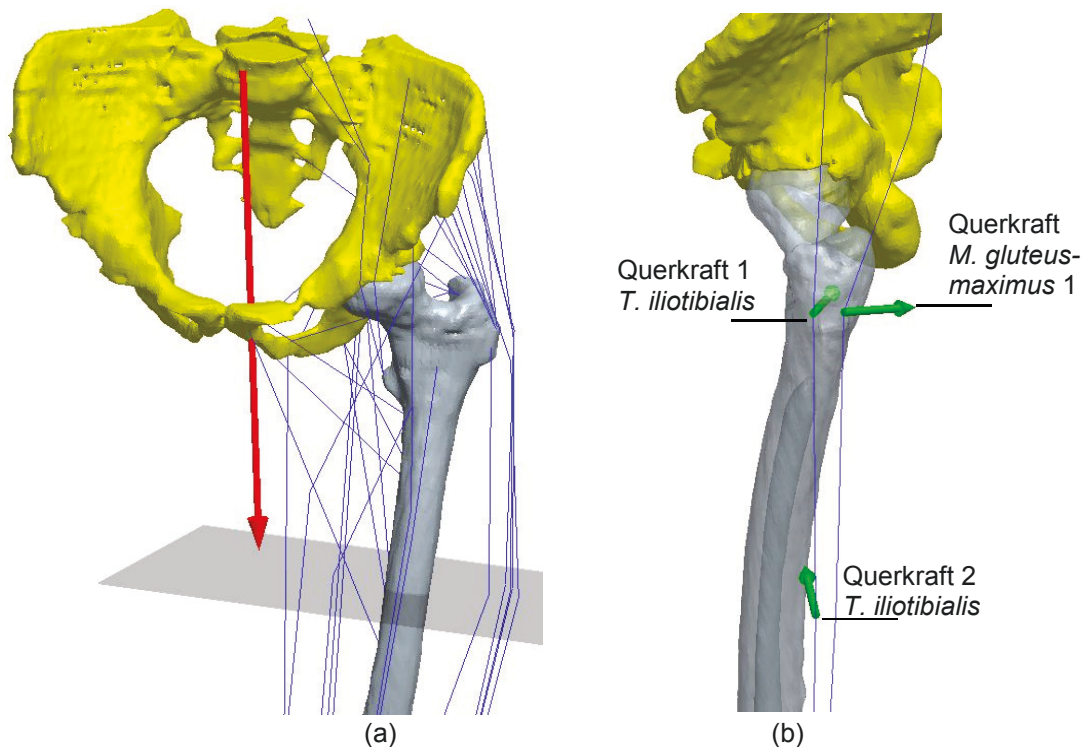


Abb. 3.13: (a) Berechnung der Muskelkräfte im Hüftbereich für den Einbeinstand (b) Darstellung der Querkräfte von *M. gluteus maximus* und *Tractus iliotibialis*

Insgesamt beinhaltet das Modell 12 Umlenkungen, die einen direkten Einfluss auf die Biegebeanspruchung in der femoralen Diaphyse nehmen. Die Richtungen der Querkräfte variieren mit der Position der Extremitäten. Nach jeder Positionseinstellung des Mensch-Modells (Einbeinstand und drei Positionen im Gehen) erfolgt eine visuelle Begutachtung und Nachjustierung der Muskel- und Sehnenverläufe zur Verringerung möglicher Diskrepanzen zwischen Computermodell und realem Individuum.

Bei der Modellierung von Muskelkräften mittels Vektoren kann auch der Fall eintreffen, dass resultierende Querkräfte „den Knochen um nur wenige Zentimeter verfehlen“. In der Realität wäre eine Kraftübertragung von Umlenkkräften der außenliegenden Muskeln und Sehnen über die darunterliegende Muskelmasse auf ossäre Strukturen vorstellbar. Ein genereller Ausschluss der gesamten Muskelkomponente würde zu „Verlusten“ des Freiheitsgrades in der Optimierung und

überhöhten Hüftgelenkkraften führen. Im FE-Modell wird die berechnete Kraftkomponente an Knoten appliziert, die bezüglich der vektoriellen Wirkungslinie den geringsten Abstand aufweisen. Dies verursacht einen systematischen Fehler. Es wird daher festgelegt, dass nur dann diese Verfahrensweise der Wirkungslinienverschiebung Verwendung findet, wenn die dadurch entstehenden Abweichungen der Biegemomente im femoralen Schaftbereich in der x- und y-Ebene weniger als 2 MPa betragen. Die Berechnung der Differenz erfolgt analytisch. Der erhöhte Kontrollaufwand wird für die in dieser Arbeit vorgestellten FE-Berechnungen (zwei Simulationen des Einbeinstandes und acht der drei Positionen im Gangzyklus) visuell und nicht über eine Programmierung durchgeführt.

Wie in Abb. 1.7 ersichtlich erfolgt nach der Positionierung des Mensch-Modells und der Koordinatentransformationen in Excel die Generierung des Matlab-Skriptes. Abb. 3.14 stellt einen Auszug des Matlab-Skriptes für die Anwendung der neuen Methode 2 für den Einbeinstandes dar. Die statische Teilkörperkraft von 546,81 N führt zu Momenten von $M_{TS,x}^{cf} = -39.499 \text{ Nmm}$, $M_{TS,x}^{cf} = -10.953 \text{ Nmm}$ und $M_{TS,x}^{cf} = -7.241 \text{ Nmm}$ am *Caput femoris* sowie $M_{TS,x}^{fd} = -41.242 \text{ Nmm}$ und $M_{TS,y}^{fd} = 19.334 \text{ Nmm}$ an der femoralen Diaphyse (vgl. Abb. 3.14, Punkt 6).

Tab. 3.4: Ergebnisse der Muskel- und Gelenkkraftberechnung des Einbeinstandes basierend auf einer Teilkörperkraft von 546,81 N

Einbeinstand, Methode 1	Kräfte [N]
<i>M. gluteus maximus 1</i>	83
<i>M. gluteus maximus 2</i>	37
<i>Tractus iliotibialis 2-2</i>	531

Einbeinstand, Methode 2	Kräfte [N]
<i>M. gluteus maximus 1</i>	30
<i>M. gluteus maximus 2</i>	130
<i>Tractus iliotibialis 2-2</i>	526
<i>M. rectus femoris</i>	146
<i>M. vastus lateralis</i>	310

Weitere Ergebnisse	
Gesamt Muskelkraft [N]	651
Res. Hüftkraft [N]	1.180
Res. Hüftkraft %BW	175

Weitere Ergebnisse	
Gesamt Muskelkraft [N]	1.142
Res. Hüftkraft [N]	1.352
Res. Hüftkraft %BW	203

Diese erste Berechnung des Einbeinstandes führt die Wirkweise des erweiterten Muskelalgorithmus vor. Die Randbedingungen wie Gelenkkräfte können mit aktuellen Daten aus der Orthoload-Datenbank (<http://www.Orthoload.com>) des Julius-Wolff-Instituts in Berlin verglichen werden. Abb. 3.15 aus Bergmann (BERGMANN 2013) visualisiert Messwerte des Patienten H4L, der drei Monate postoperativ den Einbeinstand in einem Ganglabor durchführt. Bei ruhigem Stand beträgt die Hüftreaktionskraft zum Zeitpunkt fünf Sekunden etwa 249 % des BW und mit leichter Bewegung (Gleichgewichtsfindung) maximal 275 %BW. Es wird ersichtlich, dass Methode 1 mit 175 %BW und Methode 2 mit 203 %BW die an einem Patienten gemessenen Kräfte unterschätzten. Die in Abb. 3.15 ersichtliche dynamische Komponente aufgrund der Gleichgewichtsfindung wird in einer nächsten Betrachtung des Einbeinstandes untersucht.

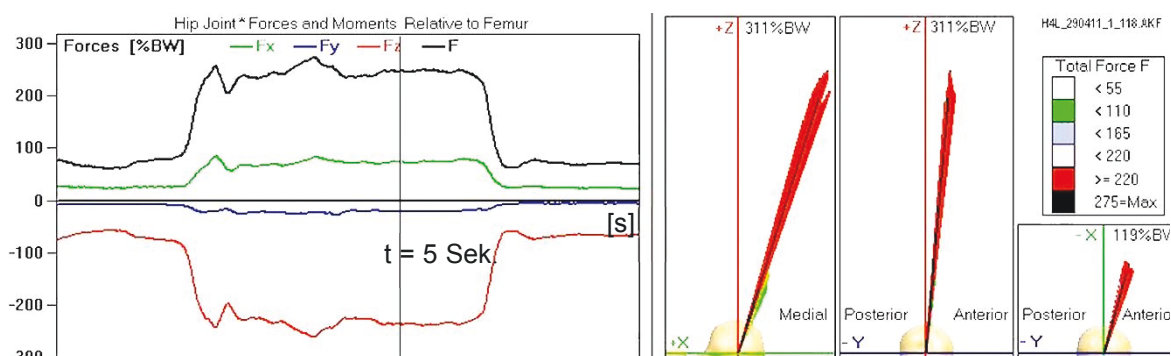
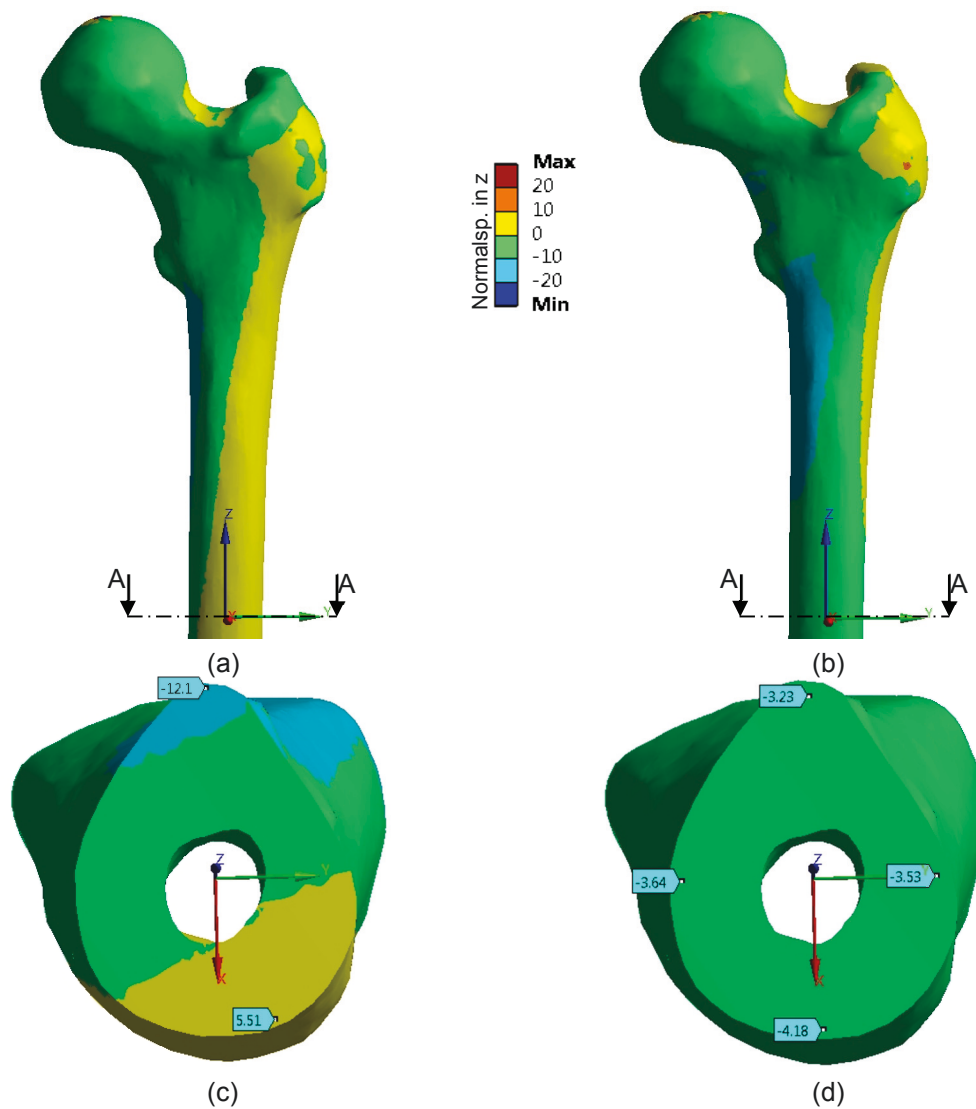


Abb. 3.15: Screenshot aus Bergmann (BERGMANN 2013) des Patienten H4L und der Videosignatur h4l_290411_1_118_screen.mp4

Im Mensch-Modell wird der gleiche Abstand der Teilkörperkraft angenommen jedoch $\vec{F}_{\text{Teil},83\%}$ auf 660 N erhöht, was in etwa der beobachteten Dynamik in Abb. 3.15 entspricht. Die Betrachtung dient insbesondere für die Veranschaulichung der Funktionsweise der Optimierung sowie der anschließenden FE-Simulation. Erneut finden die Gleichungen gemäß 3.22 (Seite 49) Verwendung. Abb. 3.16 (a) - (f) zeigt für invers berechnete Muskelkräfte und resultierende Hüftreaktionskräfte, darauf basierende FE-Simulationsergebnisse (Normalspannungen in Schaftichtung) im Einbeinstand. Links angeordnet sind Ergebnisse, basierend auf der Optimierungsmethode, die nur das Momentengleichgewicht um die Gelenke berücksichtigen (Methode 1). Dabei wird in Abb. 3.16 (a) und (c) der Biegeanteil im Schaft auf Grund der berechneten Muskeln in (e) erkennbar. Die mediale Außenseite erfährt eine Druckbeanspruchung und lateral eine Zugbeanspruchung. Die Lösungen der neuen verbesserten Methode 2 ist in Abb. 3.16 (b) und (d) dargestellt. In der femoralen Schaftmitte wirken vornehmlich Normalkräfte. Lokale Biegeanteile sind etwas oberhalb von der in der Optimierung berücksichtigten Stelle vorzufinden.

Bezüglich der Funktionsweise (lineare Programmierung) wird durch die Ergebnisse in Tab. 3.4 und Abb. 3.16 (e) und (f) die Selektion der gleichen Muskeln und Sehnen jedoch mit erhöhten Kräften ersichtlich. Die um etwa 21 % erhöhte Teilkörperkraft von 660 N (bezogen auf 546,81 N) führt zu einem Anstieg der Gesamtmuskelkräfte um etwa 20,7 % (651 N auf 786 N) bei Methode 1 und 20,7 % (1.142 N auf 1.378 N) bei Methode 2 was die linearen Zusammenhänge bestätigt.



Einbeinstand, Methode 1	Kräfte [N]
<i>M. gluteus maximus 1</i>	100
<i>M. gluteus maximus 2</i>	45
<i>Tractus iliotibialis 2-2</i>	641

Einbeinstand, Methode 2	Kräfte [N]
<i>M. gluteus maximus 1</i>	36
<i>M. gluteus maximus 2</i>	156
<i>Tractus iliotibialis 2-2</i>	636
<i>M. rectus femoris</i>	176
<i>M. vastus lateralis</i>	374

Weitere Ergebnisse	
Gesamtmuskelkraft [N]	786
Res. Hüftkraft [N]	1.425
Res. Hüftkraft %BW	212

Weitere Ergebnisse	
Gesamtmuskelkraft [N]	1.379
Res. Hüftkraft [N]	1.632
Res. Hüftkraft %BW	243

(e) (f)
Abb. 3.16: (a) *Femur* mit Ergebnissen (Normalspannungen in Schaft Richtung) nach Methode 1 (M1) (b) *Femur* mit Ergebnissen nach Methode 2 (M2) (c) Schnittansicht *Femur* M1 mit deutlich erkennbarer Biegung (d) Schnittansicht *Femur* M2 mit minimalen Biegeanteilen (e) Ergebnisübersicht der Muskelkraftberechnung nach M1 (f) Ergebnisübersicht der Muskelkraftberechnung nach M2

3.4 Muskelkräfte und femorale Beanspruchungen im Gangzyklus

Analog zum Einbeinstand finden die in Abb. 3.17 gemessenen Bodenreaktionskräfte für die Auswahl der drei zu berechnenden Positionen Verwendung. In der ersten Position befindet sich der Proband bezüglich eines normierten Gangzyklus bei etwa 12,6 % (Sekunde 0,13) zu Beginn der mittleren Standphase (WHITTLE ET AL. 1996; Perry 2003). In Position 2 bei 27,5 % (Sekunde 0,29) am Ende der mittleren Standphase und in Position 3 bei 46,4 % (Sekunde 0,48) am Ende der terminalen Standphase.

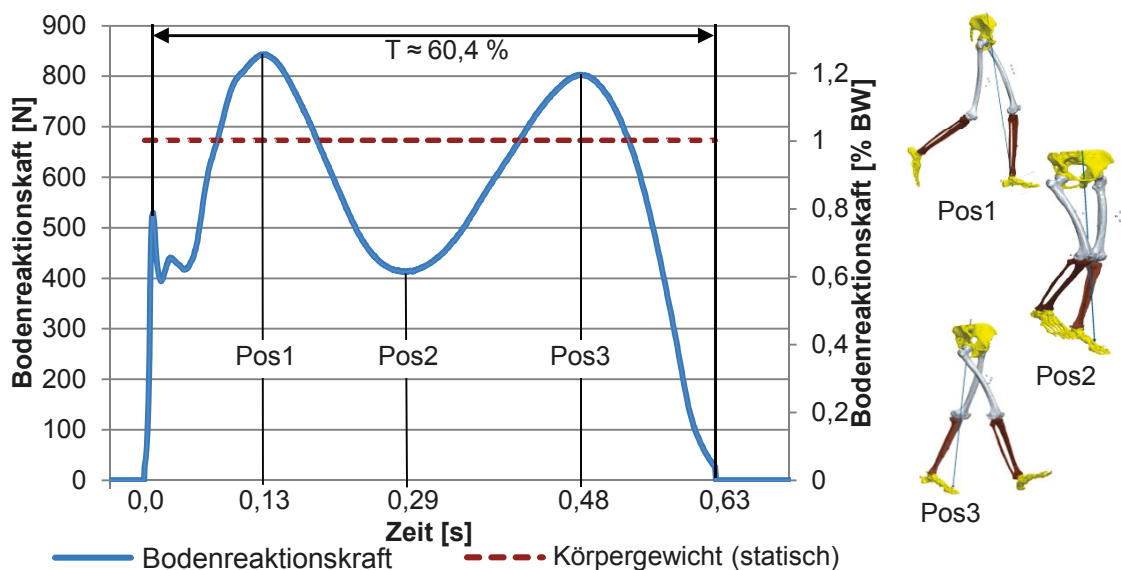


Abb. 3.17: Verlauf der Gesamtbodenreaktionskraft im Gangzyklus und statisches Körpergewicht

Zu diesen Zeitpunkten werden die Mensch-Modelle anhand der Punktkoordinaten der reflektierenden Marker im Ganglabor ausgerichtet (siehe Abb. 2.13 und Abb. 2.14). Auch dient die um das Teilmassengewicht des Standbeins reduzierte Bodenreaktionskraft als initiale Kraft. Diese beträgt in Position 1 $F_{TS} = 700,1$ N. Unter der Berücksichtigung, dass derzeit eine automatische Massenzuweisung zu größeren Abweichungen bei der Berechnung der Gelenkmomente am *Caput femoris* führen kann (siehe Abb. 3.10), wird mittels der x-, y-, z-Kraftkomponenten des CP, die Wirkrichtung der initialen Kraft berechnet.

Abb. 3.18 stellt das virtuelle Probandenmodell mit der Wirkungslinie in Blau dar. Für diese aus dem Ganglabor bestimmten Positionen und Kräfte findet die Anwendung der Optimierungsalgorithmen zur Berechnung der Muskelkräfte Verwendung.

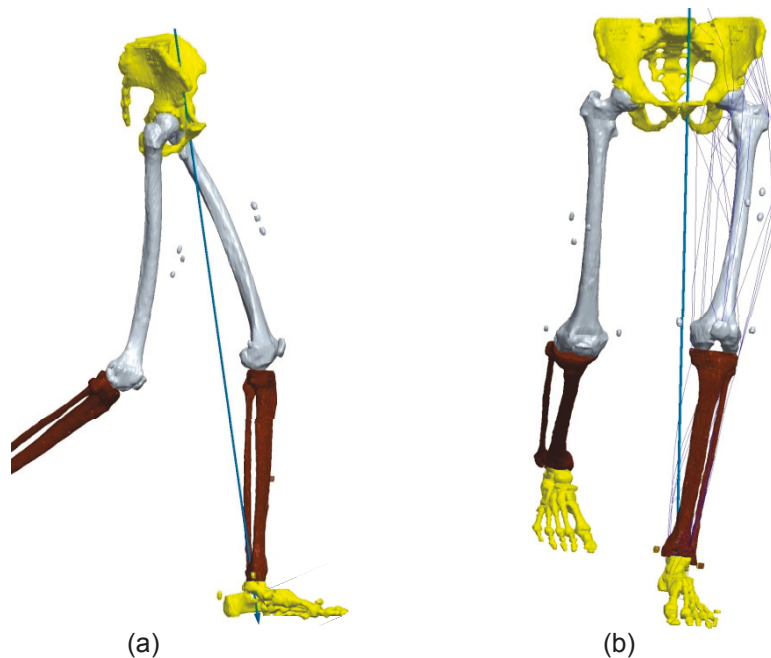


Abb. 3.18: (a) Subjekt von sagittal im Ganglabor in Pos1 mit visualisierter Wirkungslinie der initialen Kraft (b) Subjekt von ventral mit Muskeln

Abb. 3.19 (a), (c) und (e) führen Berechnungsergebnisse der Methode 1 auf. Es wird, in Anlehnung an die Literaturrecherche von Kapitel 1.2, erneut die eine Zug- und Druckverteilung in der femoralen Diaphyse ersichtlich. Die Druckseite mit einer Normalspannung in z-Richtung von etwa $\sigma_{N,z} = -20,6 \text{ MPa}$ würde gemäß

$$\varepsilon_{N,z} = \frac{\sigma_{N,z}}{E_{\text{iso}}} \quad (3.25)$$

mit einem isotropen E-Modul von 17 GPa (BURSTEIN ET AL. 1976) zu $\varepsilon_{N,z} = -1.212 \mu$ und nach dem mechanostatischen Modell zu Knochenaufbau führen. Abb. 3.19 (c), (d) und (f) zeigen Berechnungsergebnisse der Methode 2. In der femoralen Schaftmitte wirken vorwiegend Druckkräfte. Biegeanteile sind ab etwa 6 cm oberhalb der im Optimierungsalgorithmus berücksichtigten Stelle zu finden.

Analytische Berechnungsmethoden finden in der Ergebnisüberprüfung Verwendung. Wie in Abb. 3.19 (d) dargestellt, werden an vier Berechnungspunkten die Normalspannungen in z-Richtung analytisch sowie in der FE-Simulation ermittelt. Als Maß für die Genauigkeit, soll die Differenz erneut kleiner 2 MPa sein. Die analytischen Normalspannungen werden gemäß

$$\sigma_{N,z}^{fd} = \frac{F_{TSz} + \sum_{i=1}^{N_1} F_{Miz}}{A_{Dia.Fem.}} \quad (3.26)$$

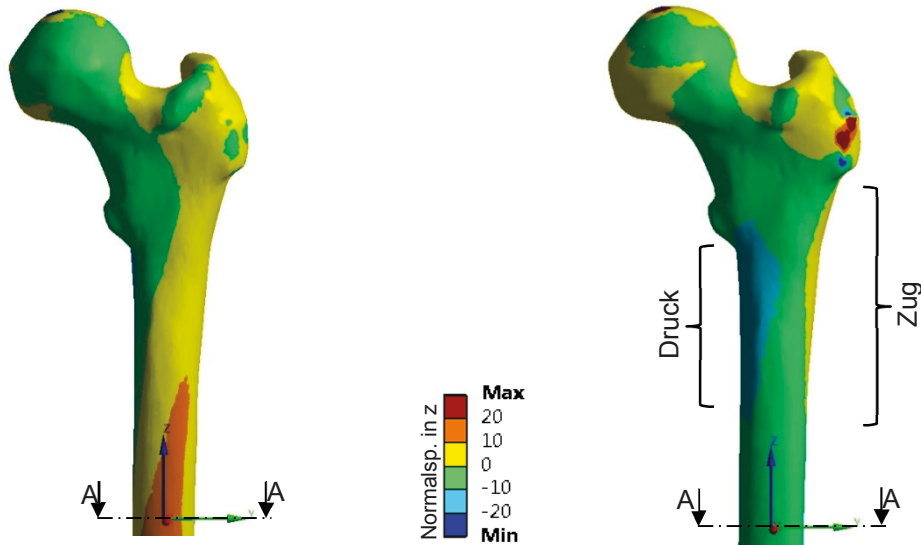
berechnet und Abb. 3.8 (b) veranschaulicht die Vektoren. Biegeanteile um die x-Achse können durch

$$\sigma_{b,x}^{fd} = \pm \frac{\left(M_{TSx}^{fd} + \sum_{i=1}^{N_1} M_{Mix}^{fd} + M_{FDx} \right) \cdot l_{bx}}{I_x} \quad (3.27)$$

bzw. um die y-Achse nach

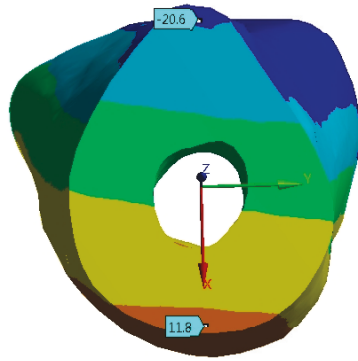
$$\sigma_{b,y}^{fd} = \pm \frac{\left(M_{TSy}^{fd} + \sum_{i=1}^{N_1} M_{Miy}^{fd} + M_{FDy} \right) \cdot l_{by}}{I_y} \quad (3.28)$$

berechnet werden. Die Querschnittsfläche des *Femur* $A_{Dia.Fem.}$ und die axialen Flächenträgheitsmomente I_x und I_y sowie die Abstandsmaße l_{bx} und l_{by} sind vorgegebene Parameter. Beanspruchungsanteile wie Schub und schiefe Biegung werden vernachlässigt.

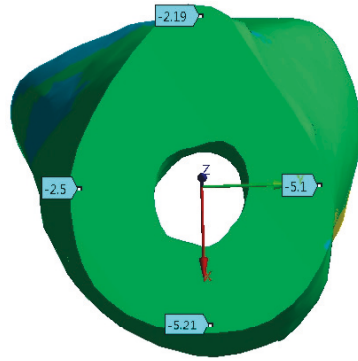


(a)

(b)



(c)



(d)

Methode 1, Pos1	Kräfte [N]
<i>M. gluteus maximus 1</i>	66
<i>M. gluteus maximus 2</i>	211
<i>Tractus iliotibialis 2-2</i>	685

Methode 2, Pos1	Kräfte [N]
<i>M. gluteus minimus 3</i>	89
<i>M. gluteus medius 2</i>	155
<i>M. gluteus medius 3</i>	600
<i>M. gluteus maximus 2</i>	248
<i>M. rectus femoris</i>	141
<i>M. vastus lateralis</i>	1.227

Weitere Ergebnisse	
Gesamtmuskelkraft [N]	962
Res. Hüftkraft [N]	1.609
Res. Hüftkraft %BW	239

Weitere Ergebnisse	
Gesamtmuskelkraft [N]	2.460
Res. Hüftkraft [N]	1.861
Res. Hüftkraft %BW	276

(e)

(f)

Abb. 3.19: (a) *Femur* mit Ergebnissen in Pos1 nach Methode 1 (M1) (b) *Femur* mit Ergebnissen in Pos1 nach Methode 2 (M2) (c) Schnittansicht *Femur* M1 mit deutlich erkennbarer Biegung (d) Schnittansicht *Femur* M2 mit minimalen Biegeanteilen (e) Ergebnisübersicht der Muskelkraftberechnung nach M1 (f) Ergebnisübersicht der Muskelkraftberechnung nach M2

Somit ergibt sich unter Anwendung einer Fläche $A_{\text{Dia.Fem.}} = 522 \text{ mm}^2$ und einer Gesamtkraft F_{TSz} plus F_{Miz} in z-Richtung mit $-1.983,7 \text{ N}$ eine Spannung von $\sigma_{\text{N.z}} = -3,8 \text{ MPa}$. Die Abweichungen von $-1,61 \text{ MPa}$ zwischen analytischer und in Abb. 3.19 dargestellter FE-Berechnung resultieren aus der Implementierung der Kräfte im FE-Modell auf Flächenpatches und geringer Wirkungslinienverschiebung.

Im nächsten Schritt erfolgt die Berechnung des Subjekts in Position 2. Das Modell ist wie in Abb. 3.20 dargestellt ausgerichtet und erneut werden Muskelkräfte der initial wirkende Kraft \vec{F}_{TS} von $343,5 \text{ N}$ gleichgesetzt. Abb. 3.21 (a), (c) und (e) zeigt die FE-Berechnungen und Muskelkräfte nach Methode 1.

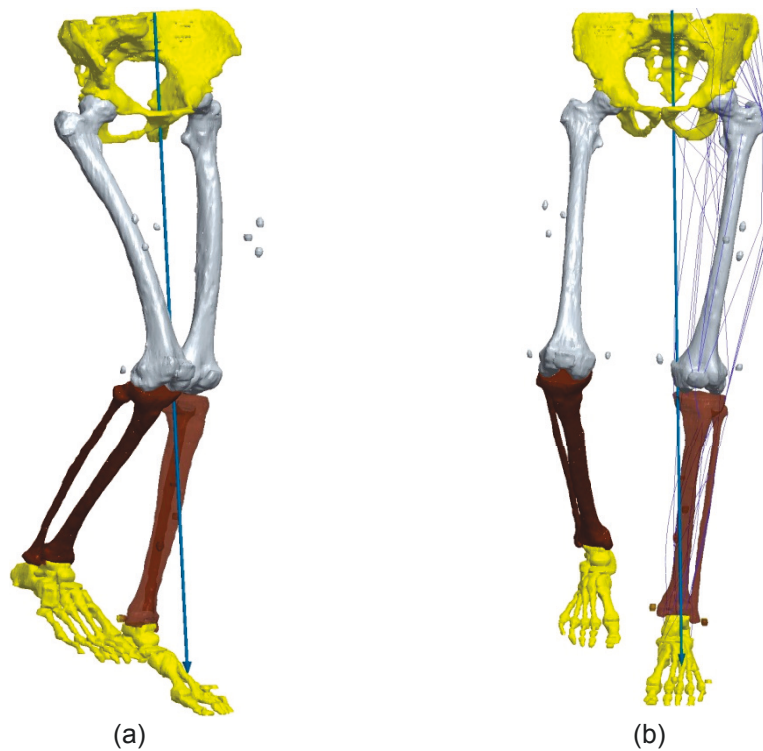
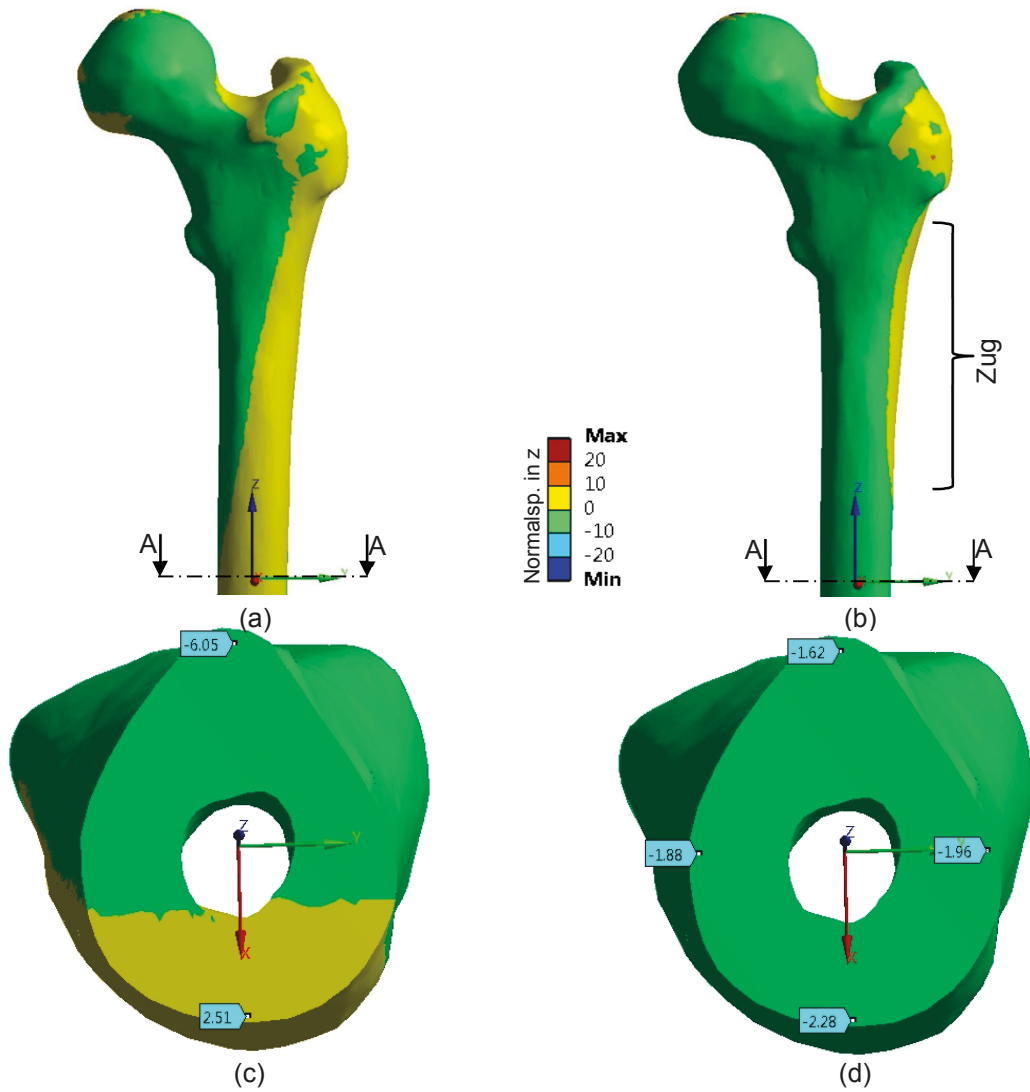


Abb. 3.20: (a) Subjekt von sagittal im Ganglabor in Pos2 mit visualisierter Wirkungslinie der initialen Kraft (b) Subjekt Pos2 von ventral mit Muskeln



Method 1, Pos2	Kräfte [N]
<i>M. gluteus maximus 1</i>	31
<i>Tractus iliotibialis 2-2</i>	284
<i>M. tensor fasciae latae</i>	66

Method 2, Pos2	Kräfte [N]
<i>M. gluteus minimus 3</i>	38
<i>M. gluteus maximus 2</i>	31
<i>Tractus iliotibialis 2-2</i>	305
<i>M. rectus femoris</i>	116
<i>M. vastus lateralis</i>	235

Weitere Ergebnisse	
Gesamtmuskelkraft [N]	381
Res. Hüftkraft [N]	718
Res. Hüftkraft %BW	107

Weitere Ergebnisse	
Gesamtmuskelkraft [N]	725
Res. Hüftkraft [N]	822
Res. Hüftkraft %BW	122

(e)

(f)

Abb. 3.21: (a) *Femur* in Pos2 mit Ergebnissen nach Methode 1 (M1) (b) *Femur* in Pos2 mit Ergebnissen nach Methode 2 (M2) (c) Schnittansicht *Femur* M1 mit deutlich erkennbarer Biegung (d) Schnittansicht *Femur* M2 mit minimalen Biegeanteilen (e) Ergebnisübersicht der Muskelkraftberechnung nach M1 (f) Ergebnisübersicht der Muskelkraftberechnung nach M2

Die Biege-Druck-Seite ist medial zu finden und Zug lateral. Aufgrund der relativ kleineren Belastung der \vec{F}_{TS} sind die entstehenden Biegespannungen geringer als in Position 1 und Position 3. Abb. 3.21 (b), (d) und (f) zeigen die Berechnungsergebnisse nach Methode 2. Im betrachteten femoralen Schnittufer ist hauptsächlich Normalspannung in z-Richtung mit sehr geringen Biegeanteilen vorzufinden. Die Abweichung der FE-Berechnung in Abb. 3.21 (d) zur vereinfachten analytischen Rechnung, mit einer Normalkraft in z-Richtung von -979,3 N und dadurch resultierenden Normalspannung von $\sigma_{N,z} = -1,9$ MPa, ist mit 0,3 MPa ebenfalls gering. Abb. 3.22 (a) und (b) visualisieren das positionierte Mensch-Modell in der dritten Position. Die initial wirkende Kraft \vec{F}_{TS} beträgt 666,2 N. Abb. 3.23 (a), (c) und (e) führen die FE-Berechnungen und Muskelkräfte nach Methode 1 auf.

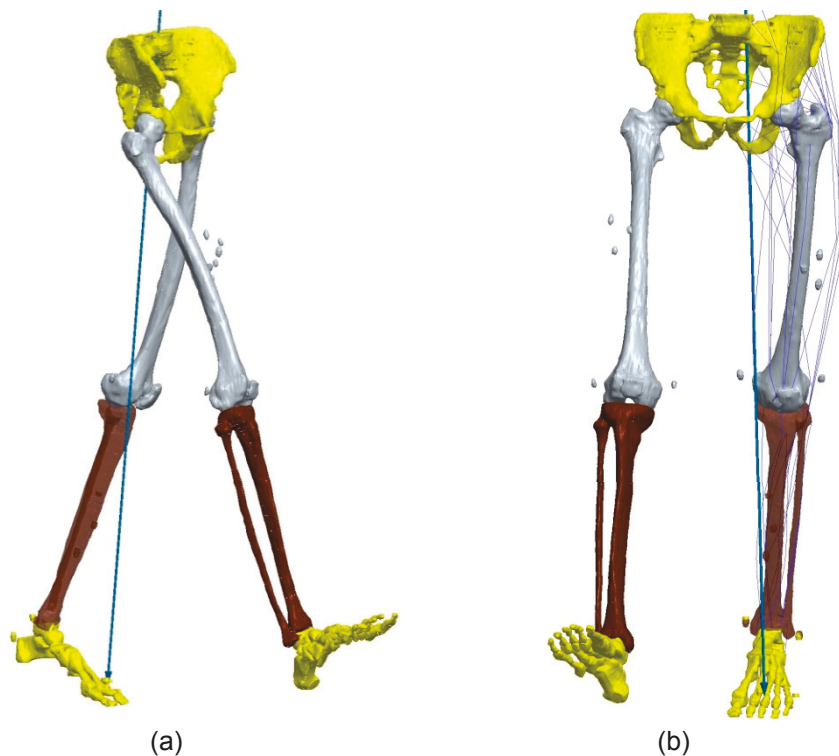


Abb. 3.22: (a) Subjekt von sagittal im Ganglabor in Pos3 mit visualisierter Wirkungslinie der initialen Kraft (b) Subjekt Pos3 von ventral mit Muskeln

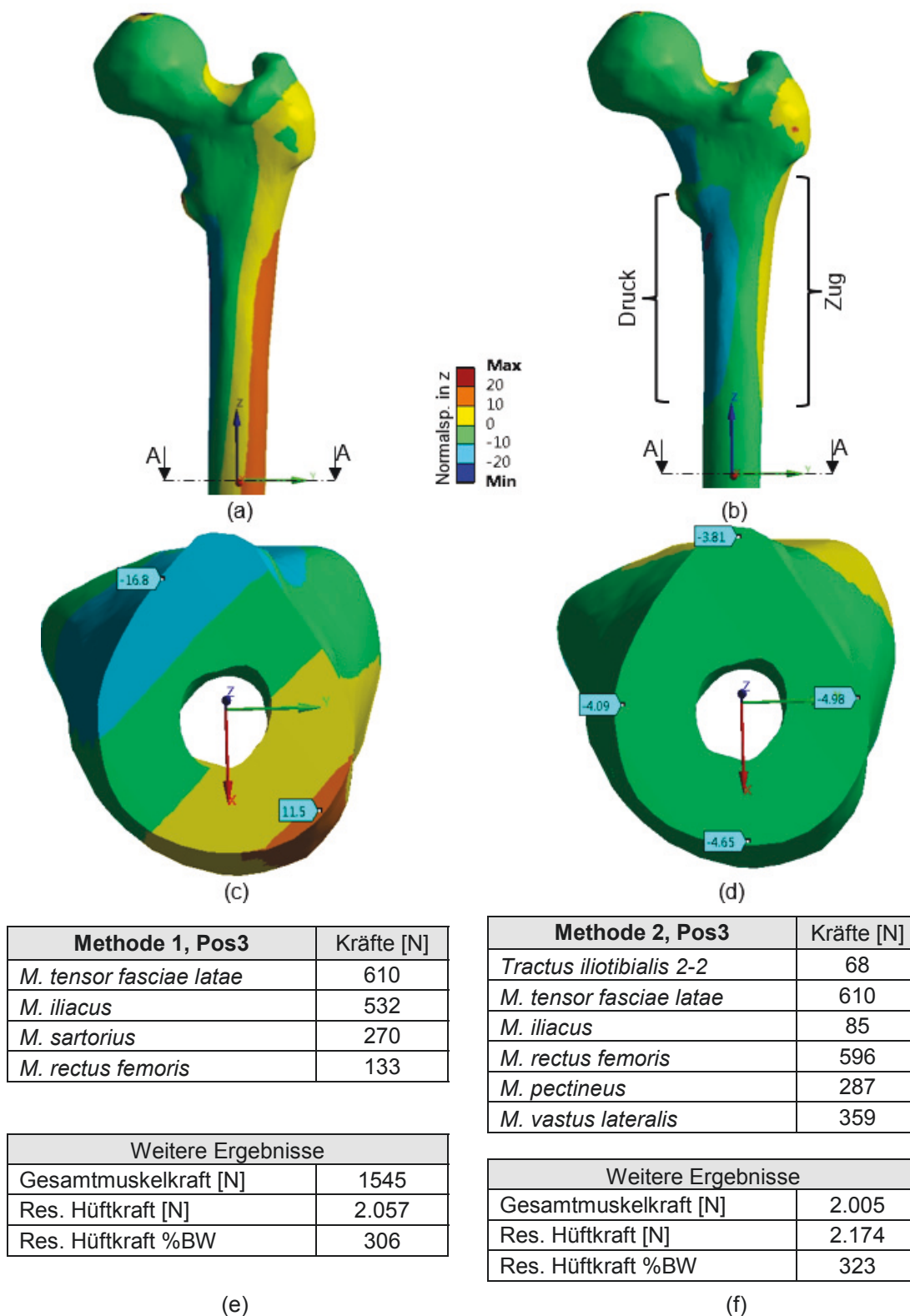


Abb. 3.23: (a) *Femur* in Pos3 mit Ergebnissen nach Methode 1 (M1) (b) *Femur* in Pos3 mit Ergebnissen nach Methode 2 (M2) (c) Schnittansicht *Femur* M1 mit deutlich erkennbarer Biegung (d) Schnittansicht *Femur* M2 mit minimalen Biegeanteilen (e) Ergebnisübersicht der Muskelkraftberechnung nach M1 (f) Ergebnisübersicht der Muskelkraftberechnung nach M2

Wie bei den Positionen 1 und 2 ist eine eindeutige Biegebeanspruchung vorzufinden. Abb. 3.23 (b), (d) und (f) zeigen die Berechnungsergebnisse nach Methode 2, mit fast vollständiger Minimierung der Biegebeanspruchung im mittleren femoralen Schaftbereich. Die Abweichung der FE-Berechnung in Abb. 3.23 (d) zur analytischen Rechnung, mit einer Normalkraft in z-Richtung von -2.260,7 N und dadurch resultierenden Normalspannung von $\sigma_{N,z} = -4,3$ MPa, beträgt 0,7 MPa. Die Berechnungen belegen in Abb. 3.19 (d), Abb. 3.21 (d) und Abb. 3.23 (d), dass durch den Ausschluss der Momente in der femoralen Diaphyse um die x- und y-Achse Muskelaktivitätsmuster vorhanden sind, die vorwiegend Druck in den Knochen induzieren. Im Folgenden soll über die Betrachtung der Haupt- und Normalspannungsanteile in der Vergleichsspannungshypothese nach von Mises (MISES 1913) gemäß

$$\sigma_{\text{vGH}} = \frac{1}{\sqrt{2}} \left(\sqrt{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6 \cdot (\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)} \right) \quad (3.29)$$

und

$$\sigma_{\text{vGH}} = \frac{1}{\sqrt{2}} \left(\sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2} \right) \quad (3.30)$$

die Untersuchung erfolgen, ob die Normalspannungen in z-Richtung den dominierenden Beanspruchungsanteil darstellen. Diese Vorgehensweise ist bezüglich der hier zu überprüfenden Hypothese notwendig. Denn nicht nur die äußere Form des *Femur* wird aufgrund mechanischer Kräfte beeinflusst, auch im Inneren des Knochens kann anhand der Osteonenstruktur sowie trajektoriiellen Verteilung der Spongiosa das Wolffsche Gesetz beobachtet werden. Veröffentlichungen (siehe Abb. 2.7, akustische Impedanz), welche anisotrope Materialparameter wie E-Modul-Werte publizieren, verweisen auf die Vorzugsrichtung längs der femoralen Schaftachse, in welcher maximale Werte von Materialparametern vorzufinden sind. Somit müssen auch die im Optimierungsalgorithmus berechneten Muskelkräfte zu inneren Beanspruchungen führen, sodass die größte Beanspruchung längs der Schaftachse zu finden ist. Die betrachtete Stelle für die Ergebnisbewertungen der Positionen 1-3 liegt nahe der Randfaser bei $y = -12$ mm, ersichtlich in Abb. 3.24 (a).

Tab. 3.5 führt die Normal- und dazugehörigen Hauptspannungen auf. Bei Position 2 und Position 3 weichen die Beträge der Normalspannungen in z-Richtung bezüglich der dritten Hauptspannung sowie der Spannung nach von Mises gering ab.

Tab. 3.5: Normal- und Hauptspannungsanteile sowie Spannung nach von Mises

	Position 1	Position 2	Position 3
Normalspannung in z [MPa]	-2,46	-1,88	-4,09
Hauptspannung 1 [MPa]	5,14	0,157	1,14
Hauptspannung 2 [MPa]	0,04	0	-0,01
Hauptspannung 3 [MPa]	-8,1	-2,14	-5,09
von Mises [MPa]	11,6	2,22	5,74

Somit sind nach Formel (3.29) keine weiteren großen Spannungsanteile als jene längs der femoralen Schaftachse vorhanden. Jedoch sind bei Position 1 größere Abweichungen zwischen der Normalspannung in z und der dritten Hauptspannung sowie der angegebenen von Mises-Spannung ersichtlich.

Abb. 3.24 (a) zeigt anhand der Triaden-Ausrichtung am Auswertepunkt sowie den dazugehörigen Normal- und Schubspannungsanteilen, dass hier ein Einfluss aus Torsion (3.29) vorliegt. Es wirkt somit auch eine Schubspannung von $\tau_{xy} = -6,53$ MPa.

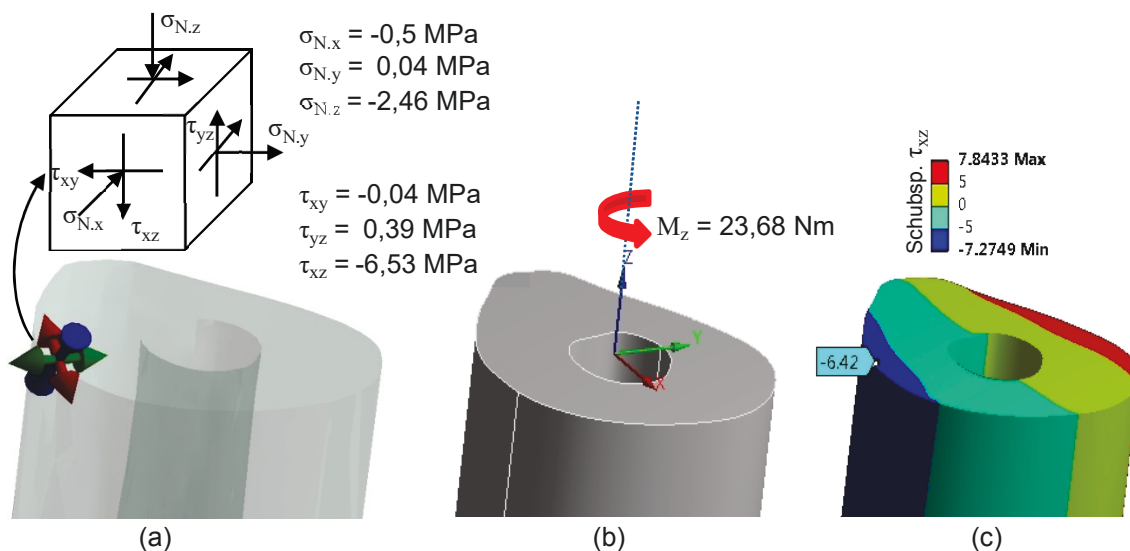


Abb. 3.24: (a) Ergebnisanzeige bei Position 1 der Hauptspannungsausrichtungen über Triade mit σ_1 in Rot, σ_2 in Grün σ_3 in Blau (b) Teilrekonstruktion der femoralen Diaphyse mit Torsionsbelastung (c) Ergebnisanzeige der Torsionsbeanspruchung von τ_{xz} in MPa

Diese Schubbeanspruchung resultiert aus den Muskel- und Gelenkkkräften. Implementierte Randbedingungen der Optimierung verhindern Momente um die x- und y-Achse, jedoch nicht um die z-Achse.

Aus der analytischen Berechnung in Position 1 ist ein wirkendes Moment von $M_z = 23,68 \text{ Nm}$ bekannt. Die Applikation des Torsionsmoments auf das ossäre Teilstück in Abb. 3.24 (b) und nachfolgende FE-Simulation weist in Abb. 3.24 (c) die Schubbeanspruchung von $\tau_{xy} = -6,42 \text{ MPa}$ nach. Der geringe Unterschied von $0,11 \text{ MPa}$ zu $\tau_{xy} = -6,53 \text{ MPa}$ ist vernachlässigbar. Es wird somit ersichtlich, dass in bestimmten Fällen auch die Einschränkung der Torsionsmomente berücksichtigt werden sollte. Eine solche Einschränkung im Optimierungsalgorithmus ist durch die zusätzliche Gleichungsbedingung gemäß

$$M_{TSz}^{fd} + \sum_{i=1}^{N_i} M_{Miz}^{fd} = 0 \quad (3.31)$$

oder Ungleichungsbedingung

$$M_{G,pos} \geq \sum_{i=1}^{N_i} M_{Miz}^{fd} \geq M_{G,neg} \quad (3.32)$$

möglich. Bezüglich der Ungleichungsbedingung stellt $M_{G,pos}$ und $M_{G,neg}$ die maximal zulässigen Torsionsmomente dar. Abb. 3.25 veranschaulicht das Ergebnis von Position 1 sowie die mögliche Einschränkung von Schubspannungen anhand des Mohrschen Spannungskreis (MOHR 1914).

Die Erstellung des Diagramms erfolgte durch das Programm P3_2 aus Issler (ISSLER ET AL. 2006). Der abgebildete Wertebereich von τ_{xz} bzw. τ_{zx} auf z.B. $\pm 4 \text{ MPa}$, entspräche nach Formel

$$M_{t_z} = \frac{W_t}{\tau_{xz,max}} \quad (3.33)$$

einem maximalen Torsionsmoment M_z von etwa $\pm 14,8 \text{ Nm}$.

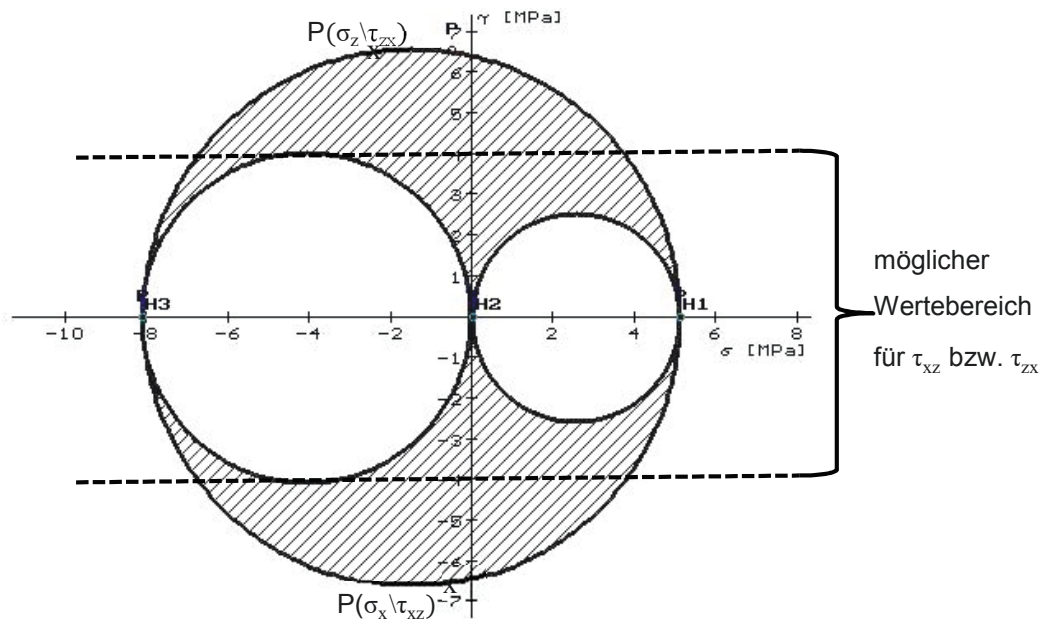


Abb. 3.25: Mohrscher Spannungskreis für die Auswertung von Position 1 mit Darstellung eines möglichen Wertebereichs für τ_{xz} bzw. τ_{zx} , welcher vornehmlich aus M_t resultiert

3.5 Bewertung von Muskel- und Gelenkkräften mittels sEMG-Signalen und *In vivo*-Messungen

Die bei der Muskelkontraktion stattfindenden chemischen Reaktionen führen zu messbaren elektrischen Potentialunterschieden (INMAN ET AL. 1952). Die im Ganglabor auf sieben Muskeln des Probanden applizierten Oberflächenelektroden der Firma myon ermöglichen erste Rückschlüsse auf muskuläre Aktivitäten im Gangzyklus. Unter Berücksichtigung bekannter Einschränkungen der Technik (STAUDENMANN ET AL. 2010) findet ein Vergleich der berechneten Muskelkräfte mit den EMG-Signalen statt. Abb. 3.26 (a) - (c) zeigt die platzierten sEMG-Einheiten des linken Beines auf den Muskeln *M. vastus lateralis* (VastL), *M. vastus medialis* (VastM), *M. rectus femoris* (RF), *M. gluteus medius* (GIMed), *M. erector spinae* (ErSpin), *M. semitendinosus* (Semit) und abschließend den *M. gastrocnemius medialis* (GastM).

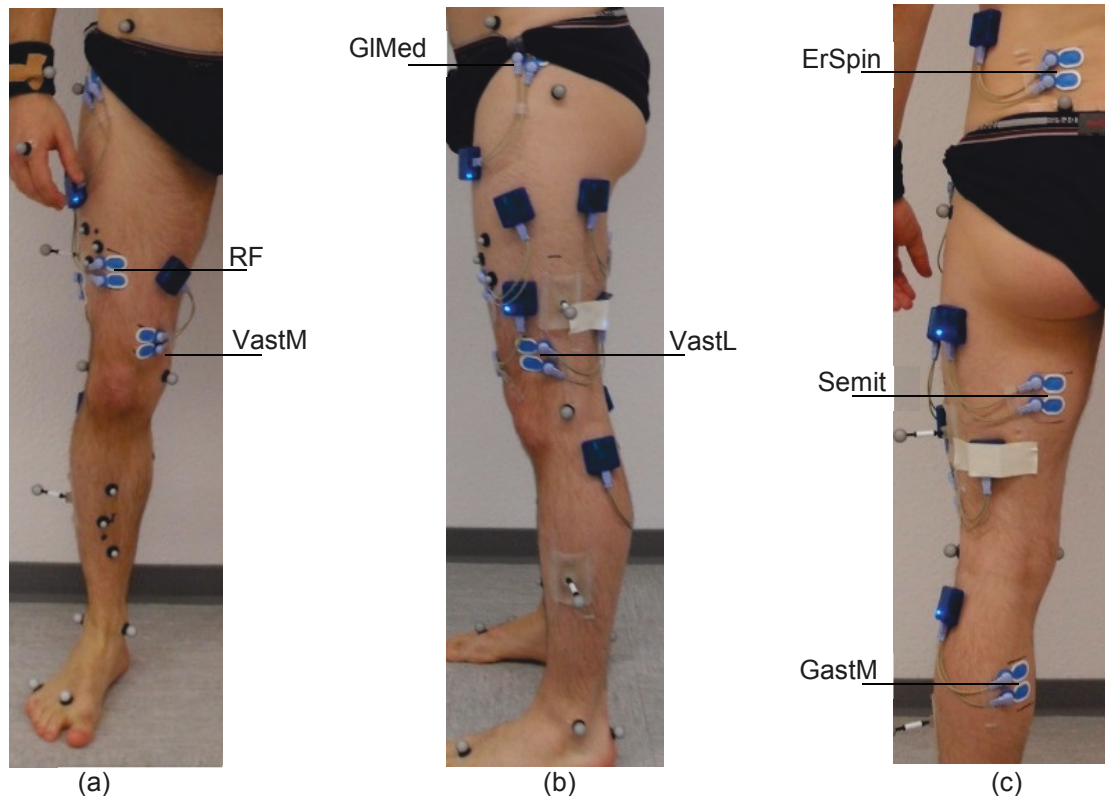


Abb. 3.26: (a) Ventrale Ansicht des Probanden im Ganglabor mit EMG (b) Sagittale Ansicht des Probanden (c) Dorsale Ansicht des Probanden

Abb. 3.27 führt die EMG-Signale der Muskeln auf, welche auch in den Optimierungsalgorithmen Verwendung finden. Die gleichgerichteten frequenzabhängigen Muskelaktivitäten in Rot sind über die Zeitdauer des belasteten linken Beins abgebildet. Zur leichteren Orientierung der Bewegungsabfolge dient die zusätzlich integrierte horizontale Bodenreaktionskraftkomponente in Blau. Die hervorgehobenen grünen Punkte markieren die Zeitpunkte der Optimierungsberechnungen. Bis auf den *M. rectus femoris* stimmen alle Messpunkte gut mit bekannten Daten aus der Literatur (SUTHERLAND 1984; KADABA ET AL. 1989; SUTHERLAND 2001) überein. Die Messung am *M. vastus lateralis* zeigt eine hohe Aktivität zum Beginn des Gangzyklus und fällt zum Ende der Belastungsantwort (etwa 13 %) ab. In der Belastungsantwort erreicht die horizontale Bodenreaktionskraft bei 12,6 % des Gangzyklus ein Maximum. Bezüglich des Zeitpunkts der Optimierungsberechnung entspricht dies Position 1 (siehe Abb. 3.17) bei 0,13 Sekunden. Unter der Berücksichtigung der Verzögerung zwischen elektro-chemischen Reaktion und muskulären Kraftentwicklung von ca. 80 ms (INMAN ET AL. 1952), auch electromechanical

delay (EMD) genannt, stimmt das Signal mit der durch den Optimierungsalgorithmus bestimmten hohen Kraftentwicklung von 1.2 kN gut überein. Nach den in Tab. 3.2 aufgeführten maximal zur Verfügung stehenden Muskelkräften, entspräche dies etwa 60 % des VastL. In den nächsten zwei Berechnungspunkten wie der mittleren Standphase (Minimum) und dem Abstoßen des linken Fußes (lokales Maximum) wird keine EMG-Muskelaktivität angezeigt. Jedoch zeigt der Optimierungsalgorithmus in Position 2 (27,5 % Gangzyklus bzw. 0,29 Sekunden) eine Kontraktion von etwa 12 % und in Position 3 (46,4 % Gangzyklus bzw. 0,48 Sekunden) 18 %, bezogen auf die maximale Kraft, an. Eine spezielle EMG-Studie mit Nadelelektroden an den Muskeln *M. vastus lateralis*, *M. vastus medialis* und *M. vastus intermedius* (POWERS ET AL. 1996) zeigt und bestätigt somit bereits bekannte Messergebnisse: Diese drei Muskeln werden im Gangzyklus oder beim Treppensteigen gemeinsam aktiviert. Die EMG-Messung des *M. vastus medialis* spiegelt dies wieder, der Optimierungsalgorithmus wählte diesen Muskel jedoch nicht aus. Dies kann auf den linearen Charakter der Optimierung zurückgeführt werden, bei welcher Muskeln mit den „besten“ Hebelarmen bevorzugt Verwendung finden und keine Aufteilung der Kräfte im Sinne der Ermüdungsvermeidung vorzufinden ist. Diese Muskeln könnten über Gleichungen in den Optimierungsalgorithmen gekoppelt und somit immer simultan aktiviert werden. Im normalen Gangzyklus trägt der *M. gluteus medius* (GIMed) einen wesentlichen Anteil zur Lagerung der Hüfte bei (TRENDELENBURG 1895). Im Mensch-Modell sind dieser Muskel und der *M. gluteus minimus* (GIMin) wegen des breitflächigen Ursprungs durch einen posterioren, mittleren und anterioren Teil modelliert. Eine Nadelelektroden nutzende EMG-Studie (SEMCIW ET AL. 2013) weist nach, dass diese Dreieraufteilung die Realität gut abbildet. Die variablen Aktivitätsmuster der drei Anteile bei unterschiedlichen Bewegungsabläufen bahnen den Rückschluss einer „flexiblen“ Aktivierung. Unter erneuter Berücksichtigung des EMD stimmt die Berechnung des Optimierungsalgorithmus gut mit den Messergebnissen überein.

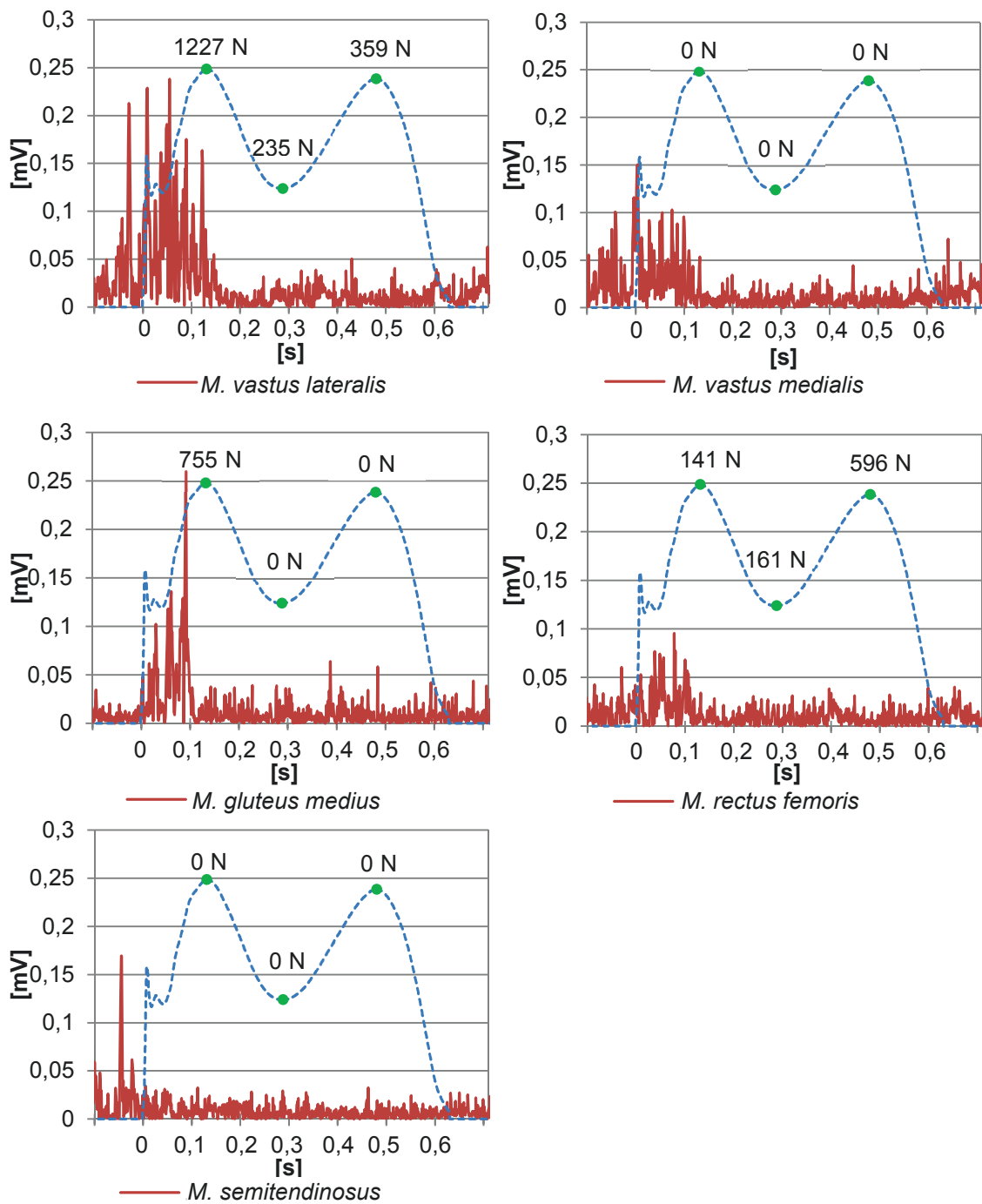


Abb. 3.27: Darstellungen der EMG-Signale im normalen Gangzyklus bei frei gewählter Gehgeschwindigkeit des linken Beins mit zusätzlich eingetragenen Muskelkräften aus der Optimierungsberechnungen der zu untersuchenden Hypothese (Methode 2)

Der anteriore Anteil mit GIMed 3 und GIMin 3 ist jeweils mit 600 N bzw. 89 N aktiv und die mittlere GIMed 2 Region mit 155 N. Messung und Optimierungsberechnung weisen keine relevante Aktivierung in den Positionen 2 und 3 aus. Widersprüchliche Ergebnisse aus der Literatur erschweren eine eindeutige Bewertung der EMG-Signale des *M. rectus femoris*. In Abb. 3.27 ist zu Beginn des Gangzyklus, in Anlehnung an VastL, eine Aktivität zu beobachten. Aufgrund der anatomischen Lage des RF zwischen dem VastL, *M. vastus intermedius* und VastM könnte das Signal jedoch auch die abgeschwächte Form der anderen Muskeln darstellen, ein bekanntes Phänomen, das in der Fachliteratur als „Cross-talk“ bezeichnet wird. Normdaten aus Sutherland (SUTHERLAND 1984; SUTHERLAND 2001) zeigen eine Aktivität zu Beginn des Gangzyklus (0 % - 12 %) bei Lastaufnahme des Körpergewichts, sowie im Zeitraum 50 % - 70 % des Gangzyklus. Eine spezielle Überprüfung des Sachverhalts durch parallele Anwendung von sEMG und Nadelelektroden an RF und VastL von Nene (NENE ET AL. 2004) verweist auf eine geschwindigkeitsabhängige Aktivierung des RF. Bei einer normalen Gehgeschwindigkeit von etwa 1,31 m/s zeigten die RF Nadelelektroden Aktivität bei 55 % - 70 % und die Oberflächenelektroden Aktivität bei 0 % - 20 % und etwa 55 % - 70 % des Gangzyklus an. Eine Aktivität von VastL wurde bei 0 % bis 20 % gemessen und dadurch Cross-talk von RF zwischen 0 % und 20 % identifiziert.

Erst bei sehr schneller Gehgeschwindigkeit von 2,03 m/s wurde eine mehrgipflige Aktivität nachgewiesen. Bezüglich der Lösung der Optimierung wird nur eine erhöhte Muskelkraft von 596 N für Position 3 berechnet. Bezüglich der Daten aus der Literatur (Gehgeschwindigkeit vs. EMG Signalstärke) wäre das Ergebnis passend, jedoch zeigte das EMG-Signal bei dem Probanden keine Aktivität, obwohl dieser sich mit 1,4 m/s schneller als die mittlere normale Geschwindigkeit der Studienteilnehmer von Nene bewegte. Der *M. semitendinosus* (Semit) ist im Gangzyklus weder in der Messung ersichtlich noch wird dieser Muskel in der Optimierung ausgewählt.

Abb. 3.28 zeigt die Messsignale der Muskeln *M. gastrocnemius* medialis und *M. erector spinae*. Diese Muskeln fanden keine Verwendung im Optimierungsalgorithmus, die Signalintensitäten sind jedoch vergleichbar mit der Literatur.

Ein weiterer Vergleich von *In vivo*-Messdaten aus der Literatur kann mit den berechneten Hüftreaktionskräften aus dem Mensch-Modell, sowie inneren Beanspruchungen aus den FE-Simulationen erfolgen. Die über den neuen Optimierungsalgorithmus berechneten Hüftreaktionskräfte betragen in Position 1 bis 3 jeweils 276 %BW, 122 %BW und 323 %BW.

Kraftmessungen mittels instrumentierter Hüftendoprothesen (BERGMANN ET AL. 2001) betragen etwa 245 %BW, 180 %BW, und 230 %BW bei einer Gehgeschwindigkeit von 1,11 m/s. Unter Berücksichtigung der möglichen Unterschiede, welche in einem Gangbild mit Hüftimplantat auftreten können ist, in Anlehnung an die Arbeit von Brand (BRAND ET AL. 1994), eine qualitative Übereinstimmung festzustellen. Berechnete maximale Hüftgelenkkräfte aus älteren Publikationen (BRAND ET AL. 1986) verwiesen noch auf Spitzenkräfte von bis zu 520 %BW. Aufgrund der hohen Bedeutung der inneren Beanspruchung auf die Formgebung des Knochens erfolgt ein Vergleich der Simulationen mit *In vivo*-Messwerten in dem folgenden Kapitel.

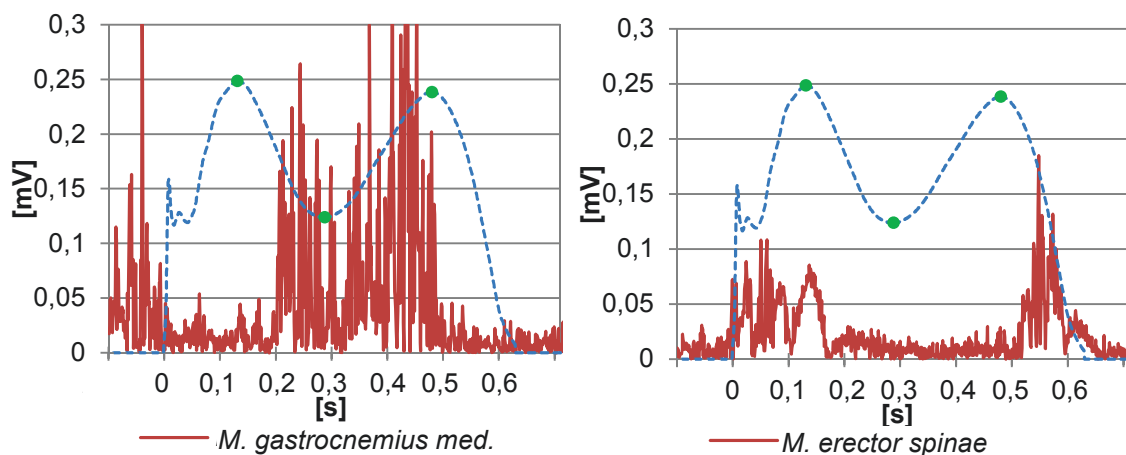


Abb. 3.28: EMG Signale von nicht in der Optimierung verwendeten Muskeln

4 Einfluss individuell berechneter Muskelkräfte aus dem Gangzyklus auf mögliche Knochenumbauprozesse

4.1 Mechano-biologische Regulation von Knochenumbau

Die in dieser Arbeit verwendete geometrische Rekonstruktion des Mensch-Modells und somit auch des berechneten *Femur* basiert auf den Daten eines gesunden neunundzwanzigjährigen Probanden. Genetische Vorgaben (in der englischen Sprache mit dem deutschen Fremdwort „Bauplan“ umschrieben) sowie unterschiedlichste Lastzyklen wie Stehen, Gehen, Rennen, Treppensteigen etc. führten zu der vorliegenden Form. Die zu prüfende Hypothese der femoralen Biegereduktion berücksichtigt vornehmlich die mittels der Balkentheorie berechneten Schnittkräfte (TIMOSHENKO 1953). Somit ermöglicht die Anwendung der Balkentheorie den Zusammenhang zwischen äußeren Belastungen wie Muskelkräfte und inneren Beanspruchungen ossärer Strukturen mathematisch zu erfassen. Die Biegespannung ist dabei nur eine vektorielle Größe welche u. A. durch Normalkräfte überlagert wird. Die physikalische Interpretation der inneren Beanspruchungen auf mikrostruktureller Ebene erfolgt durch tensorielle Spannungskomponenten. Die Zelle erfährt somit den lokalen Spannungszustand \underline{S} welcher zusätzlich in einen reinen hydrostatischen Anteils \underline{S}^0 und den deviatorischen Anteil \underline{S}'

$$\underline{S} = \underline{S}^0 + \underline{S}' \quad (4.1)$$

sowie mit Normalspannungsanteilen in beliebiger Richtung

$$\begin{bmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_m & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_m & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_m \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \sigma_x - \sigma_m & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_y - \sigma_m & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_z - \sigma_m \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

aufgeteilt werden kann. Diese Darstellung ist notwendig, um die folgenden drei bekannten Gewebedifferenzierungsmodelle zu verstehen und davon ausgehend eine mögliche mechano-biologische Regulation für das gesunde *Femur* in der vorliegenden Arbeit abzuleiten.

In den Publikationen von Pauwels 1940 und 1960 werden mittels Tierversuchen, eigenen klinischen Beobachtungen und einfachen mechanischen Modellen das Gewebedifferenzierungsmodell von Abb. 4.1 (aus PAUWELS 1973) entwickelt und diskutiert.

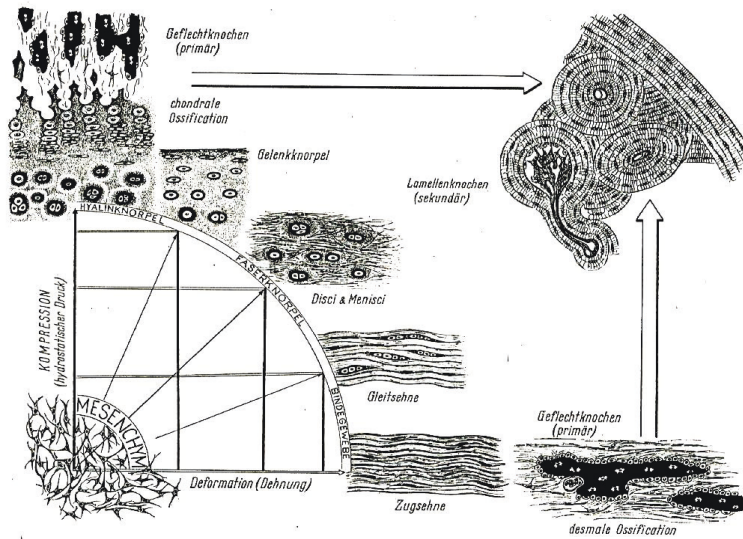


Abb. 4.1: Gewebedifferenzierung nach Pauwels (PAUWELS 1973) und Kummer (KUMMER 1963)

Die Besonderheit des Modells ist in der Hervorhebung des Einflusses von hydrostatischem Druck auf die chondrale Ossifikation (indirekte Knochenbildung mit Knorpelgewebe als Vorstufe bei z.B. Frakturheilung) zu finden. Eine vermehrte Zugdehnung führt zur Bildung von Bindegewebe. Das Differenzierungsmodell basiert auf der qualitativen Darstellung von Zusammenhängen zwischen Kraft auf eine Zelle und der damit verbundenen Reaktion.

Differenzierter wird die Gewebeentwicklung von der Forschungsgruppe um Carter und Beaupré (CARTER ET AL. 2001) betrachtet. Die Modelle beruhen insbesondere auf postulierten Zusammenhängen zwischen klinischen Beobachtungen und Tierversuchen und daraus abgeleiteten FE-Modellen.

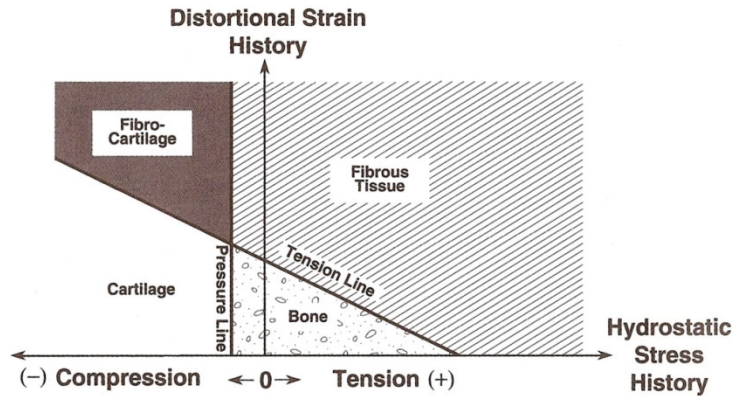


Abb. 4.2: Differenzierung von Gewebearten in Abhängigkeit von hydrost. Druck und Scherspannungen (CARTER 1987A)

Erneut wird dem hydrostatischen Spannungsanteil einen wesentlichen Beitrag zugesprochen wie das Gewebedifferenzierungsmodell für Frakturen in Abb. 4.2 (CARTER 1987A) belegt. Es wird postuliert, dass eine direkte Knochenbildung nur innerhalb der Grenzen „Pressure line“ und „Tension Line“ möglich ist. Zu hohe Kompression bei schwacher Scherung führt zu Knorpelwachstum.

Das dritte Gewebedifferenzierungsmodell für Frakturen von CLAES ET AL. 1998 und 1999, berücksichtigt, zusätzlich zu klinischen Beobachtungen und Tierversuchen, Erkenntnisse aus Zellexperimenten.

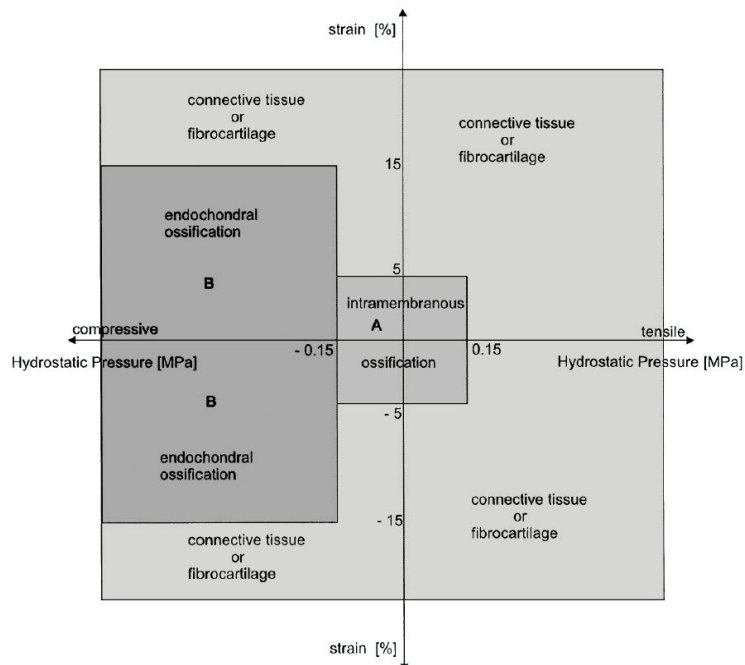


Abb. 4.3: Gewebedifferenzierungsmodell nach Claes (CLAES ET AL. 1999)

Wie in Abb. 4.3 ersichtlich, beginnt die chondrale Ossifikation ab einem Schwellenwert von $\sigma_m = \pm 0,15$ MPa. Intramembranöse (direkte) Knochenbildung dagegen kann nur bei Unterschreitung von $\sigma_m = \pm 0,15$ MPa und $\varepsilon = \pm 5$ % stattfinden. Die Untersuchungen der Frakturheilung liefern wichtige Erkenntnisse über die Regulation des Skelettsystems. Die Gewebedifferenzierung unterliegt Einflüssen wie der Vaskularität (CARTER 1987A), Abstand und Fixierung der Frakturrenden (KROMPECHER 1937; CLAES ET AL. 2000) sowie Auswahl des Untersuchungsobjektes wie Säugetier oder Amphibium (WURMBACH 1928). Die Abb. 4.4 (a) aus Carter verdeutlicht, dass bei ungenügender Vaskularisation zuerst Knorpel und Knochenbildung nur bei ausreichender Versorgung entsteht (Abb. 4.4 (b)). Jedoch weisen Publikationen über Frakturheilung wesentliche Unterscheidungsmerkmale gegenüber der histo-morphologischen Skelettentwicklung bzw. mechano-biologischer Regulation von gesunden Knochen (CARTER ET AL. 2001; CURREY 2006) auf. Bei Frakturen wird postuliert, dass erhöhte hydrostatische Spannungen zu Knorpel führen und direktes Knochenwachstum nur bei geringer Beanspruchung erfolgt. Hingegen ist ein wesentliches Merkmal der histomorphologischen Skelettentwicklung z.B. des *Femur*, dass Gelenke größere Flächen als im diaphysären Bereich aufweisen, um Kontaktkräfte weiträumiger auf den „weichen“ Knorpel zu verteilen. Dabei wird das hierfür notwendige Volumen durch spongiösen Knochen aufgefüllt, durch welchen Kräfte auf die „harte“ *Corticalis* (mit geringerer projizierter Fläche) übertragen werden.

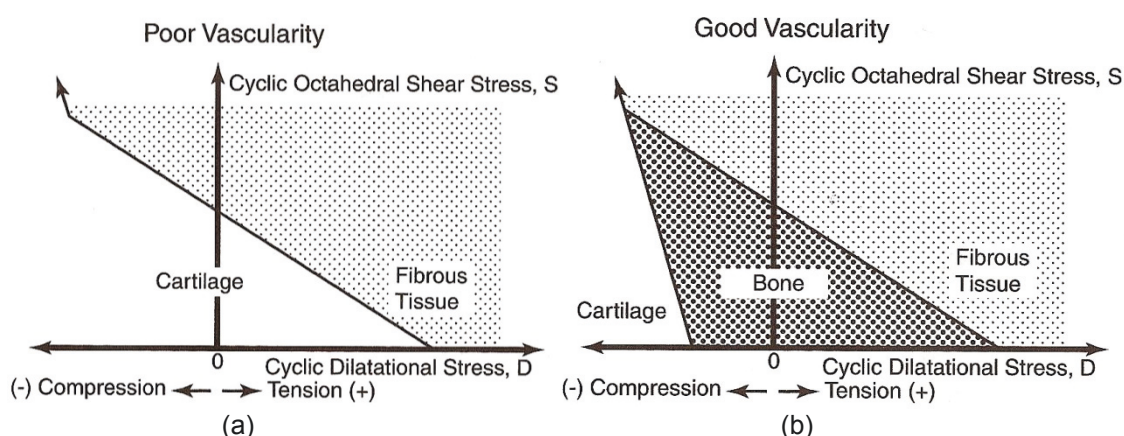


Abb. 4.4: (a) Unzureichende Vaskularität induziert immer Knorpelwachstum als Vorstufe für Knochen (b) Direkte Knochenbildung ist nur bei ausreichender Vaskularität möglich

Ein Unterschied zur Frakturheilung ist somit in der hydrostatischen Spannungsverteilung zu finden, welche im gesunden Fall an der Knorpelschicht und *Spongiosa* geringerer sein könnte als in der *Corticalis*. Anhand eines erweiterten Berechnungsbeispiels von CARTER ET AL. (1988) in Abb. 4.5 wird dies demonstriert. Für die hydrostatische Spannung im Dreidimensionalen gilt

$$\sigma_m = \frac{\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3}{3} \quad (4.3)$$

und für den eindimensionalen Fall in Abb. 4.5 kann $\sigma_2 = \sigma_3 = 0$ angenommen werden.

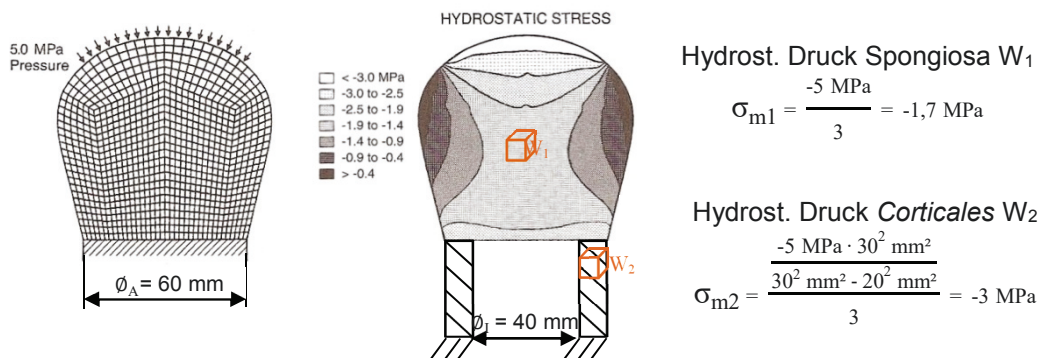


Abb. 4.5: Berechnung der hydrostatischen Spannung in Spongiosa und *Corticales* an einem erweiterten FE-Modell nach CARTER ET AL. 1988

Unter Berücksichtigung des Prinzips von De Saint-Venant repräsentiert Würfelement W_1 *Spongiosa* und W_2 *Corticalis*. Der von Carter angekommene Kontaktflächendruck von 5 MPa wirkt bei W_1 über die projizierte Kontaktfläche mit dem Durchmesser $\phi_A = 60 \text{ mm}$. Durch das fehlende Material bei W_2 mit $\phi_1 = 40 \text{ mm}$ entsteht eine Spannungserhöhung im kortikalen Knochen. Somit resultiert in W_1 die hydrostatische Spannung $\sigma_{m1} = -1,7 \text{ MPa}$ und in W_2 $\sigma_{m2} = -3 \text{ MPa}$. Ein weiteres Problem in der Anwendung des Modells in Abb. 4.3 für gesunden Knochen wird anhand der Demarkationsgrenzen für die Dehnung mit $\varepsilon = \pm 5 \%$ erkennbar. Anhand der zwei Publikationen über Materialkennwerte (CARTER ET AL. 1977; FONDRK ET AL. 1988) in Abb. 4.6 (a) und (b) wird ersichtlich, dass eine 5 prozentige Dehnung die Bruchgrenze von kortikalen Knochen bei weitem überschreitet. Wie in Abb. 4.6 (a) ersichtlich, ist die Bruchdehnung für humanen Knochen etwa $\varepsilon_{\text{Bruch}} = 1,2 \%$. Berücksichtigung finden dabei Messwerte der Dehnrates von etwa $\dot{\varepsilon} = 1 \text{ s}^{-1}$ und angenommen E-Modul von

17.000 MPa (BURSTEIN ET AL. 1976). Zusätzlich verdeutlicht Abb. 4.6 (b) erste ausgeprägte Kriecheffekte aufgrund der viskoelastischer Eigenschaften von Knochen ab einer Dehnung von $\varepsilon_6 = 0,6 \%$.

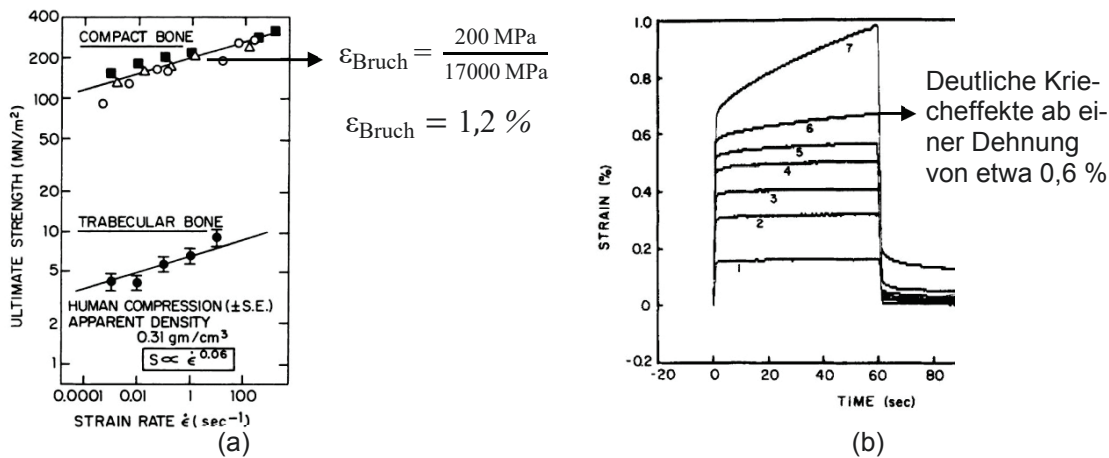


Abb. 4.6: (a) Diagramm aus CARTER ET AL. (1977) welches Messungen der Bruchgrenze aus unterschiedlichen Studien abbildet. Quadrate entsprechen „embalmed“ humanen Knochen, Dreiecke und leere Kreise bovinen Knochen unter Zug (b) Test viskoelastischer bzw. viskoplastischer Eigenschaften menschlicher Knochen (*Femur*) aus FONDRK ET AL. (1988)

Die drei aufgeführten Gewebedifferenzierungsmodelle (PAUWELS 1973; CARTER 1987A; CLAES ET AL. 1999) scheinen besonders gut geeignet für Simulationen von Frakturen, erlauben aber keine direkte Ableitung von Regelgrößen für das gesunde *Femur*. Als weitere Möglichkeit wird das an der Stanford Universität entwickelte Knochenwachstumsmodell (FYHRIE ET AL. 1986; CARTER ET AL. 1987A; CARTER ET AL. 1987B; BEAUPRÉ ET AL. 1990A) betrachtet welches auch von weiteren Wissenschaftlern verwendet wurde (HUISKES ET AL. 1987; WEINANS ET AL. 1992; NACKENHORST ET AL. 2000; DOBLARÉ ET AL. 2001; GARCÍA ET AL. 2002). Dabei findet vornehmlich die Formänderungsarbeit W nach Maxwell (MAXWELL 1856) und Huber (HUBER 1904) Verwendung. Gemäß dem Beispiel für die Formänderungsarbeit W_σ einer Normalspannung von ISSLER ET AL. (2006)

$$W_\sigma = w_\sigma \cdot V \quad (4.4)$$

wird W_σ durch die Multiplikation der spezifischen Formänderungsarbeit w_σ mit einem Volumenelement V berechnet. Für die gesamte spezifische Formänderungsarbeit w im verallgemeinerten dreiachsigen Spannungszustand gilt

$$w = \frac{1}{2} (\sigma_x \cdot \varepsilon_x + \sigma_y \cdot \varepsilon_y + \sigma_z \cdot \varepsilon_z + \tau_{xy} \gamma_{xy} + \tau_{yz} \gamma_{yz} + \tau_{zx} \gamma_{zx}) \quad (4.5)$$

welche gemäß

$$w = w_V + w_G \quad (4.6)$$

einen Volumenänderungsanteil w_V und einen Gestaltänderungsanteil w_G aufweist. Zur besseren Unterscheidung erfolgt das Einsetzen des allgemeinen HOOKESchen Gesetztes in w :

$$w = \frac{1-2\mu}{6E} (\sigma_x + \sigma_y + \sigma_z)^2 + \frac{1}{12G} [(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)]. \quad (4.7)$$

Auf diesen Formänderungsanteilen basiert das an der Stanford Universität entwickelte Knochenwachstumsmodell (CARTER ET AL. 1987B)

$$\Psi_b = \left(\sum_{\text{Tag}} n_i \bar{\sigma}_i^m \right)^{\frac{1}{m}} \quad (4.8)$$

für „gesunden“ Knochen. Der kraftinduzierte Stimulus Ψ_b für einen Tag wird über die Summe der täglich wirkenden Einzelbelastungen n_i , den Faktor m und der effektiv wirkenden Spannung $\bar{\sigma}_i$ berechnet. Die spezifische Formänderungsenergie w sowie E-Modul E definiert nach Formel

$$\bar{\sigma}_i = \sqrt{2Ew} \quad (4.9)$$

die effektiv wirkende Spannung $\bar{\sigma}_i$. Der im FE-Modell berechnete Stimulus Ψ_b wird mit einem Referenzstimulus Ψ_{AS} verglichen. In BEAUPRÉ ET AL. 1990B wird über empirische Studien an Menschen und Tieren ein solcher Referenzstimulus von 50 MPa (summarisch) pro Tag abgeleitet.

Von LANYON ET AL. 1975 wurden erstmalig *In vivo*-Dehnungsmesswerte an der menschlichen *Tibia* erhoben. Die Maximalwerte (Hauptdehnung) im Gehen betragen etwa $\varepsilon = \pm 400 \mu$. Spätere Arbeiten (BURR ET AL. 1996; MILGROM ET AL. 2000) publizierten Dehnungsmesswerte in Hauptrichtung für das normal Gehen von etwa maximal $\varepsilon = \pm 700 \mu$.

Aufgrund der Berücksichtigung aller Spannungskomponenten w (4.7) im Stimulus Ψ_b (4.8) wird im Knochenwachstumsmodell von Carter für gesunden Knochen der hydrostatischen Spannung kein übergeordneter Einfluss zugeschrieben.

Kenntnisse aus der Entwicklung von Festigkeitshypothesen wie der Gestalt-änderungsenergiehypothese (GEH) vermitteln jedoch, dass relevante Bauteilparameter wie Bruchgrenzen tensoriell nicht gleichbehandelt werden dürfen. Bei der GEH erfolgt die Vorhersage des Fließbeginns ausschließlich durch Verwendung von w_G und somit unter Ausschluss der hydrostatischen Anteile. Gemäß

$$w_G = \frac{\tau_F^2}{2G} \quad (4.10)$$

wird die Vorhersage der Fließgrenze über die Gestaltänderungsanteile und das Schubmodul G bestimmt. Der Analogieschluss zwischen Festigkeitshypothese und dem auf makro- und mikroskopischer Ebene ersichtlichen anisotropen Aufbau des Knochens wird aufgeführt, um auf mögliche Zusammenhänge zwischen äußerer Belastung und ossärer Materialbeanspruchung bzw. eine evolutionär bedingte Adaption zu analysieren. Die ossäre Anisotropie entsteht in Abhängigkeit der wirkenden Beanspruchung und ist makroskopisch im trabekulären Knochen aufgrund der trajektoriiellen Ausrichtungen und im kortikalen Knochen durch Vorzugsrichtungen der Osteonen ersichtlich. Ein Knochenwachstumsmodell basierend auf w_V (reine Hydrostatik) kann keine anisotropen Eigenschaften oder Versagen vorherbestimmen. Dabei ist die Regelung von Um- und Aufbau bei kortikalen und trabekulären Knochen nicht abschließend geklärt. Hierbei wird den Osteozyten eine entscheidende Rolle für die Messung der Verformungsreize zugeweiht. Jedoch fehlt der Nachweis über die genaue Funktionsweise (AARDEN ET AL. 1994; BONEWALD 2006) und der hier benötigten Beanspruchungskomponente, welche dann die Osteoklasten und Osteoblasten aktivieren. Veröffentlichungen wie von DOBLARÉ ET AL. (2001) erweitern mittels der „damage-repair“ Theorie das Stanford-Modell, um Simulationen von anisotropem Wachstumsverhalten zu ermöglichen. Aufgrund der Komplexität der „damage-repair“-Theorie und da in dieser Arbeit keine iterativen Knochenumbauprozesse simuliert werden, wird für das gesunde *Femur* eine andere Strategie vorgeschlagen.

4.2 Dehnungsinduzierter Knochenumbau am gesunden *Femur*

Für die Beurteilung möglicher Knochenumbauprozesse der Kontinuumsberechnungen soll im Folgenden die dritte Hauptspannung σ_{H3} Verwendung finden. Diese Hauptspannungskomponente ist besonders geeignet, da σ_{H3} im Mohrschen Spannungskreis die niedrigste positive Hauptspannung repräsentiert. Phänomenologisch erfährt das *Femur* eine „Stauchung“ aufgrund der Belastung durch das Körpergewicht, weshalb σ_{H3} meist negativ ist. Die Komponente σ_{H3} erlaubt somit auch die iterative Berechnung von Knochenumbauprozessen (LUTZ ET AL. 2008). Dabei können positive σ_{H3} -Werte in der Programmierung ausgeschlossen werden. In Anlehnung an Frost teilt der Graph in Abb. 4.7, unter Verwendung der Daten von Lanyon, Frost und Burr (LANYON ET AL. 1975; FROST 1987; BURR ET AL. 1996), die vorzufindenden Dehnungen und Spannungen in Bereiche ein.

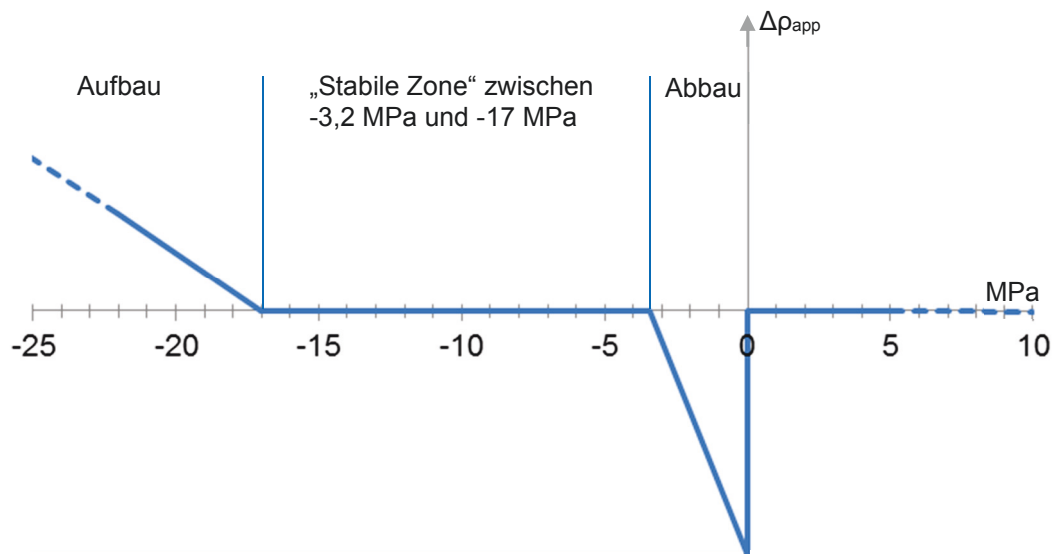


Abb. 4.7: Intervalle der dritten Hauptspannung in Regionen potentieller Knochenumbauprozesse

Auf der Abszisse sind jene Spannungen aufgetragen, welche in Abhängigkeit von der Größe zu einer konstanten Knochenmasse, zum Knochenaufbau oder -abbau führen. Eine Umrechnung in Spannungswerte von -3,4 MPa und -17 MPa für die *Corticalis* kann über einen E-Modul von z.B. 17 GPa und die damit verbundene Dehnungen von $\varepsilon = -200 \mu$ bzw. -1.000μ erfolgen.

Die Betrachtung möglicher Knochenumbauprozesse anhand von Spannungen und der Verzicht auf iterative Berechnung von Knochenumbauprozessen beruht auf folgenden Gründen:

1. Eine weitere unbekannte Komponente ist die zeitliche Knochenmasseveränderung bzw. apparente Knochendichteänderung, welche in Abb. 4.7 auf der Ordinate dimensionslos aufgetragen ist.
2. Es ist derzeit weder bekannt noch definiert, welche Lastzyklen zu den spezifischen Knochenformen führen.
3. Da nur das Gehen Berücksichtigung findet, ist aufgrund der *In vivo*-Dehnungsmessungen davon auszugehen, dass Ergebnisse zwischen -3,4 MPa und -17 MPa vorzufinden sind und somit weder überdurchschnittlicher Knochenauf- noch -abbau stattfindet sollte.

Abb. 4.8 (a) - (c) führt die Berechnungsergebnisse der ersten Optimierungsmethodik auf. Medial ist ein Spannungsbereich zwischen -3,4 MPa und -17 MPa vorzufinden, in welchem konstante Knochenmasse bei Anwendung eines Knochenumbaualgorithmus vorherrschen würde. In Abb. 4.8 (b) sind die Hauptspannungen aufgrund der geringen Gelenk- und Muskelkräfte hauptsächlich im Bereich eines theoretischen Knochenabbaus vorzufinden. Spannungen größer -17 MPa sind in Abb. 4.8 (c) ersichtlich und werden in Abb. 4.9 in sagittaler Betrachtung vergrößert dargestellt. Die Spannungen erreichen Werte von bis zu -24 MPa.

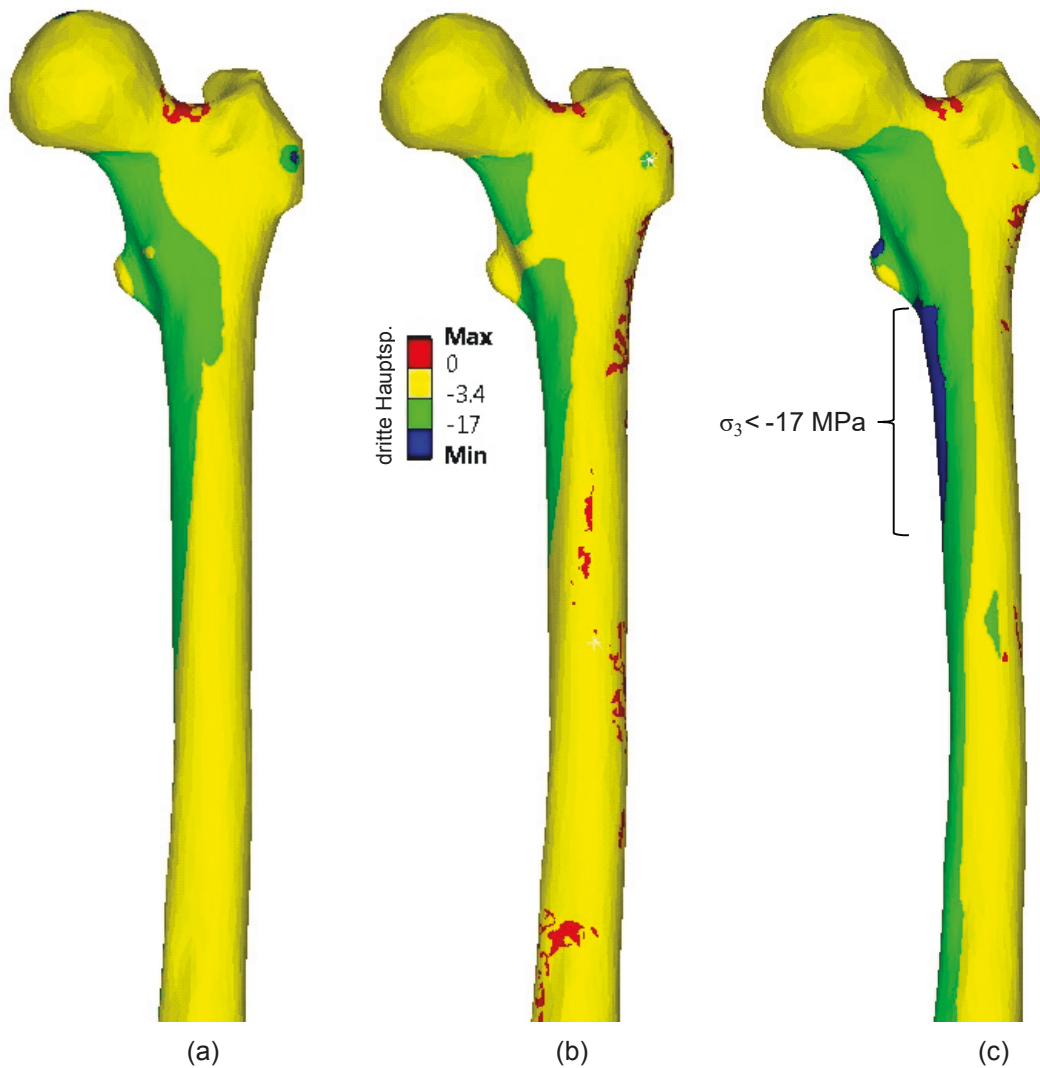


Abb. 4.8: (a) Dritte Hauptspannung bei Position 1 nach Methode 1 (b) Dritte Hauptspannung bei Position 2 nach Methode 1 (c) Dritte Hauptspannung bei Position 3 nach Methode 1

Ursache für die hier relativ einseitige Beanspruchungsverteilung der dritten Hauptspannung sind die bereits in Kapitel 3 dokumentierten Biegebelastungen. Diese führen medial zu Druck- und lateral zu Zugbeanspruchungen.

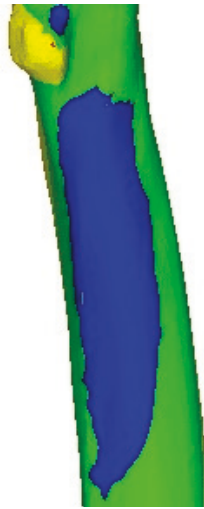


Abb. 4.9: Femur in Pos 3 von sagittal

Abb. 4.10 (a) - (c) stellt mögliche Knochenumbauprozesse nach Methode 2 dar. In (a) wird von ventral eine homogene Verteilung der Druckbeanspruchung ab kurz oberhalb des Trochanter Minor ersichtlich. Abb. 4.10 (b) zeigt die erneut niedrigen, inneren Beanspruchungen auf, die aus den geringen Gelenk- und Muskelkräften resultieren. Abb. 4.10 (c) weist auch einen homogenen Spannungsverlauf auf, der eine stabile Knochenmasse gewährleistet. Nur lokal unterhalb des *Trochanter minor* sind erhöhte Spannungen vorzufinden, die bis auf -22 MPa ansteigen.

Eine Vergrößerung ist auf Abb. 4.11 ersichtlich. Der direkte Vergleich der Beanspruchungen, resultierend aus den zwei Datensätzen der berechneten Gelenk- und Muskelkräfte, zeigt dass Methode 1 keinen homogenen Spannungsverlauf hervorbringt. Ein *Femur* würde sich hier nur ausbilden, wenn Knochenausbildung auf Zug und Druck erfolgt. Des Weiteren würden sich die bereits ersichtlichen lokalen Spannungserhöhungen aufgrund der Biegebelastung negativ auswirken. Muskelkräfte der Optimierungsmethode 2 verursachen hingegen einen weit homogenen Spannungsverlauf. In Position 1 und 3 werden so nur weit oberhalb der femoralen Schaftmitte erhöhte Druckverformungen erzeugt.

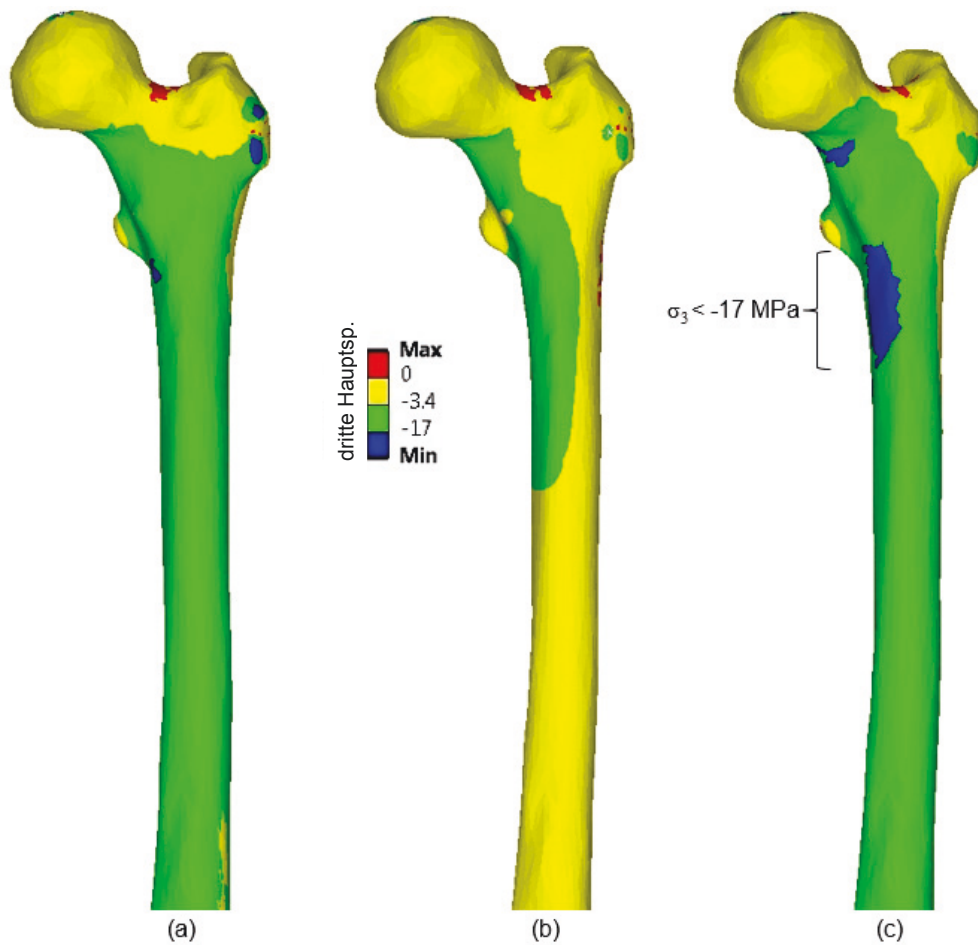


Abb. 4.10: (a) Dritte Hauptspannung bei Position 1 nach Methode 2 (b) Dritte Hauptspannung bei Position 2 nach Methode 2 (c) Dritte Hauptspannung bei Position 3 nach Methode 2

In beiden Methoden zeigt sich, dass die mittlere Standphase zu geringen Beanspruchungen führt. Diese wären nach der hier verwendeten Theorie ungeeignet zum Erhalt der femoralen Knochenmasse.



Abb. 4.11: Femur in Pos 3 nach Methode 2 von sagittal

4.3 Dehnungsinduzierter Knochenumbau am *Femur* mit Implantat

In einer letzten Simulation wird virtuell eine individuell angepasste Prothese in das Femurmodell implantiert. Dieser Schritt dient einer ersten Überprüfung, ob die von Hüftprothesen bekannten Knochenumbauprozesse (MANIG 2004; LEICHTLE ET AL. 2006) durch FE-Simulationen des Gehens ersichtlich werden. Wie in Abb. 4.12 (a) ersichtlich, finden bei der Konstruktion des Implantats das Gelenkzentrum sowie die Innenkontur der *Femora* Verwendung. Eine Computersoftware der Firma AQ-Implants passt dabei die Prothesenform der vom MRT abgeleiteten femoralen Innenkontur an. Abb. 4.12 (b) zeigt die virtuell implantierte Prothese in der Software Mimics® V14.1.

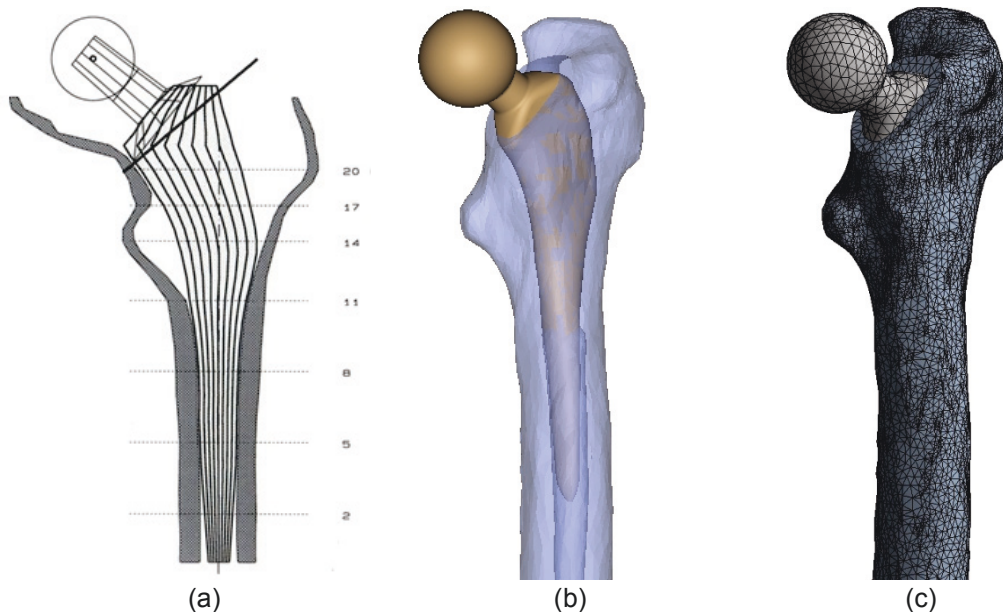


Abb. 4.12: (a) Computerunterstützte Prothesenplanung (b) virtuell implantierte Prothese (c) diskretisiertes FE-Berechnungsmodell

Die Software SpaceClaim Direct Modeler™ V2012.0 ermöglicht es, das femorale Stereolithographie- (STL-)Oberflächenmodell mit einem Volumen zu versehen und Boolesche Operationen mit dem Volumenmodell der Prothese aus Pro/Engineer® Wildfire™ 4 durchzuführen. Für die statische Strukturanalyse in Ansys® Workbench™ und Ansys® Classic der Version 14.5.7 finden die gleichen Gelenk- und Muskelkräfte wie bei dem gesunden *Femur* Verwendung. Abb. 4.12 (c) zeigt das vernetzte FE-Modell. Das Modell wird anhand von 227.589 Knoten bzw. 138.751 Elementen des Typs Solid187 diskretisiert. Der Reibkoeffizient für den

abhebenden Pure Penalty Kontakt zwischen Prothese und Knochen ist 0,8. Eventuelle aufgrund von Diskretisierungs-Ungenauigkeiten zu Beginn lokal an den Knochen vorherrschenden Spannungen werden über die Funktion „Adjust to touch“ berücksichtigt. Abb. 4.13 (a) - (c) zeigen mögliche Knochenumbauprozesse am Femurmodell mit implantierter Prothese resultierend durch Gelenk- und Muskelkräften von Methode 2.

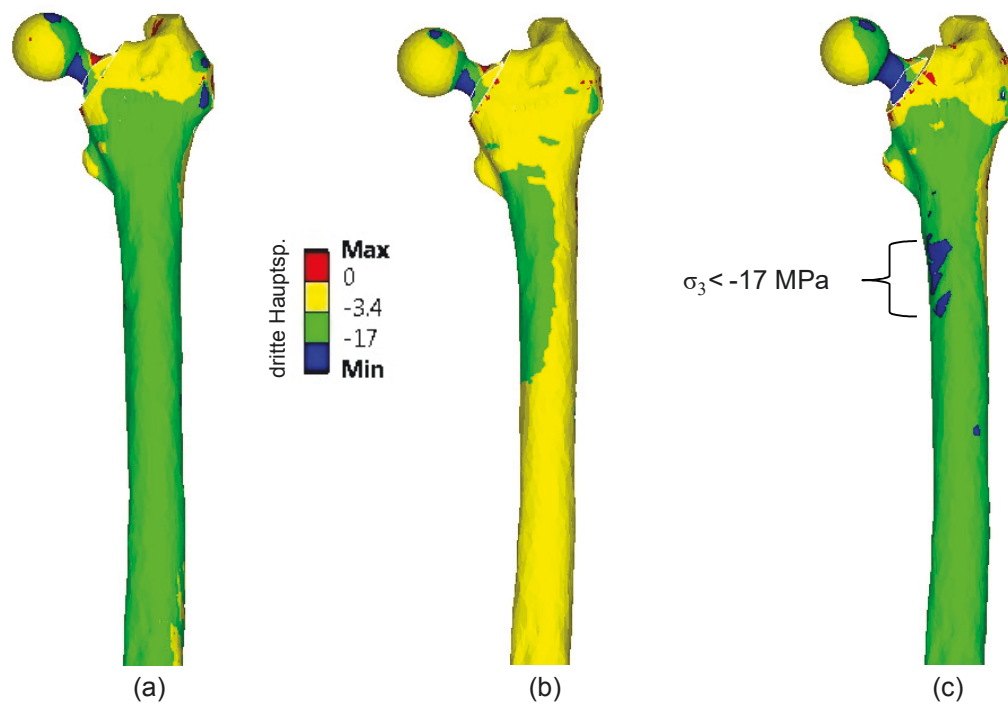


Abb. 4.13: (a) Mögliche Knochenumbauprozesse bei *Femur* mit implantierter Prothese in Position 1 (b) mögliche Knochenumbauprozesse in Position 2 (c) in Position 3

Die farbliche Verteilung der dritten Hauptspannungen im Vergleich zum gesunden *Femur* in Abb. 4.10 (a) - (c) veranschaulicht, dass ab dem *Trochanter minor* äußerlich nur geringe Beanspruchungsunterschiede ersichtlich werden. Jedoch wird bei allen drei Rechnungen über dem *Trochanter minor* ein Spannungsabfall deutlich und in Abb. 4.14 (a) - (b) hervorgehoben. Dieser ist auf den geänderten Kraftfluss der Prothese zurückzuführen, welche die Gelenkkräfte erst weiter unten in den *Femur* einleitet. Radiologische Messungen belegen diesen Sachverhalt durch eine systematische Knochenmasseuntersuchung nach Gruen (GRUEN ET AL. 1979). Die Aufteilung des Knochenareals um die Prothese in sieben Regions of Interest (ROI), in Anlehnung an Abb. 4.14 (c), zeigt dass gerade in ROI 7 die höchsten Knochenumbauprozesse stattfinden. Dieses Phänomen wird in mehreren Studien bei unterschiedlichen Prothesengeometrien bestätigt. Die Studie von

Manig (MANIG 2004) untersucht bei 55 Patienten postoperative Knochenumbau-prozesse nach Implantation der individual Prothese Adaptiva. Die mittlere prozentuale Abnahme nach vier Jahren im Vergleich zur postoperativen DEXA-Messung (10 Tage nach OP) beträgt in ROI 1-6 maximal -8,5 %. In ROI 7 beträgt die Knochenreduktion nach vier Jahren -25,4 %. Der höchste Knochenabbau in ROI 7 von etwa -17,5 % findet jedoch in den ersten sechs Monaten statt.

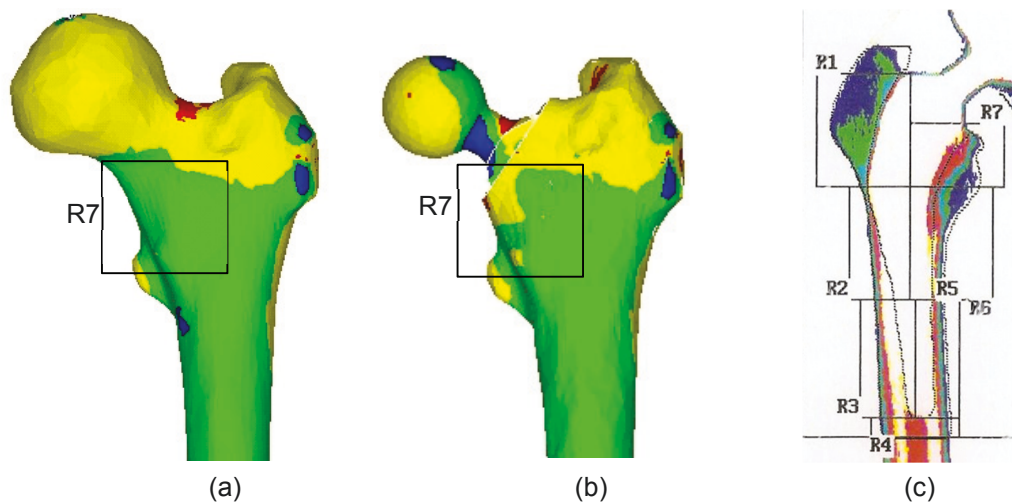


Abb. 4.14: (a) Teilausschnitt des gesunden *Femur* in Position 1 (b) Teilausschnitt des *Femur*-Prothesen-Modells in Position 1 (c) klinische DEXA-Messung mit Zoneneinteilung

Die Studie von Leichtle (LEICHTLE ET AL. 2006) untersucht Knochenmasse-änderung bei 43 Patienten. Die Prothesenversorgung erfolgte durch die Individual-Prothese Evolution-K. Auch in dieser Studie ist der größte Knochenabbau in ROI 7 zu finden. Innerhalb der ersten sechs Monate beträgt die Knochenreduktion bezüglich der postoperativen DEXA Messung im Mittel -23,7 % und nach 4,6 Jahren -30,3 %.

5 Diskussion der Ergebnisse und Ausblick

Die vorliegende Arbeit untersucht den Einfluss individuell berechneter Muskelkräfte auf Knochenumbauprozesse. Die in vier Teilbereiche gegliederte Computerrekonstruktion der Eigenschaften des Probanden in Geometrierekonstruktion, Muskelmodell, Materialmodell und Algorithmen für die Simulation von Knochenumbaureaktionen erlaubt die Hervorhebung von spezifischen Problemstellungen. Der erste Teilbereich der Geometrierekonstruktion z.B. der unteren Extremitäten kann als Stand der Technik angesehen werden. Neu jedoch ist die individuelle Planung von Hüftgelenkendoprothesen auf Basis von MRT-Daten. Derzeitige Verfahren in der klinischen Routine verwenden vornehmlich CT-Daten (ALDINGER ET AL. 1991), die mit etwa 11,2 mSv (SARIALI ET AL. 2009) das 4,7-fache der jährlichen Strahlendosis von etwa 2,4 mSv (ARMBRUST 1999) aufweisen können. Somit wäre die MRT-Technik eine neue und patienten-schonendere Alternative in der Planung von Hüftprothesen.

Das zweite Teilgebiet der Materialparameterzuweisung wie Dichte und E-Modul in Computermodellen kann Fehlerquellen im zweistelligen Prozentbereich aufweisen. Spendermaterial unterschiedlicher Entnahmestellen, variierende Techniken wie Zug- oder Druckversuche (REILLY ET AL. 1975; CARTER ET AL. 1977; KELLER 1994; LES ET AL. 1994; MORGAN ET AL. 2001; KANEKO ET AL. 2003) und Ultraschall (VAN BUSKIRK ET AL. 1981; ASHMAN ET AL. 1984; ASHMAN ET AL. 1987; ASHMAN ET AL. 1988; ASHMAN ET AL. 1989; RHO ET AL. 1995; PITHIOUX ET AL. 2002; RAUM ET AL. 2006A; RAUM ET AL. 2006B; LAKSHMANAN ET AL. 2007; GRIMAL ET AL. 2008; ROHRBACH ET AL. 2012) wie auch die Komplexität der Materialmodelle (isotrop bzw. orthotrop) führen hier zu Resultaten mit erhöhter Streubreite (HELGASON ET AL. 2008A, vgl. Abb. 2.6). Zusätzlich verstärkt wird das Problem durch unzureichend berücksichtigte Zusammenhänge zwischen der nichtlinearen radiologischen Abschwächung von Materialien und den Materialparametern von Knochen. Bestätigt wird diese Feststellung dadurch, dass in neueren Veröffentlichungen immer noch die Aschendichte von Pferden in den Zuweisungsverfahren von humanen Materialkennwerten bei Computersimulationen Verwendung findet (YOSIBASH ET AL. 2007; TRABELSI ET AL. 2011; EBERLE ET AL. 2013). Diese Nicht-Weiterentwicklung ist insofern beunruhigend, als dass aus dem Verlauf und

der Behandlung der Volkskrankheit Osteoporose diese Zusammenhänge bekannt sein sollten. Hier wird aus unterschiedlichen Gründen nur mit statistischen Kenngrößen diagnostiziert. Nicht ausreichend beantwortet sind somit die Fragen, ab welcher ossären Strukturänderung Schmerzen durch Frakturen auftreten, und mit welchen radiologischen Werten diese zu korrelieren wären.

Nutzanwendung der vier Teilbereiche ist die Berechnung von Muskelkräften. Veröffentlichte Simulationsergebnisse (SAVVIDIS ET AL. 1991; POLGAR ET AL. 2003; SCHÄRER 2005; CRISTOFOLINI ET AL. 2009) oder experimentelle Versuche belasteter *Femora* (CRISTOFOLINI 1997; DECKING ET AL. 2006) zeigen, dass die verwendeten Muskel- und Gelenkkräfte zu ausgeprägten Biegebeanspruchungen in alltäglichen Lastzyklen wie dem Stehen oder Gehen führen. Die resultierenden Beanspruchungen von $\epsilon > 1000 \mu$ widersprechen den Ergebnissen experimenteller *In vivo*-Studien (LANYON ET AL. 1975; BURR ET AL. 1996; MILGROM ET AL. 2000) und sind der Grund für die Implementierung einer neuen Hypothese in derzeit bekannte, lineare Optimierungsalgorithmen (YEO 1976; PEDOTTI ET AL. 1978; PRILUTSKY ET AL. 1997; HELLER ET AL. 2001). Die Untersuchung der Hypothese erfolgt an einem individuell erstellten Mensch-Modell. Dabei wird erfolgreich das Vorhandensein von Muskelkräften nachgewiesen, die vornehmlich Druckverformung im femoralen Schaftbereich induzieren. Berücksichtigt sind der Einbeinstand, Beginn und Ende der mittleren Standphase sowie das Ende der terminalen Standphase bei einer frei gewählten Gehgeschwindigkeit von 1,41 m/s.

In den derzeitigen bekannten Optimierungsalgorithmen finden hauptsächlich die aus der Bewegung bekannten Gelenkmomente Berücksichtigung. Die Implementierung der zu überprüfenden Hypothese in Form von zusätzlichen Gleichungen und Ungleichungen führt im Vergleich zur derzeit etablierten Methode zu deutlich abweichenden Muskelaktivitätsmustern und resultierenden, inneren ossären Beanspruchungen. Zielgröße der Optimierung ist ein minimaler Kraftaufwand aller beteiligten Muskeln, unter besonderer Vermeidung von Biegung im femoralen Schaftbereich. Davon abgeleitete Resultate sind Hüftreaktionskräfte sowie die biegereduzierenden inneren Beanspruchungen aus den FE-Simulationen.

Zu allen Zeitpunkten konnte für beide Optimierungsmethoden eine Lösung gefunden werden. Die Implementierung der Muskelkräfte nach der neuen Optimierungsvorschrift in ein FE-Berechnungsmodell des *Femur* verdeutlicht die wesentliche Reduktion der Biegebeanspruchung in der femoralen Diaphyse. In den drei bereits beschriebenen Positionen des Gangzyklus betragen dabei die maximalen Normalspannungen -5,21 MPa, -2,28 MPa und -4,98 MPa.

Muskelkräfte, berechnet nach dem derzeitigen Stand der Technik, führen zur bereits vielfach Publizierten dominanten Biegung. Biegebeanspruchungen der Zugfaser sind 12 MPa, 3 MPa, 12 MPa und der Druckfaser -21 MPa, -6 MPa, -17 MPa. Zwischen den Optimierungsmethoden werden in allen drei Positionen somit deutliche Beanspruchungsunterschiede ersichtlich.

Die Ergebnisvalidierung der neuen Methode zur Berechnung von Muskelkräften erfolgt unter Berücksichtigung der EMG-Signale, Hüftgelenkkräfte und insbesondere der Betrachtung von möglichen Knochenumbauprozessen.

Die Anwendung von sieben elektromyographischen Oberflächensensoren auf den Muskeln *M. vastus lateralis*, *M. vastus medialis*, *M. rectus femoris*, *M. gluteus medius*, *M. gastrocnemius medialis*, *M. erector spinae* und *M. semitendinosus* zeigt bis auf den *M. rectus femoris* eine gute Übereinstimmung mit bekannten Aktivitätsmuster aus der Literatur (SUTHERLAND 1984; KADABA ET AL. 1989; SUTHERLAND 2001). Zu Beginn bei 12,6 % des Gangzyklus wird *der M. vastus lateralis* sowie *M. gluteus medius* mit der neuen Methode berechnet und eine besonders hohe Aktivität an den Elektroden bestätigt. Zu keinem Zeitpunkt ist der Muskel *M. semitendinosus* aktiv noch wird dieser Muskel in der Optimierung ausgewählt. Der Algorithmus mit neu implementierten Randbedingungen zeigt erneut deutlich bessere Ergebnisse als die bisherige Methode.

Die Hüftgelenkkräfte der etablierten Optimierungsmethode mit jeweils 239 %BW, 107 %BW und 306 %BW und die Kräfte der neuen Methode mit 276 %BW, 122 %BW und 323 %BW sind qualitativ gut mit *In vivo*-Daten aus der Literatur vergleichbar. Messergebnisse mittels instrumentierter Hüftgelenkendoprothesen zeigen, dass in einem normalen Gangzyklus maximale Hüftgelenkreaktionskräfte zwischen 180 %BW und 245 %BW (BERGMAN ET AL. 2001) auftreten. Dabei stellen die aus den Optimierungsberechnungen resultierenden Hüftgelenkkräfte nur eine

mögliche Lösung dar, in welcher die Muskelkräfte „minimale“ Anstrengung leisten. Unter Berücksichtigung des Sachverhalts, dass manche Muskeln vornehmlich um das *Caput femoris* wirken oder nur den femoralen Schaftbereich beeinflussen, bestehen weitere Lösungen mit abweichenden Hüftreaktionskräften. Diese könnten zwar geringfügig von der minimalen Kraftanstrengung abweichen, jedoch bezüglich der Hüftreaktionskräften zu quantitativ vergleichbareren Werten führen. Über zusätzliche Gleichungen oder Ungleichungen könnte auch die Hüftreaktionskraft in Form von Randbedingungen in der Optimierung Berücksichtigung finden. Weitere Arbeiten unter Anwendung von nicht linearen Optimierungsalgorithmen sollten aufzeigen, welche weiteren Muskelaktivitätsmuster und Gelenkkräfte möglich sind.

In der Auswahl eines geeigneten Referenzstimulus findet eine Bewertung von drei bekannten Gewebedifferenzierungsmodelle und deren Übertragbarkeit auf gesunden Knochen statt. Danach erfolgt die Applikation von Muskel- und Gelenkkräfte beider Optimierungsstrategien an gesunden *Femora*. Dies ermöglicht den wichtigen Nachweis über zugrundeliegende physiologische Beanspruchungen. Denn ein für gesunden Knochen ungeeignetes Muskelmodell sollte nicht für die Analyse pathologischer Veränderungen Verwendung finden.

In der Betrachtung der Gewebedifferenzierungsmodelle stellt sich eine notwendige Unterscheidung der Stimuli zwischen Gewebedifferenzierung bei Frakturen und mechano-biologischer Regulation gesunder Knochen heraus. Ersichtlich wird dies durch die nun folgende Argumentationskette und unter spezieller Berücksichtigung des Gewebedifferenzierungsmodell von CLAES ET AL. (1999) in Abb. 4.3, welches die Grenzen von $\sigma_m = \pm 0,15$ MPa und $\varepsilon = \pm 5$ %, in welcher intramembranöse (direkte) Knochenbildung stattfindet, postuliert.

1. Erkenntnisse aus der histo-morphologischen Skelettentwicklung (CARTER ET AL. 2001; CURREY 2006) lehren, dass Gelenke aufgrund des „weichen“ Knorpels größere Flächen als die diaphysäre „harte“ *Corticalis* aufweist. Somit kann im gesunden Fall der harte Knochen mehr Kraft aufnehmen als der Knorpel, was ein erster Unterschied zum Frakturmodell darstellt. Auch bei CARTER (1987A) führt erhöhte Beanspruchung zu Knorpelwachstum und nicht zur Knochenbildung (siehe Abb. 4.2).
2. Das erweiterte Berechnungsmodell (CARTER ET AL. 1988) in Abb. 4.5 zeigt die Kraftübertragung von einer Gelenksfläche bis zur *Corticalis*. Im eindimensionalen Fall führt der Kontaktflächendruck im Würfelement W_1 (Spongiosa) zu $\sigma_{m1} = -1,7$ MPa und W_2 (*Corticalis*) $\sigma_{m2} = -3$ MPa. Die Normalkräfte im gesunden Knochen führen nach Gleichung (4.3) zu einer eindeutigen Überschreitung der postulierten hydrostatischen Grenze $\sigma_m = \pm 0,15$ MPa. Auch wird das Vorhandensein höherer hydrostatischer Spannungsanteile in der *Corticalis* als im Knorpel angezeigt. Ursache sind die hohen Normalspannungen in der *Corticalis* aufgrund der geringeren Flächenanteile als im Gelenk. Dreidimensionale Simulationen mit anatomisch korrekten konvexen und konkaven Flächenrekonstruktionen könnten weitere Aufschlüsse über Spannungsverhältnisse aufzeigen sowie die Annahme $\sigma_2 = \sigma_3 = 0$ ausschließen.
3. Abb. 4.6 (a) und (b) verdeutlicht eine nur beschränkte Anwendbarkeit der Dehnungsgrenze $\varepsilon = \pm 5$ % für humanen Knochen. Publierte Experimentalergebnisse (CARTER ET AL. 1977; FONDRK ET AL. 1988) lassen auf eine Bruchdehnung von etwa $\varepsilon_{\text{Bruch}} = 1,2$ % schließen, und die Grenze, ab welcher viskoelastische bzw. -plastische Effekte gemessen werden, ist bei etwa $\varepsilon_6 = 0,6$ % zu finden.

Als eine weitere Modellierungsmöglichkeit wird das an der Stanford Universität entwickelte Knochenwachstumsmodell (CARTER ET AL. 1987B) betrachtet. In der Ursprungsform (4.8) finden alle spezifischen Formänderungsanteile wie Gestaltänderung und Formänderung gleichermaßen Verwendung. Aufgrund der trabekulären Trajektorienstruktur bzw. Vorzugsrichtung von Osteonen in der *Corticalis* wird eine Kraftkomponente benötigt, um Richtungsabhängigkeiten

mathematisch zu berücksichtigen. Zusätzlich zeigen Kenntnisse aus der Entwicklung von Festigkeitshypothesen wie der GEH, dass insbesondere Materialversagen wie Fließen (4.10) rein über die Gestaltänderung w_σ erfolgen kann und somit tensorielle Größen auf Materialien unterschiedliche Auswirkungen haben.

DOBLARÉ ET AL. (2001) erweitert das Modell aus Stanford durch die Implementierung der „damage-repair“-Theorie. Jedoch erfolgt aufgrund der Komplexität des Modells und da keine iterativen Veränderungen simuliert werden die Bewertung möglicher Knochenumbauprozesse über die Verwendung der dritten Hauptspannung σ_{H3} . Anhand relevanter Publikationen (LANYON ET AL. 1975; FROST 1987; BURR ET AL. 1996) findet Knochenabbau unter einem Spannungswert von -3,4 MPa und Knochenaufbau über einem Spannungswert von -17 MPa statt (vgl. Abb. 4.7).

Unter Anwendung der Grenzwerte für die dritte Hauptspannung zeigen FE-Ergebnisse in Abb. 4.8, dass insbesondere die Beanspruchungen unter Muskel- und Gelenkkräften nach der etablierten Optimierungsmethode ungenügend sind. Hauptgrund hierfür ist der hohe Biegeanteil mit der Druckseite am medialen *Femur*. Die Spannungen betragen dort zwischen -3,4 MPa und -17 MPa und überschreiten nur in Position 3 die Verformungsgrenze, ab welcher Knochenaufbau stattfindet. Da die positiven Biegeanteile die negativen Normalspannungsanteile in Längsrichtung überschreiten, ist auf der lateralen Zugseite Knochenabbau zu erkennen. Ein anderes Bild ergibt sich bei den Muskel- und Gelenkkräften der neuen Methode in Abb. 4.10. In Position 1 ist von ventral ab dem Ende des Schenkelhalses ein homogenes Spannungsbild zu sehen, in welchem weder Knochenauf- noch -abbau vorzufinden ist. Die Beanspruchungen in Position 2 (vgl. Abb. 3.21 (b), (d) mit Abb. 4.10 (b)) sind insgesamt zu gering, was zu der vergrößerten Knochenabbauzone unter -3,4 MPa führt. Dies ist vornehmlich durch die geringe Teilmassenkraft aufgrund dynamischer Effekte begründet (siehe Tiefpunkt bei Pos2 in Abb. 3.17). In Position 3 ist von ventral erneut ein vornehmlich stabiles Knochenwachstum vorzufinden, das nur an einer kleinen Region unterhalb des *Trochanter minor* die Grenze zum Knochenaufbau übersteigt. Leichte Biegeanteile führen in Position 1 und 3 an der lateralen Seite des *Femur* noch zu

Spannungsbereichen unterhalb $-3,4$ MPa (Abb. 4.10 (a) und (c)). Diese könnten dadurch vermieden werden, dass das in der Optimierung verwendete Koordinatensystem nicht in der Mitte, sondern weiter proximal in der femoralen Diaphyse positioniert wird. Weitere Arbeiten werden benötigt, um diesen Ansatz zu prüfen. Die Anwendung der Muskel- und Gelenkkräfte der neuen Optimierungsmethode auf ein Simulationsmodell mit Hüftprothese zeigt, dass sich ein ähnliches ossäres Beanspruchungsmuster wie im gesunden Fall abbildet. Wesentliche Unterschiede der Spannungsverteilung zwischen Abb. 4.10 und Abb. 4.13 sind zum einen, dass in Position 3 die Zone eines möglichen Knochenaufbaus sich etwas nach unten verschiebt. Zum anderen zeigen Simulationsergebnisse in Abb. 4.14 einen starken Beanspruchungsabfall an der Eintrittsstelle der Prothese (ROI 7 nach GRUEN ET AL. 1979) in das *Femur*. Das systematische Auftreten dieses Phänomens wird bestätigt durch klinische Verlaufsmessungen. In dieser Region ist, im Vergleich zum Startwert nach der Operation, die höchste Knochenmassereduktion zu finden. In Manig (MANIG 2004) wird eine mittlere Gesamtabnahme von über 25,4 % dokumentiert.

Zusammenfassend kann aufgeführt werden, dass die nicht widerlegte und weiterhin plausible Hypothese der Biegereduktion eine vielversprechende Erweiterung darstellt, Muskelkräfte über Optimierungskriterien zu berechnen. Verbesserte Varianten des Optimierungsalgorithmus könnten zusätzliche Koordinatensysteme verwenden und Hüftreaktionskräfte sowie Einschränkungen von ossären Torsionsbeanspruchungen durch weitere Gleichungen und Ungleichungen als Randbedingungen berücksichtigen.

6 Literaturverzeichnis

- Aarden, E.M., Nijweide, P.J., Burger, E.H., 1994. Function of osteocytes in bone. *J Cell Biochem* 55 (3), 287–299.
- Adolphson, P., von Sivers, K., Dalén, N., Jonsson, U., Dahlborn, M., 1993. Bone and muscle mass after hip arthroplasty. A quantitative computed tomography study in 20 arthrosis cases. *Acta Orthop Scand* 64 (2), 181–184.
- Akbar, M., Aldinger, G., Krahmer, K., Bruckner, T., Aldinger, P.R., 2009. Custom stems for femoral deformity in patients less than 40 years of age. *Acta Orthop* 80 (4), 420–425.
- Aldinger, G., Weipert, A., 1991. 3D-based production of hip joints: the Aldinger system. *Radiologe* 31 (10), 474–480.
- Alt, W., 2011. Nichtlineare Optimierung: Eine Einführung in Theorie, Verfahren und Anwendungen. Auflage 2, Vieweg + Teubner, Wiesbaden.
- Alter, P., 1996. Spannungsanalyse des Femurs und Validierung von Finite-Element-Modellen. Dissertation, Marburg.
- Armbrust, S., 1999. Zwei – Spektren – Röntgenschwächungsverfahren zur Bestimmung der Knochendichte. Ein Vergleich zwischen etablierten und neuen Verfahren. Dissertation, FU Berlin.
- Ashizawa, N., Nonaka, K., Michikami, S., Mizuki, T., Amagai, H., Tokuyama, K., Suzuki, M., 1999. Tomographical description of tennis-loaded radius: reciprocal relation between bone size and volumetric BMD. *J Appl Physiol* 86 (4), 1347–1351.
- Ashman, R.B., Cowin, S.C., Van Buskirk, W.C., Rice, J.C., 1984. A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone. *J Biomech* 17 (5), 349–361.
- Ashman, R.B., Corin, J.D., Turner, C.H., 1987. Elastic properties of cancellous bone: measurement by an ultrasonic technique. *J Biomech* 20 (10), 979–986.
- Ashman, R.B., Rho, J.Y., 1988. Elastic modulus of trabecular bone material. *J Biomech* 21 (3), 177–181.
- Ashman, R.B., Rho, J.Y., Turner, C.H., 1989. Anatomical variation of orthotropic elastic moduli of the proximal human tibia. *J Biomech* 22 (8-9), 895–900.
- Beaupré, G.S., Orr, T.E., Carter, D.R., 1990A. An approach for time-dependent bone modeling and remodeling--theoretical development. *J Orthop Res* 8 (5), 651–661.
- Beaupré, G.S., Orr, T.E., Carter, D.R., 1990B. An approach for time-dependent bone modeling and remodeling-application: a preliminary remodeling simulation. *J Orthop Res* 8 (5), 662–670.
- Beller, G., Belavy, D.L., Sun, L., Armbrrecht, G., Alexandre, C., Felsenberg, D., 2011. WISE-2005: bed-rest induced changes in bone mineral density in women during 60 days simulated microgravity. *Bone* 49 (4), 858–866.
- Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J., Duda, G.N., 2001. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomech* 34 (7), 859–871.
- Bergmann, G., 2013. Charité Universitaetsmedizin Berlin. <http://www.OrthoLoad.com>.
- Bieger, R., Ignatius, A., Decking, R., Claes, L., Reichel, H., Durselen, L., 2012. Primary stability and strain distribution of cementless hip stems as a function of implant design. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 27 (2), 158–164.
- Biering-Sorensen, F., Bohr, H., Schaadt, O., 1988. Bone mineral content of the lumbar spine and lower extremities years after spinal cord lesion. *Paraplegia* 26 (5), 293–301.
- Bonewald, L.F., 2006. Mechanosensation and transduction in osteocytes. *Bonekey Osteovision* 3 (10), 7–15.

- Borschmann, K., Pang, M.Y.C., Bernhardt, J., Iuliano-Burns, S., 2012. Stepping towards prevention of bone loss after stroke: a systematic review of the skeletal effects of physical activity after stroke. *Int J Stroke* 7 (4), 330–335.
- Brand, R.A., Pedersen, D.R., Friederich, J.A., 1986. The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area. *J Biomech* 19 (8), 589–596.
- Brand, R.A., Pedersen, D.R., Davy, D.T., Kotzar, G.M., Heiple, K.G., Goldberg, V.M., 1994. Comparison of hip force calculations and measurements in the same patient. *J Arthroplasty* 9 (1), 45–51.
- Braune, W., Fischer, O., 1890. Über den Schwerpunkt des menschlichen Körpers mit Rücksicht auf die Ausrüstung des deutschen Infanteristen. *Abh. Kgl. Sächs. Ges. Wiss. math.-phys. Kl., Bd. 26*, Leipzig.
- Brinkmann, H.E., 2003. Knochenreaktion und Knochendichte nach Implantation von Femurvollschaff- und Femurhohlschaffprothesen mit gleicher Außengeometrie. Dissertation, Frankfurt.
- Burchard, R., Leppke, R., Schmitt, J., Lengsfeld, M., 2007. Volumetric measurement of periprosthetic bone remodeling: prospective 5 years follow-up after cemented total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg* 127 (5), 361–368.
- Burr, D.B., Milgrom, C., Fyhrie, D., Forwood, M., Nyska, M., Finestone, A., Hoshaw, S., Saiag, E., Simkin, A., 1996. In vivo measurement of human tibial strains during vigorous activity. *Bone* 18 (5), 405–410.
- Burstein, A.H., Reilly, D.T., Martens, M., 1976. Aging of bone tissue: mechanical properties. *J Bone Joint Surg Am* 58 (1), 82–86.
- Cann, C.E., 1987. Quantitative CT applications: comparison of current scanners. *Radiology* 162 (1), 257–261.
- Cann, C.E., 1988. Quantitative CT for determination of bone mineral density: a review. *Radiology* 166 (2), 509–522.
- Cappozzo, A., Catani, F., Della Croce, U., Leardini, A., 1995. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 10 (4), 171–178.
- Carter, D.R., Hayes, W.C., 1977. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *J Bone Joint Surg Am* 59 (7), 954–962.
- Carter, D.R., 1987A. Mechanical loading history and skeletal biology. *J Biomech* 20 (11–12), 1095–1109.
- Carter, D.R., Fyhrie, D.P., Whalen, R.T., 1987B. Trabecular bone density and loading history: regulation of connective tissue biology by mechanical energy. *J Biomech* 20 (8), 785–794.
- Carter, D.R., Wong, M., 1988. Mechanical stresses and endochondral ossification in the chondroepiphysis. *J Orthop Res* 6 (1), 148–154.
- Carter, D.R., Beaupré, G.S., 2001. Skeletal function and form. *Mechanobiology of skeletal development, aging, and regeneration*. Cambridge University Press, Cambridge.
- Challis, J.H., Kerwin, D.G., 1993. An analytical examination of muscle force estimations using optimization techniques. *Proc Inst Mech Eng H* 207 (3), 139–148.
- Claes, L.E., Heigele, C.A., Neidlinger-Wilke, C., Kaspar, D., Seidl, W., Margevicius, K. J., Augat, P., 1998. Effects of mechanical factors on the fracture healing process. *Clin Orthop Relat Res* (355 Suppl), 132–47.
- Claes, L.E., Heigele, C.A., 1999. Magnitudes of local stress and strain along bony surfaces predict the course and type of fracture healing. *J Biomech* 32 (3), 255–266.
- Claes, L.E., Wolf, S., Augat, P., 2000. Mechanische Einflüsse auf die Callusheilung. *Chirurg* 71 (9), 989–994.
- Cristofolini, L., 1997. A critical analysis of stress shielding evaluation of hip prostheses. *Crit Rev Biomed Eng* 25 (4–5), 409–483.
- Cristofolini, L., Juszczak, M., Taddei, F., Viceconti, M., 2009. Strain distribution in the proximal human femoral metaphysis. *Proc Inst Mech Eng H* 223 (3), 273–288.

- Crowninshield, R.D., Brand, R.A., 1981. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *J Biomech* 14 (11), 793–801.
- Currey, J.D., 2006. *Bones: Structure and mechanics*. Edition 2, Princeton University Press, New Jersey.
- Dao, T.T., Marin, F., Pouletaut, P., Charleux, F., Aufaure, P., Ho Ba Tho, M.C., 2012. Estimation of accuracy of patient-specific musculoskeletal modelling: case study on a post polio residual paralysis subject. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 15 (7), 745–751.
- Davis, R.B., Öunpuu, S., Tyburski, D., Gage, J.R., 1991. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci* 10 (5), 575–587.
- Decking, R., Puhl, W., Simon, U., Claes, L.E., 2006. Changes in strain distribution of loaded proximal femora caused by different types of cementless femoral stems. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 21 (5), 495–501.
- Della Croce, U., Cappozzo, A., Kerrigan, D.C., 1999. Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles. *Med Biol Eng Comput* 37 (2), 155–161.
- DIN 6809-4:1988-12. *Klinische Dosimetrie - Teil 4: Anwendung von Röntgenstrahlen mit Röhrenspannungen von 10 bis 100 kV in der Strahlentherapie und in der Weiteildiagnostik (DIN 6809-4:1988-12)*.
- DIN 6814-2:2000-07. *Begriffe in der radiologischen Technik - Teil 2: Strahlungsphysik (DIN 6814-2:2000-07)*.
- Dionyssiotis, Y., Lyritis, G.P., Mavrogenis, A.F., Papagelopoulos, P.J., 2011. Factors influencing bone loss in paraplegia. *Hippokratia* 15 (1), 54–59.
- Doblaré, M., García, J.M., 2001. Application of an anisotropic bone-remodelling model based on a damage-repair theory to the analysis of the proximal femur before and after total hip replacement. *J Biomech* 34 (9), 1157–1170.
- Dössel, O., 2000. *Bildgebende Verfahren in der Medizin: Von der Technik zur medizinischen Anwendung*. Springer, Berlin.
- Dul, J., Johnson, G.E., Shiavi, R., Townsend, M.A., 1984. Muscular synergism--II. A minimum-fatigue criterion for load sharing between synergistic muscles. *J Biomech* 17 (9), 675–684.
- Dumas, R., Chèze, L., Verriest, J.P., 2007. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *J Biomech* 40 (3), 543–553.
- Eberle, S., Göttliger, M., Augat, P., 2013. An investigation to determine if a single validated density–elasticity relationship can be used for subject specific finite element analyses of human long bones. *Med Eng Phys* 35 (7), 875–883.
- Engelhardt P., 1981. *Die Entwicklung der gesunden und kranken Hüfte des Kindes*. Artikel in: *Histo-Morphologie des Bewegungsapparates 1*. Art and Science, München.
- Erdemir, A., McLean, S., Herzog, W., van den Bogert, A.J., 2007. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 22 (2), 131–154.
- Eser, P., Frotzler, A., Zehnder, Y., Wick, L., Knecht, H., Denoth, J., Schiessl, H., 2004. Relationship between the duration of paralysis and bone structure: a pQCT study of spinal cord injured individuals. *Bone* 34 (5), 869–880.
- Fischer, O., 1899. *Der Gang des Menschen, Teil 2: Die Bewegung des Gesamtschwerpunktes und die äusseren Kräfte*. Abh. Kgl. Sächs. Ges. Wiss. math.-phys. Kl., Bd. 25, Leipzig.
- Fondrk, M., Bahniuk, E., Davy, D.T., Michaels, C., 1988. Some viscoplastic characteristics of bovine and human cortical bone. *J Biomech* 21 (8), 623–630.
- Franzoso, G., Zysset, P.K., 2009. Elastic anisotropy of human cortical bone secondary osteons measured by nanoindentation. *J Biomech Eng* 131 (2), 021001-021001-11.
- Frost, H.M., 1987. Osteogenesis imperfecta. The set point proposal (a possible causative mechanism). *Clin Orthop Relat Res* (216), 280–297.

- Frost, H.M., 1995. Introduction to a new skeletal physiology. Vol I, II. The Pajaro Group, Pueblo.
- Frost, H.M., 1997A. Strain and other mechanical influences on bone strength and maintenance. *Cur Op Orthop* 8 (5), 60–70.
- Frost, H.M., 1997B. Why do marathon runners have less bone than weight lifters? A vital-biomechanical view and explanation. *Bone* 20 (3), 183–189.
- Frost, H.M., Schoenau, E., 2000. The "muscle-bone unit" in children and adolescents: a 2000 overview. *J Pediatr Endocrinol Metab* 13 (6), 571–590.
- Frost, H.M., 2004. The Utah paradigm of skeletal physiology. ISMNI, Athens, ISBN 960-88477-1-0.
- Fyhrie, D.P., Carter, D.R., 1986. A unifying principle relating stress to trabecular bone morphology. *J Orthop Res* 4 (3), 304–317.
- García, J., Doblaré, M., Cegoñino, J., 2002. Bone remodelling simulation: a tool for implant design. *Comp Mat Sci* 25 (1-2), 100–114.
- Gilliver, S.F., Degens, H., Rittweger, J., Sargeant, A.J., Jones, D.A., 2009. Variation in the determinants of power of chemically skinned human muscle fibres. *Exp Physiol* 94 (10), 1070–1078.
- Goodpaster, B.H., Carlson, C.L., Visser, M., Kelley, D.E., Scherzinger, A., Harris, T.B., Stamm, E., Newman, A.B., 2001. Attenuation of skeletal muscle and strength in the elderly: The Health ABC Study. *J Appl Physiol* 90 (6), 2157–2165.
- Grimal, Q., Raum, K., Gerisch, A., Laugier, P., 2008. Derivation of the mesoscopic elasticity tensor of cortical bone from quantitative impedance images at the micron scale. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 11 (2), 147–157.
- Gruen, T.A., McNeice, G.M., Amstutz, H.C., 1979. "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop Relat Res* (141), 17–27.
- Günther, M., 1997. Computersimulationen zur Synthetisierung des muskulär erzeugten menschlichen Gehens unter Verwendung eines biomechanischen Mehrkörpermodells. Dissertation, Tübingen.
- Guralnik, J.M., Ferrucci, L., Simonsick, E.M., Salive, M.E., Wallace, R.B., 1995. Lower-extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability. *N Engl J Med* 332 (9), 556–561.
- Haapasalo, H., Kontulainen, S., Sievanen, H., Kannus, P., Jarvinen, M., Vuori, I., 2000. Exercise-induced bone gain is due to enlargement in bone size without a change in volumetric bone density: a peripheral quantitative computed tomography study of the upper arms of male tennis players. *Bone* 27 (3), 351–357.
- Hainisch, R., Gfoehler, M., Zubayer-UI-Karim, M., Pandy, M.G., 2012. Method for determining musculotendon parameters in subject-specific musculoskeletal models of children developed from MRI data. *Multibody Syst Dyn* 28 (1-2), 143–156.
- Hanavan, E.P., 1964. A mathematical model of the human body. AMRL-TR-64-102.
- Heimkes, B., Posel, P., Bolkart, M., 1992. The transgluteal approaches to the hip. *Arch Orthop Trauma Surg* 111 (4), 220–223.
- Heimkes, B., Posel, P., Plitz, W., Jansson, V., 1993. Forces acting on the juvenile hip joint in the one-legged stance. *J Pediatr Orthop* 13 (4), 431–436.
- Heimkes, B., Posel, P., Plitz, W., 1995. Studien zur Biomechanik des kindlichen Hüftgelenkes. *Z Orthop Unfall* 133 (04), 357–363.
- Heimkes, B., Komm, M., Melcher, C., 2009. Die subtrochantäre End-zu-Seit-Valgisierung zur Therapie der schweren kindlichen Coxa vara. *Operat Orthop Traumatol* 21 (1), 97–111.
- Helgason, B., Perilli, E., Schileo, E., Taddei, F., Brynjólfsson, S., Viceconti, M., 2008A. Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: a literature review. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 23 (2), 135–146.

- Helgason, B., Taddei, F., Pálsson, H., Schileo, E., Cristofolini, L., Viceconti, M., Brynjólfsson, S., 2008B. A modified method for assigning material properties to FE models of bones. *Med Eng Phys* 30 (4), 444–453.
- Heller, M.O., Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Dürselen, L., Pohl, M., Claes, L.E., Haas, N.P., Duda, G.N., 2001. Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing. *J Biomech* 34 (7), 883–893.
- Helwig, P., Faust, G., Hindenlang, U., Hirschmuller, A., Konstantinidis, L., Bahrs, C., Sudkamp, N., Schneider, R., 2009. Finite element analysis of four different implants inserted in different positions to stabilize an idealized trochanteric femoral fracture. *Injury* 40 (3), 288–295.
- Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., Rau, G., 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 10, 361–374.
- Hill, A.V., 1925. Length of muscle, and the heat and tension developed in an isometric contraction. *J Physiol* 60 (4), 237–263.
- Hill, A.V., 1938. The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences* 126 (843), 136–195.
- Hubbell, J.H., 2006. Review and history of photon cross section calculations. *Phys Med Biol* 51 (13), 245–262.
- Huber, M.T., 1904. Die spezifische Formänderungsarbeit als Maß der Anstrengung eines Materials. *Czasopismo Techniczne* (20), 81–83.
- Huggler, A.H., Jacob, H.A.C., 1983. Zur funktionellen Bedeutung des Tractus iliotibialis. *Z Orthop* (121), 44–46.
- Huiskes, R., Weinans, H., Grootenboer, H.J., Dalstra, M., Fudala, B., Slooff, T.J., 1987. Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis. *J Biomech* 20 (11-12), 1135–1150.
- Inman, V.T., Ralston, H.J., Saunders, J.B. de C.M., Feinstein B., Wright, E.W., 1952. Relation of human electromyogram to muscular tension. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 4 (2), 187–194.
- Issler, L., Häfele, P., Ruoß, H., 2006. Festigkeitslehre – Grundlagen. Nachdr. in veränd. Ausstattung 2003, Springer, Berlin.
- Jaeger, R., Mauch, F., Markert, B., 2012. The muscle line of action in current models of the human cervical spine: a comparison with in vivo MRI data. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 15 (9), 953–961.
- Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H.K., Wootten, M.E., Gainey, J., Gorton, G., Cochran, G.V., 1989. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res.* 7 (6), 849–860.
- Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H.K., Wootten, M.E., 1990. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res* 8 (3), 383–392.
- Kalender, W.A., 2006. Computertomographie: Grundlagen Gerätetechnologie Bildqualität Anwendungen. Auflage 2 überarb. u. erw., Publicis Publishing, Erlangen.
- Kalender, W.A., Deak, P., Kellermeier, M., van Straten, M., Vollmar, S.V., 2009. Application- and patient size-dependent optimization of x-ray spectra for CT. *Med Phys* 36 (3), 993–1007.
- Kandel, E.R., 2007. Auf der Suche nach dem Gedächtnis: Die Entstehung einer neuen Wissenschaft des Geistes. Pantheon, München.
- Kaneko, T.S., Pejčić, M.R., Tehranzadeh, J., Keyak, J.H., 2003. Relationships between material properties and CT scan data of cortical bone with and without metastatic lesions. *Med Eng Phys* 25 (6), 445–454.
- Keller, T.S., 1994. Predicting the compressive mechanical behavior of bone. *J Biomech* 27 (9), 1159–1168.

- Keyak, J.H., Falkinstein, Y., 2003. Comparison of in situ and in vitro CT scan-based finite element model predictions of proximal femoral fracture load. *Med Eng Phys* 25 (9), 781–787.
- Klein Horsman, M.D., Koopman, H.F.J.M., van der Helm, F.C.T., Prosé, L.P., Veeger, H.E.J., 2007. Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modeling of the lower extremity. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 22 (2), 239–247.
- Konrad P., 2005. The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography. September 2012.
- Kontulainen, S., Sievanen, H., Kannus, P., Pasanen, M., Vuori, I., 2002. Effect of long-term impact-loading on mass, size, and estimated strength of humerus and radius of female racquet-sports players: a peripheral quantitative computed tomography study between young and old starters and controls. *J Bone Miner Res* 17 (12), 2281–2289.
- Krieg, M., 1996. Berechnung von Muskel- und Gelenkkraften mit Hilfe eines dreidimensionalen Computermodells einer menschlichen Hüfte im Einbeinstand. Dissertation, Tübingen.
- Krieger, H., 2005. Strahlungsquellen für Technik und Medizin. Teubner, Wiesbaden.
- Krieger, H., 2009. Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes. Auflage 3 überarb. u. erw., Vieweg+Teubner Verlag / GWV Fachverlage GmbH Wiesbaden, Wiesbaden.
- Krompecher, S., 1937. Die Knochenbildung. Verlag G. Fischer, Jena.
- Kummer, B., 1963. Grundlagen der Biomechanik des menschlichen Stütz- und Bewegungsapparates. in: IXe Congrès de la Soc Internat Chir orthop Traumatol II, Wien, 65-88, 1965.
- Kummer, B., 1979. Die Biomechanik des menschlichen Fußes. Artikel in: Der Fuß. Vordruckverlag GmbH, Bruchsal.
- Kummer, B., 1993. Is the Pauwels' theory of hip biomechanics still valid? A critical analysis, based on modern methods. *Ann Anat* 175 (3), 203–210.
- Lakshmanan, S., Bodi, A., Raum, K., 2007. Assessment of anisotropic tissue elasticity of cortical bone from high-resolution, angular acoustic measurements. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 54 (8), 1560–1570.
- Lange, C., 2011. Daten und Fakten: Ergebnisse der Studie "Gesundheit in Deutschland aktuell 2009". Robert-Koch-Institut, Berlin.
- Lanyon, L.E., Hampson, W.G., Goodship, A.E., Shah, J.S., 1975. Bone deformation recorded in vivo from strain gauges attached to the human tibial shaft. *Acta Orthop Scand* 46 (2), 256–268.
- Leichtle, U.G., Leichtle, C.I., Schmidt, B., Martini, F., 2006. Peri-prosthetic bone density after implantation of a custom-made femoral component. A five-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br* 88 (4), 467–471.
- Lenaerts, G., Bartels, W., Gelaude, F., Mulier, M., Spaepen, A., Van der Perre, G., Jonkers, I., 2009. Subject-specific hip geometry and hip joint centre location affects calculated contact forces at the hip during gait. *J Biomech* 42 (9), 1246–1251.
- Lengsfeld, M., Schmitt, J., Alter, P., Kaminsky, J., Leppek, R., 1998. Comparison of geometry-based and CT voxel-based finite element modelling and experimental validation. *Med Eng Phys* 20 (7), 515–522.
- Les, C.M., Keyak, J.H., Stover, S.M., Taylor, K.T., Kaneps, A.J., 1994. Estimation of material properties in the equine metacarpus with use of quantitative computed tomography. *J Orthop Res* 12 (6), 822–833.
- Lutz, F., Mastel R., 2008. FE-Simulation of Bone Mass Remodelling Caused by Strain around a Cementless Hip Joint Endoprosthesis, Part I. 15th Workshop on the Finite Element Method in Biomedical Engineering, ISBN 978-3-941573-00-0.
- Maxwell, J.C., 1856. Brief an William Thomson. *Proc Cambridge Phil Soc*, 32.
- Manig, M.M., 2004. Entwicklung der Knochendichte nach Implantation der Individualprothese Typ Adaptiva: Mittelfristige Ergebnisse. Dissertation, Tübingen.

- Manini, T.M., Clark, B.C., 2012. Dynapenia and Aging: An Update. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 67 (1), 28–40.
- Martini, F.K.G., 2001. Wertigkeit osteodensitometrischer Messungen unter besonderer Berücksichtigung des Verlaufs der periprothetischen Knochendichte der Individualprothesen Evolution-K und Adaptiva in Korrelation zur kortikalen Anlagefläche. Habilitation, Tübingen.
- Milgrom, C., Finestone, A., Levi, Y., Simkin, A., Ekenman, I., Mendelson, S., Millgram, M., Nyska, M., Benjuya, N., Burr, D., 2000. Do high impact exercises produce higher tibial strains than running? *Br J Sports Med* 34 (3), 195–199.
- Miller, Z., Fuchs, M.B., Arcan, M., 2002. Trabecular bone adaptation with an orthotropic material model. *J Biomech* 35 (2), 247–256.
- Mises, R.v., 1913. *Mechanik der festen Körper im plastisch-deformablen Zustand*. Nachrichten von der Gesellschaft der Wissenschaften zu Göttingen. Mathematisch-Physikalische Klasse 1913, 582–592.
- Mohr, O., 1914. *Abhandlungen aus dem Gebiete der technischen Mechanik*. Ernst & Sohn, Berlin.
- Morgan, E.F., Keaveny, T.M., 2001. Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site. *J Biomech* 34 (5), 569–577.
- Morlock, M., Schneider, E., Bluhm, A., Vollmer, M., Bergmann, G., Müller, V., Honl, M., 2001. Duration and frequency of every day activities in total hip patients. *J Biomech* 34 (7), 873–881.
- Müller, G., Groth, C., 2002. *Grundlagen: Basiswissen und Arbeitsbeispiele zur Finite-Element-Methode mit dem FE-Programm ANSYS Rev. 5.5*. Auflage 7, Expert-Verlag, Renningen.
- Möser, M., Hein, W., 1987. Forces at the hip--the lower cord model. 2: Standing on one leg: the tower crane principle. *Beitr Orthop Traumatol* 34 (4), 179–189.
- Munih, M., Kralj, A., Bajd, T., 1992. Bending moments in lower extremity bones for two standing postures. *J Biomed Eng* 14 (4), 293–302.
- Nackenhorst, U., Krstin, N., Lammering, R., 2000. A Constitutive Law for Anisotropic Stress Adaptive Bone Remodeling. *Z Angew Math Mech* 80, 399–400.
- Nene, A., Byrne, C., Hermens, H., 2004. Is rectus femoris really a part of quadriceps? Assessment of rectus femoris function during gait in able-bodied adults. *Gait Posture* 20 (1), 1–13.
- Neu, C.M., Manz, F., Rauch, F., Merkel, A., Schoenau, E., 2001. Bone densities and bone size at the distal radius in healthy children and adolescents: a study using peripheral quantitative computed tomography. *Bone* 28 (2), 227–232.
- Newitt, D.C., Majumdar, S., Van Rietbergen, B., von Ingersleben, G., Harris, S.T., Genant, H.K., Chesnut, C., Garnero, P., MacDonald, B., 2002. In vivo assessment of architecture and micro-finite element analysis derived indices of mechanical properties of trabecular bone in the radius. *Osteoporos Int* 13 (1), 6–17.
- Nitz, W.R., Runge, V.M., 2007. *Praxiskurs MRT: Anleitung zur MRT-Physik über klinische Bildbeispiele*. Thieme, Stuttgart.
- Pauwels, F., 1935. *Der Schenkelhalsbruch, ein mechanisches Problem*. Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg-New York.
- Pauwels, F., 1940. Grundriss einer Biomechanik der Frakturheilung. *Verh dtsch orthop Ges* 34, 62-108.
- Pauwels, F., 1960. Eine neue Theorie über den Einfluß mechanischer Reize auf die Differenzierung der Stützgewebe. *Z Anat Entwickl Gesch* 121, 478–515.
- Pauwels, F., 1973. *Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte: Prinzipien, Technik und Resultate einer kausalen Therapie*. Springer-Verlag, Berlin.
- Pauwels, F., 1980. *Biomechanics of the locomotor apparatus: Contributions on the functional anatomy of the locomotor apparatus*. Springer-Verlag, Berlin.

- Pedotti, A., Krishnan, V., Stark, L., 1978. Optimization of muscle-force sequencing in human locomotion. *Math Biosci* 38 (1-2), 57–76.
- Perilli, E., Baleani, M., Ohman, C., Baruffaldi, F., Viceconti, M., 2007. Structural parameters and mechanical strength of cancellous bone in the femoral head in osteoarthritis do not depend on age. *Bone* 41 (5), 760–768.
- Perilli, E., Baleani, M., Ohman, C., Fognani, R., Baruffaldi, F., Viceconti, M., 2008. Dependence of mechanical compressive strength on local variations in microarchitecture in cancellous bone of proximal human femur. *J Biomech* 41 (2), 438–446.
- Perry, J., 2003. *Ganganalyse: Norm und Pathologie des Gehens*. Urban und Fischer, München.
- Pithioux, M., Lasaygues, P., Chabrand, P., 2002. An alternative ultrasonic method for measuring the elastic properties of cortical bone. *J Biomech* 35 (7), 961–968.
- Polgar, K., Gill, H.S., Viceconti, M., Murray, D.W., O'Connor, J.J., 2003. Strain distribution within the human femur due to physiological and simplified loading: finite element analysis using the muscle standardized femur model. *Proc Inst Mech Eng H* 217 (3), 173–189.
- Powers, C.M., Landel, R., Perry, J., 1996. Timing and intensity of vastus muscle activity during functional activities in subjects with and without patellofemoral pain. *Phys Ther* 76 (9), 946–55.
- Prilutsky, B.I., Herzog, W., Allinger, T.L., 1997. Forces of individual cat ankle extensor muscles during locomotion predicted using static optimization. *J Biomech* 30 (10), 1025–1033.
- Prilutsky, B.I., 2000. Coordination of two- and one-joint muscles: functional consequences and implications for motor control. *Motor Control* 4 (1), 1–44.
- Prilutsky, B.I., Zatsiorsky, V.M., 2002. Optimization-based models of muscle coordination. *Exerc Sport Sci Rev* 30 (1), 32–38.
- Pussel, V., 2000. *Biomechanische Untersuchung eines Hüftgelenkimplantates mit Hilfe eines dreidimensionalen Computermodells*. Dissertation, Tübingen.
- Rasmussen, J., Damsgaard, M., Voigt, M., 2001. Muscle recruitment by the min/max criterion -- a comparative numerical study. *J Biomech* 34 (3), 409–415.
- Rauch, F., 2012. The dynamics of bone structure development during pubertal growth. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 12 (1), 1–6.
- Raum, K., Leguerney, I., Chandelier, F., Talmant, M., Saïed, A., Peyrin, F., Laugier, P., 2006A. Site-matched assessment of structural and tissue properties of cortical bone using scanning acoustic microscopy and synchrotron radiation μ CT. *Phys Med Biol* 51 (3), 733–746.
- Raum, K., Cleveland, R.O., Peyrin, F., Laugier, P., 2006B. Derivation of elastic stiffness from site-matched mineral density and acoustic impedance maps. *Phys Med Biol* 51 (3), 747–758.
- Reilly, D.T., Burstein, A.H., 1975. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech* 8 (6), 393–405.
- Rho, J.Y., Hobatho, M.C., Ashman, R.B., 1995. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Med Eng Phys* 17 (5), 347–355.
- Rittweger, J., Frost, H.M., Schiessl, H., Ohshima, H., Alkner, B., Tesch, P., Felsenberg, D., 2005. Muscle atrophy and bone loss after 90 days' bed rest and the effects of flywheel resistive exercise and pamidronate: results from the LTBR study. *Bone* 36 (6), 1019–1029.
- Rohlmann, A., Bergmann, G., Kölbel, R., 1981. Die Beanspruchung des Femur. *Z Orthop Unfall* 119 (02), 163–166.
- Rohrbach, D., Lakshmanan, S., Peyrin, F., Langer, M., Gerisch, A., Grimal, Q., Laugier, P., Raum, K., 2012. Spatial distribution of tissue level properties in a human femoral cortical bone. *J Biomech* 45 (13), 2264–2270.
- Rosenberg, I.H., 1989. Summary comments. *Am J Clin Nut* 50 (5), 1231–1233.

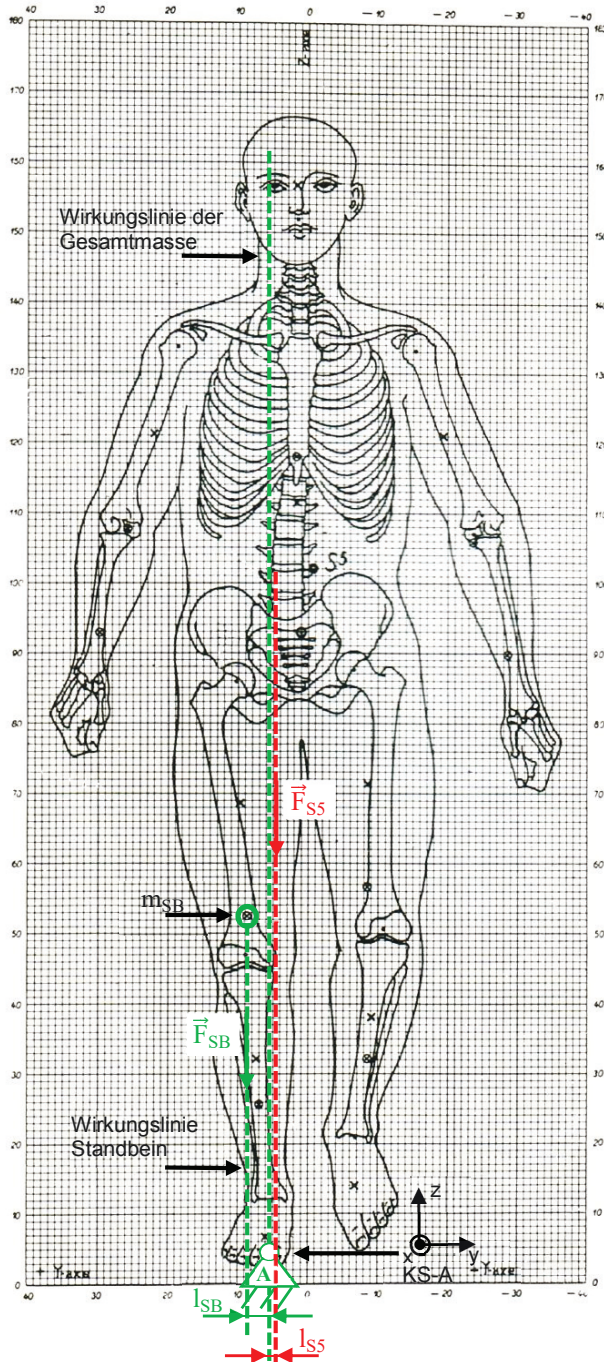
- Roux, W., 1895. *Entwicklungsmechanik der Organismen - Erster Band*. Wilhelm Engelmann, Leipzig.
- Runge M., Rehfeld G., Schiessl H., 2004A. Skeletal adaptations in hemiplegic patients. *J Musculoskel Neuron Interact* 4 (2), 191–196.
- Runge, M., Rittweger, J., Russo, C.R., Schiessl, H., Felsenberg, D., 2004B. Is muscle power output a key factor in the age-related decline in physical performance? A comparison of muscle cross section, chair-rising test and jumping power. *Clin Physiol Funct Imaging* 24 (6), 335–340.
- Runge, M., Hunter, G., 2006. Determinants of musculoskeletal frailty and the risk of falls in old age. *J Musculoskel Neuron Interact* 6 (2), 167–173.
- Sariali, E., Mouttet, A., Pasquier, G., Durante, E., Catone, Y., 2009. Accuracy of reconstruction of the hip using computerised three-dimensional pre-operative planning and a cementless modular neck. *J Bone Joint Surg Br* 91 (3), 333–340.
- Sverdlova, N.S., Witzel, U., 2010. Principles of determination and verification of muscle forces in the human musculoskeletal system: Muscle forces to minimise bending stress. *J Biomech* 43 (3), 387–396.
- Savidis, E., Lörer, F., Grüters, H., Wiesener, C., 1991. Analyse der Beanspruchung des proximalen Femur bei verschiedenen Arten der Belastung mit Hilfe der Finite-Element-Methode. *Z Orthop Unfall* 129 (03), 268–277.
- Schärer, C., 2005. Muskuloskeletale Belastung und Beanspruchung des Femurs während des Gangzyklus: Entwicklung und Vergleich unterschiedlicher Belastungs- und Materialmodelle. Diplomarbeit, ETH Zürich.
- Schiessl, H., Frost, H.M., Jee, W.S., 1998. Estrogen and bone-muscle strength and mass relationships. *Bone* 22 (1), 1–6.
- Schmitt, J., 1997. Automatische Generierung von Finiten-Elemente-Modellen des menschlichen Femurs aus Schnittbilddaten mit Implementierung von Protheseneigenschaften zur In-vitro- und In-vivo-Spannungsanalyse. Dissertation, Marburg.
- Schmitt, S., 2006. Über die Anwendung und Modifikation des Hill'schen Muskelmodells in der Biomechanik. Dissertation, Tübingen.
- Schneider, R., Faust, G., Hindenlang, U., Helwig, P., 2009. Inhomogeneous, orthotropic material model for the cortical structure of long bones modelled on the basis of clinical CT or density data. *Comput Meth Appl Mech Eng* 198 (27-29), 2167–2174.
- Schoenau, E., Neu, C.M., Mokov, E., Wassmer, G., Manz, F., 2000. Influence of puberty on muscle area and cortical bone area of the forearm in boys and girls. *J Clin Endocrinol Metab* 85 (3), 1095–1098.
- Schoenau, E., Fricke, O., 2008. Mechanical influences on bone development in children. *Eur J Endocrinol* 159 Suppl 1, 27-31.
- Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M., Wesker, K., 2007. *Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. Auflage 2 überarb. u. erw., Thieme, Stuttgart.
- Semciw, A.I., Pizzari, T., Murley, G.S., Green, R.A., 2013. Gluteus medius: an intramuscular EMG investigation of anterior, middle and posterior segments during gait. *J Electromyogr Kinesiol* 23 (4), 858–864.
- Shackelford, L.C., LeBlanc, A.D., Driscoll, T.B., Evans, H.J., Rianon, N.J., Smith, S.M., Spector, E.R., Feeback, D.L., Lai, D., 2004. Resistance exercise as a countermeasure to disuse-induced bone loss. *J Appl Physiol* 97 (1), 119–129.
- Sibonga, J.D., Evans, H.J., Sung, H.G., Spector, E.R., Lang, T.F., Oganov, V.S., Bakulin, A.V., Shackelford, L.C., LeBlanc, A.D., 2007. Recovery of spaceflight-induced bone loss: bone mineral density after long-duration missions as fitted with an exponential function. *Bone* 41 (6), 973–978.
- Skuban, T.P., Vogel, T., Baur-Melnyk, A., Jansson, V., Heimkes, B., 2009. Function-oriented structural analysis of the proximal human femur. *Cells Tissues Organs* 190 (5), 247–255.

- Starker, M., Hanusek, S., Rittmeister, M., Thoma, W., 1998. Validierung computertomographisch gemessener Antetorisonswinkel am Femur. *Z Orthop Grenz* 136 (5), 420–427.
- Starker, M., Thümler, P., Weipert, A., Hanusek, S., 2000. Computergestützte Prothesenauswahl und Implantationskontrolle. *Orthopäde* 29 (7), 627–635.
- Staudenmann, D., Roeleveld, K., Stegeman, D.F., van Dieën, J.H., 2010. Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation--a tutorial and review. *J Electromyogr Kinesiol* 20 (3), 375–387.
- Stief, F., Böhm, H., Michel, K., Schwirtz, A., Doderlein, L., 2013. Reliability and Accuracy in Three-Dimensional Gait Analysis: A Comparison of Two Lower Body Protocols. *J Appl Biomech* 29 (1), 105–111.
- Sutherland, D.H., 1984. *Gait disorders in childhood and adolescence*. Williams & Wilkins, Baltimore.
- Sutherland, D.H., 2001. The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG. *Gait Posture* 14 (1), 61–70.
- Szwedowski, T.D., Taylor, W.R., Heller, M.O., Perka, C., Müller, M., Duda, G.N., Roeder, R.K., 2012. Generic Rules of Mechano-Regulation Combined with Subject Specific Loading Conditions Can Explain Bone Adaptation after THA. *PLoS ONE* 7 (5), e36231.
- Taylor, M.E., Tanner, K.E., Freeman, M.A., Yettram, A.L., 1996. Stress and strain distribution within the intact femur: compression or bending? *Med Eng Phys* 18 (2), 122–131.
- Thiel, W., 1996. *Photographischer Atlas der praktischen Anatomie*. Springer, Berlin.
- Timoshenko, S., 1953. *History of strength of materials*. McGraw-Hill, New York.
- Tirosh, O., Sparrow, W.A., 2005. Age and walking speed effects on muscle recruitment in gait termination. *Gait Posture* 21 (3), 279–288.
- Trabelsi, N., Yosibash, Z., Wutte, C., Augat, P., Eberle, S., 2011. Patient-specific finite element analysis of the human femur--a double-blinded biomechanical validation. *J Biomech* 44 (9), 1666–1672.
- Trendelenburg, F., 1895. Über den Gang bei angeborenen Hüftluxation. *Deut Med Wochenschr* 21, 21–24.
- Tsirakos, D., Baltzopoulos, V., Bartlett, R., 1997. Inverse optimization: Functional and physiological considerations related to the force-sharing problem. *Crit Rev Biomed Eng* 25 (4-5), 371–407.
- Tsubaki, A., Kubo, M., Kobayashi, R., Jigami, H., Takahashi, H.E., 2009. Normative values for maximum power during motor function assessment of jumping among physically active Japanese. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 9 (4), 263–267.
- Ulfig, N., 2011. *Kurzlehrbuch Histologie*. Auflage 3, Thieme, Stuttgart.
- Unger, T., 2010. *Lineare Optimierung: Modell Lösung Anwendung*. Vieweg+Teubner, Wiesbaden.
- Van Buskirk, W.C., Cowin, S.C., Ward, R.N., 1981. Ultrasonic measurement of orthotropic elastic constants of bovine femoral bone. *J Biomech Eng* 103 (2), 67–72.
- Veilleux, L-N., Rauch, F., 2010. Reproducibility of jumping mechanography in healthy children and adults. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 10 (4), 256–266.
- Weinans, H., Huiskes, R., Grootenboer, H.J., 1992. The behavior of adaptive bone-remodeling simulation models. *J Biomech* 25 (12), 1425–1441.
- Weishaupt, D., Köchli, V.D., Marincek, B., Froehlich, J.M., 2009. *Wie funktioniert MRI? Eine Einführung in Physik und Funktionsweise der Magnetresonanzbildgebung*. Auflage 6, Springer, Heidelberg.
- Whittle, M., 1996. *Gait analysis: An introduction*. Edition 2, Butterworth-Heinemann, Oxford.
- Wickiewicz, T.L., Roy, R.R., Powell, P.L., Edgerton, V.R., 1983. Muscle architecture of the human lower limb. *Clin Orthop Relat Res* (179), 275–283.

- Wilmet, E., Ismail, A.A., Heilporn, A., Welraeds, D., Bergmann, P., 1995. Longitudinal study of the bone mineral content and of soft tissue composition after spinal cord section. *Paraplegia* 33 (11), 674–677.
- Winter, D.A., 1990. *Biomechanics and motor control of human movement*. Edition 2, Wiley, New York.
- Witte, H., Eckstein, F., Recknagel, S., 1997. A calculation of the forces acting on the human acetabulum during walking. Based On in vivo force measurements, kinematic analysis and morphometry. *Acta Anat (Basel)* 160 (4), 269–280.
- Wolff, J., 1892. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Verlag von August Hirschwald, Berlin.
- Wurmbach, H., 1928. Histologische Untersuchungen über die Heilung von Knochenbrüchen bei Säugern. *Z wiss Zool* 132, 200–256.
- Yeo, B.P., 1976. Investigations concerning the principle of minimal total muscular force. *J Biomech* 9 (6), 413–416.
- Yosibash, Z., Trabelsi, N., Milgrom, C., 2007. Reliable simulations of the human proximal femur by high-order finite element analysis validated by experimental observations. *J Biomech* 40 (16), 3688–3699.

Anhang

A Korrektur der Schwerpunktberechnung S_5



Schwerpunktkoordinaten von Fischer (FISCHER 1899)

Nr.	Schwerpunkt des ganzen Beins					
	rechts			links		
	x	y	z	x	y	z
1	31,88	+ 8,61	52,27	47,83	- 9,46	53,20
2	42,16	+ 8,34	53,32	50,44	- 9,42	53,72
3	52,36	+ 8,14	54,24	52,84	- 9,18	54,09
4	62,15	+ 7,85	54,78	55,20	- 8,94	54,43
5	71,56	+ 7,47	54,81	57,78	- 8,66	54,45
6	80,37	+ 7,22	54,31	60,61	- 8,50	54,23
7	88,20	+ 6,94	53,27	63,78	- 8,35	53,70
8	95,85	+ 6,66	52,16	67,58	- 8,31	53,14
9	102,94	+ 6,65	51,48	71,95	- 8,50	52,91
10	109,60	+ 6,93	51,12	77,04	- 8,79	52,90
11	115,22	+ 7,41	50,71	83,60	- 9,09	53,19
12	121,62	+ 8,37	51,28	91,48	- 9,50	53,57
13	126,05	+ 8,82	51,58	101,09	- 9,85	54,01
14	128,88	+ 9,13	51,88	110,40	- 9,28	54,80
15	131,13	+ 9,02	52,28	120,60	- 8,75	55,84
16	133,15	+ 8,70	52,49	129,61	- 8,45	56,45

Masse Standbein rechts im „globalen“ Koordinatensystem, welches nicht dem Drehpunkt der Lagerung in A und dem KS-A entspricht.

$$l_{SS} = \frac{F_{SB} \cdot l_{SB}}{F_{SS}}$$

$$l_{SS} = \frac{107,3 \text{ N} \cdot 35 \text{ mm}}{468,5 \text{ N}}$$

$$l_{SS} = \underline{\underline{8 \text{ mm}}}$$

Die Wirkungslinie der Masse des Oberkörpers sowie des linken Beins ist etwa 8 mm vom rechten Auflagerpunkt A entfernt. Die Berechnung erfolgt im KS-A.

Abb. A1: Berechnung des Abstands der Wirkungslinie \vec{F}_{SS} anhand der Zeichnung von Pauwels (PAUWELS 1973)

B Generierung von Segment-Koordinatensystemen

Im Folgenden sind alle Punkte, die für die Definition von Achsen, Ebenen und Koordinatensystemen Verwendung finden, aufgeführt.

Steuer-Koordinatensystem der Hüfte

Das Koordinatensystem der Hüfte (Steuer-KS-Hüfte) basiert, wie in Abb. B1 dargestellt, auf sechs Punkten und drei Achsen.

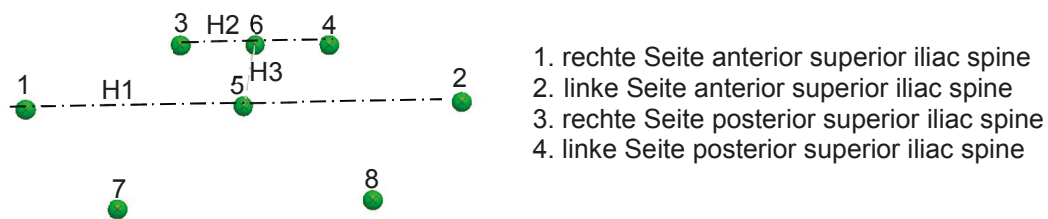


Abb. B1: Darstellung der Konstruktionspunkte für das Steuer-KS-Hüfte



Abb. B2: Darstellung des CAD-Modells der Hüfte mit definiertem Koordinatensystem

Die Achsen H1 und H2 schneiden jeweils die Punkte 1 und 2 sowie 3 und 4. Die Punkte 5 und 6 sind auf halber Achsenlänge zu finden. Durch die Konstruktion der Achse H3 mit den Punkten 5 und 6 kann das Koordinatensystem in Punkt 5 erstellt werden. Abb. B2 zeigt die Ausrichtung des Steuer-KS-Hüfte.

Steuer-Koordinatensystem des Femur

Das Koordinatensystem des *Femur* (Steuer-KS-Femur) wird über die Punkte 1-4 generiert. Die zusätzlichen Punkte dienen der Positionierung und Ausrichtung weiterer Koordinatensysteme z.B. im diaphysären Bereich (KS-Dia-Fem), welche in den Optimierungsalgorithmen Verwendung finden. Die Punkte 1-3 definieren die Ebene EF1. EF2 schneidet die Punkte 1 und 4 und ist zusätzlich orthogonal auf EF1 ausgerichtet, wie in Abb. B3 ersichtlich.

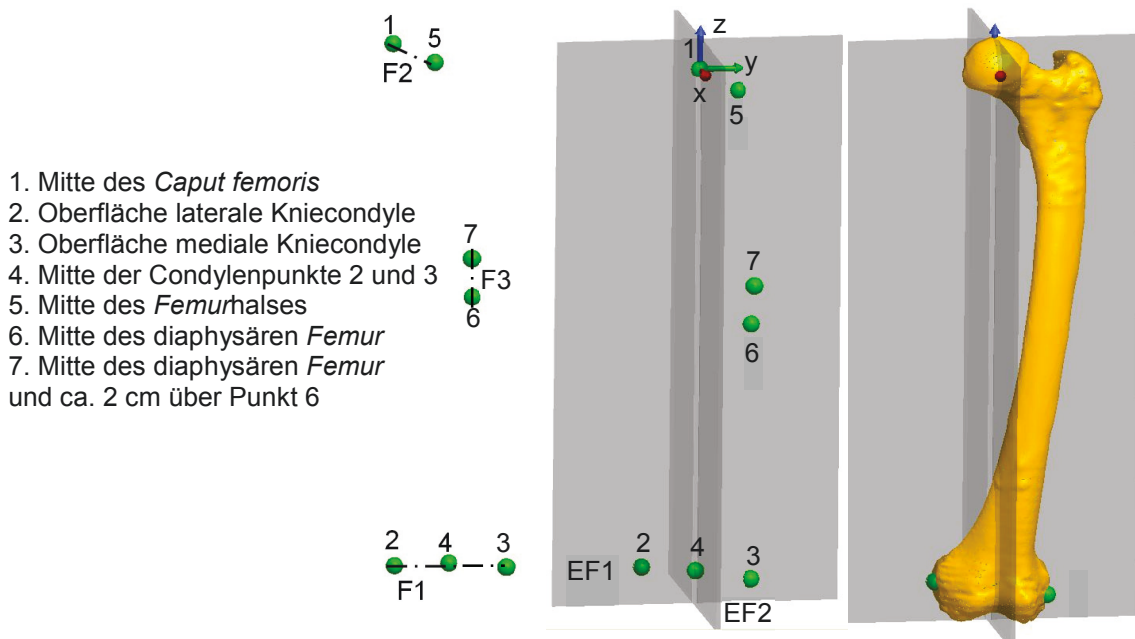


Abb. B3: Darstellung der Konstruktionspunkte für das Steuer-KS-Femur sowie Koordinatensysteme im Optimierungsalgorithmus

Die Achsen F1 dient zur Bestimmung der Mitte zwischen Punkt 2 und 3. Der Ursprung des Koordinatensystems zur Ermittlung von Schnittkräften am Schenkelhals (falls benötigt) liegt im Punkt 5. Die Achse F3 durchstößt die Punkte 6 und 7. Das Koordinatensystem, nach welchem die Biegespannungen berechnet werden, befindet sich in Punkt 6. Das Steuer-KS-Femur ist in Punkt 1 (Mitte des *Caput femoris*) und die x-Achse zeigt in Richtung EF1 und die z-Achse in Richtung der Schnittkante von EF1 und EF2.

Steuer-Koordinatensystem der Tibia

Die Definition des Koordinatensystems der *Tibia* (Steuer-KS-*Tibia*) erfolgt über die Punkte 1-4, wie in Abb. B4 ersichtlich. Punkt 1 ist etwa auf der Höhe der *Eminentia intercondylaris* (kleine Erhöhung in Mitte der *Tibia*). Punkt 2 und 3 befinden sich an den *Malleolus medialis* und *lateralis*. Die Achse AT1 befindet sich zwischen Punkt 2 und 3. Punkt 4 ist auf halber Weglänge der Punkte 2 und 3 ausgerichtet und liegt auf der Achse AT1. Die Ebene ET1 schneidet die Punkte 1 bis 3. Die Ebene ET2 ist orthogonal zu ET1 und zusätzlich über die Punkte 1 und 4 definiert. Die Punkte 1 und 4 werden von der Achse AT2 durchstoßen. Der Ursprung des Steuer-KS-*Tibia* ist Punkt 1 und die z-Achse befindet sich auf AT2. Die x-Achse zeigt in Richtung ET2. Die Punkte 5-6 sowie die dadurch gebildete Achse AT3 dienen zur Konstruktion weitere Koordinatensysteme.

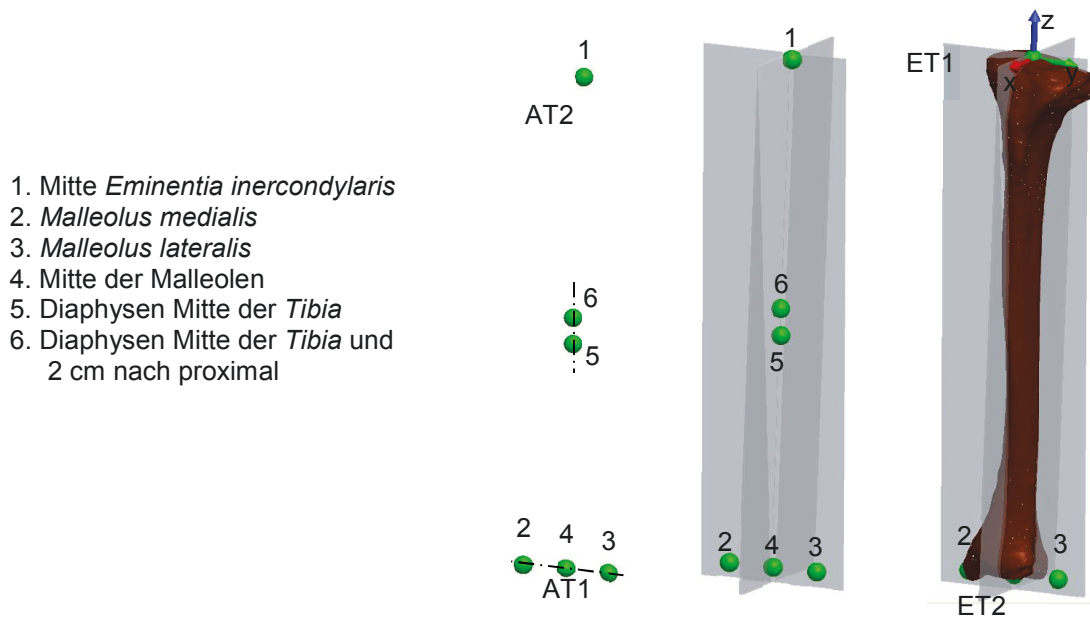


Abb. B4: Darstellung der Konstruktionspunkte für das Steuer-KS-*Tibia*

Steuer-Koordinatensystem des Fußes

Das Steuer-KS-Fuß wird über die Punkte 1 und 4 generiert. Punkt 1 befindet sich auf der lateralen Seite des *Talus* und Punkt 2 auf der medialen, wie in Abb. B5 ersichtlich. Die Achse AF2 befindet sich zwischen den Punkten 1 und 2. Punkt 3 liegt auf AF2 und auf halber Länge des Abstands der Punkte 1 und 2. Punkt 4 befindet sich auf der dorsalen Seite des *Calcaneus*. Die Achse AF2 durchstößt die Punkte 3 und 4. Die Ebene EFU1 wird über die Punkte 1, 2 und 4 definiert. Ebene EFU2 ist orthogonal zu EFU1 und schneidet die Punkte 3 und 4. Die Ebene EFU3 ist erneut orthogonal zu EFU1 und durchstößt die Punkte 1 und 2. Ursprung des Steuer-KS-Fuß ist Punkt 3. Die x-Achse (Rot) ist über AF2 und die y-Achse (Grün) über AF1 definiert. Die z-Achse zeigt in Richtung Körpermitte.

1. *Talus* lateral
2. *Talus* medial
3. Mitte des *Talus*
4. Dorsale Seite des *Calcaneus*

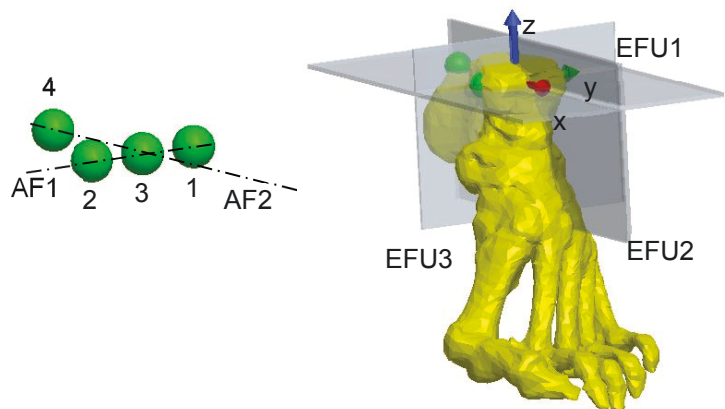


Abb. B5: Darstellung der Konstruktionspunkte für das Steuer-KS-Fuß

