

Entwicklung und Validierung biomechanischer Computermodelle und deren Einsatz in der Sportwissenschaft

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktors der Naturwissenschaften
(Dr. rer. nat.)

Fachbereich 3: Mathematik/Naturwissenschaften
Universität Koblenz-Landau

Vorgelegt

am 15.08.2007

von Stefan Lehner

geb. am 22.05.1967 in Siegenburg

Referentin: Prof. Dr. Karin Gruber
Korreferent: Prof. Dr. Veit Senner

für meine Schwester Doris

Danksagung

Die vorliegende Arbeit konnte ich als externer Mitarbeiter des Institutes für Sportwissenschaften der Universität Koblenz-Landau anfertigen. Frau Prof. Dr. Karin Gruber, der Leiterin des Instituts, gilt mein besonderer Dank für die wohlwollende Förderung und großzügige Unterstützung dieser Arbeit.

Aufgrund der Interdisziplinarität der Biomechanik konnte ich bei der Bearbeitung der Arbeit von der Fachkompetenz vieler Freunde und Kollegen aus verschiedenen Bereichen profitieren.

Besonders bedanken möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr.-Ing. Oskar Wallrapp von der Fakultät Feinwerk- und Mikrotechnik / Physikalische Technik der Fachhochschule München, der mir durch meine Diplomarbeit den Einstieg in die Biomechanik ermöglichte und seitdem immer wieder mit Rat und Tat zur Seite steht.

Während meiner Tätigkeit als Angestellter der Abteilung Biomechanik der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der Technischen Universität München (Leitung: von Prof. Dr. med. Reiner Gradinger) begann ich diese Arbeit. Der Unterstützung der Herren Prof. Dr.-Ing. Erwin Steinhauser, Dr.-Ing. Ulrich Schreiber, Dr.-Ing. Heinrich Schieferstein, Dipl.-Ing. Stefan Eichhorn und vieler weiterer ehemaligen Kolleginnen und Kollegen konnte ich mir auch nach Beendigung meiner Tätigkeit sicher sein. PD Dr. med. Rainer Burgkardt war mir bei der Bearbeitung medizinischer Fragestellungen sehr behilflich.

Vielen Dank gebührt auch allen Mitarbeitern des Fachgebiets für Sportgeräte und Materialien der Technischen Universität München, die mir mit ihrer Hilfsbereitschaft in vielen Bereichen der Arbeit sehr geholfen haben. Stellvertretend möchte ich hier die Herren Dr. rer. nat. Dipl.-Phys. Harald Böhm, Klemens Burgardt, Dipl.-Sportwiss. Carsten Schwiewagner sowie Frau Dipl.-Sportwiss. Isabella Klöpfer und Frau Simona Chiritescu-Kretsch nennen.

Von Anfang maßgebend unterstützt wurde die Arbeit durch den Leiter des Fachgebiets, Herrn Prof. Dr.-Ing. Dipl.-Sportl. Veit Senner, dem ich über die Gründung unserer Firma BASiS - Angewandte Biomechanik GmbH hinaus zu großem Dank verpflichtet bin.

1	Einleitung	1
1.1	Übersicht Sportverletzungen	1
1.1.1	Ruptur (Riss) des vorderen Kreuzbandes im alpinen Skisport	1
1.1.2	Kopfverletzungen im Fußball.....	1
1.1.3	Überlastungsschäden am Ellbogengelenk im Golfsport	2
1.1.4	Fazit.....	2
1.2	Beschreibung und Erfassung von Verletzungsmechanismen.....	2
1.3	Ziel der Arbeit	4
1.4	Gliederung der Arbeit.....	6
2	Aufbau von Mehrkörpersystemen.....	7
2.1	Allgemeines über Computersimulation.....	7
2.2	Bildgebende Verfahren der Medizin	10
2.2.1	Computer-Tomographie	10
2.2.2	Periphere Quantitative Computer-Tomographie.....	11
2.2.3	Magnet-Resonanz-Tomographie bzw. Kernspin-Tomographie.....	12
2.3	Bildverarbeitung.....	12
2.4	Kontaktmodellierung in Mehrkörpersystemen.....	14
2.4.1	Unilateraler (punktförmiger) Kontakt zweier 3D-Freiformflächen	15
2.4.2	Hertzsche Pressung	18
2.4.3	Polygonal Contact Model (PCM).....	20
2.5	Beschreibung biologischer Weichteilstrukturen	22
2.5.1	Materialverhalten - Viskoelastizität	22
3	Modelle biologischer Einzelstrukturen: Entwicklung und Validierung.....	28
3.1	Kraftelement: Bänder und Sehnen	28
3.1.1	Entwicklung eines Kraftelements zur Beschreibung des Materialverhaltens von Sehnen und Bänder.....	28
3.1.1.1	Anatomischer Aufbau und physiologische Eigenschaften.....	28
3.1.1.2	Beschreibung existierender mathematischer Modelle von Sehnen und Bändern 33	
3.1.1.3	Durchführung eigener experimenteller Untersuchungen	34
3.1.1.4	Ergebnisse der eigenen experimentellen Untersuchungen.....	37
3.1.1.5	Mathematische Beschreibung des Materialverhaltens der Sehnen und Bänder 39	
3.1.2	Validierung des Kraftelements für Sehnen und Bänder.....	41
3.1.3	Diskussion	47
3.2	Kraftelement: Knorpel und Reibung	48
3.2.1	Entwicklung des Kraftelements für hyalinen Gelenkknorpel	48
3.2.1.1	Anatomischer Aufbau und physiologische Eigenschaften.....	48
3.2.1.2	Beschreibung existierender mathematischer Modelle des Gelenkknorpels. 50	
3.2.1.3	Ergebnisse der verwendeten experimentellen Untersuchungen an Gelenkknorpel	50
3.2.1.4	Beschreibung der verwendeten Gelenkknorpel-Kraftelemente	53
3.2.2	Validierung der Kraftelemente zur Modellierung des Gelenkknorpels	55
3.2.3	Diskussion	57
3.3	Kraftelement: Meniskus	59
3.3.1	Entwicklung des Kraftelements der Menisken.....	59
3.3.1.1	Anatomischer Aufbau und physiologische Eigenschaften.....	59
3.3.1.2	Beschreibung existierender mathematischer Modelle von Menisken.....	60
3.3.1.3	Ergebnisse der verwendeten experimentellen Untersuchungen.....	61
3.3.1.4	Beschreibung des verwendeten Kraftelements und Parameter	63

3.3.2	Validierung des Kraftelements Meniskus	63
3.3.3	Diskussion	63
3.4	Kraftelement: Discus Invertebralis (Zwischenwirbelscheibe)	65
3.4.1	Entwicklung des Kraftelements der Zwischenwirbelscheiben.....	65
3.4.1.1	Anatomischer Aufbau und physiologische Eigenschaften.....	65
3.4.1.2	Beschreibung existierender Modelle von Zwischenwirbelscheiben bzw. Wirbelgelenken	66
3.4.1.3	Ergebnisse der verwendeten experimentellen Untersuchungen an Wirbelgelenken	68
3.4.1.4	Beschreibung des entwickelten mathematischen Modells der Zwischenwirbelscheiben	74
3.4.2	Validierung des entwickelten Kraftelements der Zwischenwirbelscheiben	77
3.4.3	Diskussion	82
3.5	Kraftelement: Muskulatur	83
3.5.1	Entwicklung des Kraftelements der Muskulatur	83
3.5.1.1	Anatomischer Aufbau und physiologische Eigenschaften der Skelettmuskulatur.....	83
3.5.1.2	Beschreibung existierender mathematischer Muskelmodelle	84
3.5.1.3	Beschreibung des weiterentwickelten Muskel-Kraftelements	86
3.5.2	Diskussion	87
4	MKS-Modell Kniegelenk	88
4.1	Motivation	88
4.2	Entwicklung des Modells	90
4.2.1	Anatomie und Biomechanik.....	90
4.2.2	Übersicht über Kniemodelle.....	99
4.2.3	Modellaufbau	102
4.2.3.1	Knochen sowie Lage der Koordinatensysteme und Beschreibung der Gelenke	102
4.2.3.2	Weichteilstrukturen	107
4.2.3.3	Muskulatur	109
4.3	Validierung des Modells des Kniegelenks	111
4.3.1	Experimentelle Versuchsdurchführung.....	111
4.3.2	Ergebnisse der experimentellen Untersuchungen	120
4.3.3	MKS-Modell des Prüfstands	131
4.3.4	Validierung des Kniemodells	131
4.3.5	Diskussion der Ergebnisse der experimentellen Untersuchungen und der Validierung des MKS-Modells	139
4.4	Einsatz des Gesamtmodell in der Sportgeräteentwicklung.....	141
4.4.1	Fragestellung	141
4.4.2	Untersuchung	146
4.4.3	Ergebnisse	147
4.4.4	Diskussion	154
5	MKS-Modell Kopf-Nacken.....	157
5.1	Motivation	157
5.2	Entwicklung des Modells	159
5.2.1	Anatomie	159
5.2.2	Biomechanik.....	162
5.2.3	Modellaufbau	163
5.2.3.1	Knochenstrukturen sowie Lage der Koordinatensysteme und Gelenke.....	163
5.2.3.2	Zwischenwirbelscheiben	163
5.2.3.3	Bandstrukturen	165

5.2.3.4	Muskulatur	166
5.3	Validierung des MKS-Modells Kopf-Nacken.....	169
5.3.1	Experimentelle Versuchsdurchführung.....	169
5.3.2	Ergebnisse	170
5.3.3	Diskussion	171
5.4	Anwendungsbeispiel aus der Sportwissenschaft: Belastung beim Kopfball mit und ohne Kopfschutz.....	172
5.4.1	Ermittlung der Materialeigenschaften des Kopfschutzes.....	174
5.4.2	Computersimulation: Einfluss des Kopfschutzes im Fußball	175
5.4.3	Diskussion	177
6	MKS-Modell Finger-Hand-Unterarm	179
6.1	Motivation	179
6.2	Entwicklung des Modells	181
6.2.1	Anatomie	181
6.2.2	Biomechanik.....	185
6.2.3	Aufbau des MKS-Modells Finger-Hand-Unterarm	186
6.2.3.1	Knochen sowie Lage der Koordinatensysteme und Gelenke.....	186
6.2.3.2	Gelenkknorpel	188
6.2.3.3	Muskulatur	188
6.2.3.4	Sehnen	191
6.2.3.5	Bänder	193
6.3	Experimentelle Untersuchungen zur Analyse der Verletzungen am Ellbogengelenk im Golfsport	194
6.3.1	Experimentelle Versuchsdurchführung.....	194
6.3.2	Ergebnisse der experimentellen Untersuchungen	196
6.4	Computersimulation der Abschlagbewegung	203
6.4.1	Ergebnisse der Simulation.....	205
6.4.2	Diskussion	214
7	Zusammenfassung und Ausblick	217
8	Literaturverzeichnis.....	220
9	Anhang	235
9.1	Glossar.....	235
9.1.1	Orientierung am Körper	235
9.1.2	Fachausdrücke und Abkürzungen	236
9.2	Kopf-Nacken-Muskulatur	238
9.3	Hand- und Finger-Muskulatur.....	243
10	Abbildungsverzeichnis	251
11	Tabellenverzeichnis.....	261

1 Einleitung

1.1 Übersicht Sportverletzungen

In Deutschland sind etwa 23 Millionen Bundesbürger regelmäßig sportlich aktiv, davon ca. 13 Millionen im Verein und 10 Millionen unorganisiert. Dazu kommen etwa 13 Millionen Schulkinder, die den Sportunterricht besuchen [146]. Längst ist es wissenschaftlich anerkannt, dass Sport hilft, fit zu bleiben, Krankheiten vorzubeugen, bei bestehenden Krankheiten schneller zu genesen oder nach überstandenen Krankheiten die alte Leistungsfähigkeit wieder zu erlangen [295]. Jedoch verletzen sich jährlich ca. zwei Mio. Menschen bei sportlicher Aktivität, ca. 1,25 Mio. müssen ärztlich versorgt werden. Somit machen Sport- und Freizeitunfälle etwa 25-30% aller Unfälle in Deutschland aus und bilden einen nicht unerheblichen volkswirtschaftlichen Kostenfaktor. Daraus resultieren jährlich Behandlungskosten von 1,65 Milliarden Euro, zudem entstehen etwa 10 Milliarden Euro an Folgekosten [94].

Die Sportarten sind mit unterschiedlichen Risiken verbunden. Je nach Sportart können endogene Verletzungen, die sich der Sportler ohne äußere Einwirkung zum Beispiel durch fehlerhaftes Training oder Überanstrengung im Wettkampf zuzieht, als auch exogene Verletzungen, die dem Sportler zum Beispiel in der sportlichen Auseinandersetzung mit dem Gegner zugefügt werden, auftreten. Am Beispiel dreier populärer Sportarten sollen sportartspezifische Verletzungen dargestellt werden:

1.1.1 Ruptur (Riss) des vorderen Kreuzbandes im alpinen Skisport

Der alpine Skisport ist mit weltweit schätzungsweise 200 Millionen aktiven Skifahrern eine ausgesprochen populäre Sportart. Jedoch birgt die Sportart ein hohes Risiko an ernsthaften Verletzungen. Zwar zeigen Langzeitstudien, dass die Verletzungsraten seit den 1970er Jahren von etwa 5 bis 8 Verletzungen pro 1000 Skitagen auf ca. 2,5 Verletzungen zurückgingen, jedoch stieg im gleichen Zeitraum der Anteil von Kniegelenkverletzungen signifikant an [155]. Eine Langzeitstudie in Deutschland von 1980 bis 2002 zeigte einen Anteil von Knieverletzungen von 36% [142]. Speziell das vordere Kreuzband ist - isoliert oder in Kombination mit anderen Strukturen - eine im alpinen Skilauf häufig verletzte Struktur [92]. In einer prospektiven Studie in einem Skigebiet in Vermont (USA) zeigte sich von 1972 bis 1994 ein Anstieg von Rupturen des vorderen Kreuzbandes um 280% [55]. Auch jüngere Untersuchungen zeigten einen hohen Anteil an Knieverletzungen im Skisport. Eine Studie in acht norwegischen Skigebieten zwischen 2000 und 2002 ergab eine Verletzungshäufigkeit von 1,1 Verletzungen in 1000 Skitagen. Bei alpinen Skifahrern betrug der Anteil von Knieverletzungen 28%, wobei dieser bei weiblichen Skifahrern etwa doppelt so hoch war als bei männlichen [65].

1.1.2 Kopfverletzungen im Fußball

Im Fußball wurde in den letzten Jahren ein Anstieg von Kopfverletzungen beobachtet. Diese resultieren aus verschiedenen Kontaktsituationen, wie zum Beispiel Kopf-Kopf-Zusammenstoß, Kopfaufprall auf dem Boden oder einem im Spiel immer häufiger auftretenden Kopfkontakt mit Ellbogen, Unterarm, Hand oder Handgelenk des Gegenspielers. Die Ursache für Gehirnerschütterungen im Fußball liegen häufig auch in einem unerwarteten Auftreffen des Balles, wenn dem Aufprall keine Muskelaktivität mehr entgegengesetzt werden kann [286]. Obwohl es sich bei etwa 22% der Verletzungen im Fußball um

Kopfverletzungen handelt [151,266], spielt der Kopfschutz in der Verletzungsprophylaxe bisher eine untergeordnete Rolle. Daher wurde von der FIFA eine Studie über die Effektivität eines Kopfschutzes im Fußball hinsichtlich der Reduzierung des Verletzungsrisikos in Kontaktsituationen Kopf-Ball in Auftrag gegeben [286].

1.1.3 Überlastungsschäden am Ellbogengelenk im Golfsport

Weltweit spielen schätzungsweise 50 Millionen Menschen Golf. Auch in Deutschland entwickelt sich Golf in den letzten Jahren immer mehr zum Volkssport, so sind laut Deutschem Golf Verband e.V. mittlerweile 525000 Mitglieder organisiert.

Im Vergleich zu Sportarten, bei denen Verletzungen vorwiegend traumatisch durch Unfallereignisse hervorgerufen werden, entstehen Golfverletzungen vor allem aufgrund wiederholter unphysiologischer Belastungen. Dabei spielen Verletzungen der unteren Extremität im Golfsport eine untergeordnete Rolle. Beschwerden treten vor allem im Rückenbereich, im Bereich der lumbalen und cervikalen Wirbelsäule und an den oberen Extremitäten auf. So stellen Ellbogengelenkverletzungen bei Amateurspielern einen Anteil an Gesamtverletzungen von 25% bis 33% dar [99]. Bei professionellen Golfern ist der Anteil mit 7% bis 10% deutlich geringer. Am geläufigsten ist der so genannte "Golfer-Ellbogen", eine Insertionstendopathie am Knochenvorsprung an der Ellbogenaußenseite - dem Epicondylus humeri ulnaris - ansetzenden Hand- und Fingerbeugemuskulatur.

1.1.4 Fazit

Zur Reduzierung des Unfalls- und Verletzungsrisikos im Sport sind allgemeine präventive Empfehlungen zwar sinnvoll, sie reichen jedoch nicht aus. Detaillierte Analysen von Verletzungsmechanismen sind erforderlich, um sportartspezifische Maßnahmen, z.B. in der Sportgeräteentwicklung und Trainingsmethodik, ergreifen zu können.

In der Analyse des Zustandekommens von Sportverletzungen sind viele Faktoren zu berücksichtigen, so unterscheiden Bahr und Krosshaug [17] in innere und äußere Merkmale. Zu den inneren Faktoren zählen Alter, Geschlecht, Körperbau (z.B. Gewicht, Anthropometrie), Gesundheit (z.B. Gelenkinstabilitäten, Vorschäden), Fitness, Fertigkeit und psychologische Faktoren (z.B. Motivation, Wettbewerbsfähigkeit). Als äußere Faktoren gelten sportartspezifische Vorgaben (z.B. Regeln), Schutzausrüstung (z.B. Helme), Equipment (z.B. Ski, Schuhe) oder Umwelteinflüsse (z.B. Wetter, Schnee- und Eisverhältnisse, Sonneneinstrahlung). Darüber hinaus sind die zu der Unfallsituation führenden Faktoren, wie aktuelle Gesamtkörperhaltung, detaillierte Gelenkstellungen, Renn- und Spielsituation zu berücksichtigen.

1.2 Beschreibung und Erfassung von Verletzungsmechanismen

Im Bereich des Sports ist der menschliche Körper verschiedenen Belastungen ausgesetzt, die häufig an die Grenzwerte der biologischen Strukturen heranreichen oder diese gar überschreiten. Konsequenz sind die Entstehung von Mikrotraumen bis hin zu akuten Verletzungen und als weitere Folge Spätschäden im passiven oder auch aktiven Bewegungsapparat.

Zur Analyse und Beschreibung des Zustandekommens von Verletzungen sind verschiedene wissenschaftliche Ansätze möglich [159] (Abbildung 1-1):

- In in-vivo-Untersuchungen können Belastungen im lebenden Organismus, z.B. die Dehnung einer Sehne, direkt gemessen werden.

- Durch die Untersuchung der resultierenden Verletzungen in klinischen Studien, d.h. durch arthroskopische Eingriffe oder den Einsatz radiologischer Verfahren, wie Computer-Tomographie oder Magnetresonanztomographie, können im Idealfall Rückschlüsse auf deren Entstehung gezogen werden.
- Kann auf Videoaufzeichnungen von Unfallabläufen zurückgegriffen werden, kann eine Beurteilung eines Verletzungsvorkommnisses möglich sein.
- Die Analyse eines simulierten Unfallhergangs, d.h. der daraus resultierenden Körper- und Gelenkbewegungen, kann ebenfalls Rückschlüsse auf den Verletzungsmechanismus erlauben.
- Dummy-Versuche können zur experimentellen Simulation von Unfällen durchgeführt werden. In Kadaver-Studien können Belastungen in einzelnen Strukturen, wie z.B. in Bänder oder Sehnen, messtechnisch erfasst werden.
- Athletenbefragungen können Aufschluss über die subjektive Wahrnehmung des Unfall- und Verletzungshergangs geben.
- In seltenen Fällen kommt es zu Verletzungen während biomechanischer Experimente, so dass die ermittelten Daten zur Beurteilung des Verletzungshergangs verwendet werden können.

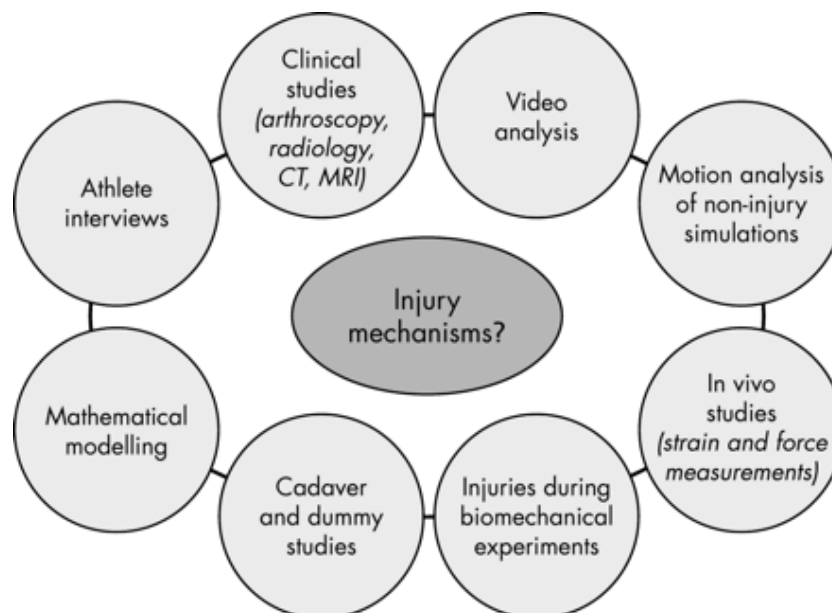


Abbildung 1-1: Möglichkeiten der Beschreibung von Verletzungsmechanismen [159].

Um exaktere Aussagen über die mechanischen Belastungen und detaillierten Verletzungsmechanismen in den einzelnen Körperstrukturen bei hochdynamischen Abläufen des Sports zu gewinnen, sind oben genannte Verfahren jedoch nur begrenzt geeignet. So sind Messungen innerhalb des Körpers während der Bewegungsabläufe kaum möglich. Die Implementierung von Messgeräten in den Körper ist höchst problematisch und nur in wenigen Ausnahmefällen realisierbar.

Derzeit ist der einzig gangbare Weg für eine zuverlässige Ermittlung der übertragenen Kräfte und Momente innerhalb des Skelettsystems sowie in Muskel- und Bandstrukturen die Berechnung über ein physikalisches Modell des menschlichen Körpers. Dieses muss in der interessierenden Körperregion detailliert, unter Berücksichtigung des physikalischen Verhaltens, auch kleiner Feinstrukturen, ausgestaltet und überprüft sein, so dass zuverlässige Aussagen über die Größe der Belastungen getroffen werden können.

Demnach sind für die Erstellung eines Modells für eine bestimmte Teilregion des menschlichen Körpers genaue Kenntnisse über den anatomischen Verlauf und das mechanische Verhalten der relevanten biologischen Strukturen unabdingbar. Je sorgfältiger beispielsweise das Kraft-Dehnungs-Verhalten von Sehnen- oder Bandstrukturen ermittelt und überprüft wird, desto genauer kann das Modell konfiguriert werden und desto aussagekräftiger sind die Berechnungen mit Hilfe eines derartigen Modells.

Die Ermittlung des physikalischen Verhaltens biologischer Materialien ist nur über geeignete Experimente möglich. Um das im biologischen Material resultierende Spannungs- oder Dehnungsverhalten in Abhängigkeit von der Belastung zu bestimmen, muss menschliches Sektionsgut in geeigneten Vorrichtungen definierten Zug-, Druck- oder auch Dreh- und Scherbelastungen ausgesetzt werden. Da biologische Materialien *in vitro* ihre Zusammensetzung und das Materialverhalten in kurzer Zeit ändern können, sind diese experimentellen Untersuchungen äußerst aufwendig und nicht unproblematisch. Dennoch ist das Experiment die einzige Möglichkeit, um die physikalischen Parameter bestimmen zu können und auf den lebenden Organismus zu übertragen. Aus diesem Grund sind auch Vergleiche mit analogen Ergebnissen aus der Literatur zur Validierung sehr wichtig.

1.3 Ziel der Arbeit

In der vorliegenden Arbeit wird versucht, mit Hilfe von Mehrkörpermodellierung und Simulation unter Verwendung möglichst genauer anatomischer Teilmodelle, Aufschluss über die Verletzungsmechanismen zu finden. Insbesondere sollen hier für die in Abschnitt 1.1 exemplarisch genannten sportartspezifischen Verletzungen - Ruptur des vorderen Kreuzbands im alpinen Skisport, Kopfverletzungen im Fußball und "Golfer-Ellbogen" - Modelle entwickelt und Belastungsrechnungen durchgeführt werden (Abbildung 1-2).

Aus dieser Fragestellung heraus ergibt sich die Aufgabenstellung detaillierte Modelle der betroffenen Körperregionen zu entwickeln. Unter Verwendung des Programmpakets SIMPACK entstanden daher Mehrkörpersysteme (MKS)-Modelle

- des Kniegelenks,
- des Kopf-Nacken-Bereichs und
- der oberen Extremität distal des Ellbogengelenks.

Zur sorgfältigen Ausgestaltung dieser physikalischen Modelle wurden anhand aufwändiger eigener Experimente folgende biologische Materialien aus Sektionsgut in ihrem mechanischen Verhalten untersucht:

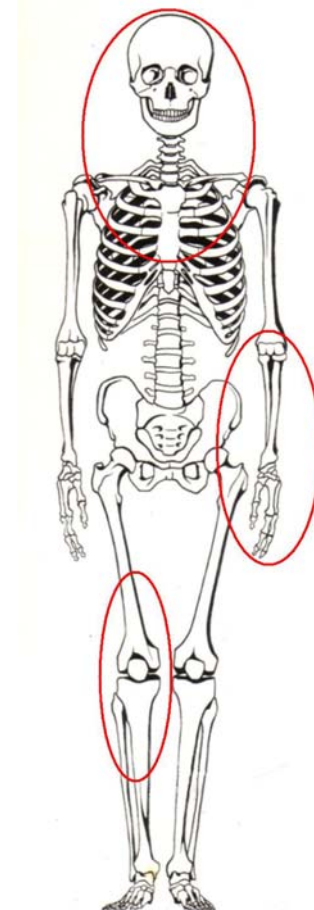


Abbildung 1-2: Körperregionen des Bewegungsapparates, von denen physikalische Modelle zur Analyse von Sportverletzungen entwickelt wurden.

- Sehnen und Bänder
- Menisken
- Gelenkknorpel
- Zwischenwirbelscheiben

Durch diese Untersuchungen konnten die Gesetzmäßigkeiten und die biologischen Parameter ermittelt werden und als physikalische Teilmodelle in das Computermodell der entsprechenden Körperregion integriert werden (Abbildung 1-3).

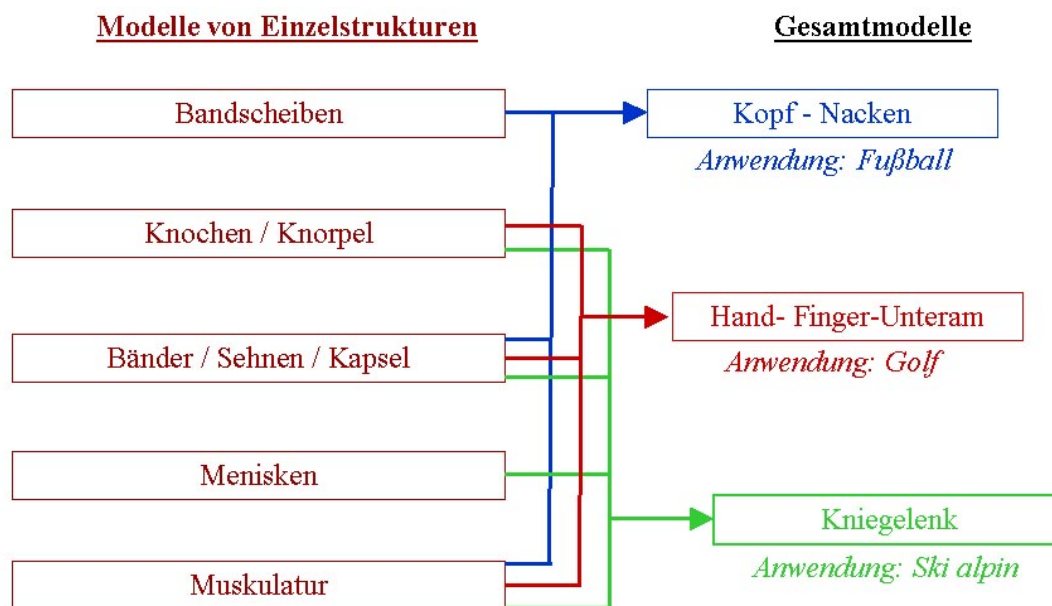


Abbildung 1-3: Entwickelte Kraftelemente biologischer Einzelstrukturen und die damit modellierten Mehrkörpersysteme einzelner Körperregionen mit Anwendungsbeispielen aus der Sportwissenschaft.

Um die Realitätsnähe eines Modells und die Zuverlässigkeit der damit erstellten Berechnungen und Aussagen zu gewährleisten, werden die einzelnen Modelle nach aktuellen Möglichkeiten validiert. Die Überprüfung aller vorgestellten Modelle, sowohl der isolierten Kraftelemente zur Beschreibung des Materialverhaltens biologischer Strukturen als auch - soweit realisierbar - die komplexen Modellierungen einzelner Gelenke oder Körperabschnitte, erfolgte mit Hilfe von in vitro Untersuchungen. So wurde das Gesamtmodell des Kniegelenks anhand von experimentellen Untersuchungen an humanen Präparaten validiert.

Die auf diese Weise erstellten MKS-Modelle ermöglichen die Simulation sportartspezifischer Bewegungen. Zur genauen Kontrolle der mit den MKS-Modellen erzeugten Bewegungen wurden Vergleiche mit realen Bewegungen von Versuchspersonen über die Auswertung von Bewegungsanalysen durchgeführt. Durch entsprechende Feinjustierung von Modellparametern kann auf diese Weise erreicht werden, dass die Ausführung der simulierten Bewegung des Modells mit den realen Bewegungen des Menschen in guter Näherung übereinstimmen.

Derartig sorgfältig an den Menschen angepasste Modelle bieten nun die Möglichkeit, die innerhalb der Körperstrukturen übertragenen Kräfte realitätsnah zu berechnen. Mit der Modellierung erhält man somit ein Instrument, das unter variierenden Bedingungen bei der Bewegungsausführung zuverlässige Aussagen über die in den biologischen Strukturen auftretenden Belastungen ermöglicht.

1.4 Gliederung der Arbeit

Für die Entwicklung und Validierung detaillierter biomechanischer Computermodelle bis hin zur Bearbeitung konkreter Fragestellungen aus der Sportwissenschaft sind eine Reihe von Arbeitsschritten notwendig.

Die Vorgehensweise beim Aufbau von Mehrkörpersystemen ist in Kapitel 2 beschrieben. Sie beinhaltet die Erzeugung realistischer Modelle der Oberflächengeometrien biologischer Körper- und Gelenkstrukturen basierend auf digitalen Daten moderner bildgebender Verfahren der Medizin. Zudem werden verschiedene Kontaktmodelle zur Kollisionsberechnung und Modelle zur Beschreibung des viskoelastischen Verhaltens von biologischen Weichteilstrukturen diskutiert.

In Kapitel 3 ist die Entwicklung und Validierung der Krafterelemente zur Simulation des Materialverhaltens von Bändern, Sehnen, Bandscheiben, Menisken und Knorpel beschrieben. Der Entwicklungs- und Validierungsprozess beruht bei Bändern und Sehnen auf selbst durchgeführten experimentellen Untersuchungen an Tierpräparaten. Für die Validierung der Krafterelemente zur Beschreibung des Materialverhaltens der Zwischenwirbelscheiben (Abschnitt 3.4) sowie Knorpel (Abschnitt 3.2) und Meniskus (Abschnitt 3.3) konnte auf Daten experimenteller Untersuchungen zurückgegriffen werden, die im Rahmen von Dissertationen in der Abteilung Biomechanik der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der Technischen Universität München durchgeführt wurden.

Die Entwicklung der drei Teilmodelle Kniegelenk, Kopf-Nacken-Bereich und Finger-Hand-Unterarm sowie die Analyse der ausgewählten sportartspezifischen Verletzungen sind in den Kapiteln 4, 5 und 6 dargestellt:

Um weitere Entwicklungen im Ausrüstungsbereich im alpinen Skisport, z.B. neue Bindungssysteme, zu ermöglichen, gilt es verschiedene Belastungs- und Bewegungssituationen hinsichtlich einer möglichen Reduktion der Belastung auf das vordere Kreuzband zu analysieren. Daher ist unter Berücksichtigung der exakten Anatomie und den biomechanischen Eigenschaften ein detailliertes MKS-Modell des Kniegelenks zu entwickeln. Die Validierung des Computermodells kann durch experimentelle Untersuchungen an Kniegelenkspräparaten in einem speziell entwickelten Prüfstand erfolgen.

Der Kopfschutz im Fußball spielt in der Verletzungsprophylaxe bisher eine untergeordnete Rolle. Es wäre daher sinnvoll die Effektivität eines kommerziell erhältlichen Kopfschutzes - d.h. die tatsächliche Reduktion durch dessen Anwendung von Kopfverletzungen bei Kopf-Ball-Kontakt - anhand einer MKS-Simulation zu untersuchen. Daher ist unter Berücksichtigung der exakten Anatomie und den biomechanischen Eigenschaften ein detailliertes MKS-Modell des Kopf-Nacken-Bereichs zu entwickeln. Die Validierung des Gesamtmodells kann anhand experimenteller Bewegungsanalysedaten des Kopfes gegenüber dem Wirbelkörper C7 nach Aufprall eines Fußballs erfolgen. Dabei sind die Materialeigenschaften des Balles und des Kopfschutzes experimentell zu ermitteln und im MKS-Modell zu berücksichtigen.

In einem Überblick über die aktuelle Fachliteratur über die Golfverletzungen im Allgemeinen stellten McHardy und Pollard [192] fest, dass die Verletzung des Ellbogengelenks zwar hinlänglich bekannt ist, die genauen Mechanismen jedoch bisher kaum näher untersucht worden sind. Um hier Ursachen über die Verletzungsmechanismen zu finden, wäre unter Berücksichtigung der exakten Anatomie und den biomechanischen Eigenschaften ein detailliertes MKS-Modell von Finger-Hand-Unterarm zu entwickeln und Belastungsrechnungen der betroffenen Weichteilstrukturen durchzuführen.

2 Aufbau von Mehrkörpersystemen

2.1 Allgemeines über Computersimulation

Die Ermittlung des biomechanischen Verhaltens einzelner gelenkig verbundener Teilkörper bis hin zum gesamten System des menschlichen Körpers ist mit Werkzeugen aus dem Bereich Computer Aided Engineering (CAE) möglich. Zu den Simulationswerkzeugen zählen Programmpakete von Mehrkörpersystemen (MKS), Computer Aided Design (CAD) und der Finite Elemente Methode (FEM). Ihre Nutzung und Weiterentwicklung wird auch als "computational mechanics" bezeichnet. Wurden die CAE-Werkzeuge und -Methoden zur Beantwortung verschiedener technischer Fragestellungen ursprünglich isoliert voneinander entwickelt, so überschneiden sich deren Einsatzbereiche mit fortschreitender Rechner- und Programmentwicklung immer mehr und bieten damit umfassende Lösungsmöglichkeiten.

Mehrkörpersysteme

Modelle von Mehrkörpersystemen ermöglichen die Nachbildung mechanischer Systeme aus idealisierten starren und elastischen Körpern und deren gelenkigen Verbindungen (Abbildung 2-1). MKS beschreiben die Wechselwirkung der einzelnen Körper untereinander sowie mit der Umgebung, d.h. die auf die zwischen den Körpern und außen auf die Körper einwirkenden Kräfte und Momente sowie die resultierenden Bewegungen.

Die Entwicklung der rechnergestützten Behandlung von Mehrkörpersystemen setzte in den 1970er Jahren ein und wird von Wallrapp [275] beschrieben (Abbildung 2-2).



Abbildung 2-1: MKS Menschmodell: Simulation eines Skisprungs [299].

Einige Programmpakete sind nicht auf Modellsysteme starrer Körper begrenzt, sondern erlauben die Berücksichtigung flexibler Körper. Die Beschreibung der Dynamik von flexiblen MKS findet man bei Schwertassek und Wallrapp [244]. Den größten Marktanteil besitzen die Programme ADAMS (MSC Software, Santa Ana, CA, USA), WorkingModel (Design Solution Technologies, Canton, MI, USA), DADS (LMS Engineering Innovation, Leuven, Belgien) und SIMPACK (Intec, Wessling). Es existieren auch spezialisierte MKS-Programme, die sich zum Beispiel mit der Simulation von Verletzungen bei Insassen- oder Fußgängerunfällen (MADYMO, tass, Delft, Niederlande) oder mit der Mechanik des menschlichen Bewegungsapparates bei ergonomischen Fragestellungen (ANYBODY, CADFEM, Grafing) auseinandersetzen.

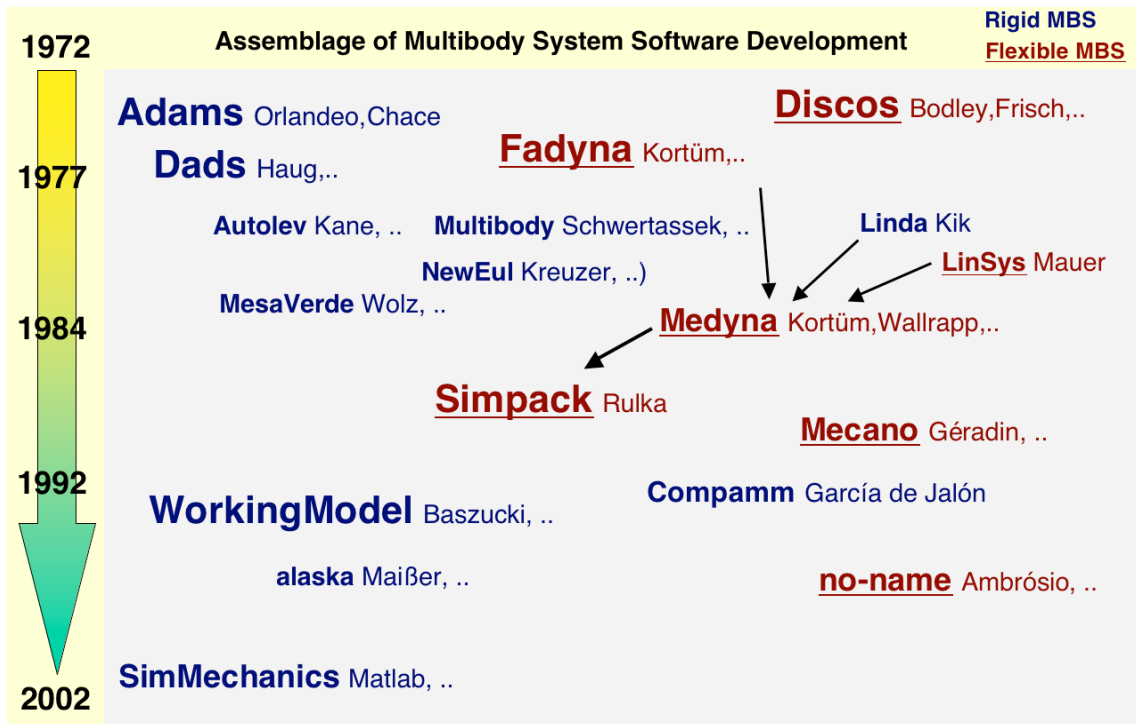


Abbildung 2-2: Übersicht über Entwicklungsprozess von starren (blau) und flexiblen (rot unterstrichen) MKS Programmen mit Autoren [275]. Die Größe der Beschriftung gibt einen Anhaltspunkt über die Marktanteile der Programme wieder.

Computer Aided Design

Die rechnergestützte Konstruktion ermöglicht die Erzeugung und Bearbeitung dreidimensionaler Modelle. Zu unterscheiden ist in Volumen- bzw. Oberflächenmodelle. In der Modellierung biomechanischer Fragestellungen hat man es in der Regel mit sehr komplexen Geometrien, z.B. Gelenkflächen oder Menisken, zu tun. Für die Darstellung und Kontaktmodellierung in der Simulation mit Mehrkörpersystemen werden dreidimensionale flächenbasierte Modelle verwendet. Oberflächenmodelle beschreiben im Gegensatz zu den Volumenmodellen nur die äußere Geometrie der Körper. Die Beschreibung der komplexen, mehrfach gekrümmten Oberflächen bezeichnet man als Freiformflächen (Abbildung 2-3).

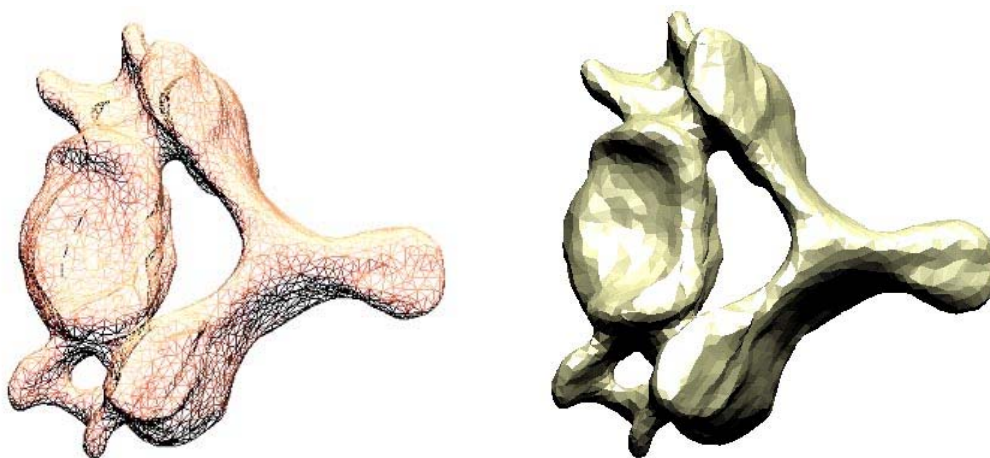


Abbildung 2-3: Darstellung der Freiformfläche des Wirbelkörpers C7 als Wireframe (li.) und mit Smooth Shading (re.).

Bei der Beschreibung der sog. Freiformflächen wird eine Fläche durch vorgegebene Stützpunkte gelegt. Verläuft die Fläche genau durch die angegebenen Stützpunkte, spricht man von einer interpolierenden Freiformfläche, verläuft sie nur näherungsweise durch die Stützpunkte handelt es sich um eine approximierende Freiformfläche [128]. Die Darstellung sog. Freiformflächen in Computer Aided Design oder in Virtuellen Realitäten (VR) erfolgt oftmals durch Berechnung sog. Bezier-Flächen oder Non Uniform Rational B-Splines (NURBS). Unter Splines versteht man mathematische Funktionen, die eine endliche Anzahl von definierten Punkten in der Ebene (2D) oder im Raum (3D) durch glatte Kurven oder Flächen approximieren. Die Verwendung von B-Spline-Flächen sowie die approximierte Darstellung von Freiformflächen durch Angabe von Polynomkoeffizienten beliebiger Ordnung wird in Abschnitt 2.3 beschrieben. Eine weitere Alternative zur Beschreibung von willkürlich geformten 3D-Flächen stellt die Erzeugung von Polygonnetzen dar. Diese finden z.B. bei dem sog. Polygonalen Kontaktmodell Verwendung (siehe Abschnitt 2.4).

Moderne CAD-Programme erlauben mittlerweile nicht nur die rechnergestützte Konstruktion von Bauteilen sondern auch die Verbindung der einzelnen Körper mit Gelenken. Damit besteht die Möglichkeit, einfache kinematische Analysen durchzuführen. Zudem verfügen einige Programmpakete über Schnittstellen, welche einen einfachen Transfer der Modelle zwischen CAD und MKS erlauben und somit die Integration komplizierter Oberflächenstrukturen in die Modellierung von MKS. So bietet der Hersteller des CAD-Programms Pro/Engineer (PTC, Needham, MA, USA) mit Pro/Mechanica z.B. ein Werkzeug an, mit dem mechanische Beanspruchungen errechnet werden können. CAD-Programme, wie CATIA (Dassault Systems, Suresnes, Frankreich) oder Pro/Engineer, erlauben auch die Bestimmung der Schwerpunktlage und der Trägheitseigenschaften von beliebig geformten Bauteilen.

Finite Elemente Methode

Die Simulation mit der Finite Elemente Methode erlaubt die Berechnung von Spannungsverteilungen in Bauteilen (Abbildung 2-4). Um Informationen über den inneren Aufbau eines Körpers zu erhalten, werden Volumenmodelle benötigt. In der FEM werden Modelle aus endlich (finite) vielen nichtstarrten Elementen zusammengesetzt. FE-Berechnungspakete wie MARC (MSC Software, Santa Ana, CA, USA) oder ANSYS (CADFEM, Grafing) erlauben die Belastungssimulation komplexer Bauteile und Bauteilkombinationen. Es können einfache Probleme der Mehrkörperdynamik direkt oder über Schnittstellen zu MKS Programmen berechnet werden.

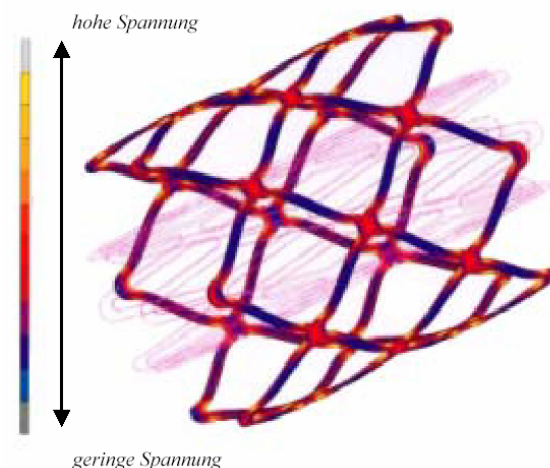


Abbildung 2-4: FE-Modell mit Verteilung der Beanspruchung in einer koronaren Gefäßstütze [257].

2.2 Bildgebende Verfahren der Medizin

Abhängig von der zu bearbeitenden Fragestellung erfordert die Modellierung im Bereich Biomechanik die Berücksichtigung anthropometrischer¹ Daten und exakter Beschreibungen der biologischen Körper- und Gelenkstrukturen. Für den Aufbau der Modelle leisten die modernen bildgebenden Verfahren der Medizin, wie die Computer-Tomographie (CT) oder die Magnet-Resonanz-Tomographie (MRT), einen wesentlichen Beitrag zur realistischen Modellierung von Körperstrukturen. Die in digitaler Form vorliegenden Bilddaten können als Input für die Modellierung der Oberflächengeometrien der biologischen Teilkörper Verwendung finden.

2.2.1 Computer-Tomographie

Bei der Computer-Tomographie handelt es sich um ein spezielles Röntgenverfahren, in welchem ein Objekt von eng gebündelten Röntgenstrahlen (Fächerstrahlen) durchquert wird. Die durch die unterschiedlichen Gewebearten des untersuchten Objekts nicht absorbierte Restintensität wird von Detektoren an einem der Quelle gegenüberliegenden Punkt gemessen. Um jedem Volumenelement (Voxel²) im Körper in einer Ebene eine bestimmte Absorption zuzuordnen, drehen sich Röhre und Detektor. Durch eine Serie von Messungen kann eine Dichte- oder Bildmatrix rekonstruiert werden. Die Matrixfelder werden als Grauwerte repräsentiert (Abbildung 2-5). Im Gegensatz zum üblichen Röntgenbild ist die CT-

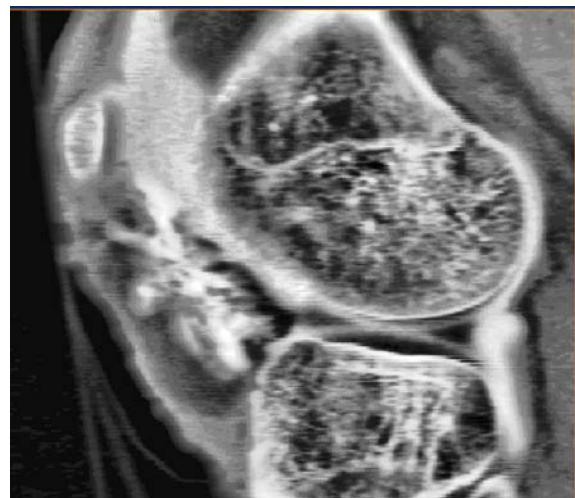


Abbildung 2-5: CT-Aufnahme des Kniegelenks in der Sagittalebene.

Aufnahme kein Überlagerungsbild, d.h. es werden nur die zweidimensionalen Grauwerte der aktuellen Schnittebene als Bildelement (Pixel³) abgebildet. Die Aufnahme einer Schnittebene wird nicht von weiteren Ebenen beeinträchtigt. Ein Nachteil der Computer-Tomographie ist neben der Strahlenexposition, die Separierung verschiedener Weichteilstrukturen [194].

Die CT-Bilder enthalten Grauwerte S , die Informationen über den linearen Röntgen-Schwächungskoeffizienten μ der abgebildeten Gewebearten beinhalten. Bei der CT-Bildgebung wird der Grauwert S in der dimensionslosen Einheit HU (Hounsfield-Unit) angegeben. Zur Normierung der Voxelwerte setzte der britische Elektroingenieur Godfrey N. Hounsfield [30] den Dichtewert von Wasser auf $\mu_{Wasser} = 0 HU$ und den von Luft auf $\mu_{Luft} = -1000 HU$ (Abbildung 2-6).

¹ Anthropometrie: Lehre der Ermittlung und Anwendung der Abmessungen des menschlichen Körpers.

² Ein Voxel (oder Volumenpixel) ist ein Volumenelement. In einer dreidimensionalen Bildmatrix ist jedem Voxel eine Information (z.B. Farbwert oder Grauwert-Helligkeit) zugeordnet.

³ Ein Pixel ist die Flächeneinheit eines digitalen Bildes, die durch eine bestimmte Position in der 2D-Bildmatrix und durch eine Information (z.B. Farbwert oder Grauwert-Helligkeit) gekennzeichnet ist.

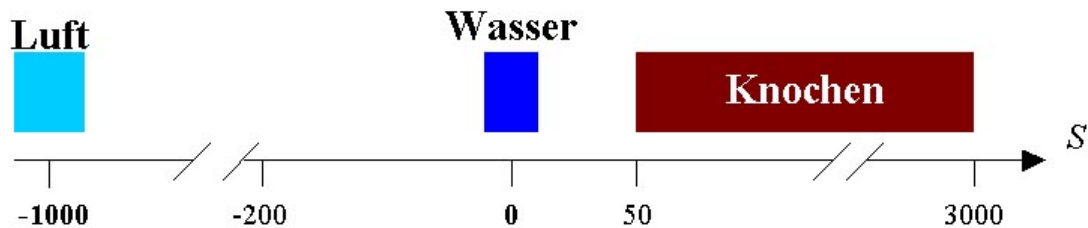


Abbildung 2-6: Hounsfieldskal: CT-Wertebereiche von Luft, Wasser und Knochen.

Der Grauwert berechnet sich wie folgt aus dem auf Wasser bezogenen Schwächungskoeffizienten μ_{Wasser} mit:

$$S = 1000 \frac{\mu - \mu_{Wasser}}{\mu_{Wasser}} \quad \text{Gleichung 2-1}$$

Spongioser bzw. dichter kortikaler Knochen wird im Wertebereich von $S = 50$ bis 3000 HU abgebildet. Problematisch erweist sich die Segmentierbarkeit der Weichteilgewebe, da sich die CT-Werte dieser Gewebe überlappen.

2.2.2 Periphere Quantitative Computer-Tomographie

Ein spezielles Verfahren der Computer-Tomographie stellt die periphere quantitative Computertomographie (pQCT) dar. Das nicht-invasive Verfahren wird häufig in der Osteoporosedagnostik zur Ermittlung der Knochendichte und daraus resultierend zur Bestimmung der Knochenfestigkeit eingesetzt (Abbildung 2-7). Bei der peripheren quantitativen Computertomographie wird mittels einer Röntgenröhre und eines speziellen Blendensystems ein Fächerstrahl als Röntgenimpuls erzeugt. Ein mit Detektoren bestückter Detektorkranz empfängt den durch das Gewebe abgeschwächten Strahl. Anschließend dreht sich das Röhre-Detektoren-System um eine definierte Gradzahl weiter, um das Gewebe erneut mit einem Fächerstrahl zu durchstrahlen. Auf diese Weise werden viele verschiedene Projektionen derselben Schicht und gleicher Schichtdicke erzeugt. Durch mathematische Faltung von möglichst vielen Absorptionsprofilen aus verschiedenen Winkelstellungen lassen sich Querschnittsbilder des untersuchten Gewebes berechnen. Dieses Verfahren wird als gefilterte Rückprojektion bezeichnet. Durch Kalibrierung mit Phantomen bekannter Hydroxylapatit-Konzentration lassen sich die Schwächungskoeffizienten S in Dichtewerte [mg/cm^3] umrechnen [243].

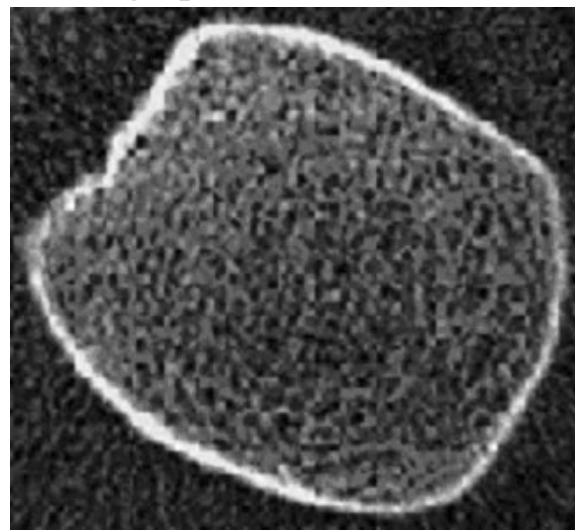


Abbildung 2-7: Querschnittsaufnahme eines Knochens im pQCT zur Ermittlung der Knochendichte.

2.2.3 Magnet-Resonanz-Tomographie bzw. Kernspin-Tomographie

Die Grundlage der medizinischen Bildgebung mit Magnetresonanz- bzw. Kernspin-Tomographie bildet das magnetische Moment des Wasserstoffkerns (Proton). Das häufige Vorkommen und die hohe Dichte von Protonen ermöglichen eine bildgebende Darstellung.

Die beliebig orientierten Protonen werden zunächst durch ein starkes Grundmagnetfeld ausgerichtet. Parallel zur Ausrichtung erfolgt eine Anregung durch ein überlagertes Hochfrequenzmagnetfeld. Die Kerne werden in der Ebene ausgerichtet, d.h. zur Präzession gebracht. Die räumliche Komponente der Magnetisierung nimmt den Wert Null an. Nach

Abschalten des Hochfrequenzfelds, kommt es durch Wechselwirkung mit den umgebenden Atomen zu einer Rückkehr in den Grundzustand (Relaxation). Die Zeit bis die räumliche Komponente wieder ca. 64% des Ausgangswerts erreicht hat, nennt man Spin-Gitter-Relaxationszeit oder Relaxationszeit T_1 .

Durch die Wechselwirkung mit den benachbarten Atomen zerfällt auch die Quermagnetisierung in der Ebene. Die Zeit bis die ebene Komponente wieder den Ausgangswert erreicht hat, nennt man Spin-Spin-Relaxationszeit oder Quer-Relaxationszeit T_2 . Gegenüber CT-Aufnahmen erlaubt die Magnetresonanztomographie eine bessere Abbildung der anatomischen Weichteilstrukturen wie Knorpel, Muskeln, Sehnen, Bänder und Fettgewebe (Abbildung 2-8).



Abbildung 2-8: MRT-Aufnahme: Kniegelenk in der Sagittalebene.

2.3 Bildverarbeitung

Die Verarbeitung digitaler, medizinischer Bilddaten kann man in fünf Bereiche unterteilen [171]:

- Bilderzeugung bzw. Bildaufnahme bis hin zur Erstellung der digitalen Bildmatrix,
- manuelle oder automatische Bildbearbeitung,
- Manipulation der Matrix zur Optimierung der Bilddarstellung,
- Bildauswertung bzw. Bildanalyse und
- Bildspeicherung.

Der Modellierungsprozess von der radiologischen Aufnahme, z.B. im Computertomographen (CT) bzw. Magnet-Resonanz-Tomographen (MRT), bis hin zur Verwendung der Oberflächenmodelle für die Simulation von Mehrkörpersystemen kann somit in die schrittweise Bearbeitung folgender konkreter Arbeitsschritte unterteilt werden (Abbildung 2-9):

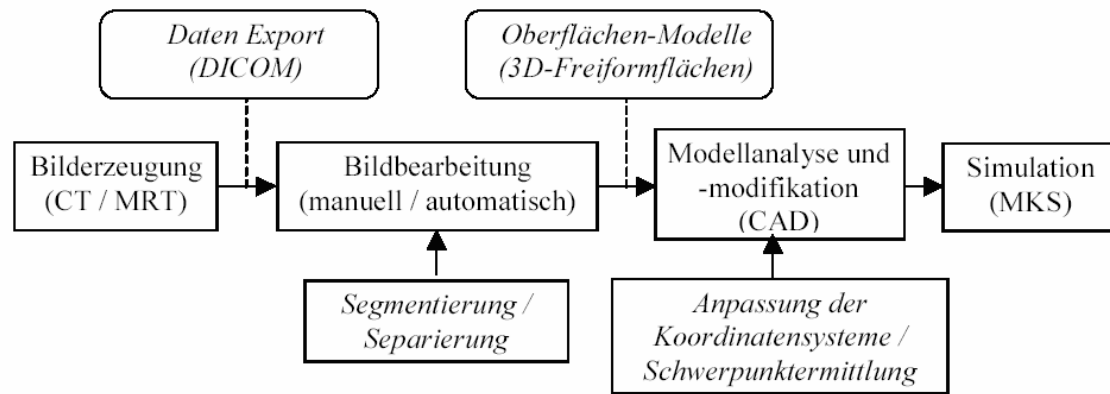


Abbildung 2-9: Iterativer Bearbeitungsprozess der digitalen Daten vom Bild der biologischen Struktur bis zur Gestaltung der Oberflächen für den Teilkörper eines MKS-Modells.

Für den Export der durch die medizinische Bildgebung gewonnenen Datensätze existiert ein offener Standard, genannt Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), in dem sowohl das Speicherformat der Bilddaten als auch das Kommunikationsprotokoll zum Austausch der Bilder festgelegt sind.

Zur Bildbearbeitung stehen eine Reihe von kommerziellen Software-Paketen zur Verfügung, z.B. AMIRA V4.1 (Mercury Computer Systems GmbH, Berlin) oder Mimics V10.0 (Materialise, AnnArbor, NI, USA). In den Schichtbildern werden anhand von definierten Grauwertstufen einzelne Strukturen voneinander separiert und segmentiert. In der Segmentierung wird jedem Pixel eines zweidimensionalen Schnittbilds ein Segment zugewiesen. Die Information einer Struktur in den einzelnen Ebenen kann zu einem dreidimensionalen Gesamtmodell berechnet werden (Abbildung 2-10).

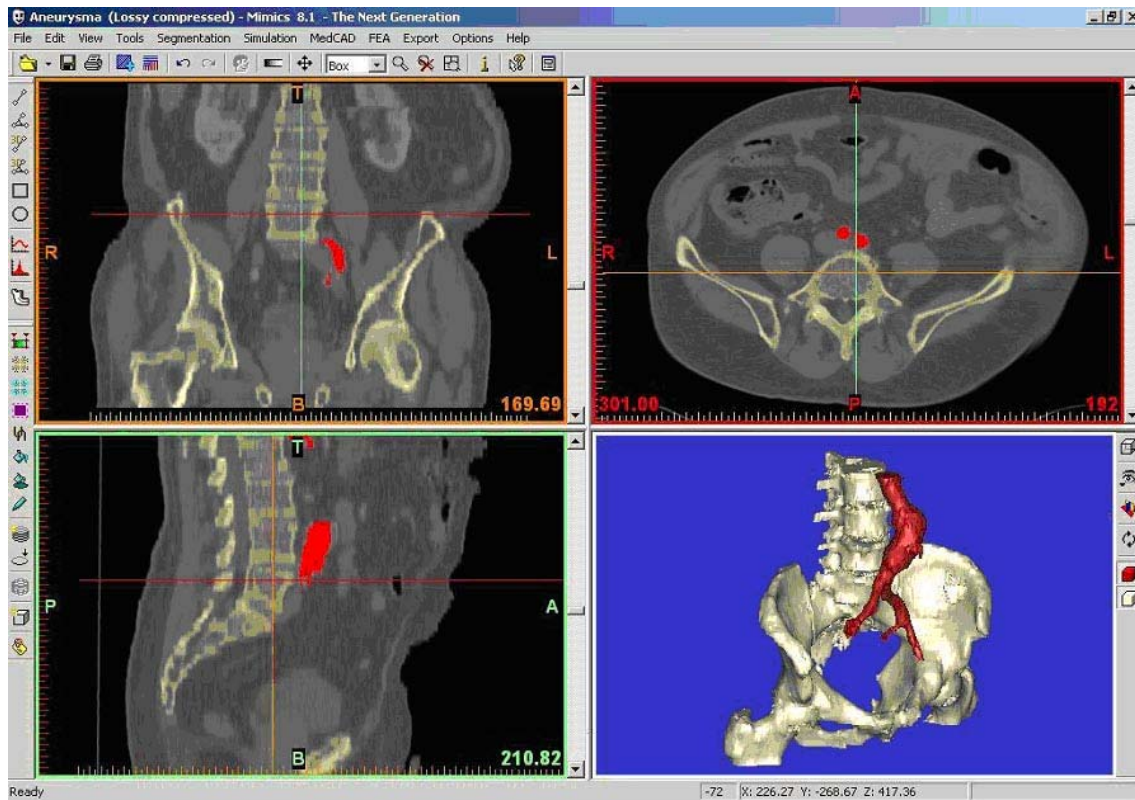


Abbildung 2-10: Bildbearbeitung und Segmentierung der knöchernen Anteile im Bereich des Beckens und der Lendenwirbelsäule sowie von Blutgefäßen mit dem Programm Mimics (Materialise, AnnArbor, NI, USA) [296]. Darstellung der Schnittbilder in den drei Hauptebenen Frontal ebene (oben links), Transversalebene (oben rechts) und Sagittalebene (unten links) sowie räumliche Darstellung der segmentierten Bereiche (unten rechts).

Zur automatischen Segmentierung werden für die einzelnen Strukturen jeweils Grauwertbereiche definiert. Da Grauwertbereiche von Weichteilgeweben wie Bänder, Menisken, Fett oder Knorpel zum Teil überlappen, ist eine manuelle Überarbeitung der automatisch segmentierten Daten erforderlich. Vor allem im Gelenkbereich sind für die Separierung der Strukturen detaillierte anatomische Kenntnisse unabdingbar.

Ein Hauptproblem bei der Beurteilung dreidimensionaler Bewegungen liegt in der mathematischen Beschreibung experimentell ermittelter Daten [188]. Zur Definition der Koordinatensystem-Ursprünge sowie der Festlegung aller Richtungen der Koordinatenachsen muss eine Datenkonvertierung durchgeführt werden. Ursprünglich werden die segmentierten Modelle anhand des in der Bilderzeugung definierten Koordinatensystems (z.B. im Weltkoordinatensystem eines CT-Tomographs) beschrieben. Eine Anpassung der Lage der Modelle - unter Berücksichtigung charakteristischer anatomischer Punkte, sog. Landmarken [36] - kann durch räumliche Translationen und Rotationen im Bildbearbeitungs-Programm, in einem CAD-Programm oder im Simulationsprogramm durchgeführt werden.

2.4 Kontaktmodellierung in Mehrkörpersystemen

Neben der exakten Gestaltung der Oberflächenformen der Teilkörper bildet die Simulation eines geeigneten Kontaktverhaltens, d.h. die Vermeidung einer unrealistischen Durchdringung der Teilkörper untereinander bzw. mit der Umgebung, ein weiteres grundsätzliches Problem

der Mehrkörpermodellierung. Sowohl die Berührung von Gelenkflächen als auch der Kontakt von Menschmodellen mit der virtuellen Umgebung während Bewegungsabläufen stellen Kollisionsvorgänge elastischer Körper dar und machen eine realistische Kontaktmodellierung erforderlich.

Bereits die Kontakterkennung bei dynamischen Simulationen in Mehrkörpersystemen stellt eine komplexe Aufgabe dar. In vielen MKS-Programmpaketen bilden die vorhandenen Modelle den Kontakt nur in hohem Maße vereinfacht ab. Während des Kontaktvorgangs wird kinetische Energie in dissipative Energien, wie Wärme, Schall und plastische Verformung sowie in neue kinetische Energie umgewandelt. Da jedoch nur der kinematische Zustand des Mehrkörpersystems nach Kontakt von Bedeutung ist, werden innere Spannungen, Verformungen, thermodynamische Prozesse oder Verschleiß nicht näher betrachtet [128]. Ein Hauptproblem bei der Berücksichtigung elastischer Körper liegt in der Flexibilität der sich während des Kontaktvorgangs veränderten Körpergeometrie [244].

In der Literatur werden verschiedene Möglichkeiten der mathematischen Formulierung von Kontaktvorgängen beschrieben. Nachfolgend werden drei mögliche Ansätze von Kontaktvorgängen dargestellt.

2.4.1 Unilateraler (punktförmiger) Kontakt zweier 3D-Freiformflächen

Auf der Hypothese einer unendlich kurzen Kontaktdauer und einer infinitesimal hohen Kontaktkraft beruht die Beschreibung des unilateralen Kontakts [241]. Dieser wird idealisiert als punktförmiger Kontakt dargestellt. Eine Möglichkeit den Kontakt zwischen zwei willkürlich geformten, dreidimensionalen Körpern zu simulieren, bietet die Verwendung beweglicher Kontaktpunkte, sog. Moved Markers [176]. Die Kollisionserkennung der artikulierenden Freiformflächen basiert auf der Berechnung des potentiellen Kontaktpunktes, d.h. der Berechnung der beiden parallelen Tangentenebenen [217].

Die Position der bewegten Marker C_i auf der Oberfläche i ermittelt sich aus den algebraischen Zuständen q_{1i} , q_{2i} . Die Position des bewegten Markers C_j der Oberfläche j ermittelt sich aus dem algebraischen Zustand q_j . Die Darstellung der 3D-Flächen benötigt somit die Koordinaten

$$q(t) = \begin{Bmatrix} q_{1n} \\ q_{2n} \end{Bmatrix} \quad \text{Gleichung 2-2}$$

mit $n = i, j$ und kann in Form von kartesischen Koordinaten (x, y, z) mit den unabhängigen Variablen $q_{1n} = x$, $q_{2n} = y$ sowie der abhängigen Variable $q_{3n} = z(x, y)$, als auch in Form von Zylinderkoordinaten vorliegen. Die Freiformflächen können durch Angabe einer beliebigen Anzahl von Stützpunkten programmintern durch B-Splines interpoliert werden. Eine weitere Möglichkeit bietet die approximative Darstellung der Freiformfläche durch Angabe von Polynomkoeffizienten beliebiger Ordnung, die extern berechnet werden müssen. Die Berechnung der abhängigen kartesischen Variable $q_{3n}(q_{1n}, q_{2n})$ mit den Polynomkoeffizienten mit der Ordnung a für die erste unabhängige Variable und der Ordnung b für die zweite unabhängige Variable erfolgt hierbei mit

$$q_{3n}(q_{1n}, q_{2n}) = \sum_{l=0}^a \sum_{m=0}^b c_{lm} q_{1n}^l q_{2n}^m \quad \text{Gleichung 2-3}$$

Die Tangentialebene einer Freiformfläche wird mit den beiden Tangenten t_1, t_2 beschrieben (Abbildung 2-11).

Mit dem Abstandsvektor d wird der Kontakt zwischen den Körpern i und j durch die Gleichungen

$$t_{i1}^T d = 0 \quad \text{Gleichung 2-4}$$

$$t_{i2}^T d = 0 \quad \text{Gleichung 2-5}$$

$$t_{j1}^T d = 0 \quad \text{Gleichung 2-6}$$

$$t_{j2}^T d = 0 \quad \text{Gleichung 2-7}$$

mathematisch bestimmt. Die Ermittlung des potentiellen Kontaktpunkts schränkt die Relativbewegung zwischen den Körpern i und j nicht ein. Die Verbindung zwischen den Körpern i und j besitzt maximal sechs Freiheitsgrade. Die Körper i und j können voneinander abheben bzw. einander durchdringen.

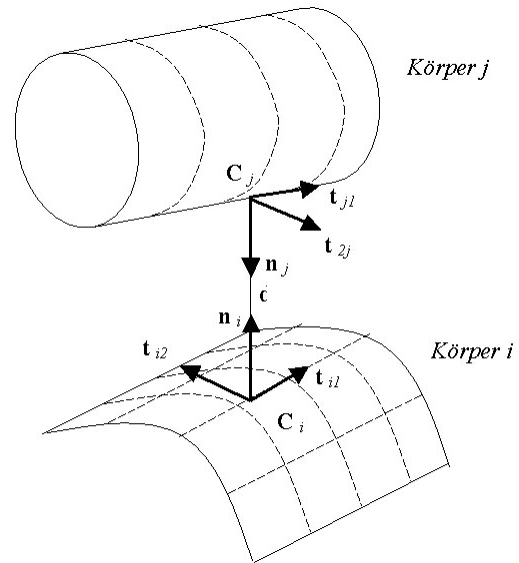


Abbildung 2-11: Ermittlung der potentiellen Kontaktpunkte der Körper i und j mit bewegten Markern C_i und C_j über die durch die Tangenten t_{n1}, t_{n2} beschriebenen, parallelen Ebenen.

Der Kontakt ist starr, wenn die zusätzliche Zwangsbedingung

$$n_i^T d = 0 \quad \text{Gleichung 2-8}$$

mit der auf den beiden Tangenten t_1, t_2 senkrecht stehenden Normalen n (Gl. 2-8) erfüllt ist. In diesem Fall besitzt die Verbindung fünf Freiheitsgrade.

Die Beschreibung der willkürlich geformten räumlichen Flächen der Körper i und j erfolgt bezüglich des jeweiligen Profilreferenzsystems P_i bzw. P_j (Abbildung 2-12).

Der Ortsvektor r_{RiCi} vom körperfesten Referenzsystem R_i zum bewegten Marker C_i setzt sich zusammen aus dem Ortsvektor r_{RiPi} vom körperfesten Referenzsystem R_i zum körperfesten Profilreferenzsystem P_i und dem Ortsvektor r_{PiCi} vom körperfesten Profilreferenzsystem P_i zum bewegten Marker C_i unter Berücksichtigung der Drehmatrix A_{RiPi} und berechnet sich mit

$$r_{RiCi} = r_{RiPi} + A_{RiPi} r_{PiCi} . \quad \text{Gleichung 2-9}$$

Die Drehmatrix A_{RiCi} setzt sich aus der Drehmatrix A_{RiPi} und der Drehmatrix A_{PiCi} zusammen gemäß

$$A_{RiCi} = A_{RiPi} A_{PiCi} \quad \text{Gleichung 2-10}$$

und

$$e_{Ri} = A_{RiPi} e_{Ci} . \quad \text{Gleichung 2-11}$$

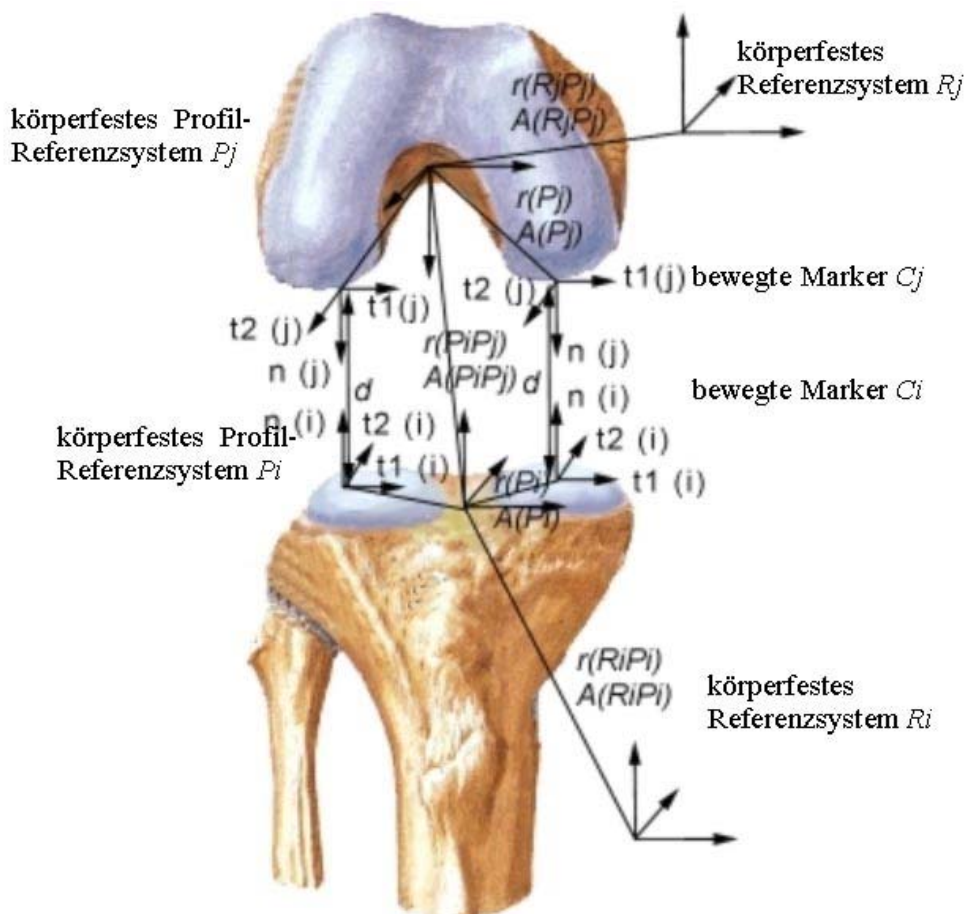


Abbildung 2-12: Ermittlung der 3D-Kontaktpunkte mit bewegten Markern am Beispiel der medialen und lateralen Gelenkanteile des femorotibialen Gelenks.

Bei der Ermittlung potentieller Kontaktpunkte mit den bewegten Markern sind folgende Einschränkungen zu beachten:

a) Die Darstellung der Flächen ist begrenzt durch die Angabe von Minimal- und Maximalwerten der beiden unabhängigen Variablen q_1, q_2 . Dies bedeutet, dass der Grenzwert der Koordinate q_1 nicht abhängig vom Grenzwert der Koordinate q_2 variiert, bzw. entsprechend q_2 nicht von q_1 . Wie in Abbildung 2-13 dargestellt, besitzen die Freiformflächen in den Randbezirken der Zustände q_{1i}, q_{2i} ausschließlich gerade Kanten. Dies entspricht in vielen Fällen nicht den wirklichen Geometrien und kann zur Berechnung eines unrealistischen Kontaktpunkts führen.

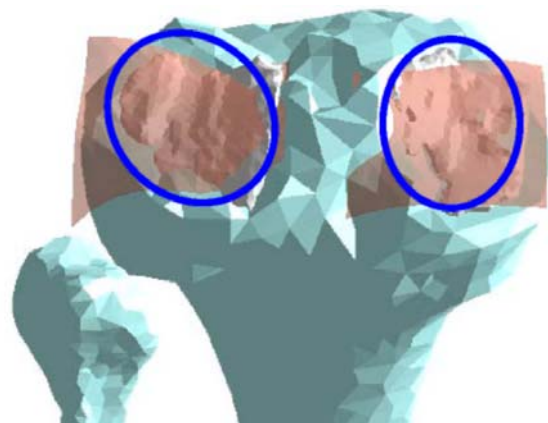


Abbildung 2-13: Darstellung der Tibia-Gelenkflächen: Beschreibung der Gelenkflächen mit geraden Kanten bei Verwendung bewegter Marker vs. reale Form des Plateaus (skizziert mit Linien).

b) Bei Erreichen einer Flächenbegrenzung wird die Integration abgebrochen und alle bis zu diesem Integrationsschritt errechneten

Daten gehen verloren. Eine Modifikation des Modells bzw. eine Eingrenzung der Integrationsdauer sind erforderlich.

c) Abhängig von der Form der Freiformflächen sind mehrere potentielle Kontaktpunkte möglich. Daher ist die Bestimmung einer geeigneten Startposition erforderlich. Von den Koordinaten dieser Position aus werden die bewegten Marker kontinuierlich nachgeführt. Sind, wie im femoropatellaren Anteil des Kniegelenks Kontakte, im medialen und im lateralen Gelenkanteil vorhanden, können jedoch auch mehrere Markerpaare mit verschiedenen Startpositionen an den artikulierenden Freiformflächen definiert werden.

d) Der Übergang von konvexen zu konkaven Flächenanteilen kann zu Problemen führen, da zu diesem Zeitpunkt der Berechnung keine Eindeutigkeit vorhanden sein muss. Es können mehrere gleichwertige Lösungen, d.h. identische Abstände, bei der Ermittlung des potentiellen Kontaktpunkts vorhanden sein (Abbildung 2-14).

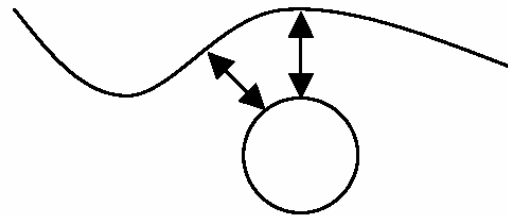


Abbildung 2-14: Keine Eindeutigkeit bei der Ermittlung des potentiellen Kontaktpunkts.

2.4.2 Hertzsche Pressung

Die Berechnung der Deformationen und Spannungen bei punkt- oder linienförmiger Berührung zweier Körper anhand der Hertzschen Formeln setzt die Berücksichtigung homogener, isotroper Materialien und die Gültigkeit des Hookeschen Gesetzes voraus. Die Deformation der beiden Körper muss im Verhältnis zu den Körperabmessungen klein sein. Die Wirkung der Spannungen in der Berührfläche erfolgt ausschließlich in Normalenrichtung. Der resultierende Elastizitätsmodul E der beiden artikulierenden Körper i und j errechnet sich aus deren Elastizitätsmodule E_i und E_j sowie Querkontraktionszahlen ν_i und ν_j der benachbarten Materialien i und j [60]:

$$E = \frac{2E_i E_j}{(1-\nu_i^2)E_j + (1-\nu_j^2)E_i} \quad \text{Gleichung 2-12}$$

Bei der Verwendung zweier kugelförmiger Körper i und j mit den Radien r_i und r_j errechnet sich Gesamtradius r mit

$$\frac{1}{r} = \frac{1}{r_i} + \frac{1}{r_j} \quad \text{Gleichung 2-13}$$

Wird Körper j als ebene Kontaktfläche modelliert, d.h. $r_j \rightarrow \infty$, gilt $r = r_i$. Die durch die eingeleitete Kraft F verursachte maximale Spannung σ ergibt sich mit dem resultierenden Elastizitätsmodul E und Gesamtradius r aus

$$\sigma = -\frac{1}{\pi} \sqrt[3]{\frac{3}{2} \frac{FE^2}{r^2(1-\nu^2)^2}} \quad \text{Gleichung 2-14}$$

Abbildung 2-15 zeigt die halbkugelförmige Verteilung der Druckspannung über die Kontaktfläche für den Kontakt zweier kugelförmiger Körper i und j . Der in der Projektion durch eine Andruckkraft F erzeugte Kreis mit Radius a ergibt sich aus

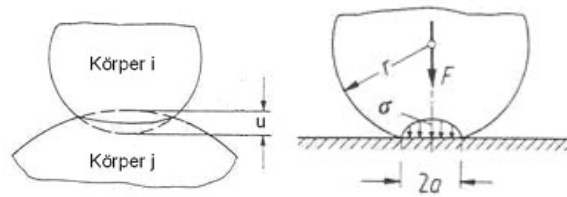


Abbildung 2-15: Durchdringung zweier Körper [60].

$$a^3 = \frac{3}{4} \frac{r_i r_j}{r_i + r_j} \left[\frac{(1-\nu_i^2)}{E_i} + \frac{(1-\nu_j^2)}{E_j} \right] F .$$

Gleichung 2-15

Bei Kontakt zweier Flächen mit Gesamtradius r und resultierendem Elastizitätsmodul ergibt sich ein Radius a von

$$a^3 = \frac{3}{4} \frac{rF}{E} .$$

Gleichung 2-16

Die Gesamtverformung u , also das Maß für das Zusammendrücken der beiden Körper errechnet sich aus

$$u^3 = \frac{9}{16} \frac{r_i r_j}{r_i + r_j} \left[\frac{(1-\nu_i^2)}{E_i} + \frac{(1-\nu_j^2)}{E_j} \right]^2 F^2 .$$

Gleichung 2-17

Unter Berücksichtigung des Gesamtradius r und dem resultierenden Elastizitätsmodul ergibt sich ein eine Verformungstiefe u von

$$u^3 = \frac{9}{16} \frac{rF^2}{E^2} .$$

Gleichung 2-18

Die zum Erreichen der Verformungstiefe u benötigte Kraft F berechnet sich somit aus

$$F = \frac{4}{3} E \sqrt{r} u^{1,5} .$$

Gleichung 2-19

Zusätzlich wird ein Dämpfungskraftanteil F_d mit der Eindringgeschwindigkeit in Normalenrichtung v_n und einem aktuellen Dämpfungsfaktor d_{akt} berücksichtigt als

$$F_d = d_{akt} v_n .$$

Gleichung 2-20

Der aktuelle Dämpfungsfaktor d_{akt} ist abhängig von der aktuellen Eindringtiefe u und errechnet sich mit dem Dämpfungsfaktor d und der Verformungstiefe u_d bei voller Dämpfung aus

$$d_{akt} = d \left(1 - \frac{1 + \cos\left(\frac{\pi u}{u_d}\right)}{2} \right) \quad \text{Gleichung 2-21}$$

Die gesamte Kontaktkraft ergibt sich somit aus

$$F = \frac{4}{3} E \sqrt{r} u^{1,5} + d_{akt} v_n \quad \text{Gleichung 2-22}$$

2.4.3 Polygonal Contact Model (PCM)

Das Polygonal Contact Model von Hippmann [120] bearbeitet Polygonflächen von willkürlicher Komplexität. Das Modell erlaubt eine Beschreibung der Körperflächen in Polygondarstellung und die Kontaktermittlung durch Anwendung des sog. Randschichtmodells. Die Kontaktanalyse erfolgt in drei Arbeitsschritten: Zunächst stellt ein Kollisionserkennungs-Algorithmus fest, ob Kontakt zwischen den beiden Körpern vorhanden ist. Ist dies der Fall, ermittelt das PCM die überschneidende Fläche und diskretisiert die entsprechenden Kontaktstellen. Abschließend wird die Kontaktkraft jedes Kontaktelements sowie die resultierende Kontaktkraft und das resultierende Kontaktmoment aller Elemente berechnet.

Polygonflächen

Ein wesentlicher Bestandteil des PCM ist die Approximation der Berührflächen im Kontaktbereich. Die Flächenbeschreibung erfolgt durch Approximation mit Polygonnetzen, d.h. aus endlich vielen, geschlossenen Polygonen. Eine Polygonfläche besteht dabei aus drei Eckpunkten und den dazugehörigen Kanten. Anforderungen des PCM sind die Vermeidung von doppelten Eckpunkten sowie eine einheitliche Ausrichtung der Polygone. Zu beachten ist außerdem, dass die Auflösung, d.h. die Anzahl der Dreiecke, die Diskretisierung der Kontaktstelle beeinflusst.

Die verwendeten Thin-Plate-Spline Flächen haben folgende Vorteile:

- Besondere Eignung für unregelmäßig verteilte Stützpunkte
- Geringe Neigung zum Oszillieren zwischen den Stützpunkten
- Interpolation, d.h. keine Abweichung von den Stützpunkten.

Die Berührfläche wird aus den Schnittgebieten der unverformten Oberflächen abgeleitet.

Randschichtmodell

Beim Randschichtmodell wird mit einem Ersatzmodell gearbeitet, bei dem ein starrer Körper mit dem aufsummierten Profil der Kontaktpaarung in eine elastische Ebene eindringt. Es handelt sich um einen starren Halbraum, der von einer dünnen, linear-elastischen Schicht überzogen ist (Abbildung 2-16). Scherspannungen werden im Modell vernachlässigt.

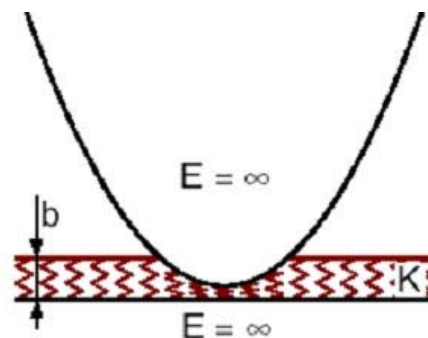


Abbildung 2-16: Randschichtmodell.

Vorgehensweise:

1. Schritt: Kollisionserkennung

Die Basisoperation des Kollisionserkennungsalgorithmus ist ein Durchdringungstest von zwei Polygonen im dreidimensionalen Raum. Dabei wird ermittelt, ob zumindest ein Paar sich durchdringender Polygone existiert. Aufgrund des immensen Rechenaufwands werden nicht alle Polygone auf Durchdringung untersucht. Es wird im Preprocessing eine Abstufung der Kollisionswahrscheinlichkeit

für jede Fläche vorgenommen. Entsprechend dem hierfür verwendeten Verfahren spricht man von Hüllkörper-Hierarchien (Bounding Volume (BV)) [120]. Dabei wird die Komplexität der Flächen reduziert, indem zuerst eine Überprüfung auf Durchdringung mit vereinfachten Hüllkörpern (hier achsenparallele Quader) durchgeführt wird. Level $\lambda = 0$ in der BV-Hierarchie bedeutet, dass die beiden Körper jeweils vereinfacht als ein Quader dargestellt werden. Wird eine Durchdringung der vereinfachten Hüllkörper festgestellt, werden beide Körper in Level $\lambda = 1$ der BV-Hierarchie jeweils in zwei Quader unterteilt. Dieser Vorgang wird solange rekursiv wiederholt, bis der Hüllkörper nur noch ein einziges Polygon enthält (Abbildung 2-17).

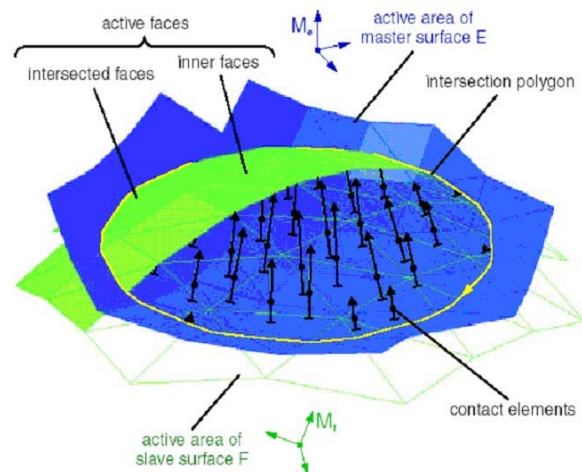


Abbildung 2-17: Komponenten einer Schnittfläche [120]. Die Kontaktelemente stehen senkrecht auf den Schwerpunkten der aktiven Flächen der als Master definierten Oberflächen.

2. Schritt: Erzeugung der Kontaktelemente

Die Verschneidung zweier Polygonflächen erzeugt als Schnittmenge ein dreidimensionales Polygon. Jede Schnittlinie gehört zu jeweils einem Polygon der beiden Flächen. Der Abstand jedes Endpunkts der Schnittlinien wird ermittelt, so dass am Ende die Linie entlang der Durchdringung geschlossen wird. Anschließend wird eine Umlaufrichtung definiert. Die aktiven Schnittflächen beinhalten sowohl die vollständigen (inner faces) als auch die durchschnittenen (intersected faces) Dreiecke der Oberflächen E und F (Abbildung 2-18). Die Kontaktelemente werden jeweils in Normalenrichtung im Schwerpunkt der aktiven Flächen des als "Master" definierten Kontaktkörpers positioniert, wobei sie in positiver Richtung nach außen zeigen. Das PCM erzeugt ein Kontaktelement für jedes aktive Dreieck der Master-Fläche. Die Durchdringung u_{nk} ergibt sich aus dem Abstand des Schwerpunkts des betroffenen Dreiecks auf der als Master definierten Oberfläche zum Schnittpunkt I auf der als "Slave" definierten Oberfläche entlang der Schwerpunkt-Normalen.

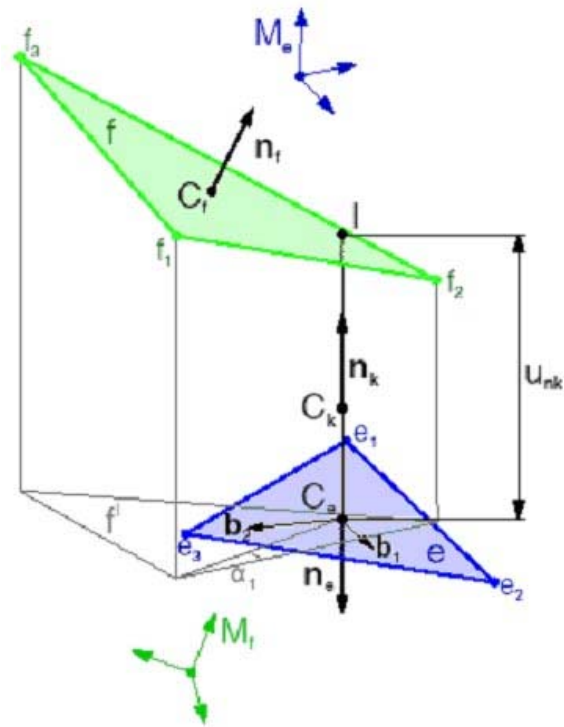


Abbildung 2-18: Geometrische Darstellung der Kontakt-Erzeugung [120].

2.5 Beschreibung biologischer Weichteilstrukturen

Neben der Gestaltung der Oberflächen der Teilkörper eines Menschmodells sowie der Kollisionserkennung der Teilkörper untereinander und mit der Umgebung stellt die physikalische Beschreibung der Kraftübertragung ein weiteres wesentliches Element der Modellierung dar. Sie hängt entscheidend vom Materialverhalten der passiven Strukturen - wie Knochen, Knorpel, Sehnen, Bänder, Menisken - und aktiven Strukturen - wie Muskulatur - des Bewegungsapparats ab. Im Folgenden werden die in der Literatur beschriebenen physikalischen Eigenschaften und Modelle von passiven Weichteilstrukturen erläutert.

2.5.1 Materialverhalten - Viskoelastizität

Biologische Strukturen besitzen sog. viskoelastisches Belastungs-Deformations-Verhalten, d.h. das elastisch-plastische Verhalten der Strukturen ist zeitabhängig. Diese Zeitabhängigkeit von Belastung (Kraft F oder Spannung σ) und Deformation (Dehnung ε oder Verformung Δx) kann in folgenden Zuständen resultieren:

Kriechen

Wird in einem Körper eine externe Kraft F eingeleitet bzw. eine konstante Spannung σ erzeugt und anschließend konstant gehalten (Abbildung 2-19 oben), so wird der Körper sich auch nach Erreichen der max. Kraft bzw. Spannung deformieren (Abbildung 2-19 unten).

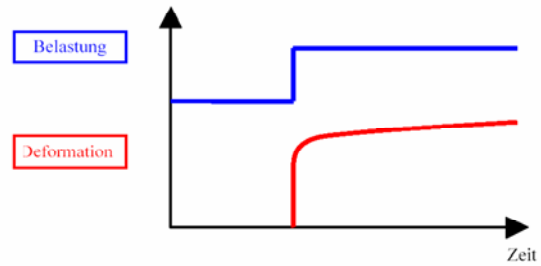


Abbildung 2-19: Kriechverhalten: Zeitabhängige De-formation bei konstanter Belastung

Relaxation

Wird ein Körper bis zu einer bestimmten Länge gedehnt oder verformt und die Deformation anschließend aufrechterhalten (Abbildung 2-20 oben), so resultiert eine Kraft F bzw. Spannung σ , die im Lauf der Zeit abnimmt (Abbildung 2-20 unten).

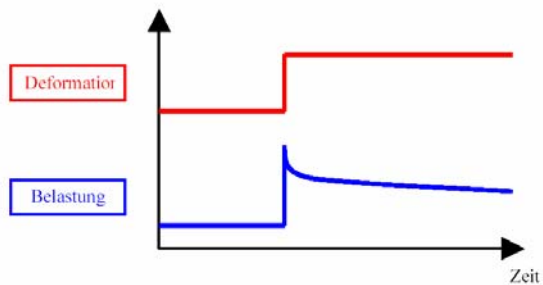


Abbildung 2-20: Relaxation: Kraft- bzw. Spannungs-abfall bei eingeleiteter konstanter Deformation.

Hysteresese

Wird ein Körper belastet und anschließend wieder entlastet, so zeigt sich im Belastungsvorgang ein anderer Kraft-Deformations-Verlauf als im Entspannungsvorgang (Abbildung 2-21). Betrachtet man Belastung und Entlastung als zwei voneinander getrennte Vorgänge, kann man für beide Vorgänge eine eigene Kraft-Deformations-Funktion beschreiben. Der Verlauf der Hysteresese gibt die Charakteristik des Materialverhaltens wieder. Die absorbierte Energie errechnet sich aus der eingeschlossenen Fläche.

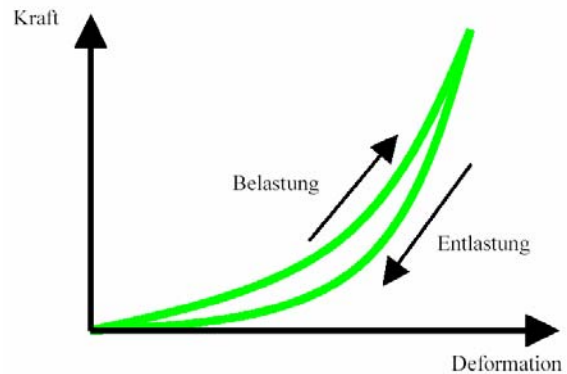


Abbildung 2-21: Hysteresesechleife während eines Be- und Entlastungszyklusses.

Zur Beschreibung von viskoelastischem Verhalten existieren folgende Modelle [60]:

Maxwell-Modell

Das Maxwell-Modell mit der aktuellen Gesamtlänge l_a setzt sich zusammen aus einer Reihenschaltung eines Federelements mit der Länge l_c und der Steifigkeit $c_{Maxwell}$ und eines Dämpferelements der Länge l_d und dem Dämpfungsfaktor $d_{Maxwell}$ (Abbildung 2-22). In Abbildung 2-23 ist das mechanische Verhalten des Maxwell Modells dargestellt:

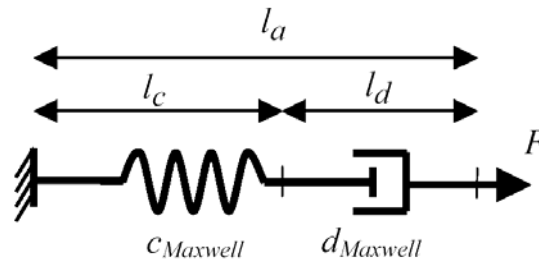


Abbildung 2-22: Maxwell-Element: Feder und Dämpfer in Reihe.

a) Eine unmittelbare Einleitung einer externen Kraft F bzw. einer Spannung σ verursacht eine unmittelbare Deformation der Feder. Durch die zeitabhängige Deformation des Dämpferelements deformiert sich die Feder-Dämpfer-Anordnung im Laufe der Zeit weiter (Kriechverhalten).

b) Eine unmittelbare Deformation verursacht einen sofortigen Kraftanstieg im Federelement mit nachfolgender Kraft-Relaxation aufgrund der Deformation des Dämpferelements.

c) Der Zusammenhang zwischen Frequenz und Energieverlust zeigt bei hoher Belastungsrate nur eine geringe Verformung des Dämpferelements und somit einen geringen Abbau der Energie. Bei geringer Belastungsrate verformt sich das Dämpferelement deutlicher und der Energieverlust ist höher.

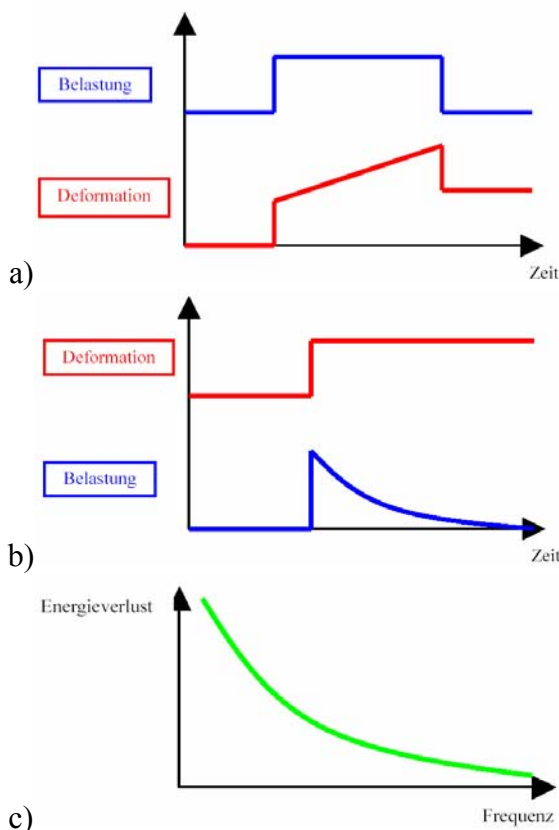


Abbildung 2-23: Mechanisches Verhalten des Modells nach Maxwell: a) resultierende Deformation bei Einleitung einer konstanten Belastung. b) resultierende Belastung bei Einleitung einer konstanten Deformation. c) Energieverlust in Abhängigkeit von der Frequenz.

Die mathematische Beschreibung von der durch das Maxwell-Element ausgeübten Kraft ist von dem Anteil der aktuellen Länge der Feder l_c bzw. des Dämpferelements l_d an der aktuellen Gesamtlänge l_a abhängig. Ist die aktuelle Länge des Dämpferelements l_d bekannt, errechnet sich die aktuelle Auslenkung (l_a aus der unbelasteten Ausgangslänge des Maxwell Elements l_0 und der aktuellen Länge l_a mit

$$\Delta l_a = |l_a| - l_d - l_0 \quad \text{Gleichung 2-23}$$

Mit der aktuellen Länge des Federelements l_c errechnet sich die aktuelle Auslenkung Δl_a aus

$$\Delta l_a = l_c - l_0 \quad \text{Gleichung 2-24}$$

mit der unbelasteten Ausgangslänge des Maxwell Elements l_0 . Mit der Federsteifigkeit $c_{Maxwell}$ ergibt sich eine resultierende Kraft $F_{Maxwell}$ für das Federelement von

$$F_{Maxwell} = c_{Maxwell} \Delta l_a \quad \text{Gleichung 2-25}$$

Die Geschwindigkeit $v_{d,Maxwell}$ am Dämpferelement errechnet sich aus

$$v_{d,Maxwell} = \frac{F_{Maxwell}}{d_{Maxwell}} \quad \text{Gleichung 2-26}$$

mit der Dämpfungskonstante $d_{Maxwell}$.

Die Ableitungen der aktuellen Länge des Dämpferelements bzw. des Federelements nach der Zeit ergeben somit aus

$$\dot{l}_d = v_{d,Maxwell} \quad \text{Gleichung 2-27}$$

und

$$\dot{l}_c = v_a - v_{d,Maxwell} \quad \text{Gleichung 2-28}$$

Voigt-Modell

Das Maxwell-Modell mit der aktuellen Gesamtlänge l_a setzt sich zusammen aus einer Parallelschaltung einer Feder der Länge l_c und der Steifigkeit c_{Voigt} und eines Dämpferelements der Länge l_d und dem Dämpfungsfaktor d_{Voigt} (Abbildung 2-24).

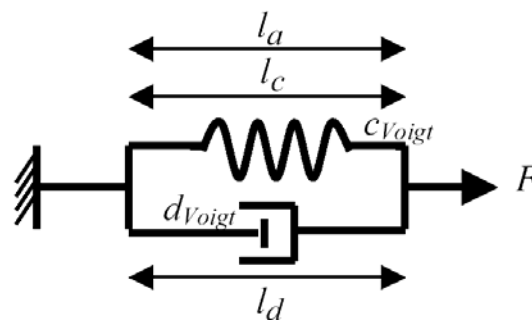


Abbildung 2-24: Voigt-Element: Feder und Dämpfer parallel geschaltet.

In Abbildung 2-25 ist das mechanische Verhalten des Modells dargestellt:

- a) Eine unmittelbare Einleitung einer externen Kraft F bzw. Spannung σ verursacht keine sofortige Deformation, da das Dämpferelement nicht sofort reagiert. Das Federelement erzeugt fortschreitend mehr Kraft, wogegen das Dämpferelement konstant über die Zeit relaxiert.
- b) Eine unmittelbare Deformation verursacht einen sofortigen Anstieg der Kraft im Federelement sowie einen aus der unendlich hohen Geschwindigkeit resultierenden unendlichen großen Kraftanstieg im Dämpferelement (unrealistisch).
- c) Der frequenzabhängige Energieverlust zeigt bei hoher Belastungsrate einen erheblichen Abbau der Energie, verursacht durch die vom Dämpferelement erzeugte Kraft.

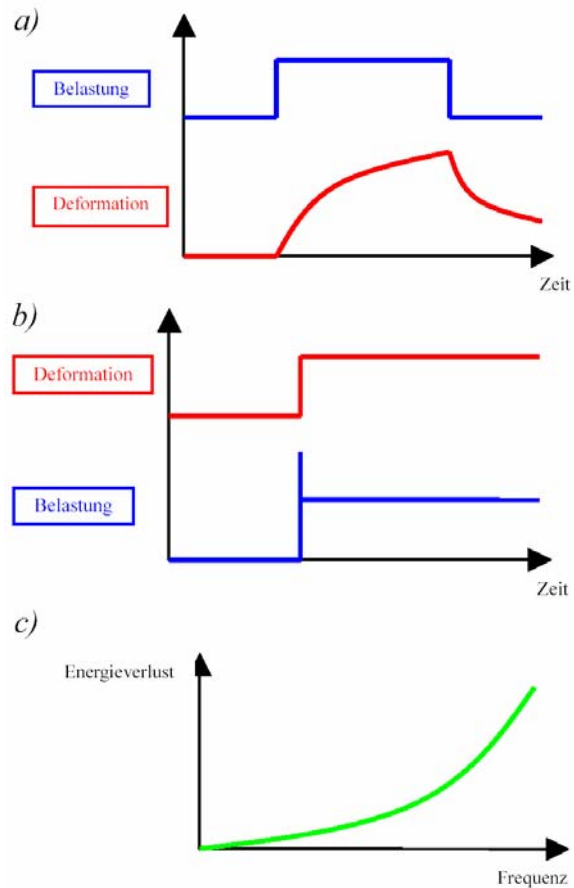


Abbildung 2-25: Mechanisches Verhalten des Modells nach Voigt: a) resultierende Deformation bei konst. Lasteinleitung; b) resultierende Belastung bei konst. Deformation; c) frequenzabh. Energieverlust.

Die vom Voigt-Element ausgeübte Kraft F_{Voigt} summiert sich aus dem durch die aktuelle Auslenkung (l_a der Feder mit der Steifigkeit c_{Voigt} erzeugten Anteils und dem mit der aktuellen Geschwindigkeit v_a resultierenden Anteil im Dämpferelement mit dem Dämpfungsfaktor d_{Voigt}

$$F_{Voigt} = c_{Voigt} \Delta l_a + d_{Voigt} v_a .$$

Gleichung 2-29

Kelvin-Modell

Das Kelvin-Modell der aktuellen Gesamtlänge l_a setzt sich zusammen aus einer Parallelschaltung eines Federelements mit der Länge l_{c1} und mit einer Reihenschaltung eines Dämpferelements der Länge l_d und eines Federelements mit der Länge l_{c2} (Abbildung 2-26).

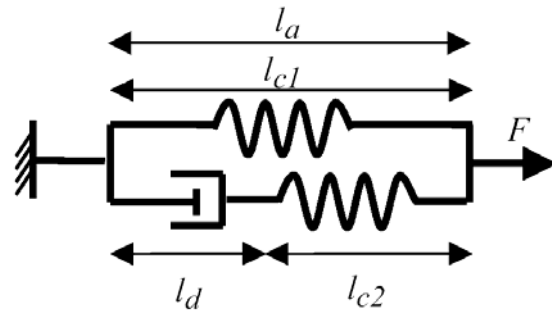


Abbildung 2-26: Kelvin-Element: Feder 2 und Dämpfer in Reihe parallel geschaltet mit Feder 1.

In Abbildung 2-27 ist das mechanische Verhalten des Kelvin-Modells dargestellt:

- a) Eine unmittelbare Einleitung einer externen Kraft F bzw. Spannung σ verursacht eine sofortige Deformation der beiden Federelemente mit verteilter Kraftübernahme. Anschließend reagiert das Dämpferelement, so dass das parallel geschaltete Federelement über die Zeit fortschreitend mehr Kraft übernimmt.
- b) Eine unmittelbare Deformation verursacht einen sofortigen Kraftanstieg in den beiden Federelementen. Die anschließende Deformation im Dämpferelement verursacht eine Relaxation der Kraft im seriellen Federelement, bis die gesamte Kraft durch Deformation der parallel geschalteten Federelemente verursacht wird.
- c) Zusammenhang Energieverlust-Frequenz: Bei geringer Belastungsrate lastet ein großer Teil der Kraft auf dem seriellen Federelement. Bei hoher Belastungsrate erfolgt nur eine geringe Verformung des Dämpferelements. Der Energieverlust ist bei mittlerer Belastungsrate am größten.

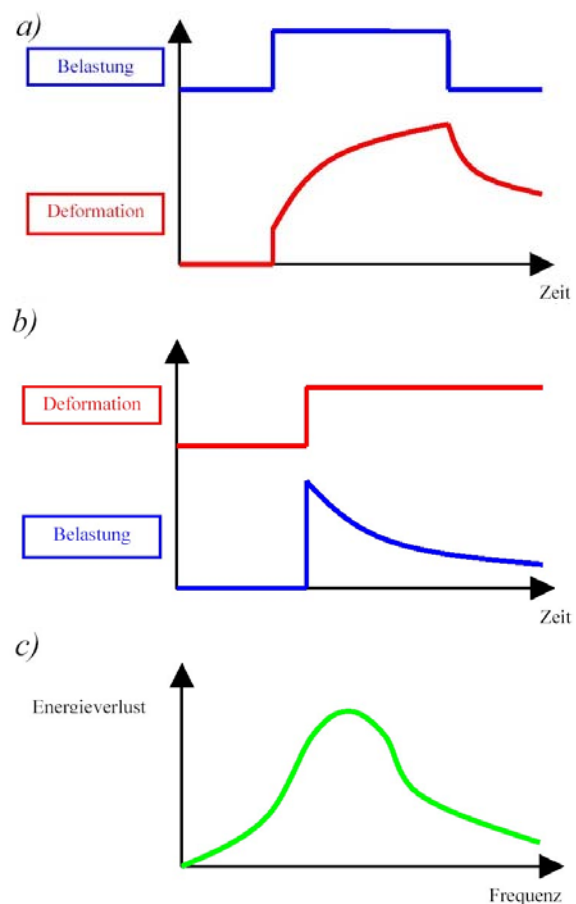


Abbildung 2-27: Mechanisches Verhalten des Modells nach Kelvin: a) resultierende Deformation bei konst. Lasteinleitung; b) resultierende Belastung bei konst. Deformation; c) frequenzabh. Energieverlust.

3 Modelle biologischer Einzelstrukturen: Entwicklung und Validierung

Aufbauend auf den in Abschnitt 2.5 dargestellten mathematischen Modellen zur Beschreibung des viskoelastischen Materialverhaltens und unter Berücksichtigung der anatomischen Strukturen wurden für die Modellierung von Mehrkörpersystemen Kraftelemente von Bändern, Sehnen, Bandscheiben, Menisken und Knorpel entwickelt. Die Überprüfung der Funktionsweise der Kraftelemente erfolgte durch den Aufbau der experimentell verwendeten Prüfvorrichtungen als Mehrkörpersysteme und der Computersimulation der damit experimentell durchgeführten Versuchsabläufe.

In Abschnitt 3.1 ist die Entwicklung und Validierung der Kraftelemente zur Simulation des Materialverhaltens von Sehnen und Bändern beschrieben. Der Entwicklungs- und Validierungsprozess beruht auf selbst durchgeführten experimentellen Untersuchungen an Tierpräparaten.

Für die Entwicklung und Validierung des Kraftelements zur Beschreibung des Materialverhaltens der Zwischenwirbelscheiben konnte auf Daten experimenteller Untersuchungen an humanen Wirbelsäulenpräparaten von Schreiber [242] zurückgegriffen werden (Abschnitt 3.4).

Die Beschreibung der Materialeigenschaften von Knorpel (Abschnitt 3.2) und Meniskus (Abschnitt 3.3) im MKS-Modell wurden anhand von an der Abteilung Biomechanik der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der Technischen Universität München durchgeführten Dissertationen verifiziert.

Das zur Berechnung der Muskelkräfte entwickelte Kraftelement ist in Abschnitt 3.5 beschrieben.

3.1 Kraftelement: Bänder und Sehnen

3.1.1 Entwicklung eines Kraftelements zur Beschreibung des Materialverhaltens von Sehnen und Bänder

3.1.1.1 Anatomischer Aufbau und physiologische Eigenschaften

Sehnen und Bänder besitzen eine ähnliche Zusammensetzung, üben aber unterschiedliche Funktionen aus. Sehnen dienen zur Übertragung der Muskelkraft auf knöcherne Strukturen, Bänder dagegen halten die Knochen der Gelenke während einer Bewegung in anatomisch sinnvoller Position.

Bänder und Sehnen bestehen neben Wasser (60% bis 80% des Gesamtgewichts) vor allem aus den fibrillären Komponenten Kollagen (ca. 75% des Trockengewichts) und Elastin, sowie aus Proteoglykanen, Glykolipiden, Glykoproteinen und Zellen [81] (Abbildung 3-1). Kollagen gibt dem Gewebe Festigkeit und Widerstand gegen Deformationen und schützt vor Überdehnung. Das Elastizitätsmodul E_e von Kollagen beträgt nach Fung [85] $E_e = 1000 \text{ MPa}$. Bei Hirokawa [122] wird als Anfangsmodul $E_s = 250 \text{ MPa}$ verwendet, da nach Kwan und

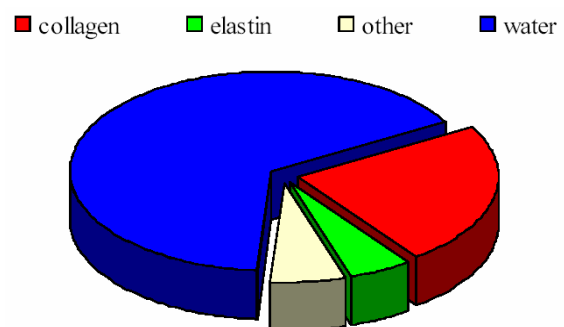


Abbildung 3-1: Chemischer Aufbau von Bändern [81]

Woo [164] das Verhältnis von Anfangsmodul E_s zu Elastizitätsmodul E_e etwa 1:4 beträgt. Elastin gibt dem Gewebe Dehnbarkeit und Elastizität, besitzt jedoch keine Fasereigenschaften. Das hochdehnbare Elastin besitzt nur etwa 1/25 der Festigkeit von Kollagen. Die Zugfestigkeit von Sehnen und Bändern ergibt sich aus intramolekularen, kovalenten Bindungen und intermolekularen Wasserstoffketten. Kollagen-Moleküle bilden Mikrofibrillen, Subfibrillen und Fibrillen. Das Wasser und die Proteoglycane wirken als Gleitmittel und Füllstoff sowie als Abstandhalter zwischen den kollagenen Fasern [251]. Das vordere Kreuzband besteht zum Beispiel aus etwa 1500 Faszikeln mit einem Durchmesser von durchschnittlich 250 μm . Zwischen den Faszikeln befinden sich Bindegewebe, Blutgefäße und Nervenfasern. Bänder haben im Vergleich zu Sehnen einen aktiveren Stoffwechsel, einen höheren Anteil an Quervernetzungen und enthalten einen etwas geringeren Gesamt-Kollagengehalt [4]. Während die Fibrillen in Sehnen vollkommen parallel, unidirektional ausgerichtet sind, verlaufen sie in Bändern nur nahezu parallel und erlauben somit Kraftübertragung in verschiedenen Richtungen. Appel [8] zeigte, dass sich die Kreuzbänder im Kniegelenk aus zahlreichen Faserbündeln zusammensetzen. Die Faserbündel verlaufen nicht ausschließlich parallelfaserig, sondern bilden eine komplexe Verflechtung zu einer dreidimensionalen Gitterstruktur (Abbildung [8] 3-2).



Abbildung 3-2: Aufgefasertes Kreuzband

Eine wichtige Funktion übt der Band- und Sehnenansatz am Knochen aus. Der kritische Übergang zum Knochen erfolgt in erster Linie über die sog. Sharpeyschen Fasern. An der knöchernen Diaphyse inserieren Ligamente und Sehnen über die Knochenhaut, das sog. Periost. An knorpelig präformierten Apophysen fehlt an den chondral-apophysären Ansätzen das Periost. Zwischen Band und Knochen liegt faserknorpeliges Gewebe. Bei der flächigen Insertion dringen die Kollagenfibrillen der Ligamente und Sehnen tangential oder schräg in das Periost ein und verlaufen eine Strecke im äußeren Teil des Periosts, bevor sie in den Knochen einstrahlen. Die mechanische Bedeutung der Ansatzstrukturen liegt in seiner Dehnungsdämpfung, die unterschiedlichen Elastizitätseigenschaften von Sehne und Knochen werden dadurch ausgeglichen.

Die Haupteigenschaften von Weichteilgewebe sind: Anisotropie, Nicht-Linearität, Nicht-Kompressibilität und Hyperelastizität [122]. Aufgrund des viskoelastischen Verhaltens können Bänder unter dynamischer Belastung Verformungsenergie speichern und in Phasen der Entlastung wieder freigeben, d.h. Bänder sind in der Lage Belastungsspitzen zu vermindern und stoßartige Belastungen in den Gelenken zu dämpfen [50]. Die Materialeigenschaften unterliegen einer Reihe von Einflussfaktoren [50,150,200,209,264]. Ursachen in der großen Streubreite der publizierten Ergebnisse können sowohl in individuellen Unterschieden als auch in einer unterschiedlichen Prüfmethodik liegen. Am Beispiel ligamentärer Strukturen des Kniegelenks werden die Einflussfaktoren dargestellt:

Alter

Laut Siebels [251] wird die Reißkraft von Bändern am deutlichsten vom Alter beeinflusst. In der Wachstumsphase verändern sich die mechanischen Eigenschaften von Bändern mit ihren Ansatzstellen hin zu größerem Querschnitt, höherer Steifigkeit und Reißkraft. Abbildung 3-3 zeigt deutlich den Einfluss des Spenderalters der untersuchten Präparate am Beispiel des vorderen Kreuzbands im Kniegelenk (ACL). Für jüngere Erwachsene (Altersgrenze liegt bei etwa 30 bis 35 Jahren) wird die Maximalkraft von vorderen Kreuzbändern mit etwa $F_{max} = 700\text{ N}$ bis 1750 N angegeben, bei älteren Personen betragen die angegebenen Maximalkräfte in diesen Untersuchungen nur noch $F_{max} = 450\text{ N}$ bis 800 N [209,228,289].

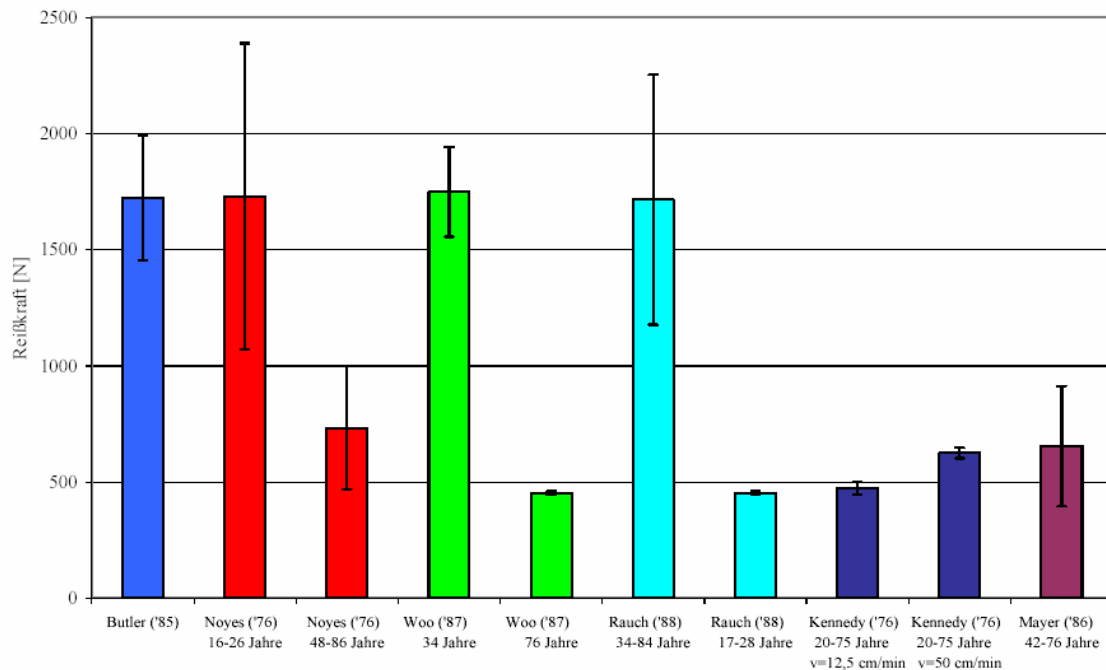


Abbildung 3-3: Vergleich von Daten aus der Literatur: Reißkraft des humanen vorderen Kreuzbandes.

Struktur

Nicht nur zwischen Sehnen und Bändern zeigt sich ein struktureller Unterschied, beispielsweise im Anteil an Quervernetzungen und einen etwas geringeren Gesamtkollagengehalt in den Bändern [4], sondern es bestehen auch Unterschiede zwischen verschiedenen Ligamenten. Die mechanischen Eigenschaften individueller Gewebe hängen nicht nur von deren chemischen Eigenschaften ab, sondern auch von der Struktur. So können zwei Gewebe die anteilig gleiche Mengen kollagener Fasern und Elastin besitzen, trotzdem in ihrem biomechanischen Verhalten verschieden sein. Das mediale Seitenband im Kniegelenk (MCL) besitzt z.B. im Vergleich zum ACL eine größere Anzahl von kurzen Fibrillen. Dies könnte auch der höhere Elastizitätsmodul des MCL erklären.

Aktivität

Die funktionell negativen Auswirkungen der Immobilität auf die ligamentären Strukturen im Kniegelenk wurden in einer Reihe von Untersuchungen nachgewiesen [149,169,210]. Schon nach sechs- bis neunwöchiger Immobilität verringert sich zum Beispiel die Reißkraft der Kollateralbänder im Kniegelenk deutlich.

Belastungsgeschwindigkeit

Eine Erhöhung der Belastungsgeschwindigkeit bei der Dehnung führt zu einer Erhöhung von Maximalkraft und max. Dehnung von Band- und Sehnenstrukturen. Kennedy [150] ermittelte

für das vordere Kreuzband bei einer Belastungsgeschwindigkeit von $v = 12,5 \text{ mm/min}$ eine max. Kraft von $F_{max} = 473 \text{ N} \pm 58 \text{ N}$ und eine max. Dehnung von $\varepsilon_{max} = 31\% \pm 2\%$ sowie bei einer Belastungsgeschwindigkeit von $v = 500 \text{ mm/min}$ eine max. Kraft von $F_{max} = 625 \text{ N} \pm 52 \text{ N}$ und eine max. Dehnung von $\varepsilon_{max} = 36\% \pm 3\%$.

Belastungsrichtung

Unterschiede in den Materialeigenschaften resultieren ebenso aus unterschiedlichen Belastungswinkeln der getesteten Bänder zur Zugrichtung (Aufnahme der Knochen). Es zeigte sich in Studien, dass die Orientierung des Femurs relativ zur Tibia sowie die Richtung der Belastungseinleitung relativ zur Ligament-Achse einen großen Einfluss auf die Bestimmung der Materialeigenschaften des ACL haben [125,290]. So ist die Steifigkeit des ACL bei Belastungsrichtung in der Achse entlang des Bandes höher als bei Belastung in Richtung der Tibia-Achse. Da sich bei der Bewegung des Kniegelenks die Anordnung der Bandstrukturen verändert, ändern sich somit auch deren Struktureigenschaften.

In der Regel wird das mechanische Verhalten der Bänder im uniaxialen Zugversuch ermittelt. In einer Untersuchung von Quapp und Weiss [225] wurde das anisotrope dreidimensionale Verhalten des medialen Seitenbandes ermittelt. Die max. Spannung in longitudinaler Richtung lag mit $\sigma_m = 38,6 \text{ MPa} \pm 4,8 \text{ MPa}$ deutlich über der in transversaler Richtung mit $\sigma_m = 1,7 \text{ MPa} \pm 0,5 \text{ MPa}$.

Konditionierung

Unter Konditionierung versteht man ein mehrmaliges Be- und Entlasten der Proben vor der eigentlichen Versuchsdurchführung. Einen Vergleich unkonditionierter und konditionierter humaner Bänder und Sehnen im Zugversuch mit einer Belastungsrate von $v = 1 \text{ mm/s}$ wurde von Stäubli et al. [253] durchgeführt. Unkonditionierte Proben wurden zunächst über 200 Lastwechsel zwischen $F_{min} = 50 \text{ N}$ und $F_{max} = 800 \text{ N}$ bei einer Frequenz von $f = 0,5 \text{ Hz}$ belastet.

Es ergab sich eine durchschnittliche Zugfestigkeit von $R_m = 53,4 \text{ N/mm}^2 \pm 7,2 \text{ N/mm}^2$ für die unkonditionierten Lig. patellae sowie $R_m = 33,6 \text{ N/mm}^2 \pm 8,1 \text{ N/mm}^2$ für die unkonditionierten Sehnen des M. quadriceps. Die durchschnittliche Zugfestigkeit für die konditionierten Lig. patellae betrug $R_m = 69,6 \text{ N/mm}^2 \pm 8,3 \text{ N/mm}^2$ (130% von R_m im unkonditionierten Lastfall) sowie $R_m = 38,0 \text{ N/mm}^2 \pm 5,0 \text{ N/mm}^2$ (113%) für die konditionierten Sehnen des M. quadriceps.

Feuchtigkeitsgehalt

Das Kraft-Dehnungs-Verhalten bei Zugbelastung ist zudem abhängig von der Lagerung und dem Feuchtigkeitsgehalt sowie der Temperatur der Band- und Sehnenstrukturen [81]. Ein realistisches Modell sollte deshalb nach Pioletti [220] auch die thermodynamischen Prinzipien berücksichtigen.

Dehnungslokalisation

Die lokalen Dehnungen unterscheiden sich innerhalb der Sehnen und Bandstrukturen und hängen auch von der gewählten Testmethodik ab. So sind die ermittelten lokalen Dehnungen, der mit den Knochenanteilen noch verbundenen Bänder an den Insertionsstellen höher als in den mittleren Regionen des Bandes [41,44,46,291].

Versagenscharakteristik

Die Schaden- oder Versagenskriterien werden im strukturellen Faserbereich oder im mikrostrukturellen Fibrillenbereich angegeben. Die Charakteristik von ligamentären Rupturen verändert sich im Laufe des Lebens. Bänderrisse sind bei jüngeren Personen zu großem Teil intraligamentär zu beobachten, wogegen der Ort des Versagens bei älteren Personen

überwiegend an der Insertionsstelle zum Knochen auftritt [50,251]. Dies ist nicht zuletzt durch den Verlust von Knochensubstanz bedingt.

Der in Abbildung 3-4 dargestellte charakteristische Kraft-Dehnungs-Verlauf wurde experimentell im Zugversuch an einer Hinterlaufsehne eines Schweins ermittelt. Die untersuchten Sehnen zunächst konditioniert, d.h. fünfmal bis zu einer definierten Kraftgrenze belastet und anschließend wieder entlastet, und anschließend bis zur endgültigen Ruptur gedehnt. Folgende Dehnungszustände sind zu beobachten:

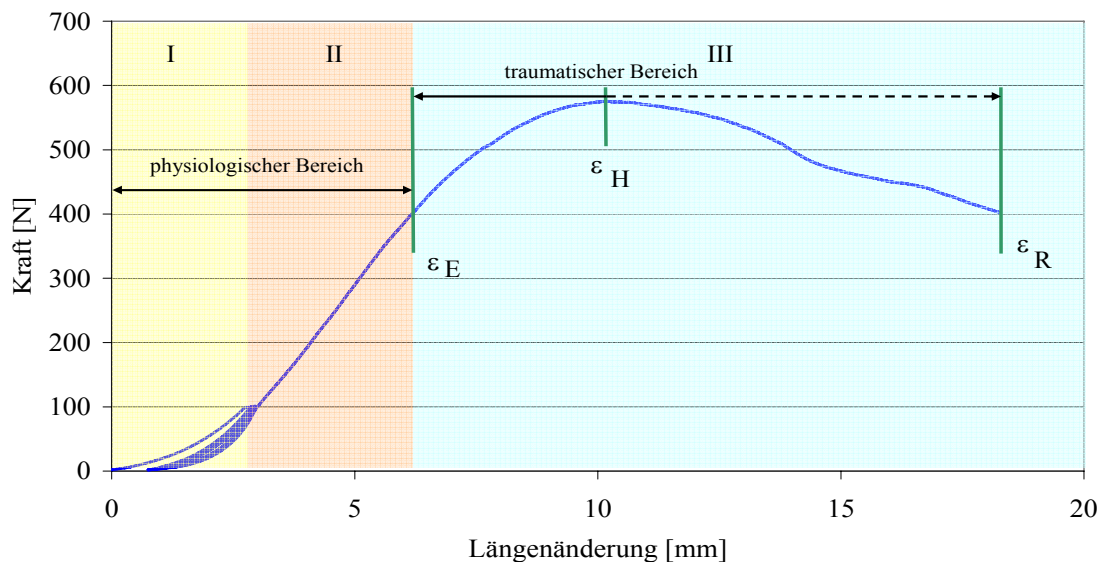


Abbildung 3-4: Charakteristischer Kraft-Dehnungs-Verlauf ermittelt im Zugversuch einer Hinterlaufsehne eines Schweins mit Konditionierung der Probe mit fünfmaliger Be- und Entlastung bis zu $F = 100\text{ N}$.

Der Dehnungsbereich von $\varepsilon = 0$ bis $\varepsilon = \varepsilon_E$ wird als physiologischer Bereich bezeichnet, da sich die gespannten Band- und Sehnenstrukturen bis zu einer Dehnung ε_E (Bereiche I & II) bei Entlastung ohne bleibende plastische Verformung zurückbilden. Werden die Strukturen über die Elastizitätsgrenze ε_E hinaus gedehnt, befinden sie sich im traumatischen Bereich mit bleibender plastischer Verformung.

Bereich I:

Die Kraft steigt unter Dehnung zunächst nicht linear an. Die Fasern richten sich in longitudinaler Richtung aus, so dass sich eine zunehmende Anzahl der Fasern im gespannten Zustand befindet.

Bereich II:

Nachdem sich alle Fasern im gespannten Zustand befinden, steigt die Spannung nahezu linear an bis die Dehnung ε_E erreicht ist.

Bereich III:

Durch kleinste Risse in einzelnen Faserbündel, sog. Mikrotraumen, kommt es zu plastischen Verformungen der Band- und Sehnenstrukturen. Mit zunehmender Anzahl versagender Einzelfasern flacht der Anstieg der resultierenden Kraftkurve immer mehr ab. Bei der Dehnung ε_H erreicht die Kraft ein Maximum F_H und nimmt bis zum totalen Versagen einzelner Faserbündel und letztendlich der gesamten Band- und Sehnenstrukturen bei der Dehnung ε_R ab.

3.1.1.2 Beschreibung existierender mathematischer Modelle von Sehnen und Bändern

Das charakteristische Kraft-Deformations-Verhalten von Sehnen oder Bändern wird in der Literatur mit verschiedenen Modellen mathematisch beschrieben. Es wird angenommen, dass sich die Fasern in der Regel in longitudinaler Richtung ausrichten. Ein in mehreren Arbeiten verwendetes Modell beschreibt das mechanische Verhalten der Faserbündel mit einer proportional zur quadratischen Längenänderung resultierenden Kraft [1,68,70,198,199,265,284,288]. Unter Berücksichtigung einer für die Faserbündel definierten Materialkonstante k [N/m²] berechnet sich die resultierende Kraft F aus

$$\varepsilon \leq 0 : F = 0 \quad \text{Gleichung 3-1}$$

$$\varepsilon > 0 : F = k(l_a - l_0)^2 \quad \text{Gleichung 3-2}$$

mit einer Längenänderung Δl aus aktueller Länge l_a und Ausgangslänge l_0 im ungespannten Zustand.

Ein anderes Modell berücksichtigt die sog. "toe-region", in welcher ein Anstieg der vom Faserbündel ausgeübten Kraft F proportional zur quadratischen Längenänderung nur bis zu einer Dehnung ε_l erfolgt. Bei größeren Dehnungen erfolgt ein linearer Anstieg in der resultierenden Faserbündel-Kraft [28,68,212,248,265]. Die aktuelle Kraft in der Bandstruktur errechnet sich somit aus

$$\varepsilon \leq 0 : F = 0 \quad \text{Gleichung 3-3}$$

$$0 \leq \varepsilon \leq \varepsilon_l : F = CSAk \left(\frac{\varepsilon^2}{\varepsilon_l} \right) \quad \text{Gleichung 3-4}$$

$$\varepsilon > \varepsilon_l : F = CSAk(\varepsilon - \varepsilon_l) \quad \text{Gleichung 3-5}$$

mit Parameter k als Parameter zur Beschreibung der Materialsteifigkeit des jeweiligen Faserbündels. Die Angabe der Steifigkeit in Abhängigkeit von der Querschnittsfläche CSA [cm²] basiert einer linearen Steifigkeit von $k = 75 \text{ N/cm}^2$ je 1%-Dehnung [53,101]. Dabei wird berücksichtigt, dass die Steifigkeit von Bändern neben der Querschnittsfläche auch von der aktuellen Dehnung ε abhängt.

Kwan und Woo [164] beschrieben das nicht lineare Spannungs-Dehnungs-Verhalten der Fasern als einen approximierten multi-linearen Zusammenhang des exponentiellen Spannungs-Dehnungs-Verhalten. Für eine einzelne Faser errechnet sich die Spannung σ aus

$$\varepsilon < 0 : \sigma = 0 \quad \text{Gleichung 3-6}$$

$$0 \leq \varepsilon \leq \varepsilon_s : \sigma = E_s \varepsilon_s \quad \text{Gleichung 3-7}$$

$$\varepsilon_s < \varepsilon \leq \varepsilon_u : \sigma = E_e(\varepsilon - \varepsilon_s) + E_s \varepsilon_s \quad \text{Gleichung 3-8}$$

$$\varepsilon > \varepsilon_u : \sigma = 0 \quad \text{Gleichung 3-9}$$

mit

- E_e als Elastizitätsmodul der Faser,
- E_s als Anfangs-Elastizitätsmodul der ungedehnten Faser,
- ε_s als Dehnung, bei der sich die Faser spannt und
- ε_u als Dehnung, bei der die Faser reißt.

Die quasi-statischen Ansätze liefern zwar zufrieden stellende Ergebnisse in der Berechnung langsamer Belastungen, reichen jedoch für die Berechnung dynamischer Lastfälle - die zum

Beispiel bei der Analyse von Verletzungsmechanismen im Sport benötigt werden - nicht aus [220]. Wie bereits erwähnt, zeigen Bänder ein viskoelastisches Verhalten, das auf die Durchdringung des Wassers durch das Bindegewebe zurückgeführt wird. Bei hohen Geschwindigkeiten ist nicht genügend Zeit für die Flüssigkeitsbewegung im Band, so dass das Band steifer reagiert als bei geringeren Geschwindigkeiten. Ein von der Geschwindigkeit abhängiges Verhalten der Sehnen und Bänder für die Berechnung dynamischer Lastfälle von Bandrupturen ist notwendig. Bei höherer Dehnungsgeschwindigkeit wird die Spannungs-Dehnungskurve steiler, d.h. die Steifigkeit nimmt zu, und eine höhere Kraft ist zur Ruptur nötig.

Viskoelastische Modelle beschreiben zum Beispiel Fung [86], Funk et al. [87] und Johnson et al. [144], es gelten jedoch auch für diese Modelle Einschränkungen. Laut Pioletti [220] zeigt das quasi-linear viskoelastische Modell von Fung [86] für geringe Dehnungsraten ($v = 0,06 \%/s - 0,75 \%/s$) gute Resultate, jedoch ungenaue für höhere Dehnungsraten bis zu $v = 10 \%/s$. Das viskoelastische Modell von Johnson et al. [144] berücksichtigt wiederum nicht den durch die Dehnungsrate hervorgerufenen Effekt auf das Spannungs-Dehnungsverhalten.

3.1.1.3 Durchführung eigener experimenteller Untersuchungen

Zur Entwicklung und Validierung eines eigenen mathematischen Modells zur Beschreibung der Materialeigenschaften von Sehnen- und Bandstrukturen wurden im Labor experimentelle (Zug-)Versuche mit Sehnen aus dem Hinterlauf von Schweinen durchgeführt. Verwendet wurde eine Universalzugmaschine Typ 1120 mit einem Kraftaufnehmer vom Typ KAP-S/2kN (Fa. Zwick, Ulm), die Auswertung erfolgte mit der Software TestExpert.

Folgende Kriterien wurden bei der Durchführung der experimentellen Untersuchungen berücksichtigt:

Fixierung der Präparate:

Aufgrund des begrenzten Zugriffs und der aufwendigen Präparation von kompletten Knochen-Sehnen-Knochen-Komplexen wurden in den Versuchsreihen isolierte Sehnenstrukturen verwendet.

Die beiden Hauptprobleme bei der Fixierung isolierter Proben bestehen

- in der Gefahr des vorzeitigen Versagens isolierter Bänder bzw. Sehnen durch Schwächung der Strukturen im fixierten Bereich sowie
- in der zeitabhängigen Verdrängung von Flüssigkeit aus den kollagenen Fasern und der daraus resultierenden Verringerung der Sehnen-Querschnitte erwächst die Gefahr des Schlupfs des Weichteils aus den Klemmen.

Durch die Verwendung speziell angefertigter Klemmen konnte diesen Punkten anhand der Geometrie der Klemmflächen und einem gleichmäßigen Anzugsmoment von $M = 10 \text{ Nm}$ der jeweils sieben Fixationschrauben entgegen gewirkt werden. Zur Überprüfung der Funktionsweise der Klemmvorrichtung wurde in einem Vorversuch an der Sehne des M. quadriceps eines humanen Kniegelenkpräparats die maximal applizierbare Zugkraft ermittelt (Abbildung 3-5).

Der quasi-statische Zugversuch wurde in einer Universalprüfmaschine (WOLPERT TZZ 707, Instron, Darmstadt) mit einer 50 kN Kraftmessdose durchgeführt. Die Sehne wurde etwa 25 mm über der proximalen Kante der Patella abgetrennt. Der ventrale Bereich der Gelenkkapsel wurde freigelegt, so dass der Streckmechanismus distal nur im Bereich der Tuberositas tibiae gehalten wurde. Die maximal applizierte Zugkraft betrug $F = 2880 \text{ N}$, wobei das Versagen in der Einbettung von Tibia und Fibula einsetzte. Es konnte weder eine Relativbewegung der Sehne in den Klemmen noch ein Einreißen der Sehnen an der Fixierung beobachtet werden.



Abbildung 3-5: Zugversuch an einer Quadricepssehne an eines humanen Knie-Präparats.

Lokale Dehnungsunterschiede in den Strukturen

Die Dehnungszustände in Sehnen und Bändern sind lokal unterschiedlich. In Vorversuchen wurden die Dehnungsunterschiede an Sehnen mit Hilfe eingebrachter Pins sowie sog. DVRTs (Erklärung siehe Abschnitt 4.3.1, S. 115 ff.) ermittelt (Abbildung 3-6). Die Dehnungen im Bereich der Klemmen sind im Vergleich zum mittleren Sehnenabschnitt deutlich erhöht. Für die Interpretation konkreter Simulations- bzw. experimenteller Versuchsergebnisse kann dieser Aspekt jedoch eine Rolle spielen.



Abbildung 3-6: Ermittlung der lokalen Dehnungen.

Ermittlung der Querschnittsflächen

Die Ermittlung der Querschnittsflächen der in den Zugversuchen verwendeten isolierten Sehnen erfolgte mit dem Peripher Quantitativ Computer Tomographie System (pQCT) XCT2000 (Fa. Stratec, Pforzheim) (Abbildung 3-7). Folgende Aufnahmeparameter wurden gewählt: *Voxelgröße: 0,3 mm*, *Geschwindigkeit $v = 10 \text{ mm/s}$* , *Durchmesser $d = 80 \text{ mm}$* . Die Querschnittsfläche der untersuchten Sehnen wurden bei einer definierten Vorlast von $F = 1 \text{ N}$ an jeweils fünf Positionen ermittelt. Die Auswertung erfolgte mit der Software "Calc BD" bei einer eingestellten Schwelle von 30 mg/cm^3 .



Abbildung 3-7: Ermittlung des Sehnedurchmessers im pQCT-System XCT2000 (Fa. Stratec).

Umgebungsbedingungen

Da der Feuchtigkeitszustand der Sehnen Einfluss auf deren Materialverhalten hat, muss ein Austrocknen der Sehnen während der Versuchsdurchführung verhindert werden. Die Sehnen wurden daher zwischen und während der Präparation, der Querschnittsermittlung und dem eigentlichen Versuch feucht gehalten. Durch die Verwendung von Ringerlösung⁴ konnte der pH-Bereich des Körpermilieus beibehalten werden.

⁴ Ringerlösung ist eine Infusionslösung die bei isotoner Dehydratation als Flüssigkeitsersatz bei extrazellulärem Flüssigkeitsverlust und zum Auflösen von Medikamenten verwendet wird. Sie besteht

Folgende experimentellen Versuchsreihen wurden zur Ermittlungen der Materialeigenschaften von Sehnen durchgeführt:

1. Versuchsreihe:

Zur Ermittlung der Materialeigenschaften Dehnung, Steifigkeit und Kraftmaxima wurden jeweils 10 Sehnen im unkonditionierten und konditionierten (mit fünf Be- und Entlastungs-Zyklen) Lastfall getestet. Die Belastungsgeschwindigkeit betrug $v = 200 \text{ mm/min}$, die freie Einspannlänge wurde mit $l_e = 40 \text{ mm}$ definiert.

2. Versuchsreihe:

Zur Ermittlung des Hystereseverhaltens wurden 10 weitere Sehnen mit den Belastungsgeschwindigkeiten $v = 20 / 50 / 100 \text{ mm/min}$ bis zu Kräften von $F = 100 / 150 / 200 / 400 \text{ N}$ jeweils fünfmal be- und entlastet.

3. Versuchsreihe:

Zur Ermittlung des Einflusses der Belastungsgeschwindigkeit wurden Sehnen mit Belastungsgeschwindigkeiten von $v_{min} = 1 \text{ mm/min}$ bis $v_{max} = 800 \text{ mm/min}$ belastet. Die freie Einspannlänge der Sehnen betrug $l_e = 50 \text{ mm}$.

3.1.1.4 Ergebnisse der eigenen experimentellen Untersuchungen

Ermittlung der Steifigkeit

Abbildung 3-8 zeigt die ermittelten Steifigkeiten für die unkonditionierten und konditionierten Lastfällen in Abhängigkeit von der Querschnittsfläche der 20 untersuchten Sehnen. Die Steifigkeit wurde im nahezu elastischen Bereich der Sehnen ermittelt (siehe Bereich II in Abbildung 3-4). Der Einfluss der Konditionierung auf die Steifigkeit pro Querschnittsfläche mit einem arithmetischen Mittelwert von $c/CSA = 7,96 \pm 0,55 \text{ N/mm}^3$ für unkonditionierte erhöht sich auf $c/CSA = 9,05 \pm 1,07 \text{ N/mm}^3$ für konditionierte Proben.

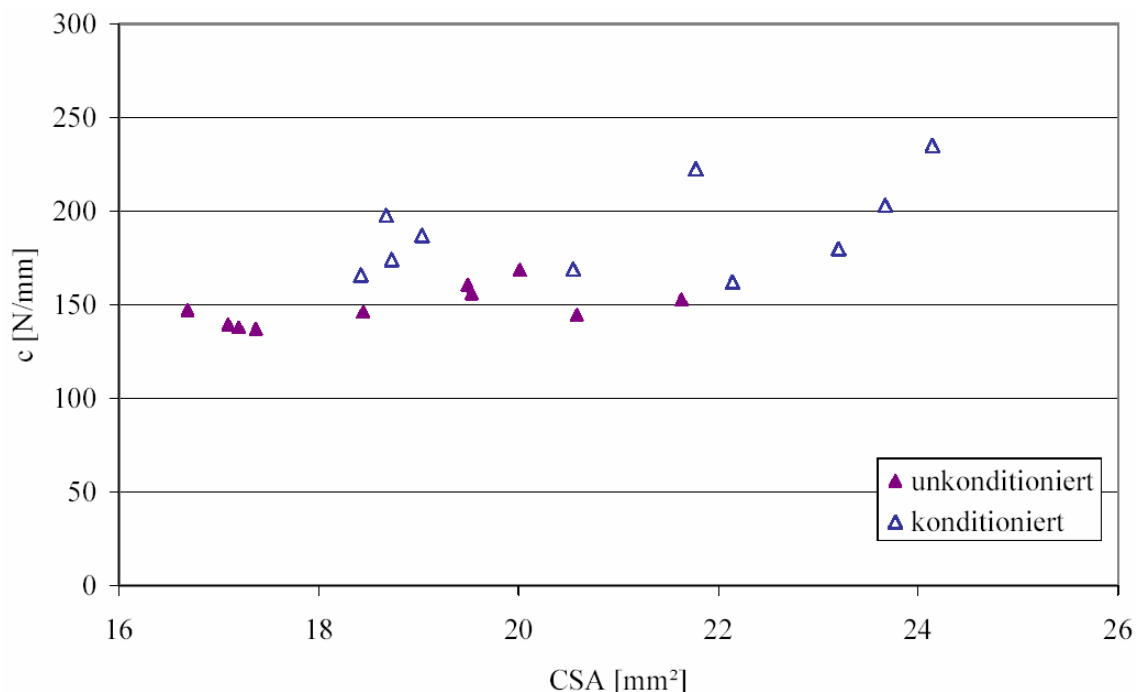


Abbildung 3-8: Ermittelte Steifigkeiten c von Sehnen in Abhängigkeit von der Querschnittsfläche CSA im unkonditionierten ($n = 10$) und konditionierten Zustand ($n = 10$).

aus einer wässrigen Lösung von 9,0 g Natriumchlorid, 0,2 g Kaliumchlorid, 0,2 g Calciumchlorid und 0,1 g Natriumhydrogencarbonat auf 1 Liter Wasser.

Ermittlung der Dehnungszustände

In Abbildung 3-9 sind die in der ersten Versuchsreihe ermittelten Dehnungszustände der konditionierten Sehnen nach Durchlaufen des elastischen Bereichs ε_E , nach Erreichen des Kraftmaximums ε_H und bei endgültiger Ruptur ε_R in Abhängigkeit von der ermittelten Querschnittsfläche CSA dargestellt. Der arithmetische Mittelwert und die Standardabweichung der Dehnung nach Durchlaufen des elastischen Bereichs in Abhängigkeit der Querschnittsfläche betrug $\varepsilon_E/CSA = 1,16 \pm 0,10 \text{ \%/mm}^2$, nach Erreichen des Kraftmaximums $\varepsilon_H/CSA = 1,68 \pm 0,14 \text{ \%/mm}^2$ und bei endgültiger Ruptur der Sehnen $\varepsilon_R/CSA = 2,00 \text{ \%/mm}^2 \pm 0,22 \text{ \%/mm}^2$.

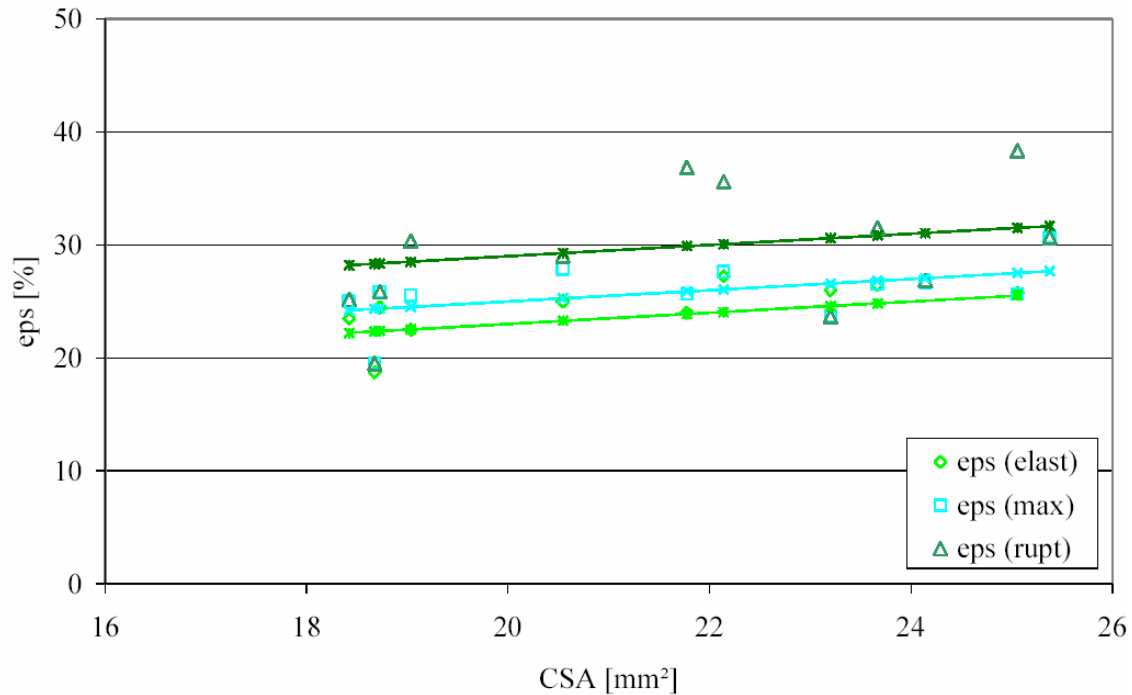


Abbildung 3-9: Experimentell ermittelte Dehnungszustände ε_E , ε_H , ε_R in Abhängigkeit von der Quer-schnittsfläche CSA an 10 getesteten Proben mit gemittelten Dehnungsverläufen ($eps = \varepsilon$).

Ermittlung der Kraftmaxima

In Abbildung 3-10 sind die ermittelten Kraftmaxima F_H der in der ersten Versuchsreihe untersuchten Sehnen im unkonditionierten und konditionierten Zustand in Abhängigkeit von der Querschnittsfläche dargestellt. Ein Vergleich des Quotienten der Kraftmaxima durch die jeweiligen Querschnittsflächen ergibt für die konditionierten Proben einen Durchschnittswert $F_{max}/CSA = 60,36 \pm 4,61 \text{ N/mm}^2$ und für die unkonditionierten Proben einen Durchschnittswert $F_{max}/CSA = 59,24 \pm 8,44 \text{ N/mm}^2$.

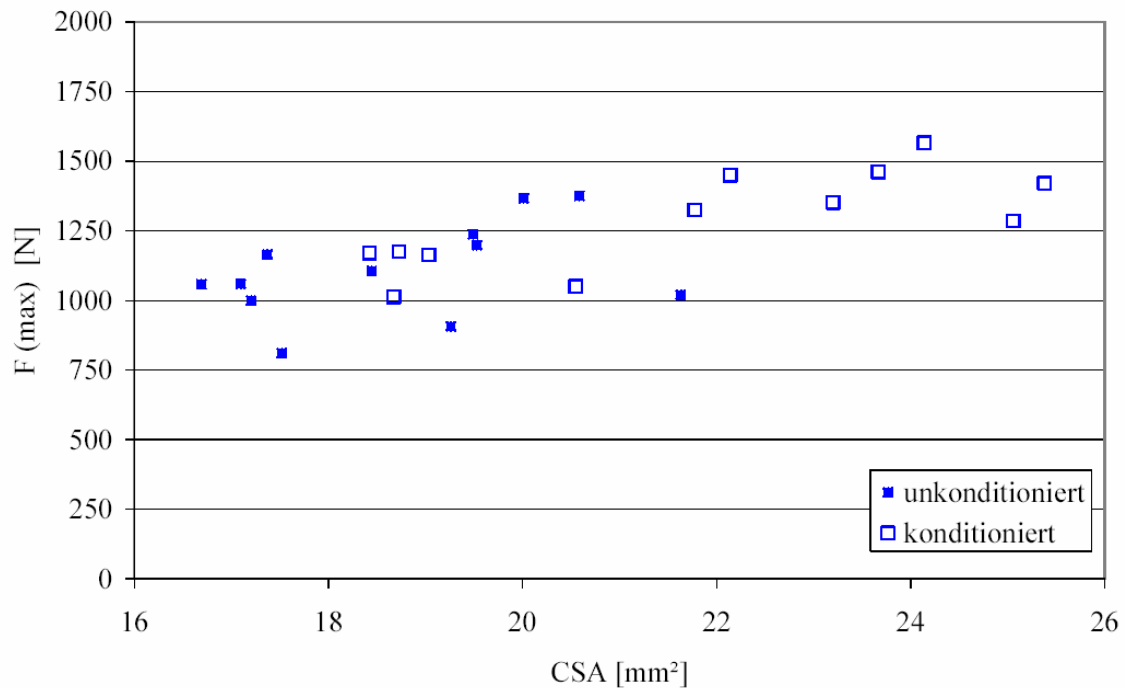


Abbildung 3-10: Ermittelte Kraftmaxima von Sehnen im unkonditionierten (n = 10) und konditionierten Zustand (n = 10) in Abhängigkeit von der Querschnittsfläche CSA.

3.1.1.5 Mathematische Beschreibung des Materialverhaltens der Sehnen und Bänder

Das viskoelastische Verhalten von Sehnen und Bändern wird im entwickelten Kraftelement durch ein modifiziertes Kelvin-Element realisiert (Abbildung 3-11, siehe Abschnitt 2.5). Das Kelvin-Modell der aktuellen Gesamtlänge l_a setzt sich zusammen aus einer Reihenschaltung eines Dämpferelements der Länge $l_{d_Maxwell}$ und dem Dämpfungsfaktor $d_{Maxwell}$ und eines Federelements mit der Länge $l_{c_Maxwell}$ und der Steifigkeit $c_{Maxwell}$ mit einem parallelgeschalteten Federelement mit der Länge l_{c_Voigt} und der Steifigkeit c_{Voigt} .

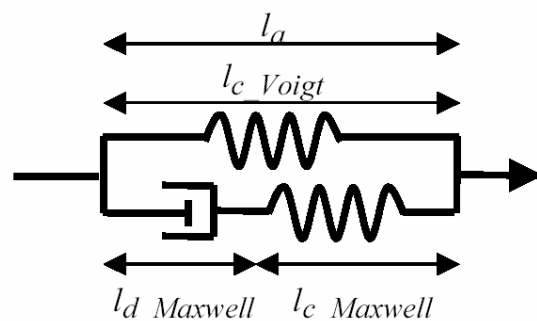


Abbildung 3-11: Aufbau des Kelvin-Elements: Feder und Dämpfer in Reihe parallel geschaltet mit weiterer Feder.

In die Berechnung der Steifigkeiten des Maxwell-Anteils und des Voigt-Anteils gehen neben der Querschnittsfläche CSA die Ausgangslänge l_0 und die aktuelle Dehnung ϵ_a ein. Die Länge l_0 beschreibt die Länge der Bänder bzw. der Faserbündel im entspannten, ungedehnten Zustand (Dehnung $\epsilon_0 = 0$). Die Dehnung ϵ_a in der aktuellen Gelenkstellung errechnet sich aus dem Verhältnis der aktuellen Faserbündel-Länge l_a und der entspannten Länge l_0 mit

$$\epsilon_a = \frac{l_a - l_0}{l_0}$$

Gleichung 3-10

In der Neutral-Null-Stellung der Gelenke (z.B. bei gestrecktem Zustand des Kniegelenks) weisen die Bänder bzw. Faserbündel einen charakteristischen Dehnungszustand ε_{Ext} auf.

Beruhend auf den in den eigenen Versuchsreihen mit konditionierten Proben ermittelten Werten werden die Materialkennwerte des entwickelten mathematischen Modells definiert. Die verwendeten Steifigkeitskonstanten für den Maxwell-Anteil $c_{Maxwell}$ und den Voigt-Anteil c_{Voigt} wurden in Abhängigkeit von der freien Einspannlänge l_0 , des aktuellen Dehnungszustands ε_a und dem Querschnitt CSA definiert mit

$$c_{Voigt} = c_{Maxwell} = 1,8 \cdot 10^{11} CSA \varepsilon l_0^2 [N / m] \quad \text{Gleichung 3-11}$$

Der Dämpfungsfaktor d geht in Abhängigkeit von der Steifigkeit in das Kraftgesetz ein und wurde aus den Ergebnissen der Hystereseversuche der zweiten Versuchsreihe ermittelt mit

$$d = 0,5 c_{Voigt} = 0,5 c_{Maxwell} [Ns / m] \quad \text{Gleichung 3-12}$$

Resultierend aus den ermittelten Dehnungszuständen in Abbildung 3-9 werden für das Kraftelement folgende Grenzen definiert mit

$$\varepsilon_E = 20000 CSA + 13 [\%] \quad \text{Gleichung 3-13}$$

$$\varepsilon_H = 20000 CSA + 25 [\%] \quad \text{Gleichung 3-14}$$

$$\varepsilon_R = 20000 CSA + 29 [\%] \quad \text{Gleichung 3-15}$$

wobei die Angaben der Querschnittsflächen in m^2 und die Angabe der Dehnungen in % erfolgt.

Für die Berechnung der resultierenden Kraft wird der traumatische Bereich III (Abbildung 3-4) bis zur vollständigen Ruptur der Probe in vier Unterbereiche III-i bis III-iiii unterteilt (Abbildung 3-12). Der dargestellte charakteristische Verlauf des Zusammenhangs zwischen eingeleiteter Längenänderung und resultierender Kraft basiert auf den Ergebnissen der ersten Versuchsreihe mit Konditionierung der Proben.

Die Berechnung der resultierenden Kraft im entwickelten Kraftelement für Sehnen und Bänder erfolgt somit in folgenden Abschnitten:

$$F_I = F_{Kelvin} \quad \text{Gleichung 3-16}$$

$$F_{II} = F_{Kelvin} \quad \text{Gleichung 3-17}$$

$$F_{III-i} = (\varepsilon_E / \varepsilon) F_{II} \quad \text{Gleichung 3-18}$$

$$F_{III-ii} = \sqrt{(\varepsilon_H - 0,5(\varepsilon_H - \varepsilon_E)) / \varepsilon} F_{III-i} \quad \text{Gleichung 3-19}$$

$$F_{III-iii} = (\varepsilon_H / \varepsilon) F_{III-i} \quad \text{Gleichung 3-20}$$

$$F_{III-iiii} = 0 \quad \text{Gleichung 3-21}$$

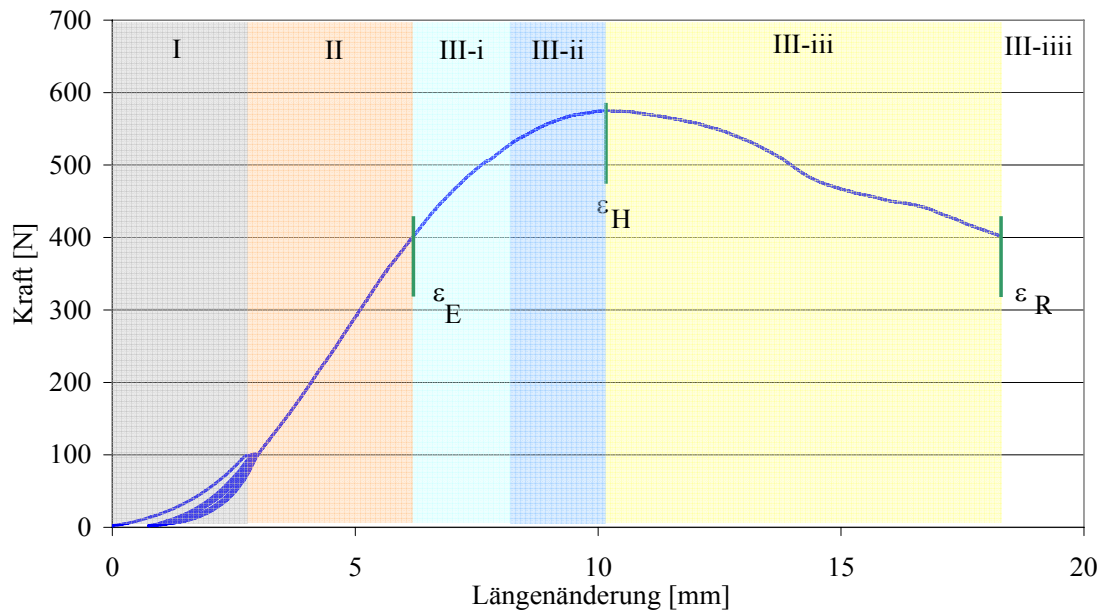


Abbildung 3-12: Charakteristischer Kraft-Dehnungs-Verlauf mit Konditionierung der Probe (d.h. mit fünf-maliger Be- und Entlastung bis zu einer Kraftgrenze $F = 100\text{ N}$) ermittelt im Zugversuch an einer Hinterlaufsehne eines Schweins.

3.1.2 Validierung des Kraftelements für Sehnen und Bänder

Basierend auf Ergebnissen der in Abschnitt 3.1.1.3 beschriebenen experimentellen Untersuchungen wird das entwickelte Kraftelement für Sehnen und Bänder hinsichtlich folgender Materialeigenschaften überprüft:

Berechnung der Maximalkräfte

Abbildung 3-13 zeigt die in der ersten Versuchsreihe ($n = 10$) an konditionierten Proben experimentell ermittelten und die in der Simulation errechneten maximalen Kräfte in Abhängigkeit von den Querschnittsflächen. Ein Vergleich des Quotienten der Kraftmaxima durch die jeweiligen Querschnittsflächen ergibt für die experimentell ermittelten Proben einen Durchschnittswert von $F_{max}/CSA = 60,4 \pm 4,6\text{ N/mm}^2$ und in der Simulation von $F_{max}/CSA = 58,8\text{ N/mm}^2$.

Für die untersuchten Sehnen zeigte sich somit eine sehr gute Übereinstimmung der experimentell ermittelten und der mit dem entwickelten Kraftelement berechneten Kraftmaxima.

Berechnung der Steifigkeiten (im linearen Bereich II)

In Abbildung 3-14 sind die in der ersten Versuchsreihe experimentell ermittelten und die für die entsprechenden Querschnitte in der Simulation berechneten Steifigkeiten c_{lin} (im linearen Bereich II des in Abbildung 3-11 beschriebenen Kraft-Dehnungs-Verlaufs) der $n = 10$ Hinterlaufsehnen angegeben. Ein Vergleich des Quotienten der Steifigkeiten durch die jeweiligen Querschnittsflächen ergab für die experimentell ermittelten Proben einen durchschnittlichen Wert von $c_{lin}/CSA = 9,1\text{ N/mm}^3 \pm 1,1\text{ N/mm}^3$ und in der Simulation $F_{max}/CSA = 9,6\text{ N/mm}^3 \pm 0,3\text{ N/mm}^3$.

Es zeigte sich somit eine sehr gute Übereinstimmung der experimentell ermittelten Steifigkeiten und der mit dem entwickelten Kraftelement berechneten Steifigkeiten für die untersuchten Proben.

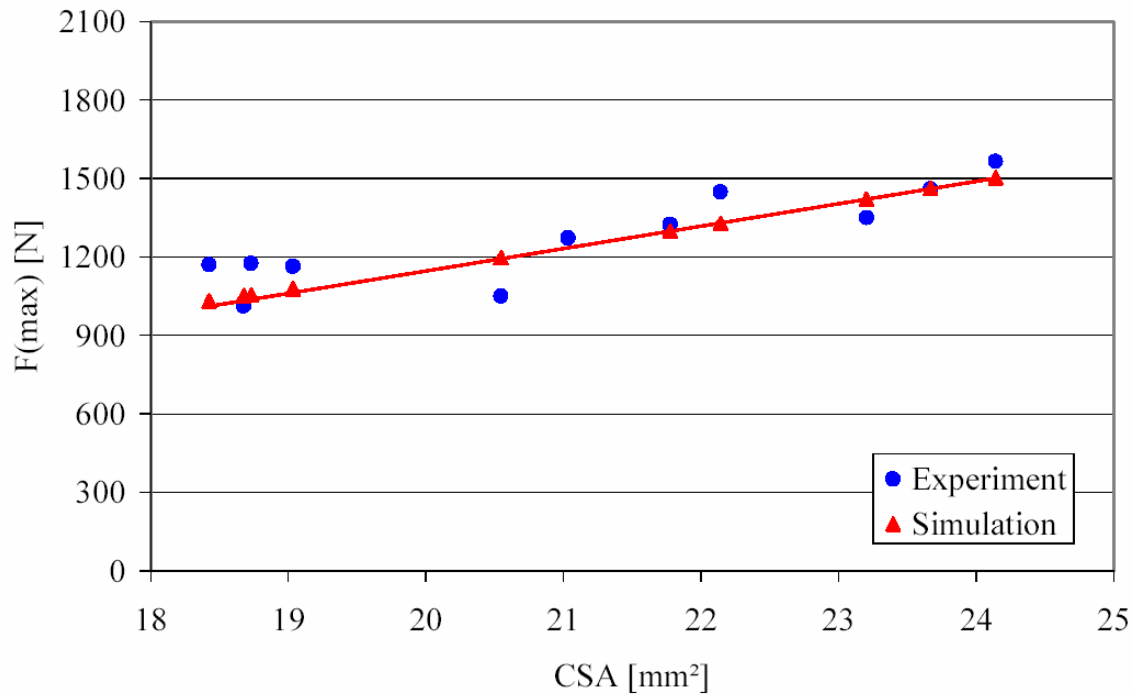


Abbildung 3-13: Experiment vs. Simulation: Im Zugversuch ermittelte maximale Kräfte F_{max} über Querschnittsflächen CSA ermittelt an $n = 10$ Hinterlaufsehnen.

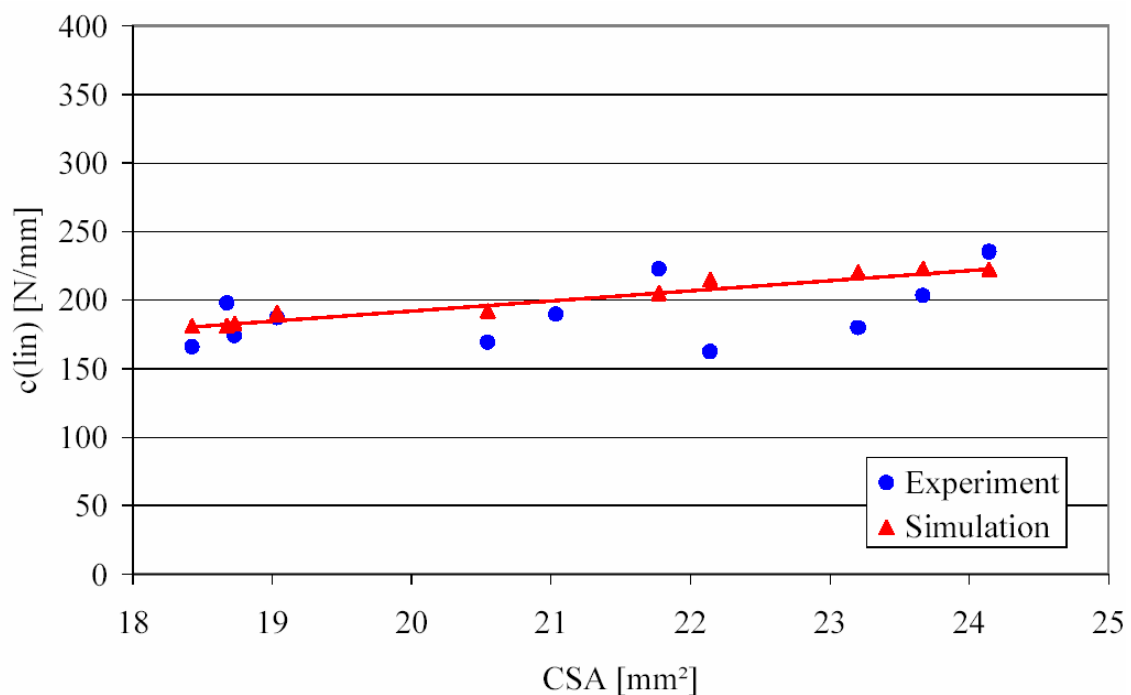


Abbildung 3-14: Experiment vs. Simulation: Im Zugversuch ermittelte Steifigkeiten c_{lin} in Abhängigkeit von den Querschnittsflächen CSA ermittelt an $n = 10$ Hinterlaufsehnen.

Hystereseverhalten

In der zweiten Versuchsreihe wurden an $n = 10$ weiteren Hinterlaufsehnen jeweils fünf Be- und Entlastungs-Zyklen bis zu definierten Kraftmaxima von $F_{max} = 100\text{ N}$, $F_{max} = 150\text{ N}$, $F_{max} = 200\text{ N}$ bzw. $F_{max} = 400\text{ N}$ mit Deformationsgeschwindigkeiten von $v = 20\text{ mm/min}$, $v = 50\text{ mm/min}$ und $v = 100\text{ mm/min}$ eingeleitet. Da die Universalprüfmaschine in den Umkehrpunkten von Be- zu Entlastung (und umgekehrt) keine ideal lineare Einleitung und Umkehrung der Geschwindigkeit zulässt, wurde der tatsächliche Kraft/Zeit-Verlauf in der Simulation berücksichtigt. In Abbildung 3-15 ist der ermittelte Kraft-Deformations-Verlauf jeweils im experimentellen und simulierten Zugversuch - beispielhaft an einer Probe - jeweils für alle fünf Be- und Entlastungs-Zyklen dargestellt.

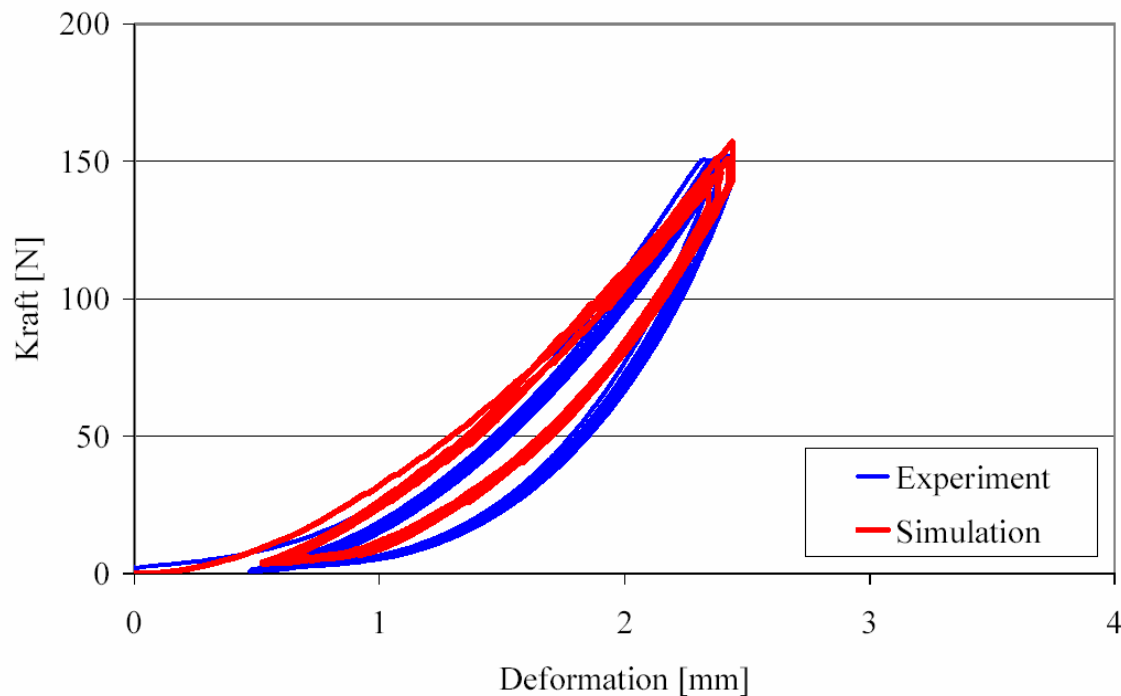


Abbildung 3-15: Experiment vs. Simulation: Hystereseverhalten am Beispiel einer Sehne während fünf Be- und Entlastungs-Vorgängen.

Da sich im Laborversuch zu Beginn der Krafteinleitung im ersten Zyklus zunächst die Sehnen bzw. Faserstrukturen in Zugrichtung ausrichten, ergab sich im Vergleich zu der errechneten Kraft-Deformations-Kurve ein Versatz in der Abszisse (Abbildung 3-16). Der Vergleich experimentell und in der Simulation ermittelter Hystereseschleifen wird durch die Berechnung der eingeschlossenen Flächen realisiert. Um die Konditionierung der Sehnen zu berücksichtigen, wurden jeweils der fünfte Be- und Entlastungszyklus ausgewertet.

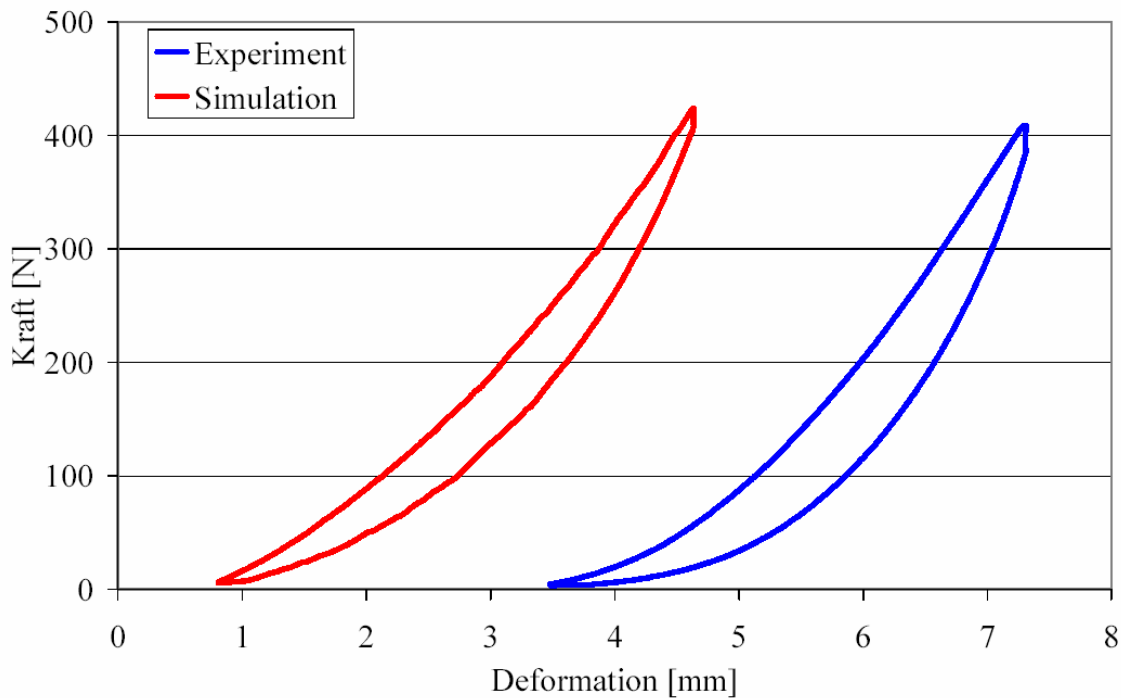


Abbildung 3-16: Experiment vs. Simulation: Hystereseverhalten während des fünften Be- und Entlastungs-Vorgangs am Beispiel einer Hinterlaufsehne.

Tabelle 3-1 zeigt die in der zweiten Versuchsreihe mit Variation der Belastungsgeschwindigkeit und der Kraftschwellen an den Umkehrpunkten ermittelten eingeschlossene Flächen im fünften Be- und Entlastungszyklus der Hystereseschleifen. Die in der Simulation berechneten Flächen betragen im Vergleich zu den in den experimentellen Untersuchungen ermittelten eingeschlossenen Flächen durchschnittlich 93,9%.

Tabelle 3-1: Experiment vs. Simulation: Vergleich der von den Hystereseschleifen eingeschlossenen Flächen ermittelt in den experimentellen Untersuchungen $A(hys-exp)$ und berechnet in der Simulation $A(hys-sim)$ mit den Verhältnis der Flächen für die untersuchten Sehnen (n=10).

Versuch	v [mm/min]	F(max) [N]	A (hys-exp) [mm ²]	A (hys-sim) [mm ²]	Verhältnis [%]
Probe 01	50	100	23,82	25,91	108,8
Probe 02	50	100	16,33	19,31	118,3
Probe 03	50	100	22,29	22,02	98,8
Probe 04	100	400	166,98	164,19	98,3
Probe 05	100	400	210,69	168,71	80,1
Probe 06	100	400	160,61	148,24	92,3
Probe 07	100	400	179,85	147,72	82,1
Probe 08	20	100	22,29	18,06	81,0
Probe 09	20	150	36,09	38,09	105,6
Probe 10	20	200	62,92	46,43	73,8

Einfluss der Belastungsgeschwindigkeit

Die Abhängigkeit der resultierenden Kraft von der Belastungsgeschwindigkeit wurde im Experiment und in der Simulation im Geschwindigkeitsbereich von $v = 1 \text{ mm/min}$ bis $v = 800 \text{ mm/min}$ an einer Sehne durchgeführt. Der Zugversuch wurde mit jeweils acht verschiedenen Geschwindigkeiten durchgeführt. Abbildung 3-17 und Abbildung 3-18 zeigen die resultierenden Kraftverläufe über die eingeleitete Deformation im Zugversuch (Experiment und Simulation) bis zum Erreichen einer definierten Kraftgrenze $F = 200 \text{ N}$. Bei maximaler Belastungsgeschwindigkeit $v_{max} = 800 \text{ mm/min}$ eine Deformation der Sehne aus der Ausgangslänge von $l_0 = 50 \text{ mm}$ um $\Delta l_{max} = 2,1 \text{ mm}$ eingeleitet. Bei der Geschwindigkeit von $v_{min} = 1 \text{ mm/min}$ betrug die Auslenkung $\Delta l_{min} = 3,1 \text{ mm}$. Der Unterschied der resultierenden Deformation bei einem definiertem Kraftmaximum von $F_a = 200 \text{ N}$ betrug in den experimentell an den Sehnen durchgeführten Zugversuchen $\Delta l = 1,0 \text{ mm}$. Bei der maximalen Belastungsgeschwindigkeit $v_{max} = 800 \text{ mm/min}$ wurde eine Deformation der Sehne aus der Ausgangslänge um $\Delta l_{max} = 2,4 \text{ mm}$ eingeleitet, bei der minimalen Geschwindigkeit von $v_{min} = 1 \text{ mm/min}$ betrug die Auslenkung $\Delta l_{min} = 3,3 \text{ mm}$. Der Unterschied der Deformation bei einer eingeleiteten Kraft von $F_a = 200 \text{ N}$ betrug in den simulierten Zugversuchen somit $\Delta l = 0,9 \text{ mm}$ und zeigte somit eine gute Übereinstimmung mit den im Experiment ermittelten Deformationen.

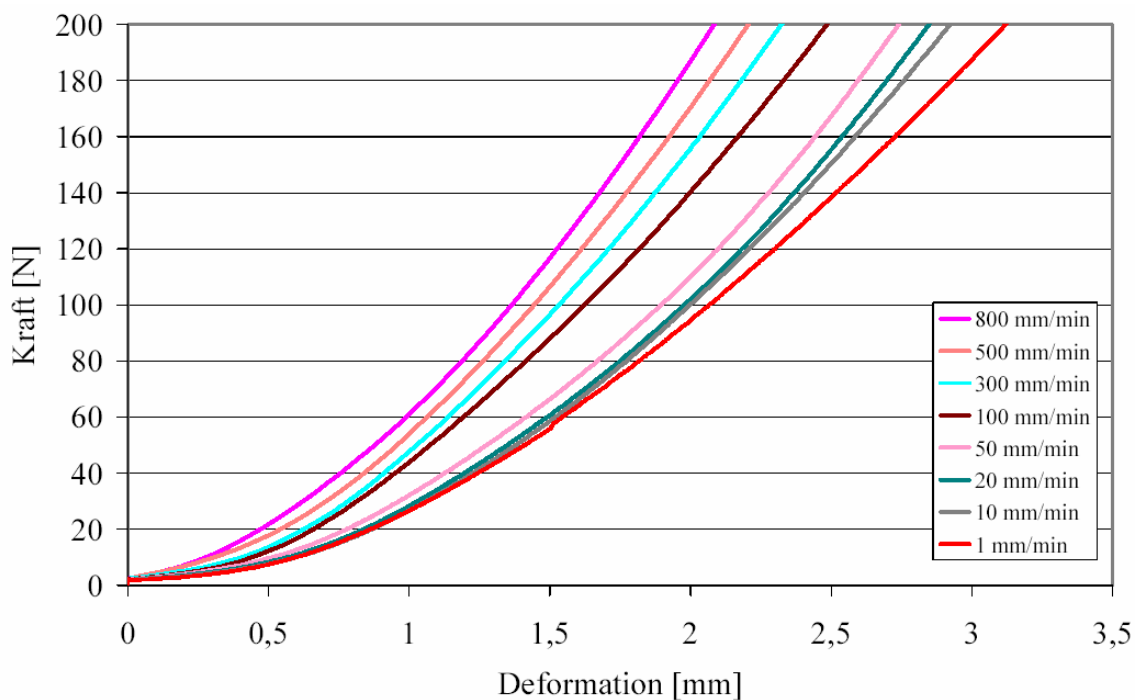


Abbildung 3-17: Experiment: Geschwindigkeitsabhängiger Kraft-Deformations-Verlauf ermittelt an einer Hinterlaufsehne.

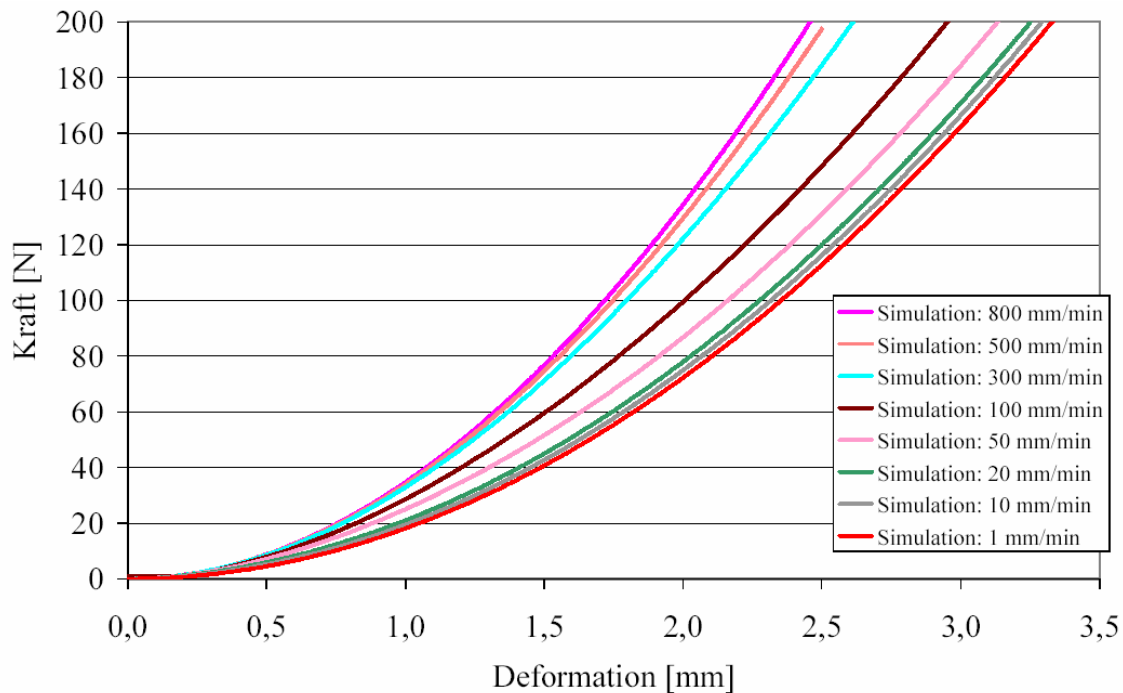


Abbildung 3-18: Simulation: Geschwindigkeitsabhängiger Kraft-Deformations-Verlauf berechnet für die experimentell getestete Hinterlaufsehne.

Überprüfung des entwickelten Kraftelements für die Sehnen und Bänder mit experimentellen Daten aus der Literatur

Die Berechnungen mit dem entwickelten mathematischen Modell für Sehnen und Bändern zeigte sehr gute Übereinstimmungen mit den experimentell an Hinterlaufsehnen des Schweins durchgeführten Untersuchungen. Das Kraftelement wurde zusätzlich anhand von Literaturdaten von Materialeigenschaften ligamentärer Strukturen überprüft.

Der Einfluss der Konditionierung auf die Steifigkeit von Sehnen wurde von Stäubli et al. [253] untersucht. Die in der Studie publizierten Ergebnisse für die Konditionierung des Lig. patellae zeigten einen Anstieg auf 130% der Festigkeit des unkonditionierten Lastfalls und für die Konditionierung der Sehnen des M. quadriceps einen Anstieg auf 113% der Festigkeit nach jeweils fünf Be- und Entlastungs-Vorgängen. Die in den selbst durchgeführten Untersuchungen ermittelten Steifigkeiten zeigten mit $c = 149,1 \pm 10,4 \text{ N/mm}$ für unkonditionierte und $c = 187,7 \pm 24,7 \text{ N/mm}$ für konditionierte Proben einen Anstieg der Steifigkeiten um 25,9% nach jeweils fünf Be- und Entlastungsvorgängen und lagen damit im Bereich der publizierten Ergebnisse.

In einer experimentellen Untersuchung ermittelten Noyes et al. [209] an sechs vorderen Kreuzbändern (Spenderalter 16 - 28 Jahre) mit einer durchschnittlichen Querschnittsfläche von $CSA = 44 \text{ mm}^2 \pm 10 \text{ mm}^2$ und einer Länge von $l_0 = 27 \text{ mm} \pm 2 \text{ mm}$ bei einer Belastungsgeschwindigkeit von $v = 100 \text{ \%}/s$ die Maximalkraft und die maximale Dehnung. Zur Überprüfung des entwickelten Kraftelements für Sehnen und Bänder wurden die beschriebenen Tests mit den angegebenen Parametern simuliert. Abbildung 3-19 zeigt den in der Simulation ermittelten Kraft-Dehnungs-Verlauf. Das Ergebnis der maximal errechneten Kraft in der Simulation stimmt mit $F_{max} = 1790 \text{ N}$ sehr gut mit dem von Noyes et al. angegebenen Durchschnittswert von $F_{max} = 1730 \text{ N} \pm 660 \text{ N}$ überein. Die berechnete Dehnung bei endgültiger Ruptur von $\varepsilon = 37,4\%$ liegt innerhalb der Standardabweichung der publizierten Dehnungen $\varepsilon = 44\% \pm 9\%$.

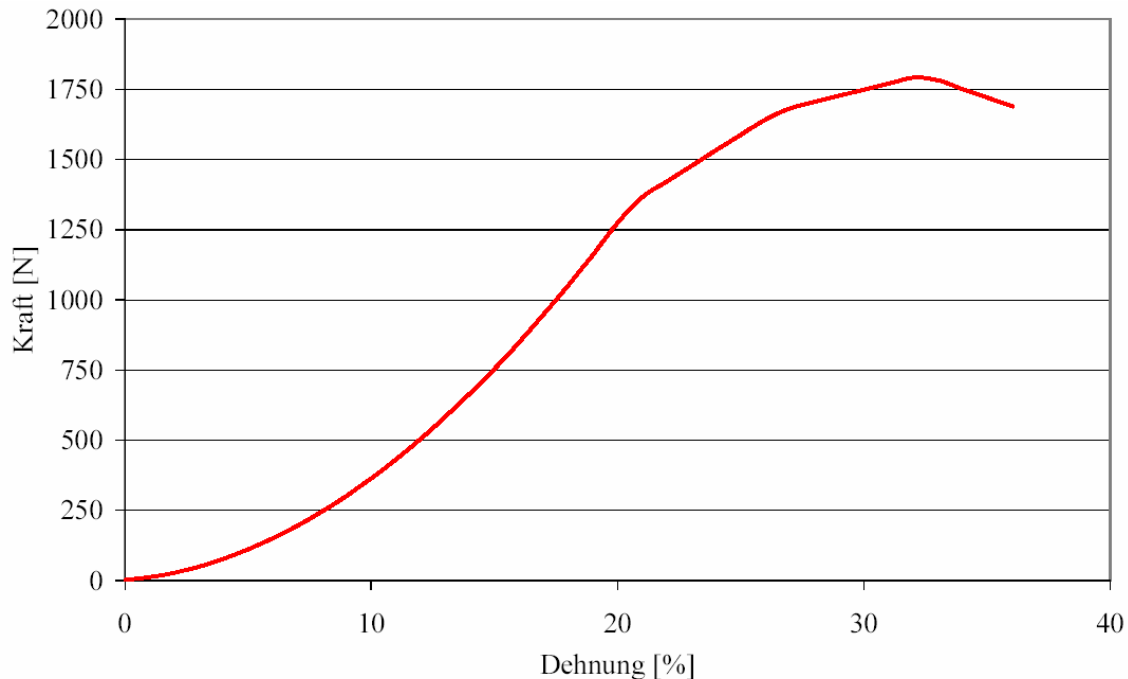


Abbildung 3-19: Verlauf der in der Simulation errechneten Kraftkurve der von Noyes et al. [209] durchgeführten experimentellen Zugversuche an humanen vorderen Kreuzbändern (Durchschnittswerte).

3.1.3 Diskussion

Das zur Lösung biomechanischer Fragestellungen unter Verwendung von Mehrkörpersystemen entwickelte und validierte Kraftelement (siehe Gln. 3-11 bis 3-21) ermöglicht die mathematische Beschreibung des Materialverhaltens von Sehnen und Bandstrukturen. Das Kraftelement stellt einen Kompromiss aus Vernachlässigung von schwer oder nicht quantifizierbaren Einflussgrößen und möglichst exakter Beschreibung des viskoelastischen Materialverhaltens dar. Schwer erfassbare Einflussgrößen (z.B. Aktivität) oder für die bearbeiteten Fragestellungen vernachlässigbare Faktoren (z.B. lokale Dehnungsunterschiede) werden in der Entwicklung des Kraftelements für die Mehrkörpersimulation nicht berücksichtigt.

Es wurde folgende Vorgehensweise definiert bzw. folgende Annahmen getroffen:

- Die einzelnen Faserbündel sind homogen, d.h. die Beschreibung des mechanischen Verhaltens unterscheidet nicht in lokalen Dehnungsunterschieden an Insertionsstellen oder im mittleren Band- bzw. Sehnenbereich.
- Zur Validierung des Kraftelements werden die experimentellen Ergebnisse des konditionierten Lastfalls zu Grunde gelegt, d.h. die Proben wurden mehrmals vorbelastet.
- Im Kraftelement wird angenommen, dass in Band- und Sehnenstrukturen eine Großteils uniaxiale Krafteinleitung erfolgt [144] und dass sich deren Gewebe vollständig aus nahezu parallel in Längsrichtung der Bänder verlaufenden Kollagenfasern zusammensetzt [13].
- Da die Eigenschaften ligamentärer und sehniger Strukturen auch durch deren Geometrie bestimmt sind [97], wird diese so exakt wie möglich bestimmt. Im Gegensatz zur manuellen Vorgehensweise, wie z.B. von Stäubli et al. [253] mit Hilfe von Messschiebern durchgeführt, gewährleistet die Anwendung bildgebender

Verfahren eine exakte Ermittlung der Querschnittsflächen von Bänder und Sehnen [89,90].

- Zeitabhängige Charakteristika, wie Kriechverhalten oder Relaxation werden berücksichtigt. Diese Eigenschaften beeinflussen das Verhalten bei Beschleunigungen, die höher sind als die quasi-statischen [122].
- Die durchgeführten Experimente wurden bei Raumtemperatur und unter Kontrolle des Feuchte-Zustands der untersuchten Sehnen durchgeführt. Thermodynamische Abhängigkeiten werden im Krafelement nicht berücksichtigt.

Insgesamt stimmen die Berechnungen des Materialverhaltens von Sehnen und Bändern mit dem entwickelten Krafelement und den gewählten Materialparameter sehr gut mit den ermittelten experimentellen Ergebnissen überein. Dies trifft sowohl auf die an Hinterlaufsehnen von Schweinen ermittelten Kraftmaxima, Steifigkeiten, Dehnungen, Hystereseverhalten und Geschwindigkeitsabhängigkeiten zu als auch auf die aus der Literatur erhaltenen Materialeigenschaften von Lig. patellae und Sehne des M. quadriceps (Konditionierung) sowie von humanen vorderen Kreuzbändern (Kraftmaxima, Dehnungen).

3.2 Krafelement: Knorpel und Reibung

3.2.1 Entwicklung des Krafelements für hyalinen Gelenkknorpel

3.2.1.1 Anatomischer Aufbau und physiologische Eigenschaften

Die Hauptfunktion des hyalinen Gelenkknorpels ist die Verteilung der eingeleiteten Kraft über eine größere Fläche des Gelenks und die Minimierung von Reibung, die aufgrund der Relativbewegung im Gelenk auftritt.

Die morphologische Struktur von Gelenkknorpel kann in drei Zonen unterteilt werden:

- Dünne oberflächige Schicht mit einer großen Anzahl an großen und parallel angeordneten kollagenen Faserbündeln.
- Einen mittleren Bereich mit willkürlich angeordneten feinen Kollagenfasern.
- Eine tiefe Zone mit großen Kollagenfasern, die zur Verankerung im Knochen radial ausgerichtet sind.

Gelenkknorpel kann als Verbund aus einer porös-permeablen, festen Matrix (einem dreidimensionalen Kollagengerüst mit ca. 60% des Trockengewichts), negativ geladenen Proteoglykanen (ca. 30% des Trockengewichts) und der interstitiellen Flüssigkeit beschrieben werden [208]. Die Flüssigkeit bildet den Hauptbestandteil des Gelenkknorpels. Im äußersten Gelenkbereich beträgt der Flüssigkeitsanteil etwa 80% und verringert sich auf etwa 65% in den inneren Knorpelzonen. Es befinden sich jedoch nur etwa 30% des Flüssigkeitsgehalts des Knorpels intrazellulär. Ein großer Flüssigkeitsanteil füllt die extrazellulären Räume aus und bewegt sich bei Druckeinwirkung durch die Matrix. Die Strömung interstitieller Flüssigkeit durch das Knorpelgerüst und ihr Austritt aus den sich berührenden Gelenkknorpelflächen, bewirkt die Schmierung der Gelenke mit Synovialflüssigkeit sowie den Stoffwechsel durch Chondrozyten.

Der Einfluss des Flüssigkeitstransports auf das biomechanische Verhalten von hyalinem Knorpel ist abhängig von der Deformationsgeschwindigkeit. Wird der Knorpel mit hohen Geschwindigkeiten belastet, ist der Einfluss Flüssigkeitsbewegung dominierend. Bei niedrigen Deformationsgeschwindigkeiten trägt das Strömungsverhalten interstitieller Flüssigkeiten jedoch im Verhältnis zu den Eigenschaften der Matrix kaum zum mechanischen

Verhalten des Knorpels bei. Generell besitzt die feste Matrix des Gelenkknorpels viskoelastisches Verhalten. Jedoch ist der viskoelastische Anteil klein, wenn Druck auf den Knorpel ausgeübt wird. Deshalb wird das Kriech- sowie Relaxationsverhalten in erster Linie durch den aufgrund des unter Druckeinwirkung auftretenden Strömungswiderstands verursacht. Die Permeabilität von Knorpelgewebe ist aufgrund hoher Strömungswiderstände durch Reibung sehr gering [12]. Die Reibung der interstitiellen Flüssigkeitsströmung nimmt bei hoher Belastungsgeschwindigkeit zu und verursacht eine höhere Steifigkeit des Gelenkknorpels. Außerdem steigt auch die Dissipation infolge der interstitieller Flüssigkeitsströmung und verursacht größere Hystereseschleifen.

Eine genaue Beschreibung von Synovialgelenken erfordert die Berücksichtigung der biotribologischen⁵ Eigenschaften. Ist die Summe der Rauhtiefen der artikulierenden Gelenkflächen kleiner als die Schmierfilmdicke, so herrscht reine Flüssigkeitsreibung bzw. hydrodynamische Schmierung vor (Abbildung 3-20). Verringert sich bei konstanter Viskosität mit abnehmender Gleitgeschwindigkeit oder mit zunehmender Normalkraft die Dicke des Schmierfilms soweit, dass es zu Kontakt der aus den Oberflächen beider Gelenkpartner

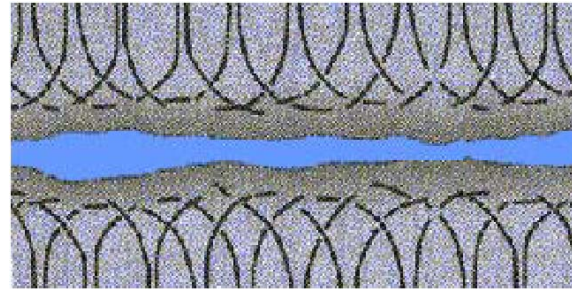


Abbildung 3-20: Mit Synovia gefüllter Gelenkspalt ohne Kontakt der Gelenkflächen - Flüssigkeitsreibung.

ragenden Spitzen kommt, so wird die von außen wirkende Belastung nur noch teilweise vom Schmierfilm getragen, ein anderer Teil wird von den Rauheitshügeln der Reibpartner aufgenommen, es kommt zur sog. Mischreibung. Die Dicke des Schmierfilms in einem gesunden Gelenk wird mit $d = 0,5 \mu\text{m}$ bis $1,0 \mu\text{m}$ angegeben, als typische Rauheit⁶ für Gelenkknorpel ein arithmetischer Mittenrauhwert von $R_a = 1,0 \mu\text{m}$ bis $6,0 \mu\text{m}$ [58]. In Verbindung mit der Synovialflüssigkeit besitzt der Gelenkknorpel jedoch eine außergewöhnlich effiziente Gelenkschmierung mit einer sehr geringen Verschleißrate [276]. Es werden Reibungszahlen in der Größenordnung von $\mu = 0,005$ bis $0,025$ angegeben [282], die eigentlich nur mit einem trennenden Tragfilm erreicht werden können. Es sind somit zusätzliche Effekte, wie elastisches Ausweichen der Knorpelflächen oder druckabhängiges Viskositätsverhalten der Synovialflüssigkeit, zu erwarten, die im Detail bisher jedoch nicht bestimmt werden konnten. Dass das biotribologische Verhalten in Gelenken jedoch optimal gelöst ist, zeigt sich unter anderem im Einsatz von künstlichen Gelenken in der Orthopädie. Für technische Gelenke bedeutet die im Kniegelenk vorhandene komplexe Bewegung aus Rollen und Gleiten eine untypische Relativbewegung und Materialbeanspruchung, die einen starken Verschleiß von Endoprothesen verursacht. Der Einfluss von Oberflächenreibung auf die Kinematik von Kniegelenk-Endoprothesen wurde in einer Reihe von Kniemodellen untersucht [70,91,95,238]. Die Reibung verursacht Scherkräfte an den artikulierenden Oberflächen und führt zum Versagen der Polyethylen Komponenten. Während die Scherkräfte in der Rollphase stabilisierende Wirkung haben, erzeugen sie in der Gleitphase Zwänge für die mechanische Stabilität. Dies erfolgt aufgrund ihrer Abhängigkeit von dem Reibungskoeffizienten, von der Druckkraft und von der Bewegungsrichtung [282].

⁵ Das technische Fachgebiet der Tribologie umfasst die Teilgebiete Reibung, Verschleiß und Schmierung.

⁶ Der arithmetische Mittenrauhwert R_a ergibt sich aus dem arithmetischen Mittel aller Profilordinaten nach dem Herausfiltern aller Formabweichungen und der Welligkeit.

3.2.1.2 Beschreibung existierender mathematischer Modelle des Gelenkknorpels

In vielen MKS-Modellen wird das elastische Verhalten der Gelenkknorpel und die Reibung zwischen den artikulierenden Gelenkflächen vernachlässigt. Sowohl Knochen als auch hyaline Knorpelschichten an den Gelenkflächen werden als starr modelliert.

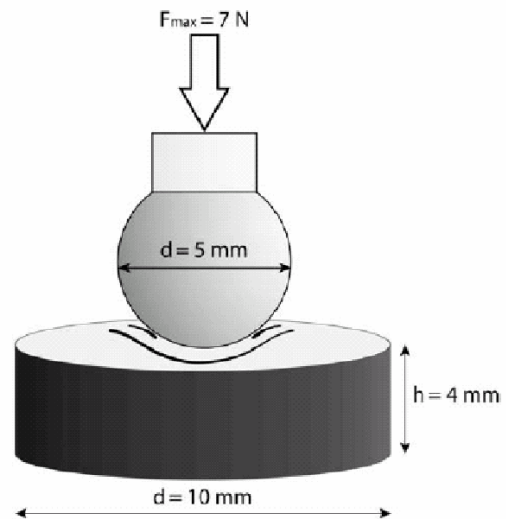
Eine exakte Beschreibung des Materialverhaltens des Gelenkknorpels stellt das sog. biphasische Modell mit Festkörperanteil und Flüssigkeitsanteil dar. Das Modell beinhaltet sowohl die Beschreibung des weichen, permeablen und elastischen Festkörpers als auch der Flüssigkeitsbewegung innerhalb der festen Matrix. Die Festphase beschreibt das Verhalten der Knorpelmatrix, die Flüssigkeitsphase beschreibt die vom Diffusionsdruck abhängige Viskosität der interstitiellen Flüssigkeit. Zwar reduziert sich die Porengröße und daraus resultierend die Permeabilität der Knorpelstruktur unter Kompression, doch der Flüssigkeitstransport steigt mit wachsendem Druck. Das biphasische Modell findet in erster Linie in der Finite-Elemente-Modellierung Berücksichtigung, wenn das Materialverhalten detailliert analysiert werden soll.

In der Simulation von komplexen Mehrkörpersystemen kann auf die Unterscheidung der beiden Strukturen Matrix und Flüssigkeit verzichtet werden und das Materialverhalten des Gelenkknorpels vereinfacht als homogenes, isotropes, linear-elastisches Gesamtmodell dargestellt werden. Bei Pandy et al. [212] und Blankevoort et al. [28] wird auf von Mow [204] beschriebene Materialeigenschaften des Knorpels zurückgegriffen. In beiden Arbeiten wird eine elastische Schicht der Dicke $h = 2 \text{ mm}$ vorausgesetzt. Die elastische Knorpelschicht befindet sich auf einer starren Knochenoberfläche mit den mechanischen Parametern Elastizitätsmodul $E = 5 \text{ MPa}$ und Querkontraktionszahl $\nu = 0,45$. Blankevoort et al. [28] ermittelten für isotrope, linear-elastische Knorpelmodelle, die sich auf nicht verformbarer Grundlage befinden, im Vergleich zu nicht-linearen Modellen nahezu gleiche Knorpelverformungen. Daher wird auf eine weitere Modifizierung der vorhandenen Kraftgesetze verzichtet.

3.2.1.3 Ergebnisse der verwendeten experimentellen Untersuchungen an Gelenkknorpel

Aufgrund des makromolekularen Aufbaus der Kollagenfasern und deren Quervernetzung besitzt der Gelenkknorpel anisotrope und inhomogene Werkstoffeigenschaften. Neben der Belastungsrichtung (sowohl bei Druck-, Zug- und Scherbelastung) hängen diese von der Temperatur, dem pH-Wert und sonstigen Ionenkonzentrationen ab. Exakte und reproduzierbare Versuche sind daher schwer durchzuführen. Untersuchungen der biomechanischen Eigenschaften des Gelenkknorpels zielen häufig auf das Kompressionsverhalten ab und reduzieren sich auf Eindrucktests.

Zur Verifizierung von mathematischen Knorpelmodellen wurden experimentelle Untersuchungen herangezogen, die in der Abteilung Biomechanik der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der Technischen Universität München durchgeführt wurden [56]. In Druckversuchen wurde das Materialverhalten von aus bovinen Femurkondylen entnommenen Knorpelproben untersucht. Als Prüflinge wurden Zylinder aus dem Tibiaplateau mit einem Durchmesser von $d = 10 \text{ mm}$ und einer Knorpeldicke von $h = 4 \text{ mm}$, als Prüfkörper ein kugelförmiger Stempel (Durchmesser $d = 5 \text{ mm}$) entnommen (Abbildung 3-21). Zur Konditionierung der Präparate wurden fünf Belastungszyklen eingeleitet, die wie folgt, definiert wurden: Mit einer Eindringgeschwindigkeit von $v = 5 \text{ mm/min}$ wurde der Prüfstempel bis zu einer definierten



Kraftgrenze von $F = 7 \text{ N}$ in die Knorpelproben eingedrückt. Anschließend wurde die Position über eine Dauer von $t = 60 \text{ s}$ gehalten und der Kraftabfall beobachtet. Nach den $t = 60 \text{ s}$ wurde die Probe mit einer Geschwindigkeit von $v = 5 \text{ mm/min}$ entlastet. Dabei wurde die Traverse der Prüfmaschine nach oben bewegt, bis eine Kraftgrenze von $F = 0 \text{ N}$ erreicht wurde. Anschließend wurde diese Position $t = 60 \text{ s}$ gehalten und der Kraftanstieg aufgezeichnet.

Abbildung 3-22 zeigt den resultierenden Kraftverlauf des definierten Versuchsablaufs über die gesamte Prüfzeit von $t = 620 \text{ s}$. Die gestrichelten Linien zeigen den Einfluss der Konditionierung während der fünf Be- und Entlastungs-Zyklen auf das Kraft-Relaxations-Verhalten bei konstanter Deformation über jeweils $t = 60 \text{ s}$.

Abbildung 3-21: Schematische Darstellung des Testaufbaus zur Untersuchung des mechanischen Verhaltens von Knorpel [56]

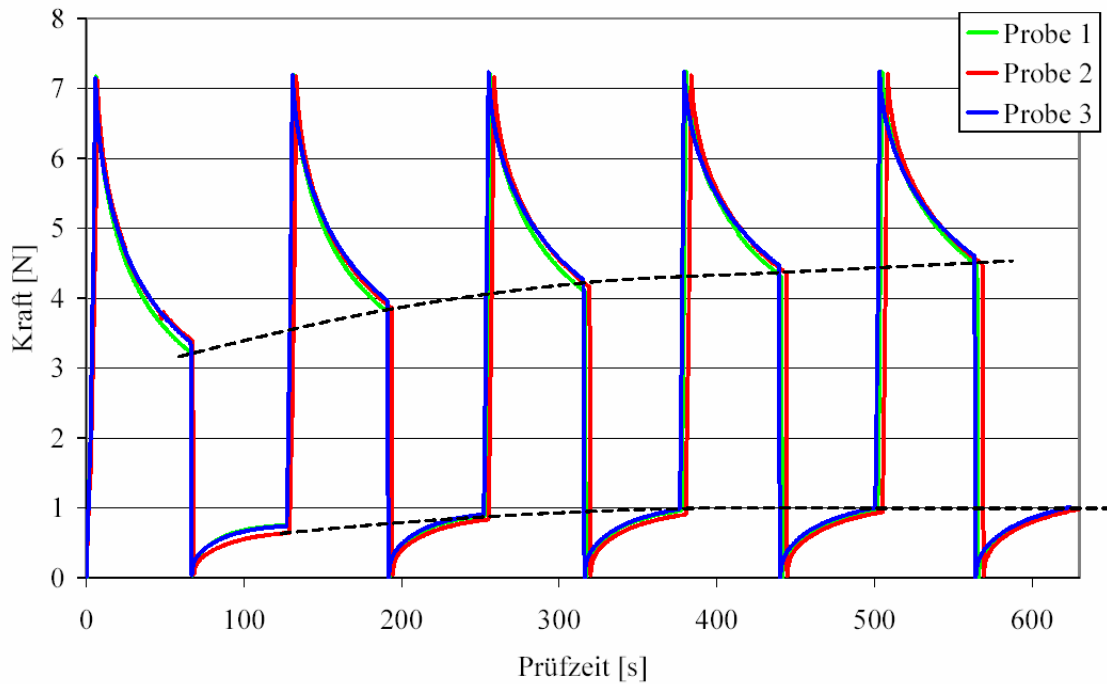


Abbildung 3-22: Resultierender Kraftverlauf bei zyklischer Belastung der drei Knorpelproben im Druckversuch. Der Einfluss der Konditionierung auf das Kraft-Relaxations-Verhalten ist durch die gestrichelten Linien dargestellt.

Der Einfluss der Konditionierung auf den resultierenden Kraftverlauf ist in Abbildung 3-23 am Beispiel einer Probe dargestellt. Die durchschnittliche Steifigkeit der untersuchten Knorpelproben ($n = 3$) nimmt während der fünf Belastungszyklen von $c = 17579 \text{ N/m}$ bis $c = 30047 \text{ N/m}$ um 71% zu.

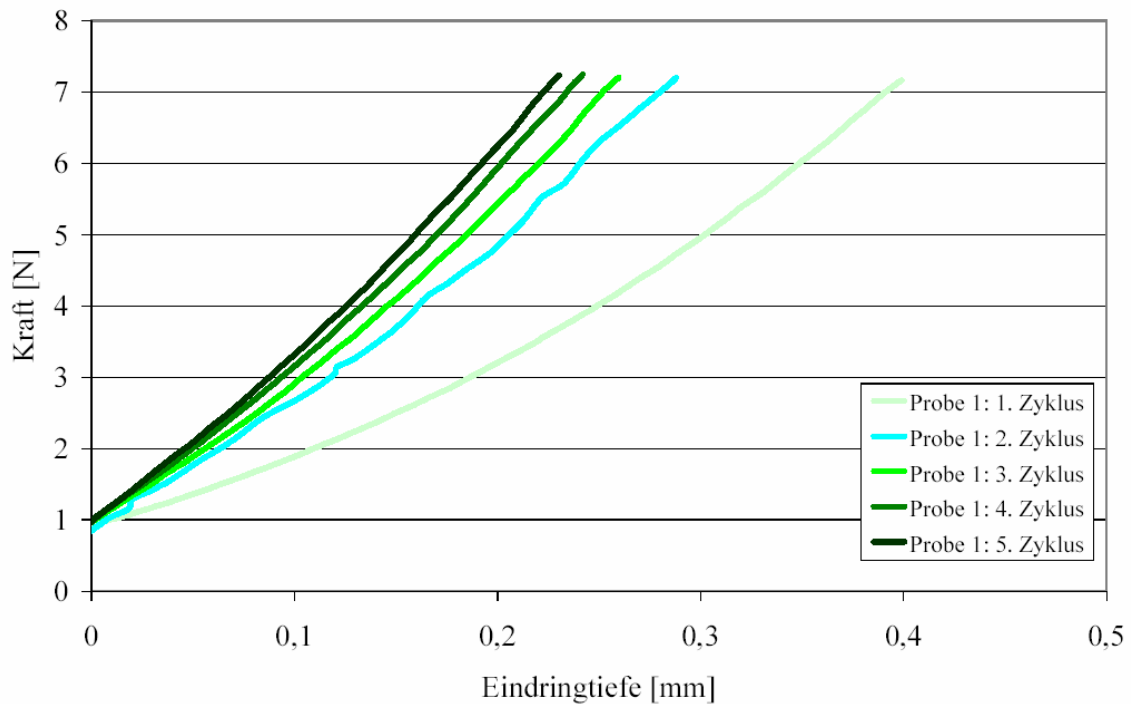


Abbildung 3-23: Einfluss der Konditionierung auf Materialverhalten einer Knorpel-Probe: Zunahme der Steifigkeit während der fünf Belastungszyklen.

3.2.1.4 Beschreibung der verwendeten Gelenkknorpel-Kraftelemente

Zur Modellierung der Materialeigenschaften von Gelenkknorpel wurde auf, im verwendeten Programmpaket SIMPACK, vorhandene Kraftelemente zurückgegriffen. Diese wurden mit den experimentell ermittelten Materialparametern belegt und anhand der Simulationsergebnisse bewertet:

Punktförmiger Kontakt mit unilateralen Feder-Dämpfer-Elementen

Liegt die exakte Beschreibung der Geometrien der artikulierenden Gelenkflächen vor, kann das unilaterale Feder-Dämpfer-Element zwischen zwei miteinander gekoppelten bewegten Markern modelliert werden (siehe Abschnitt 2.4.1). Es handelt sich um eine Parallelschaltung eines Federelements mit der Federsteifigkeit c und eines Dämpferelements mit dem Dämpfungskoeffizienten d . Das Verhalten des Kraftelements entspricht somit dem des Voigt-Modells (siehe Abschnitt 2.5). Die Federsteifigkeit $c = 30000 \text{ N/m}$ wurde in den experimentellen Untersuchungen im fünften Be- und Entlastungszyklus des beschriebenen Prüfablaufs ermittelt.

Hertzische Pressung

Bei dem Kraftelement "Hertzian Contact" handelt es sich um ein Standard-Kraftelement im Programmpaket SIMPACK. Es ermöglicht die Berechnung der Kontaktkraft für die Berührung oder Durchdringung zweier kugelförmiger oder zylinderförmiger Körper sowie für Kugel bzw. Zylinder mit einer ebenen Fläche (siehe Abschnitt 2.4.2). Die Simulation der experimentellen Untersuchungen erfolgte mit kugelförmigen Druckstempel und ebener Knorpelfläche. Die Materialeigenschaften beruhen auf den Eigenschaften aus der Arbeit von Pandy et al. [212] mit einem Elastizitätsmodul von $E = 5 \text{ MPa}$ und einer Querkontraktionszahl von $\nu = 0,45$.

PCM-Kraftelement

Eine weitere Möglichkeit stellt die Bestimmung der Kontaktkraft basierend auf dem Polygonal Contact Model (PCM) nach Hippmann [120] dar (siehe Abschnitt 2.4.3). Im PCM basiert die Berechnung der Kontaktkraft auf einem elastischen Ansatz unter Berücksichtigung eines viskosen Dämpfungsanteils. Die Steifigkeit der beiden Kontaktkörper ergibt sich aus linear-elastischen Randschichten. Es besteht ein linearer Zusammenhang zwischen Eindringung u_n und Druckspannung p am selben Ort. Die Spannung errechnet sich aufgrund der Verformung, welche mit der Eindringung des unverformten Profils übereinstimmt

$$u_n(x, y) = \frac{b}{K} p(x, y) \quad \text{Gleichung 3-22}$$

mit Dicke b und dem elastischen Modul K . Das elastische Modul K für die Randschicht ergibt sich mit

$$K = \frac{1-\nu}{(1-\nu)(1-2\nu)} E \quad \text{Gleichung 3-23}$$

Unter der Voraussetzung, dass es sich um homogene, elastische Körper handelt, kann ebenfalls die experimentell gewonnene Steifigkeit c_{lin} verwendet werden.

$$c_{lin} = \frac{K}{b} \quad \text{Gleichung 3-24}$$

Im PCM gilt die Annahme, dass die Verschiebung in Normalenrichtung und Druck in jedem Dreieck konstant sind. Der elastische Anteil der Normalkraft F_{ck} eines Kontaktelements k mit der Fläche A_k folgt aus

$$K_{ck} = c_l A_k u_{nk} \quad \text{Gleichung 3-25}$$

Der viskose Anteil der Normalkraft F_{dk} eines Kontaktelements errechnet sich aus

$$F_{dk} = d_l A_k v_{nk} \quad \text{Gleichung 3-26}$$

mit Hilfe des Dämpfungsfaktors Steifigkeit d_l und der Eindringgeschwindigkeit v_{nk} . Die Gesamtkraft in Normalenrichtung F_{nK} ergibt sich somit aus

$$F_{ck} + F_{dk} \leq 0 : F_{nk} = 0 \quad \text{Gleichung 3-27}$$

$$F_{ck} + F_{dk} > 0 : F_{nk} = F_{ck} + F_{dk} \quad \text{Gleichung 3-28}$$

Die Kraft F_{tk} in tangentialer Richtung ist abhängig von der relativen tangentialen Geschwindigkeit v_{tk} und der Kraft in Normalenrichtung F_{nK} . Dabei wird eine abgeänderte Form des Coulombschen Reibungsgesetzes berücksichtigt. Über der Grenzggeschwindigkeit v_s gilt für die Gleitreibung der Reibungskoeffizient μ . Unterhalb der Grenzggeschwindigkeit v_s verringert sich die Reibungskraft quadratisch mit Abnahme der tangentialen Geschwindigkeit v_{tk} .

$$v_{tk} \geq v_s : F_{tk} = \mu F_{nk} \quad \text{Gleichung 3-29}$$

$$v_{tk} < v_s : F_{tk} = \mu F_{nk} \frac{v_{tk}}{v_s} \left(2 - \frac{v_{tk}}{v_s} \right) \quad \text{Gleichung 3-30}$$

Die Gesamtkraft aller Kontaktelemente errechnet sich aus der Summe der Kräfte aller Kontaktpaare $k = 1 \dots n$.

3.2.2 Validierung der Kraftelemente zur Modellierung des Gelenkknorpels

Zur Überprüfung der Kontaktelemente wurde jeweils der experimentell durchgeführte Versuchsablauf simuliert und der fünfte Be- und Entlastungszyklus ausgewertet.

Punktförmiger Kontakt mit unilateralen Feder-Dämpfer Element

Abbildung 3-24 zeigt einen Vergleich der experimentell resultierenden Kraftkurve (im fünften Be- und Entlastungszyklus) und dem in der Simulation mit einem Feder-Dämpfer-Element (mit einer Federsteifigkeit von $c = 30000 \text{ N/m}$ und einem Dämpfungskoeffizienten von $d = 60000 \text{ Ns/m}$) berechneten Kraftverlauf. Unter Belastung zeigten sich im linearen Bereich parallele Verläufe der beiden Kraft-Deformations-Kurven.

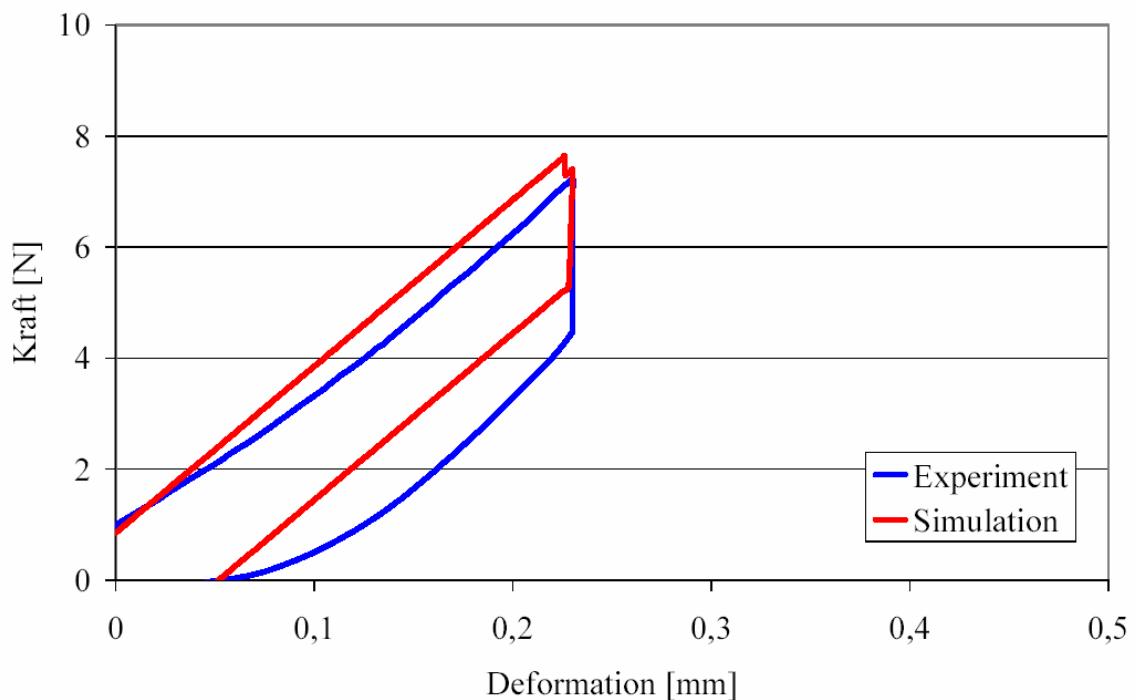


Abbildung 3-24: Experiment vs. Simulation mit unilateralen Feder-Dämpfer-Element: Hystereseschleife des fünften Be- und Entlastungszyklus.

Hertzische Pressung

In der Simulation des experimentell durchgeführten Prüfablaufs wurde der Prüfstempel mit einem Elastizitätsmodul von $E = 2,1 \cdot 10^5 \text{ MPa}$ und Querkontraktionszahl von $\nu = 0,285$ modelliert. Der Zeit-Weg-Verlauf wurde vom Laborversuch übernommen. In Abbildung 3-25 ist die Hystereseschleife während des experimentellen Prüfablaufs und in der Simulation mit einem Hertzischen Kontaktmodell dargestellt. Als Dämpfungskoeffizient wurde im Modell $d = 80000 \text{ Ns/m}$ gewählt, um die Belastung der resultierenden Kraftkurve anzugleichen. Der resultierende Entlastungsverlauf weicht deutlich von dem experimentell ermittelten Verlauf ab.

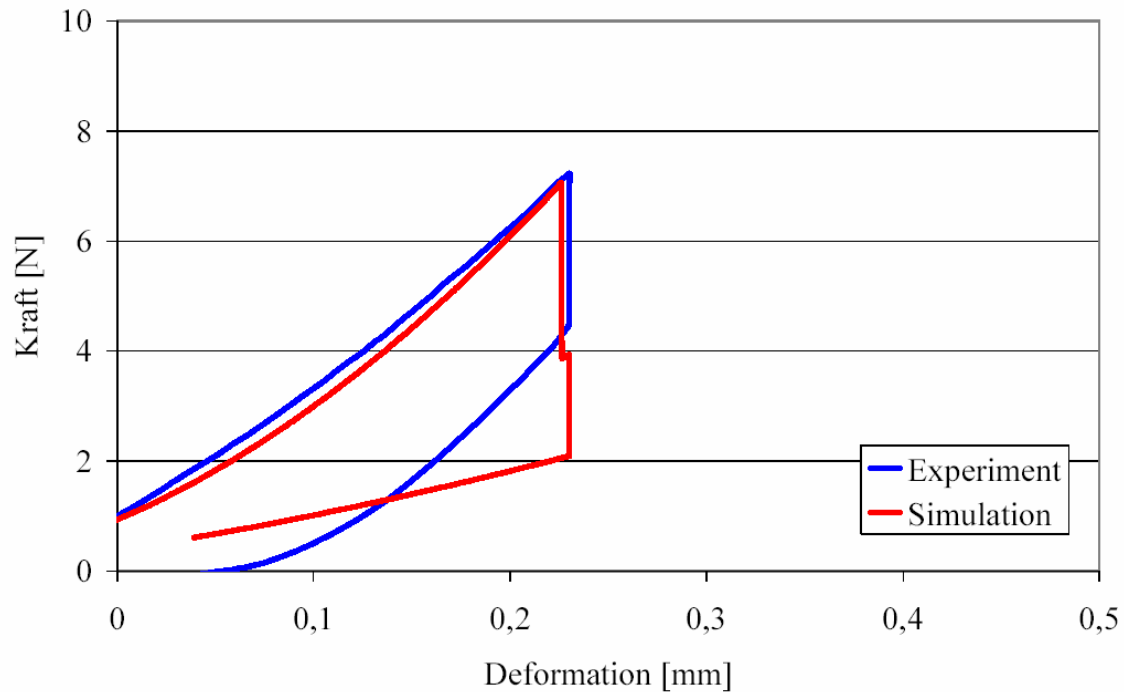


Abbildung 3-25: Experiment vs. Simulation mit Hertzischen-Kontakt-Element: Hystereseschleife des fünften Be- und Entlastungszyklus.

PCM-Kraftelement

In Abbildung 3-26 ist die Hystereseschleife während des fünften Be- und Entlastungszyklus des experimentellen Prüfablaufs und in der Simulation mit einem PCM-Kontakt-Element dargestellt. Als Elastizitätsmodul wurde $E = 1,1 \text{ MPa}$ und als flächenbezogener PCM-Dämpfungsfaktor $d = 2,85 \cdot 10^8 \text{ Ns/m}^3$ gewählt. Im Belastungsanteil und während der Haltezeit von $t = 60 \text{ s}$ bei konstanter Verformung zeigte sich eine sehr gute Übereinstimmung der Kurvenverläufe. Bei der simulierten Entlastung fällt die resultierende Kraft im Gegensatz zur experimentellen Lastfall nur bis $F = 0,4 \text{ N}$ ab.

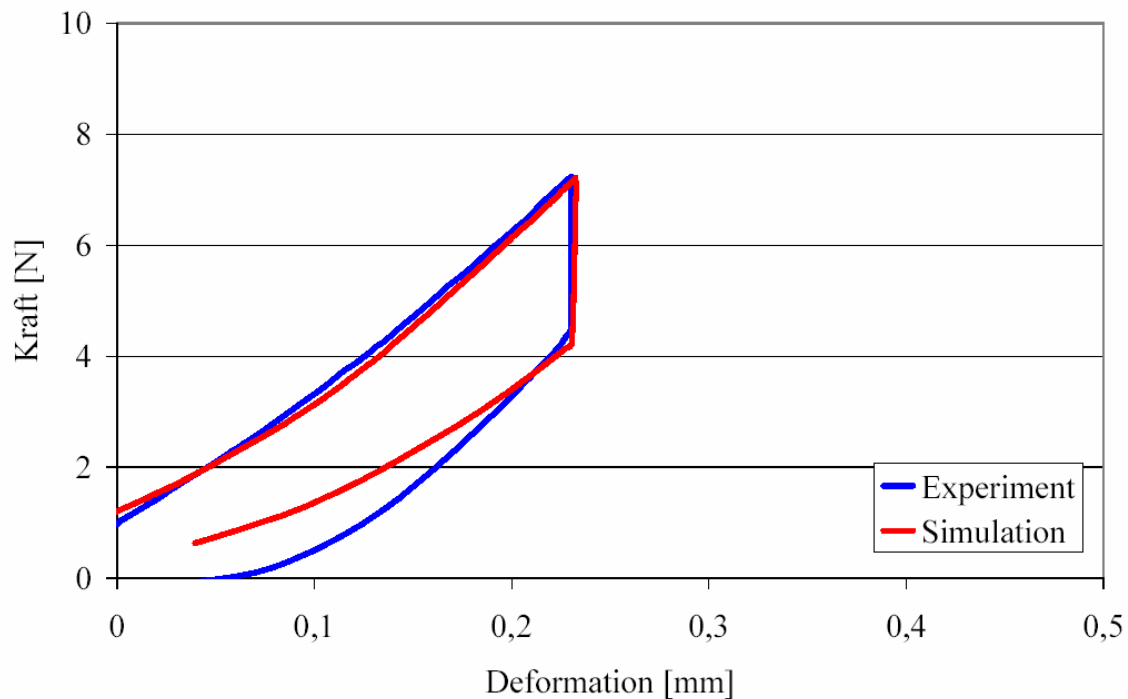


Abbildung 3-26: Experiment vs. Simulation mit PCM-Kontaktelement: Hystereseschleife des fünften Be- und Entlastungszyklus.

3.2.3 Diskussion

Die Beschreibung artikulierender Gelenkflächen kann mit verschiedenen Kontaktmodellen realisiert werden. Die Wahl der geeigneten Beschreibung bei konkreten Fragestellungen hängt von verschiedenen Faktoren ab:

- Reicht die Beschreibung der Gelenkflächen durch einfache Geometrien, wie z.B. Zylinder, Ebene oder Kugel, aus oder ist die exakte Beschreibung der Gelenkflächen mit Freiformkörpern zur Berechnung erforderlich.
- Ist bei der Verwendung von Freiformflächen die genaue Abgrenzung der Ränder der Gelenkflächen zu berücksichtigen, ist dies mit unilateralen Kontaktelementen zwischen bewegten Markern nicht zu realisieren.
- Ist die Ermittlung von idealisierten Kontaktpunkten ausreichend oder muss die Berechnung von Kontaktflächen der artikulierenden Gelenkpartner berücksichtigt werden. Eine Gelenkfläche kann auch durch Modellierung mehrerer potentieller Kontaktpunkte angenähert beschrieben werden.
- Die Genauigkeit der Beschreibung der Materialeigenschaften von hyalinem Gelenkknorpel und die Wahl des Kontaktelements (linear elastische, nichtlinear

elastische, viskoelastische Modelle) wird zudem von dem Lastfall (quasi-statisch oder dynamisch) beeinflusst.

Eine exakte Beschreibung des Materialverhaltens des Gelenkknorpels stellt ein biphasisches Modell dar. Diese finden in erster Linie in der Finite-Elemente-Modellierung Anwendung. Sie beinhaltet die Beschreibung des weichen, permeablen und elastischen Festkörpers mit der Flüssigkeitsbewegung. Für die Simulation komplexer Mehrkörpersysteme wird auf die Unterscheidung der beiden Strukturen Matrix und Flüssigkeit verzichtet und das Materialverhalten des Gelenkknorpels als Gesamtmodell dargestellt. Blankevoort et al. [28] ermittelten für isotrope, linear-elastische Knorpelmodelle nahezu gleiche Knorpelverformungen im Vergleich zu nicht-linearen Modellen.

Je nach Anforderungsprofil des Kontaktmodells wird in den weiteren Modellen auf das unilaterale Feder-Dämpfer-Element oder das PCM-Kontaktmodell zurückgegriffen. So wird z.B. der Kontakt in den Facettengelenken der Zwischenwirbelgelenke mit Voigt-Elementen modelliert. Die artikulierenden Gelenkflächen können näherungsweise als eben angesehen werden, so dass auf eine exakte Beschreibung der Geometrie verzichtet werden kann. In den femortibialen und femoropatellaren Gelenkanteilen im Kniemodell wird dagegen das PCM-Kontaktmodell verwendet. Hier werden die Geometrien und Dicken der Gelenkflächen aller beteiligten Knorpelschichten aus den CT-Datensätzen verwendet.

Als Reibungskoeffizient werden in den entwickelten MKS-Modellen Werte aus der Literatur verwendet [256]. Die Adhäsion, die zwischen den beiden Gelenkflächen auftritt, wird im Modell nicht berücksichtigt.

3.3 *Kraftelement: Meniskus*

3.3.1 Entwicklung des Kraftelements der Menisken

3.3.1.1 Anatomischer Aufbau und physiologische Eigenschaften

Unter einem Meniskus versteht man einen scheibenförmigen Knorpel in einem Gelenk - der im Gegensatz zu einem Diskus - den Gelenkspalt nur unvollständig teilt. Im Weiteren wird speziell auf den Meniskus im Kniegelenk eingegangen.

Die Kniegelenksmenisken setzen sich aus zwei halbmondförmigen Faserknorpelscheiben zusammen, dem Innen- und Außenmeniskus (Abbildung 3-27). Sie sind zwischen Ober- und Unterschenkel gelagert und gleichen durch seine Form die Inkongruenz von Femurkondylen und Tibiaplateau aus. Der mediale Meniskus hat im Gegensatz zum lateralen Meniskus eine größere Ausdehnung in anteroposteriorer Richtung und entspricht in seiner Form einem gestrecktem "C" (entsprechend der größeren Fläche des medialen Tibiaplateaus).

Die Menisken werden auch durch Verwachsungen mit der Gelenkkapsel fixiert. Der Innenmeniskus ist fast über seine gesamte Länge mit der Gelenkkapsel bzw. dem medialen Seitenband (MCL) verbunden und daher auch unbeweglicher als der voluminösere und stärker gekrümmte Außenmeniskus (Abbildung 3-28). Die Ränder der Menisken sind mit der Tibia mit zahlreichen kurzen, fibrösen Fasern verbunden, den sog. Ligg. coronarium lateralis und medialis.

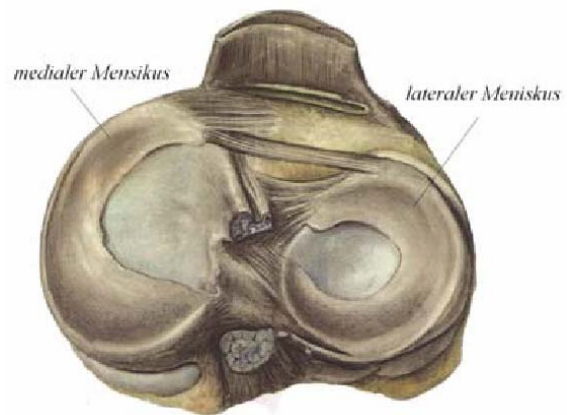


Abbildung 3-27: Medialer und lateraler Meniskus auf Tibiaplateau (Ansicht von oben) [227].



Abbildung 3-28: Medialer Meniskus mit Verbindung zu medialen Seitenband [230].

Morphologisch unterscheidet man die Meniskusbasis und die intermediäre Zone. Aufgrund des anatomischen, fibrocartilaginären Aufbaus können die Menisken Druck aufnehmen und auch erheblichen Zugkräften widerstehen [205]. Durch die ungleichmäßige Ausrichtung der Kollagenfasern ist das Meniskusgewebe in hohem Maße anisotrop. Die Anordnung der Kollagenfasern richtet sich nach der Art und Richtung der Belastung (Abbildung 3-29).

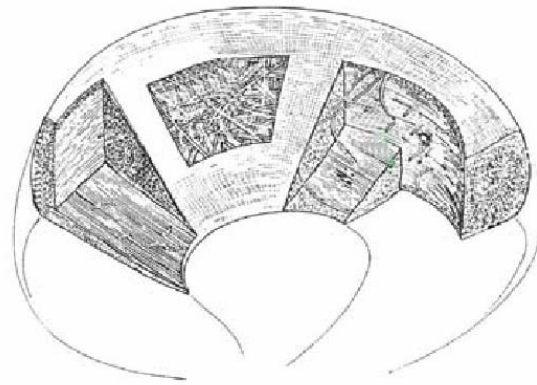


Abbildung 3-29: Verläufe der kollagenen Fasern innerhalb des Meniskus [39].

Bei axialer Belastung treten am Meniskus folgende Kräfte auf (Abbildung 3-30):

- resultierende Kraft F_{mt} aus meniscotibialen Kontakt
- resultierende Kraft F_{mf} aus mensicofemoralem Kontakt
- Kraftanteil F_{rmf} von F_{mf} in radialer Richtung
- Kraftanteil F_{amf} von F_{mf} in axialer Richtung
- resultierende Kraft F_c in zirkumferenter Richtung

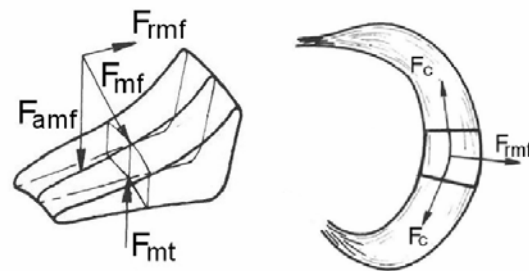


Abbildung 3-30: Verläufe der im Meniskus auftretenden Kräfte [39].

Die beiden Menisken erfüllen eine Reihe wichtiger Funktionen:

- Sie übernehmen einen Teil der im Kniegelenk übertragenen axialen Kräfte. Durch die bessere Belastungsverteilung wird der Gelenkknorpel geschützt.
- Bei dynamischer Belastung tragen die Menisken wesentlich zur Stoßdämpfung bei.
- Sie erhöhen die Stabilität im Kniegelenk. Dies hat vor allem bei Insuffizienz des vorderen Kreuzbandes eine große Bedeutung.
- Sie steuern die Gelenkschmierung durch Verteilung der Synovialflüssigkeit im Gelenkspalt.
- Sie ermöglichen damit auch die Ernährung des Gelenkknorpels.
- Zudem wird den Menisken auch eine propriozeptorische Funktion zugeschrieben, d.h. die Gelenkposition und Gelenkbelastung wird mit Hilfe neuronaler Strukturen zum zentralen Nervensystem übertragen.

3.3.1.2 Beschreibung existierender mathematischer Modelle von Menisken

Das Materialverhalten der Menisken wird in Mehrkörpersystemen vereinfacht als homogenes, linear-elastisches Gesamtmodell beschrieben. In der Literatur findet man dabei unterschiedliche Angaben über das Materialverhalten der Menisken. Meakin et al. [193] beschreiben Menisken mit orthotropem Materialverhalten und unterscheiden dabei in verschiedenen Eigenschaften in Richtung der Kollagenfasern und in orthogonaler Richtung. In Richtung der Fasern werden ein Elastizitätsmodul von $E_c = 200 \text{ MPa}$ und eine Querkontraktionszahl von $\nu = 0,03$ verwendet, in orthogonaler Richtung werden ein Elastizitätsmodul von $E_{amf} = E_{rmf} = 20 \text{ MPa}$ und eine Querkontraktionszahl von $\nu = 0,3$ verwendet. St-Onge et al. [256] betrachten die Menisken vereinfacht als homogen und

verwenden in ihrem Modell ein Elastizitätsmodul von $E = 4 \text{ MPa}$ und eine Querkontraktionszahl von $\nu = 0,4$. In einer FE-Analyse ermittelten Haut Donahue et al. [114] ein Elastizitätsmodul in radialer und axialer Richtung von $E_{amf} = E_{rmf} = 40 \text{ MPa}$ und in umlaufender Richtung von $E_c = 200 \text{ MPa}$. Laut Fithian et al. [74] verleihen die umlaufenden Typ I Kollagenfasern dem Meniskus eine hohe Zugfestigkeit von 100 MPa bis 300 MPa . Sweigart et al. [259] ermittelten im Druckversuch das Gesamtmodul H_A und die Querkontraktionszahl ν an sechs verschiedenen Stellen des humanen medialen Meniskus. Die Menisken wurden im anterioren, zentralen und posterioren Bereich jeweils von tibialer und femoraler Seite in Richtung der Kollagenfasern belastet. In den verschiedenen Bereichen ergaben sich Module von $H_A = 0,09 \text{ MPa}$ bis $H_A = 0,16 \text{ MPa}$. Hacker et al. [108] gaben ein Modul von $H_A = 0,2 \text{ MPa}$ bis $H_A = 0,28 \text{ MPa}$ an.

3.3.1.3 Ergebnisse der verwendeten experimentellen Untersuchungen

Zur Entwicklung eines mathematischen Modells zur Beschreibung des biomechanischen Verhaltens von Meniskus wurden experimentelle Untersuchungen, die in der Abteilung Biomechanik der Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Sportorthopädie am Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München durchgeführt wurden, herangezogen [184]. In Druckversuchen wurde das viskoelastische Verhalten von humanem Meniskus-Gewebe untersucht. Als Prüflinge wurden aus dem voluminösere lateralen Meniskushorn entnommene Zylinder mit einem Durchmesser von $d = 5 \text{ mm}$ und einer Dicke von $h = 2 \text{ mm}$ verwendet. Als Prüfkörper wurde ein kugelförmiger Stempel ($d = 5 \text{ mm}$) verwendet. Der zyklische Versuchsablauf ($n = 5$) wurde entsprechend der Druckversuche für den Gelenkknorpel wie folgt definiert: Die Proben wurden mit einer Eindringgeschwindigkeit von $v = 5 \text{ mm/min}$ bis zu einer definierten Kraftgrenze von $F = 7 \text{ N}$ in die Meniskusproben eingedrückt. Anschließend wurde die Position $t = 60 \text{ s}$ gehalten und der Kraftabfall beobachtet. Nach den $t = 60 \text{ s}$ wurde die Probe entlastet. Dabei wurde die Traverse der Prüfmaschine nach oben bewegt, bis eine Kraftgrenze von $F = 0 \text{ N}$ erreicht wurde. Anschließend wurde diese Position $t = 60 \text{ s}$ gehalten und der Kraftanstieg aufgezeichnet. Abbildung 3-31 zeigt den resultierenden Kraftverlauf über die Prüfzeit der fünf Belastungszyklen des definierten Versuchsablaufs. Die gestrichelte Linie zeigt den Einfluss der Konditionierung während der fünf Be- und Entlastungs-Zyklen auf das Kraft-Relaxations-Verhalten bei konstanter Deformation über jeweils $t = 60 \text{ s}$.

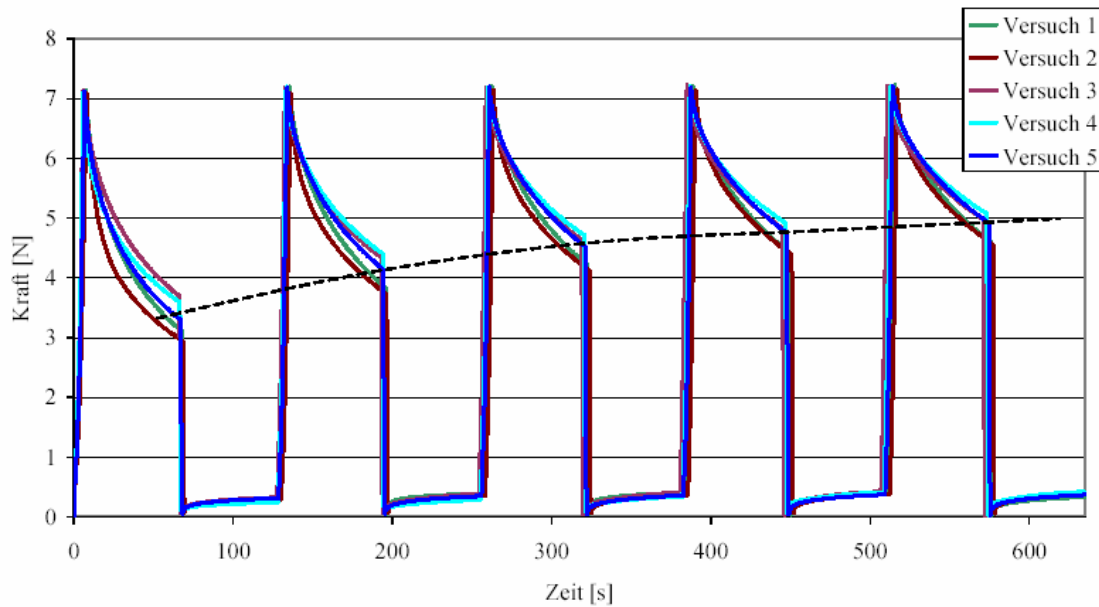


Abbildung 3-31: Resultierender Kraft-Zeit-Verlauf bei zyklischer Belastung an fünf getesteten Meniskus-Proben entnommen am humanen Außenmeniskus.

Der Einfluss der Konditionierung auf den resultierenden Kraftverlauf ist in Abbildung 3-32 dargestellt. Der arithmetische Mittelwert ($n=5$) der Steifigkeit der untersuchten Proben nimmt während der fünf Be- und Entlastungszyklen von $c = 19687 \text{ N/m} \pm 2046 \text{ N/m}$ bis $c = 26772 \text{ N/m} \pm 262 \text{ N/m}$ um 36 % zu.

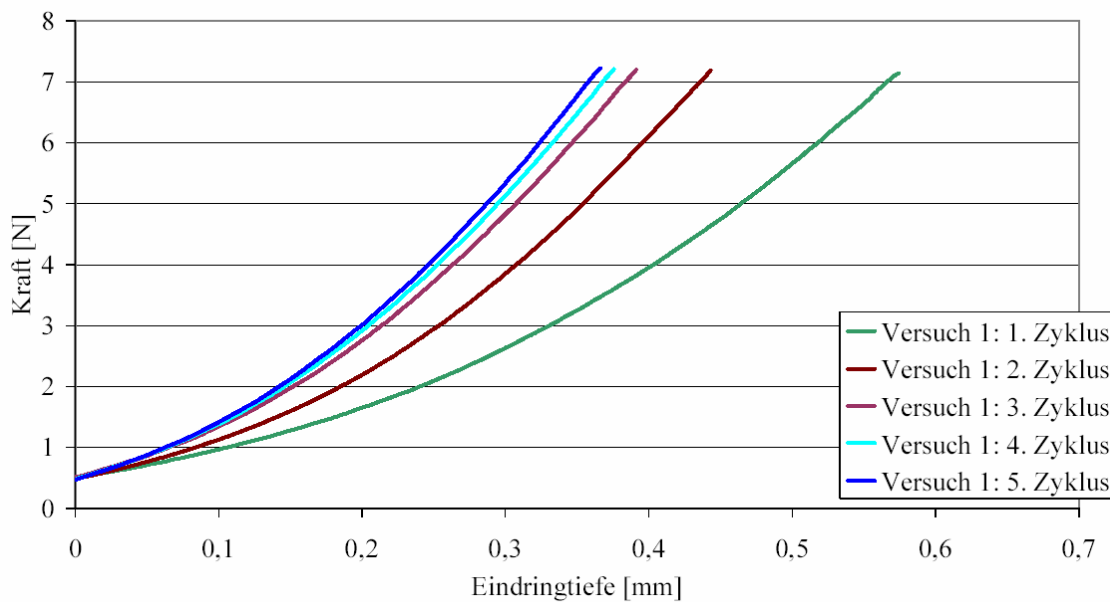


Abbildung 3-32: Konditionierung der Kraft-Verformungs-Kurve während der fünf Belastungszyklen: Steifigkeitszunahme einer Meniskus-Probe (entnommen am humanen Außenmeniskus).

3.3.1.4 Beschreibung des verwendeten Kraftelements und Parameter

Da die Geometrie der Menisken eine wichtige Rolle im Bewegungsablauf des femorotibialen Gelenks hat, wird im Kniemodell das PCM Kontaktmodell verwendet (siehe Abschnitt 2.4.3). Als Elastizitätsmodul wurde $E = 0,9 \text{ MPa}$ mit einer PCM-Dämpfung $d = 640 \cdot 10^6 \text{ Ns/m}$ gewählt.

3.3.2 Validierung des Kraftelements Meniskus

Zur Überprüfung der Kontaktelemente wurde der fünften Be- und Entlastungszyklus des experimentellen Druckversuchs simuliert. Die Materialeigenschaften des Prüfstempels wurden mit einem Elastizitätsmodul von $E = 2,1 \cdot 10^5 \text{ MPa}$ und Querkontraktionszahl von $\nu = 0,285$ modelliert. Der Zeit-Weg-Verlauf wurde vom Laborversuch übernommen.

In Abbildung 3-33 ist die Hystereseschleife während des fünften Be- und Entlastungszyklus des experimentellen Druckversuchs an Meniskus-Strukturen und in der Simulation mit einem PCM-Kontakt-Element dargestellt. Unter Belastung stimmen die beiden Kurvenverläufe im nahezu linearen Bereich und im Kraftabfall während der weggeregelten Haltezeit von $t = 60 \text{ s}$ gut überein.

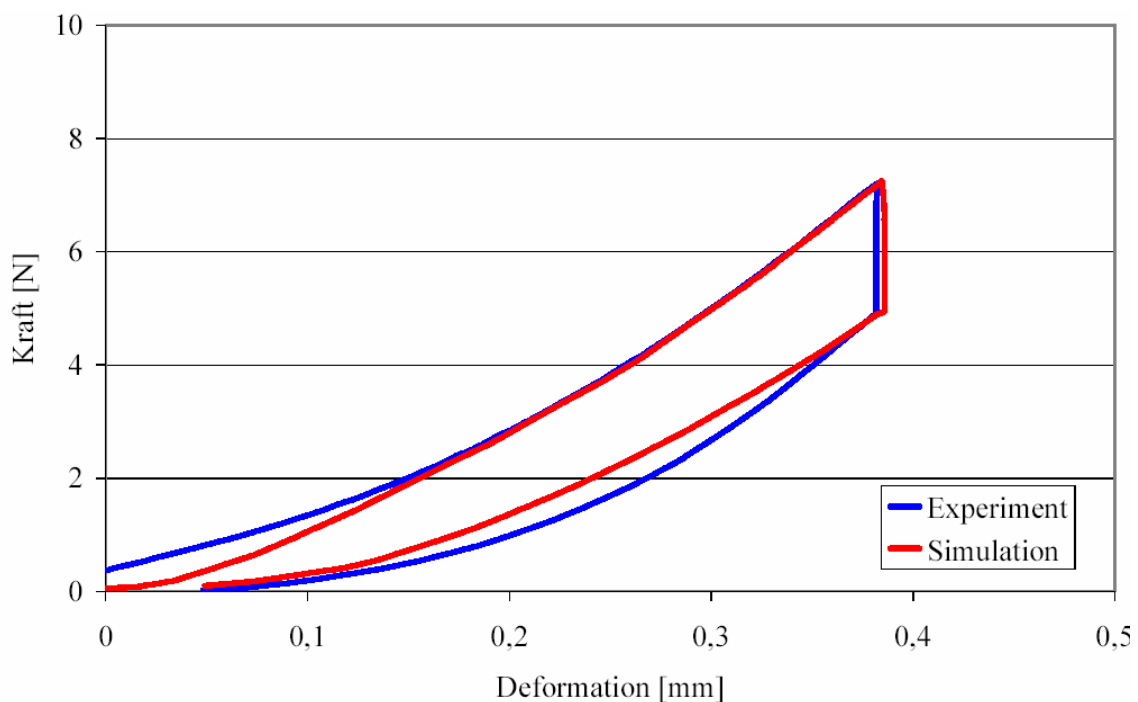


Abbildung 3-33: Experiment vs. Simulation (Meniskus-Modell mit PCM-Kontaktelement): Resultierender Kraftverlauf im fünften Be- und Entlastungszyklus.

3.3.3 Diskussion

In vielen Computermodellen wird bei der Modellierung des Kniegelenks auf die Menisken verzichtet (siehe Kap. 4). Da die Menisken jedoch einen großen Einfluss sowohl auf die Gelenkinematik als auch auf die Kraftübertragung im Gelenk haben, spielen sie vor allem bei der Berechnung dynamischer Lastfällen eine große Rolle. Auf eine detaillierte Analyse der Kraftverteilung innerhalb der beiden Menisken wurde verzichtet, das entwickelte Modell vereinfacht als homogene Struktur betrachtet.

In dem entwickelten Kraftelement zur Beschreibung des Verhaltens von Meniskus wurde basierend auf den Laborversuchen ein Elastizitätsmodul von $E = 0,9 \text{ MPa}$ und ein flächenbezogener PCM-Dämpfungsfaktor von $d = 640 \cdot 10^6 \text{ Ns/m}^3$ verwendet. Dieser Wert liegt zwar über den in der Literatur verwendeten Angaben über das Materialverhalten der Menisken - Sweigart et al. [259] ermittelten Module von $E = 0,09 \text{ MPa}$ bis $E = 0,16 \text{ MPa}$ und Hacker et al. [108] Elastizitätsmodule von $E = 0,2 \text{ MPa}$ bis $E = 0,28 \text{ MPa}$ - doch zeigte der Vergleich der experimentellen und der simulierten Untersuchungsergebnisse eine sehr gute Übereinstimmung.

3.4 Kraftelement: *Discus Invertebralis* (Zwischenwirbelscheibe)

3.4.1 Entwicklung des Kraftelements der Zwischenwirbelscheiben

3.4.1.1 Anatomischer Aufbau und physiologische Eigenschaften

Die Gesamtbeweglichkeit der Wirbelsäule setzt sich aus Einzelbewegungen der intervertebralen Gelenke, also der Relativbewegungen zweier jeweils benachbarter Wirbelkörper, zusammen. Die Bewegung in einem intervertebralen Gelenk resultiert aus einem komplexen Zusammenspiel der Knochengometrien und der Weichteilstrukturen. Die Geometrien der Wirbelkörper beeinflussen die Bewegung durch die beiden dorsal liegenden Facettengelenke. Die beteiligten Weichteilstrukturen sind neben ligamentären Strukturen die sog. Zwischenwirbelscheiben (*Disci intervertebralis*), die flexiblen Verbindungen zwischen den einzelnen Wirbelkörpern (Abbildung 3-34). Eine detaillierte Beschreibung des anatomischen Aufbaus der Wirbelsäule ist in Abschnitt 5.2.1 zu finden.

Die Bewegungsumfänge der Rotationen in den drei Hauptbewegungsebenen können für die Seitneigung in der Frontalebene und die axiale Rotation in der Transversalebene als symmetrisch angesehen werden. Die Rotation in der Sagittalebene ist in Extension durch die beiden artikulierenden Gelenkflächen *Processus articularis inferior* des unteren, kaudal gelegenen Wirbelkörpers und *Processus articularis superior* des oberen, kranial gelegenen Wirbelkörpers im Vergleich zur Flexion eingeschränkt (Abbildung 3-35).

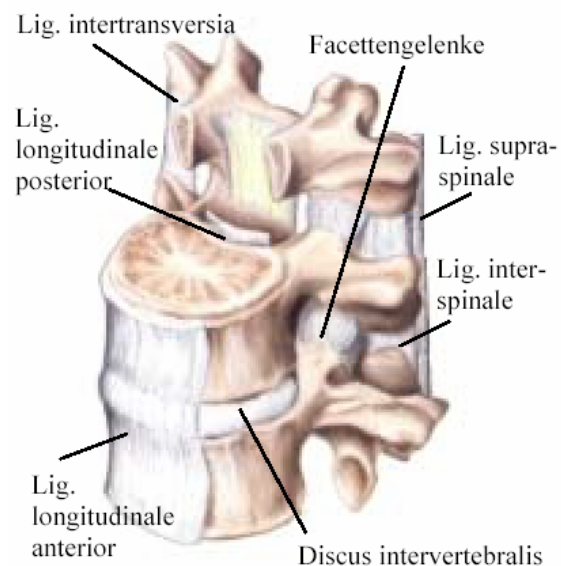


Abbildung 3-34: Intervertebrales Gelenk mit *Discus intervertebralis* und Bandstrukturen [227].

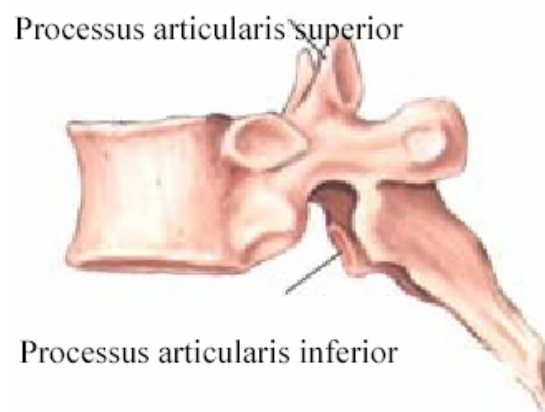


Abbildung 3-35: Gelenkflächen d. medialen und lateralen Facettengelenke [227].

Die Zwischenwirbelscheiben setzen sich aus einem gallertartigen Kern (Nucleus pulposus) und einem Faserknorpel (Annulus fibrosus) zusammen (Abbildung 3-36). Die Annuli fibrosi sind aus konzentrisch verlaufenden Lamellen aus Bindegewebe aufgebaut, die nach innen in den kollagenen Faserknorpel übergehen. Die Zwischenwirbelscheiben sind in sagittaler Richtung etwas keilförmig, ihre Dicke nimmt von kranial nach kaudal zu. Unter Be- und Entlastung gibt der Gallertkern Flüssigkeit ab bzw. nimmt Flüssigkeit auf, bis sich ein Gleichgewicht zwischen osmotischem und mechanischem Druck einstellt. Wird der Gallertkern belastet, versucht er seitlich auszuweichen und dehnt dadurch die Bindegewebslamellen.

Da die Fasern am Rand der Endplatten der Wirbelkörper mit dem Knochengewebe verwachsen sind, wirken sie auch dem Verkippen der Wirbelkörper entgegen. Die Zwischenwirbelscheiben halten somit Zug- und Druckbelastungen stand. Das Zentrum des gallertartigen Kerns der Zwischenwirbelscheibe kann angenähert als Rotationszentrum des intervertebralen Gelenks angesehen werden [310] (Abbildung 3-37).

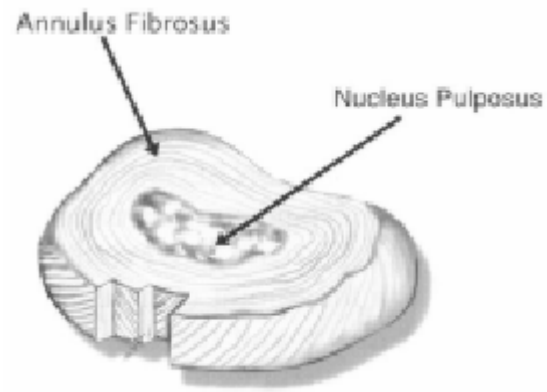


Abbildung 3-36: Aufbau einer Zwischenwirbelscheibe mit Nucleus pulposus und Annulus fibrosus [242].

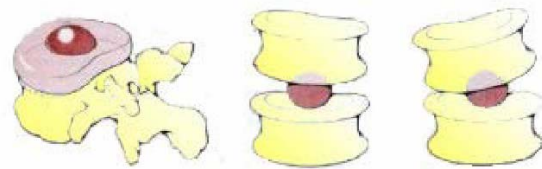


Abbildung 3-37: Gallertkern als Rotationszentrum zweier Wirbelkörper [310].

3.4.1.2 Beschreibung existierender Modelle von Zwischenwirbelscheiben bzw. Wirbelgelenken

Eine mathematische Beschreibung des mechanischen Verhaltens isolierter Zwischenwirbelscheiben ist in der Literatur kaum zu finden. Die Beschreibung des charakteristischen Belastungs- und Bewegungs-Verhaltens betrifft in der Regel ein komplettes intervertebrales Gelenk und berücksichtigt neben den Materialeigenschaften der Zwischenwirbelscheiben einige Bandstrukturen und den Einfluss der Facettengelenke. In Abbildung 3-38 ist der charakteristische Rotationsverlauf bei Einleitung eines Moments nach Panjabi et al. [214,215] dargestellt. Der charakteristische Verlauf besitzt eine sog. Neutral-Null-Zone N_z , d.h. einen Winkelbereich, in welchem für die Veränderung der Rotationsstellung in eine der beiden Rotationsrichtungen näherungsweise kein zusätzliches Moment in die Zwischenwirbelscheibe eingeleitet werden muss. Befindet sich das Wirbelgelenk in einer Bewegungsrichtung an der Grenze der Neutral-Null-Zone, ist die Einleitung eines externen Moments für die weitere Rotation in der Bewegungsrichtung erforderlich. Ist der maximale Bewegungsumfang (Range of Motion RoM) in einer Bewegungsrichtung erreicht, ist keine weitere Rotation ohne Beschädigung der knöchernen Strukturen oder der umgebenden Weichteile möglich. Der charakteristische Verlauf gilt für alle Rotationsrichtungen, gibt das Verhalten jedoch nur für quasistatische Belastung wieder.

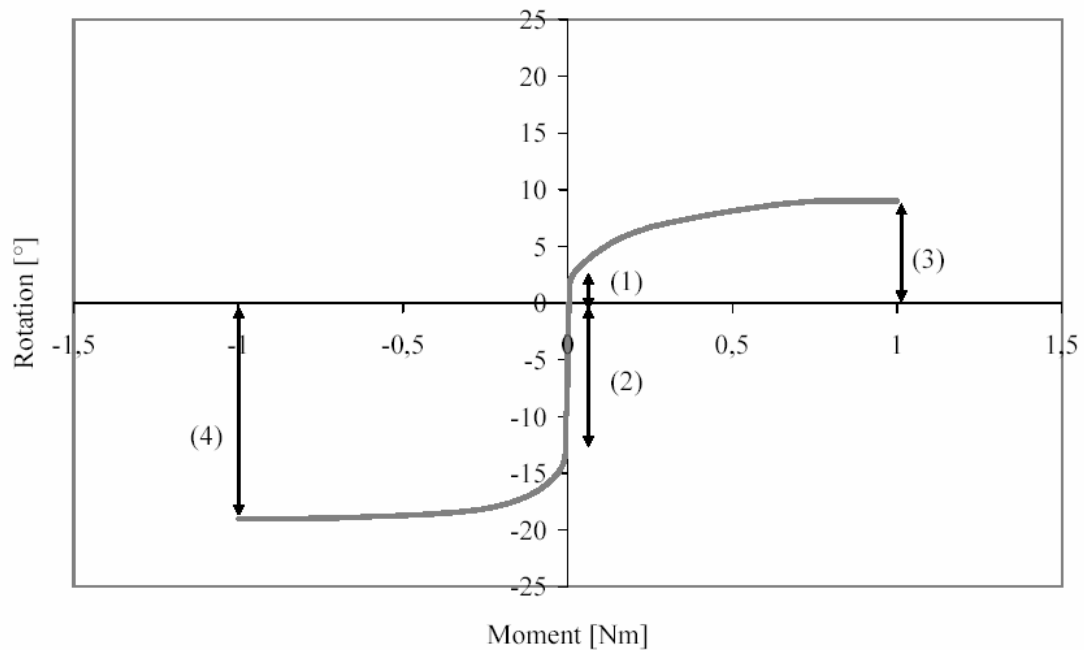


Abbildung 3-38: Charakteristischer Verlauf der Rotation eines Wirbelgelenks in einer beliebigen Belastungsrichtung resultierend aus einem extern eingeleiteten Moment bei quasistatischer Belastung. Für eine Rotation innerhalb der sog. Neutral-Null-Zone in positiver (1) oder negativer Richtung (2) ist näherungsweise kein zusätzliches Moment erforderlich. Bei Einleitung eines Moments in das Wirbelgelenk erfolgt die Rotation bis zum maximalen Bewegungsumfang in positiver Rotationsrichtung (3) oder in negativer Rotationsrichtung (4) (nach Panjabi et al. [214]).

In der Realität ergibt sich aufgrund des viskoelastischen Verhaltens der Weichteilstrukturen ein charakteristischer Hystereseverlauf der resultierenden Rotationsstellung des Wirbelgelenks in Abhängigkeit von dem eingeleiteten Moment (Abbildung 3-39).

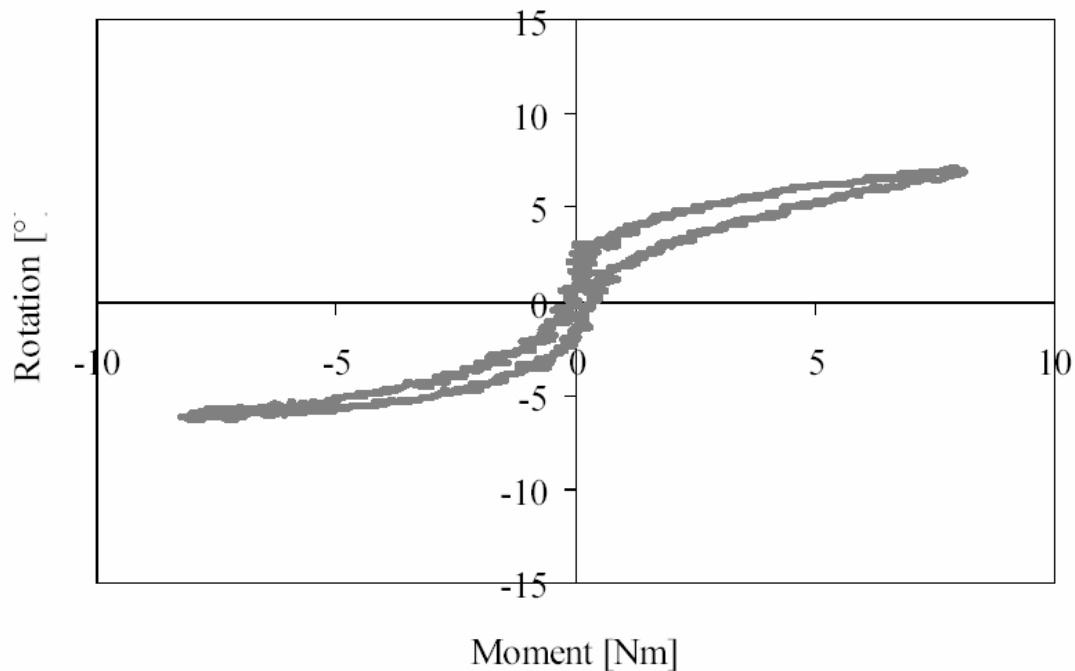


Abbildung 3-39: Charakteristischer Hystereseverlauf der Rotation eines Wirbelgelenks in einer beliebigen Belastungsrichtung resultierend aus einem extern eingeleiteten Moment [242].

3.4.1.3 Ergebnisse der verwendeten experimentellen Untersuchungen an Wirbelgelenken

Für die Entwicklung des Kraftelements zur mathematischen Beschreibung des Materialverhaltens der Zwischenwirbelscheiben konnte auf ausführliche Messergebnisse experimenteller Untersuchungen, die von Schreiber [242] an der Abteilung Biomechanik der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der Technischen Universität München ermittelt wurden, zurückgegriffen werden. Abbildung 3-40 zeigt den validierten Prüfstand zur experimentellen Ermittlung der Steifigkeiten in den Wirbelgelenken in allen drei Hauptbewegungsrichtungen.

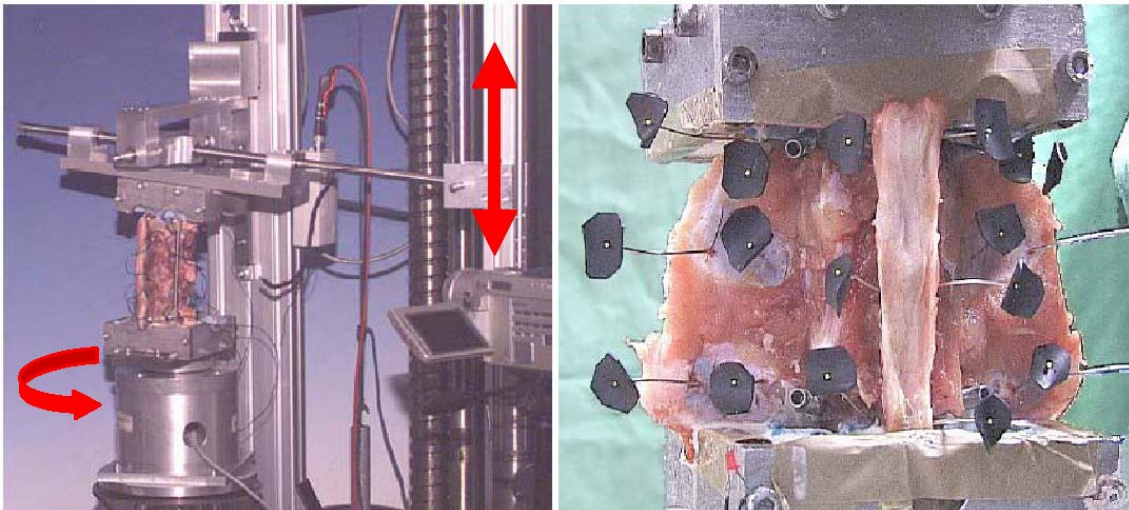


Abbildung 3-40: links: Experimenteller Prüfaufbau zur Ermittlung der Steifigkeiten in den Wirbelgelenken. Einleitung des Moments in der Frontal- oder Sagittalebene des bisegmentalen Wirbelabschnitts (je nach Ausrichtung des Präparats) über eine am Hebel exzentrisch eingeleitete Kraft und in der Transversalebene direkt über elektromechanischen Antrieb unterhalb des Präparats. rechts: Markerpositionierung am bisegmentalen Wirbelabschnitt für die Durchführung der Bewegungsanalyse [242].

Die experimentellen Untersuchungen wurden in allen drei Hauptbewegungsebenen - Flexion und Extension in der Sagittalebene, Seitneigung in der Frontalebene und axiale Rotation im und gegen den Uhrzeigersinn in der Transversalebene - durchgeführt. Die Einleitung des externen Moments erfolgte in der Frontal- und Sagittalebene über eine exzentrisch eingeleitete Kraft, abhängig von der Ausrichtung der Präparate im Versuchsaufbau (erneute Einspannung mit Drehung um 90°). Die axiale Rotation in der Transversalebene erfolgte durch Einleitung eines reinen Moments am kaudal gelegenen Wirbelkörper über einen elektromechanischen Antrieb. Es wurde in allen drei Bewegungsrichtungen eine maximalen Biegebeanspruchung von $M = \pm 7,5 \text{ Nm}$ definiert. Die Einleitung der Momente erfolgte mit einer Rotationsgeschwindigkeit von $v = 0,4 \text{ }^\circ/\text{sec}$. Die resultierende Bewegung in den beiden Segmenten wurde mit Hilfe des Bewegungsanalysesystems SimiMotion V5.2 (SIMI Reality Motion Systems GmbH, Unterschleißheim) ermittelt.

Insgesamt wurden $n = 6$ humane bisegmentale Wirbelabschnitte, d.h. die resultierenden Bewegungen zweier benachbarter Wirbelgelenke, untersucht. Der bisegmentale Wirbelabschnitt setzte sich aus dem kaudal gelegenen Gelenk von Lendenwirbel T12 und Brustwirbel L1 sowie dem kranial gelegenen Gelenk zwischen den Brustwirbel L1 und L2 zusammen. Die Abschnitte wurden präpariert, so dass die Ligg. longitudinale anterior und posterior, die Ligg. supraspinalia, die Ligg. flava, die Ligg. interspinalia und die Ligg. intertransversaria erhalten blieben. In Abbildung 3-41 sind die resultierenden Flexions- und Extensionsverläufe bei einem eingeleiteten Moment von $M = \pm 7,5 \text{ Nm}$ im gesamten bisegmentalen Wirbelabschnitt, in dem kranial gelegenen Gelenk und in dem kaudal gelegenen Gelenk am Beispiel eines Präparats dargestellt. Durch Auswertung der jeweils erst dritten Belastungszyklen konnten Setzeffekte ausgeschlossen werden.

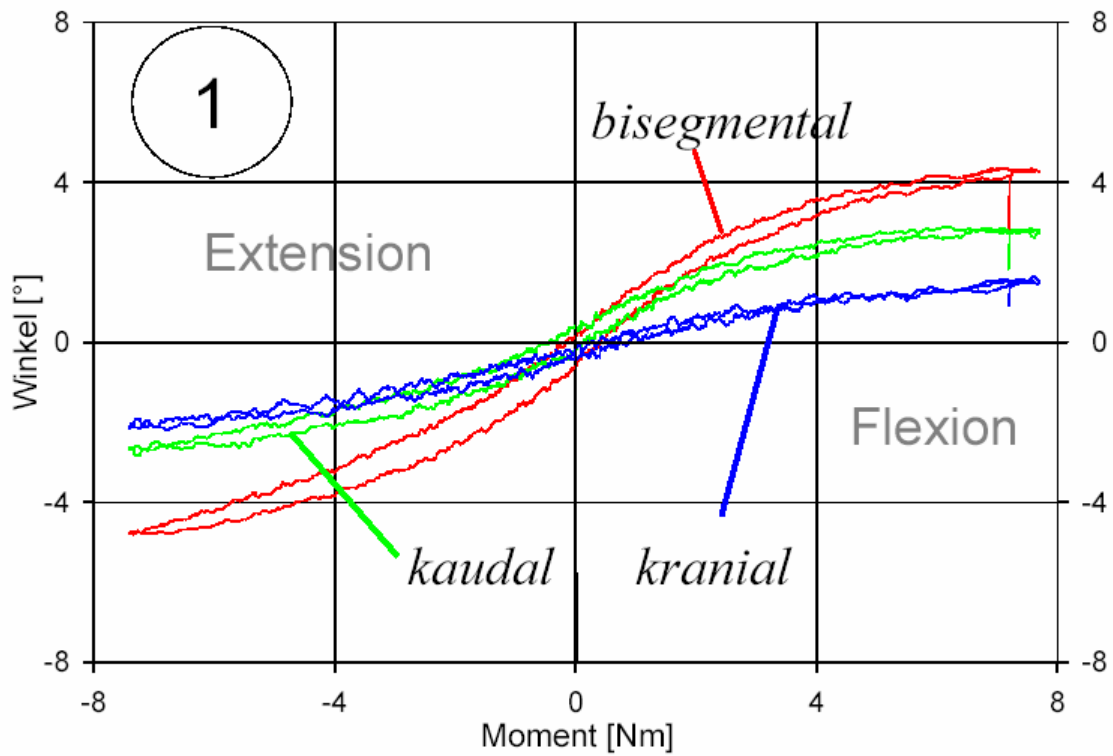


Abbildung 3-41: Aus der Einleitung externer Momente resultierende Rotationen im kranial und im kaudal gelegenen Gelenk sowie im bisegmentalen Wirbelabschnitt, am Beispiel der Flexion-Extensions-Bewegung in der Sagittalebene [242].

Im Folgenden werden die von Schreiber [242] experimentell ermittelten Bewegungsumfänge in den drei Hauptbelastungsebenen dargestellt:

Flexion und Extension in der Sagittalebene

Tabelle 3-2 zeigt die ermittelten Winkelbereiche in Flexion und Extension jeweils für den bisegmentalen Wirbelabschnitt und die kaudal und kranial gelegenen Gelenke für die untersuchten Präparate (n = 6). Da bei zwei Proben jeweils in einem Gelenk (Probe 1: kranial; Probe 5: kaudal) große Abweichungen des Bewegungsumfangs im Vergleich zum anderen Gelenk zu beobachten waren, wurden diese abweichenden Werte in der Auswertung nicht berücksichtigt. Diese können durch Vorschädigungen in den Weichteilstrukturen (Bandscheibe, Bänder) der untersuchten humanen Präparate oder durch Verletzungen während der Präparation ihre Ursache haben.

Tabelle 3-2: Maximale Bewegungsumfänge in Flexion und Extension in der Sagittalebene im gesamten bisegmentalen Wirbelabschnitt, im kranial gelegenen Gelenk und im kaudal gelegenen Gelenk an 6 humanen Präparaten [242]. (Kursiv gekennzeichnete Werte wurden nicht berücksichtigt).

		1	2	3	4	5	6	\bar{x}	SD
Flexion	bisegmental	<i>11,50</i>	9,95	4,32	7,23	<i>12,43</i>	9,19	7,67	2,51
	kranial	<i>8,89</i>	3,53	1,53	3,62	2,97	3,35	3,00	0,86
	kaudal	2,61	6,42	2,79	3,62	<i>9,46</i>	5,85	4,26	1,77
Extension	bisegmental	<i>-11,07</i>	-6,13	-4,80	-8,15	-9,50	-2,91	-6,30	2,62
	kranial	<i>-8,51</i>	-3,18	-2,12	-4,30	-4,83	-0,88	-3,06	1,61
	kaudal	-2,56	-2,95	-2,67	-3,86	-4,67	-2,03	-3,12	0,97

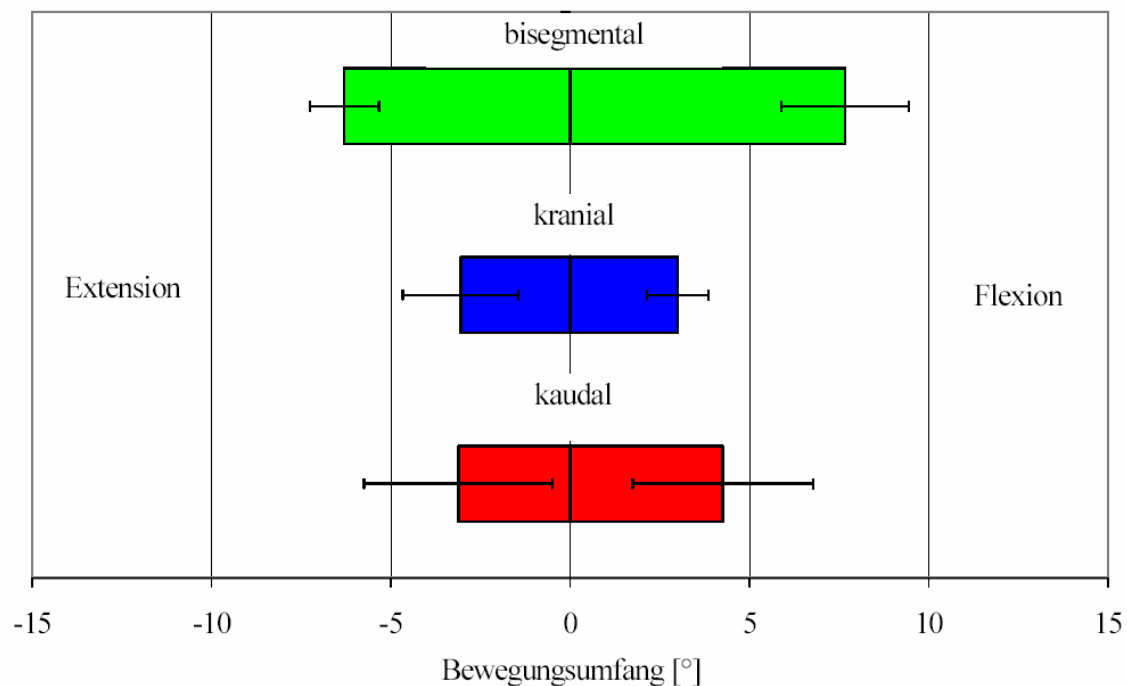


Abbildung 3-42: Arithmetische Mittelwerte experimentell ermittelter Bewegungsumfänge (mit Standardabweichung) in Extension (-) und Flexion (+) von sechs humanen Präparaten.

Abbildung 3-42 zeigt die durchschnittlichen Umfänge für Flexion und Extension in der Sagittalebene. Für die bisegmentalen Wirbelabschnitte ergibt sich für den Umfang der Flexion ein arithmetischer Mittelwert $\bar{x} = 7,67^\circ \pm 2,51^\circ$. Im kaudal gelegenen Gelenk ist der Umfang mit $\bar{x} = 4,26^\circ \pm 1,77^\circ$ größer als der des kranial gelegenen Gelenks mit $\bar{x} = 3,00^\circ \pm 0,86^\circ$. Der Umfang der Extension ist mit einem arithmetisches Mittel von $\bar{x} = 6,30^\circ \pm 2,62^\circ$ geringer als der Flexionsumfang, was mit Einschränkungen der Bewegung durch die beiden Facettengelenke zu erklären ist. Die Bewegungsumfänge in Extension sind in den beiden Gelenken mit $\bar{x} = 3,06^\circ \pm 1,61^\circ$ und $\bar{x} = 3,12^\circ \pm 0,97^\circ$ in etwa gleich groß.

Seitneigung in der Frontalebene

Tabelle 3-3 zeigt die ermittelten Bewegungsumfänge der Seitneigungen für den bisegmentalen Wirbelabschnitt sowie den kaudalen und kranialen Gelenkanteil. Ein Vergleich der Bewegungsumfänge nach links bzw. rechts zeigt in Probe 5 eine deutliche Abweichung im kranialen Gelenk und in Probe 6 beträgt die Neigung in beiden Gelenken nach rechts nur etwa die Hälfte der ermittelten Neigung nach links.

Tabelle 3-3: Maximale Bewegungsumfänge der Seitneigung in der Frontalebene im gesamten bisegmentalen Wirbelabschnitt, im kranial gelegenen Gelenk und im kaudal gelegenen Gelenk an 6 humanen Präparaten [236]. (Kursiv gekennzeichnete Werte wurden nicht berücksichtigt)

		1	2	3	4	5	6	\bar{x}	SD
Rechts	bisegmental	-0,58	-8,68	-5,58	-8,63	-11,26	-10,4	-8,91	2,18
	kranial	0,55	-4,15	-2,13	-5,49	-5	-5,12	-4,38	1,35
	kaudal	-1,13	-4,63	-3,45	-3,14	-6,27	-5,28	-4,55	1,29
Links	bisegmental	-0,04	8,34	5,29	9,89	9,54	5,11	7,63	2,30
	kranial	-0,83	4,89	3,02	4,59	2,45	2,15	2,76	2,30
	kaudal	0,79	3,45	2,27	5,3	7,09	2,96	4,21	1,96

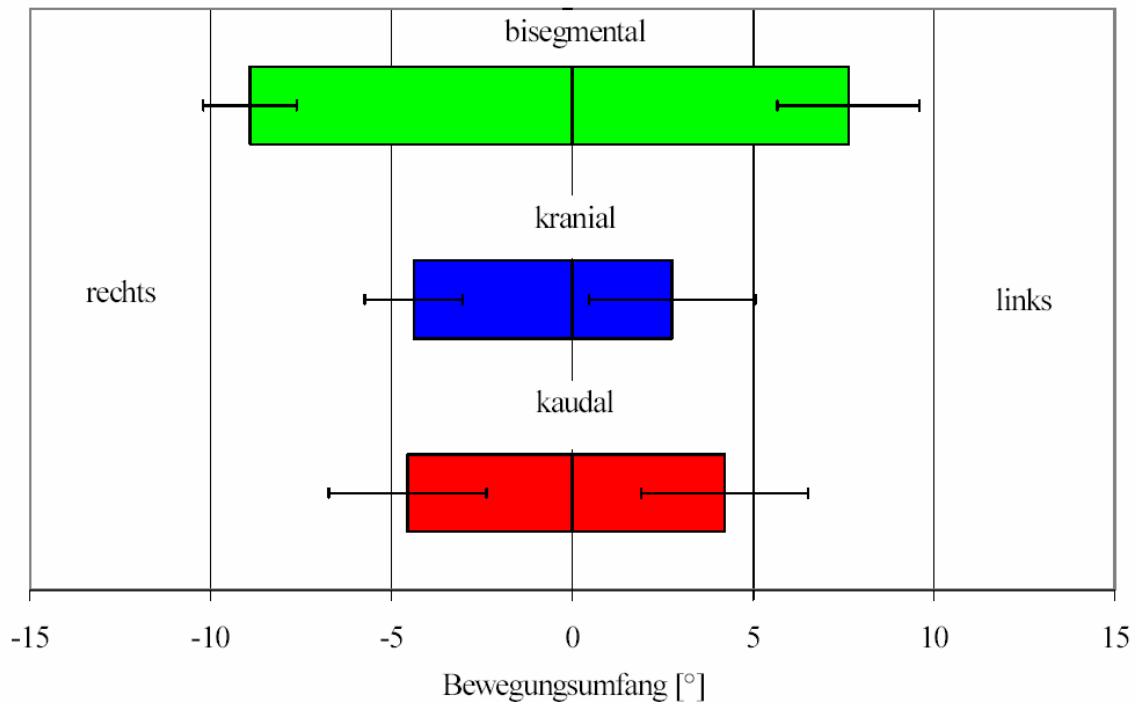


Abbildung 3-43: Arithmetische Mittelwerte der an sechs humanen Präparaten experimentell ermittelten Bewegungsumfänge (mit Standardabweichung) der Seitneigungen in der Transversalebene nach rechts (-) und links (+).

Für die bisegmentalen Wirbelabschnitte liegen die arithmetischen Mittelwerte der Bewegungsumfänge von $\bar{x} = 8,91^\circ \pm 2,18^\circ$ (nach rechts) und $\bar{x} = 7,63^\circ \pm 2,30^\circ$ (nach links) innerhalb der Standardabweichung der gegenüberliegenden Seite (Abb. 3-43). Während die Bewegungsumfänge im kaudal gelegenen Gelenk nach rechts mit $\bar{x} = 4,55^\circ \pm 1,29^\circ$ und nach links mit $\bar{x} = 4,21^\circ \pm 1,96^\circ$ in etwa übereinstimmen, weichen die kranial ermittelten Winkelumfänge nach rechts mit $\bar{x} = 4,38^\circ \pm 1,35^\circ$ und nach links $\bar{x} = 2,76^\circ \pm 2,30^\circ$ deutlich voneinander ab. Der arithmetische Mittelwert aller bisegmentalen Bewegungsumfänge (nach links und rechts) beträgt $\bar{x} = 6,95^\circ \pm 3,69^\circ$, mit Umfängen im kranial gelegenen Winkelgelenk nach rechts von $\bar{x} = 3,45^\circ \pm 1,79^\circ$ und nach links von $\bar{x} = 3,81^\circ \pm 1,95^\circ$.

Axiale Rotation in der Transversalebene

Tabelle 3-4 zeigt die Bewegungsumfänge der axialen Rotation in der Transversalebene im und gegen den Uhrzeigersinn UZS für das kaudal und das kranial gelegene Gelenk sowie den gesamten bisegmentalen Wirbelabschnitt. Das Verhältnis der Anteile der Bewegungsumfänge der beiden Wirbelgelenke der Probe 4 an der Gesamtbewegung des bisegmentalen Abschnitts zeigt gegenüber den anderen Versuchen eine deutliche Abweichung.

Tabelle 3-4: Maximale Bewegungsumfänge der axialen Rotation in der Transversalebene im gesamten bisegmentalen Wirbelabschnitt, im kranial gelegenen Gelenk und im kaudal gelegenen Gelenk an 6 humanen Präparaten [236]. (Kursiv gekennzeichnete Werte wurden nicht berücksichtigt).

		1	2	3	4	5	6	\bar{x}	SD
Gegen den Uhrzeigersinn	bisegmental	2,41	3,53	1,76	2,7	4,43	6,37	3,53	1,67
	kranial	1,36	1,77	0,59	2,47	2,34	3,72	1,96	1,17
	kaudal	1,06	1,77	1,16	0,24	2,1	2,65	1,75	0,66
Im Uhrzeigersinn	bisegmental	-2,64	-1,93	-1,45	-2,66	-3,47	-4,83	-2,83	1,20
	kranial	-1,53	-0,89	-0,87	-1,8	-2,25	-2,07	-1,57	0,59
	kaudal	-1,12	-1,04	-0,58	-0,86	-1,22	-2,76	-1,26	0,77

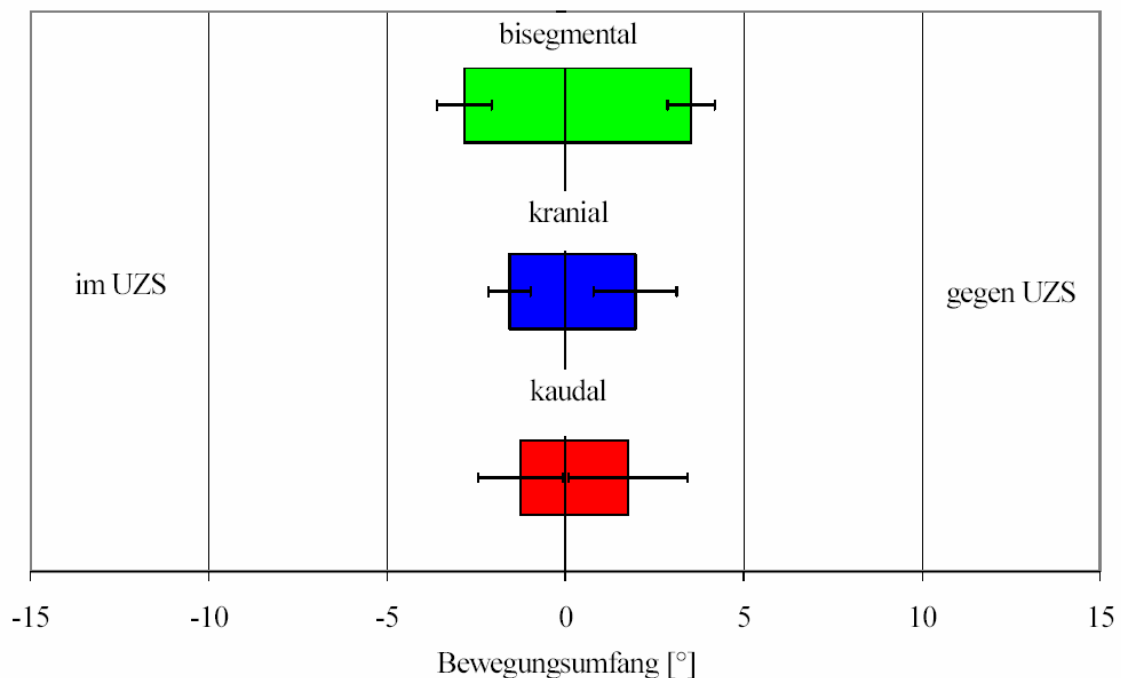


Abbildung 3-44: Arithmetische Mittelwerte der an sechs humanen Präparaten experimentell ermittelten Bewegungs-umfänge (mit Standardabweichung) der Rotationen in der Transversalebene im (-) und gegen (+) den Uhrzeigersinn.

Für die bisegmentalen Wirbelabschnitte liegen die arithmetischen Mittelwerte der ermittelten Bewegungsumfänge bei $\bar{x} = 3,53^\circ \pm 1,67^\circ$ (gegen den UZS) und $\bar{x} = 2,83^\circ \pm 1,20^\circ$ (im UZS) (Abbildung 3-44). Die ermittelten Winkelbereiche der kaudal gelegenen Gelenke mit $\bar{x} = 1,75^\circ \pm 0,66^\circ$ (gegen den UZS) und $\bar{x} = 1,26^\circ \pm 0,77^\circ$ (im UZS) und der kranial gelegenen Gelenke mit $\bar{x} = 1,96^\circ \pm 1,17^\circ$ (gegen den UZS) und $\bar{x} = 1,57^\circ \pm 0,59^\circ$ (im UZS) weichen kaum voneinander ab. Der arithmetische Mittelwert der bisegmentalen Bewegungen beträgt $\bar{x} = 3,18^\circ \pm 1,43^\circ$, mit einem Umfang im kranial gelegenen Gelenk von $\bar{x} = 1,81^\circ \pm 0,86^\circ$ (gegen den UZS) und $\bar{x} = 1,38^\circ \pm 0,78^\circ$ (im UZS).

3.4.1.4 Beschreibung des entwickelten mathematischen Modells der Zwischenwirbelscheiben

Die von Schreiber [242] experimentell ermittelten Daten, d.h. das charakteristische Hystereseverhalten und die ermittelten Bewegungsumfänge in den drei Hauptbewegungs-

richtungen, wurden zur Entwicklung des Kraftelements zur Berechnung des biomechanischen Verhaltens von Zwischenwirbelscheiben herangezogen. Da die experimentellen Daten nicht das Materialverhalten isolierter Zwischenwirbelscheiben, sondern gesamter Wirbelgelenke wiedergeben, wurde in der Entwicklung der Kraftelemente der Zwischenwirbelscheiben der Einfluss der Facettengelenke und der beteiligten Bandstrukturen berücksichtigt. Eine Durchdringung der artikulierenden Facettengelenke in einem Wirbelgelenk wurde durch Berücksichtigung von validierten Knorpel-Krafterelementen für punktförmigen Kontakt mit unilateralen Feder-Dämpfer Elementen (siehe Abschnitt 3.2) verhindert. Die in den Präparaten verbleibenden Bandstrukturen wurden mit dem validierten Krafterelement für Sehnen und Bänder (siehe Abschnitt 3.1) modelliert.

Da die intervertebralen Gelenke sechs Freiheitsgrade besitzen, müssen die Materialeigenschaften der Zwischenwirbelscheiben in allen Translations- und Rotationsrichtungen beschrieben werden.

Der Berechnung des von einer Zwischenwirbelscheibe bei Rotation im intervertebralen Gelenk erzeugten Moments liegen die in den experimentellen Untersuchungen ermittelten Hysteresen zugrunde (vgl. Abbildung 3-41). Es wurde aus den experimentell ermittelten Daten ein charakteristischer Hystereseverlauf ausgewählt und als Referenzverlauf definiert. Die Anpassung des definierten Hystereseverlaufs auf den Verlauf des zu berechnenden Wirbelgelenks basiert auf dem Verhältnis der Bewegungsumfänge. Die dem jeweiligen modellierten Gelenk zugeordneten maximalen Bewegungsumfänge in den drei Hauptbewegungsrichtungen werden in Relation zu den maximalen Bewegungsumfängen der entsprechenden Referenzverläufe gesetzt. Die zur Entwicklung verwendeten Bewegungsumfänge im Wirbelabschnitt von Lendenwirbel L12 bis Brustwirbel T2 wurden in den experimentellen Untersuchungen ermittelt. Aufgrund des eingeschränkten Zugriffs auf Präparate konnten diese nicht für die gesamte Wirbelsäule experimentell ermittelt werden, es wird deshalb auf Daten aus der Literatur zurückgegriffen (siehe Abschnitt 5.3.2).

Die Bewegungsumfänge der axialen Rotation in der Transversalebene und der Seitneigung in der Frontalebene und somit die resultierenden Materialeigenschaften werden aufgrund des Aufbaus der Bandscheiben idealisiert als symmetrisch angenommen. Die dorsal liegenden Facettengelenke schränken den Umfang der Extensionsbewegung ein. Da die Facettengelenke in den intersegmentalen Gelenken im Modell durch zusätzliche Krafterelemente berücksichtigt werden, beruht die Eingabe des maximalen Bewegungsumfanges in der Sagittalebene auf dem Umfang der Flexionsbewegung.

Da die Berechnung des aus einer Rotationsstellung resultierenden Moments im Krafterelement zunächst auf der in den experimentellen Untersuchungen definierten Rotationsgeschwindigkeit von $v = 0,4 \text{ %/sec}$ beruht, wird aufgrund der Abhängigkeit des Materialverhaltens von der Belastungsgeschwindigkeit ein zusätzlicher Dämpfungsanteil berücksichtigt. In Anlehnung an den in den experimentellen Versuchen an Sehnen mit 50% der Steifigkeit ermittelten Dämpfungsfaktor, wird dieser jeweils anhand der aktuellen Steifigkeit im Hystereseverlauf berechnet. Berücksichtigt wird zudem die in longitudinaler Richtung auf das Wirbelgelenk aktuell einwirkende axiale Kraft. Als Referenzlast wird eine axiale Kraft von $F = 50 \text{ N}$ verwendet.

Neben den aus rotatorischen Auslenkungen resultierenden Momentenverläufen, berücksichtigt das entwickelte Krafterelement auch die Berechnung der aus translatorischen Bewegungen resultierenden Kräfte. Die Berechnung der in den translatorischen Richtungen wirkenden Kräfte im Krafterelement der Zwischenwirbelscheibe erfolgt in Abhängigkeit von der Belastungsgeschwindigkeit und der Geometrie der Zwischenwirbelscheibe. So ist die Beweglichkeit der intervertebralen Gelenke abhängig vom Verhältnis der Höhe von

Zwischenwirbelscheibe zu Wirbelkörper [214]. In der Berechnung der in der auftretenden Kräfte und Momente wird daher neben der Querschnittsfläche CSA_{Disc} die Höhe h_{Disc} der Bandscheibe berücksichtigt. Der Kraft-Deformations-Zusammenhang bei axialer Belastung in longitudinaler Richtung wird sowohl für den Kern (Nucleus pulposus) als auch für den Faserknorpel (Annulus fibrosus) berechnet. In einem FE-Modell der cervicalen Wirbelsäule von Ng et al. [207] werden Annulus fibrosus (Elastizitätsmodul $E_{an} = 3,4 \text{ MPa}$, Poissonscher Querkontraktionszahl $\nu_{an} = 0,4$) und Nucleus pulposus ($E_{nu} = 1,0 \text{ MPa}$, $\nu_{nu} = 0,49$) angenähert mit elastischen Materialeigenschaften modelliert. Basierend auf diesen Werten wird das Kraft-Verformungs-Verhalten in der longitudinalen Richtung im Kraftelement der Zwischenwirbelscheibe als Kelvin-Modell realisiert. Da die Lastübertragung in axialer Richtung zu 75% über den Annulus fibrosus und zu 25 % über den Nucleus pulposus erfolgt, berechnet sich die Gesamtsteifigkeit c_{Disc} aus

$$c = \frac{0,75(1-\nu_{an})CSA_{Disc}E_{an}}{h_{Disc}(1+\nu_{an})(1-2\nu_{an})} + \frac{0,25(1-\nu_{nu})CSA_{Disc}E_{nu}}{h_{Disc}(1+\nu_{nu})(1-2\nu_{nu})}. \quad \text{Gleichung 3-31}$$

Der Dämpfungsfaktor d_{Disc} wird mit 50% der Steifigkeit c_{Disc} definiert.

Die zwischen zwei benachbarten Wirbelkörpern in der Transversalebene resultierenden translatorischen Kräfte werden mit einem Voigt-Element berechnet. Die der Relativbewegung in anteroposteriorer Richtung entgegenwirkende Kraft F_b berechnet sich in Abhängigkeit von der Breite b_{Disc} der Wirbelkörper-Endplatten und der translatorischen Geschwindigkeit v_b (Abbildung 3-45). Die der Relativbewegung in seitlicher Richtung entgegenwirkende Kraft F_t berechnet sich in Abhängigkeit von der Tiefe t_{Disc} der Wirbelkörper-Endplatten und der Geschwindigkeit v_t . Die Kräfte F_b und F_t berechnen sich somit aus

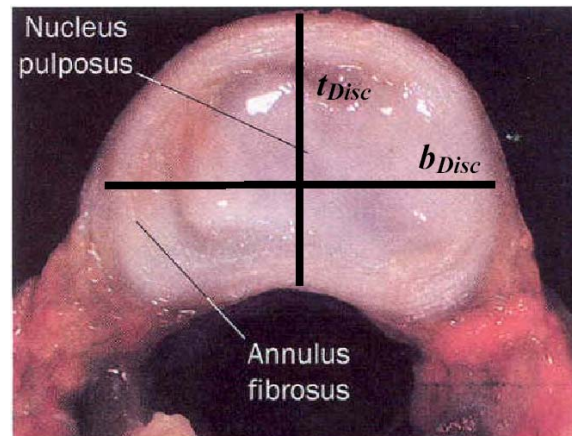


Abbildung 3-45: Bestimmung der Höhe und Tiefe der Bandscheibe.

$$F_b = 0,0005b_{Disc}(c_{Disc}\Delta x_b + d_{Disc}v_b) \quad \text{Gleichung 3-32}$$

$$F_t = 0,0005t_{Disc}(c_{Disc}\Delta x_t + d_{Disc}v_t) \quad \text{Gleichung 3-33}$$

Die Beweglichkeit der Bandscheibe in seitlicher Richtung ist somit etwas größer als bei Belastung in anteroposteriorer Richtung. Das entwickelte Kraftelement der Zwischenwirbelscheiben berechnet das Materialverhalten in allen drei rotatorischen und drei translatorischen Bewegungsrichtungen. In den Berechnungen der den Rotationen in den drei Hauptbewegungsrichtungen entgegen wirkenden Momente, werden auf experimentell ermittelte Hysteresekurven zurückgegriffen. Die resultierenden Momente hängen mit den Bewegungsumfängen zusammen und werden von der axial einwirkenden Last und den Rotationsgeschwindigkeiten beeinflusst. In die Berechnungen der den Translationen entgegen wirkenden, geschwindigkeitsabhängigen Kräfte gehen die Höhe der Zwischenwirbelscheibe und die Größe der Wirbelkörper-Endplatten ein.

3.4.2 Validierung des entwickelten Kraftelements der Zwischenwirbelscheiben

Zur Überprüfung des entwickelten Kraftelements wurde der in den experimentellen Untersuchungen in der Abteilung Biomechanik der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der Technischen Universität München verwendete Prüfaufbau als Mehrkörpersystem modelliert (Abbildung 3-46).

Analog zu den experimentellen Versuchen wurde die Simulation in allen drei Hauptbewegungsebenen durchgeführt. Die maximalen Biegebeanspruchung von $M = \pm 7,5 \text{ Nm}$ erfolgte in der Frontal- und Sagittalebene über eine exzentrisch eingeleitete Kraft. In der Transversalebene wurde entsprechend dem experimentellen Aufbau ein reines Moment $M = \pm 7,5 \text{ Nm}$ eingeleitet. Es wurden jeweils die Bewegungen bisegmentaler Wirbelabschnitte simuliert. Als Weichteilstrukturen wurden neben den beiden Zwischenwirbelscheiben alle in den Laborversuchen erhaltenen Bandstrukturen berücksichtigt. Zur Validierung wird die Simulation am Beispiel des experimentell untersuchten Präparats 2 dargestellt. Das experimentell ermittelte charakteristische Hysterese-Verhalten umfasst die Materialeigenschaften sämtlicher Strukturen des bisegmentalen Präparats und berücksichtigt neben den Materialeigenschaften der Zwischenwirbelscheiben einige Bandstrukturen und den Einfluss der Facettengelenke. Eine Durchdringung der artikulierenden Facettengelenke in einem Wirbelgelenk wurde im MKS-Modell durch Berücksichtigung von validierten Knorpel-Krafterelementen für punktförmigen Kontakt mit unilateralen Feder-Dämpfer Elementen (siehe Abschnitt 3.2) verhindert. Die in den Präparaten verbleibenden Bandstrukturen wurden mit dem validierten Krafterelement für Sehnen und Bänder (siehe Abschnitt 3.1) modelliert.

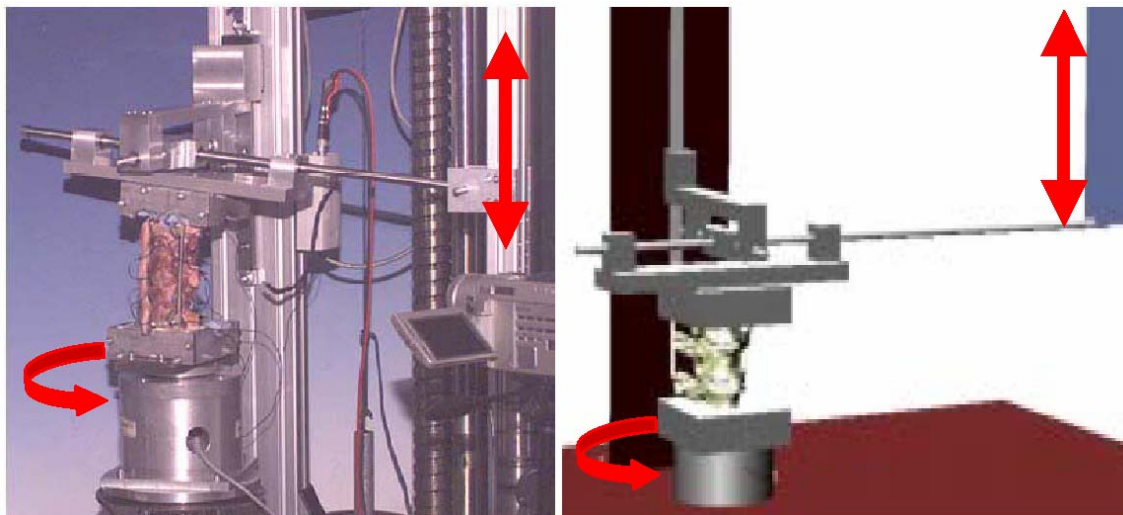


Abbildung 3-46: rechts: Experimenteller Aufbau zur Ermittlung der Steifigkeiten in den Wirbelabschnitten. links: MKS-Modell des experimentellen Prüfaufbaus.

Flexion und Extension in der Sagittalebene

Für die Flexionsbewegung wurde experimentell eine maximale bisegmentale Bewegung von $RoM = 9,95^\circ$ ermittelt, davon übernimmt das kraniale Gelenk $3,53^\circ$ (35,5% der Gesamtflexion) und das kaudale Gelenk $6,42^\circ$ (64,5% der Gesamtflexion). In Extension wurde eine maximale bisegmentale Rotation von $6,13^\circ$ ermittelt, davon übernimmt das kranial gelegene Gelenk $3,18^\circ$ (51,9% der Gesamtbewegung) und das kaudal gelegene Gelenk $2,95^\circ$ (48,1% der Gesamtbewegung). In der Simulation wurde eine maximale bisegmentale Flexion von $8,64^\circ$ und Extension von $4,10^\circ$ (Abbildung 3-47).

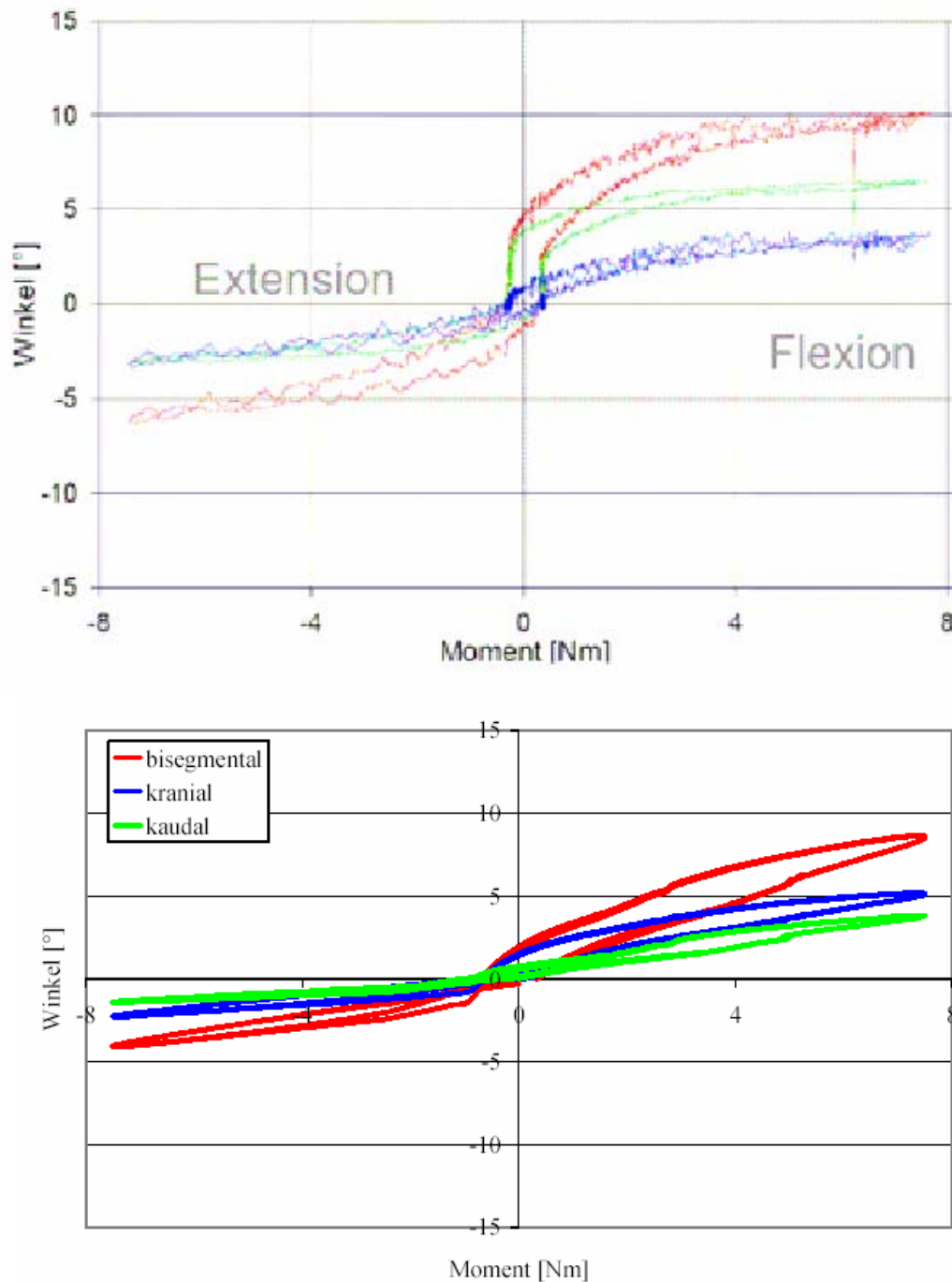


Abbildung 3-47: Experiment (oben) vs. Simulation (unten): Resultierende Extension (-) und Flexion (+) des bisegmentalen Abschnitts sowie der kaudal und kranial gelegenen Wirbelgelenke bei eingeleiteten Moment von $M = \pm 7,5 \text{ Nm}$.

Seitneigung in der Frontalebene

Abbildung 3-48 zeigt den Vergleich der ermittelten Hystereseverläufe bei seitlicher Beugung. Im Experiment betrug der Bewegungsumfang in Seitneigung $RoM = 17,0^\circ$ (nach links $8,3^\circ$ und nach rechts $8,7^\circ$), in der Simulation wurden bei Seitneigung nach rechts und links jeweils max. $7,6^\circ$ ermittelt. Die beiden Gelenke (kaudal und kranial) übernehmen in etwa den gleichen Umfang der Gesamtbewegung.

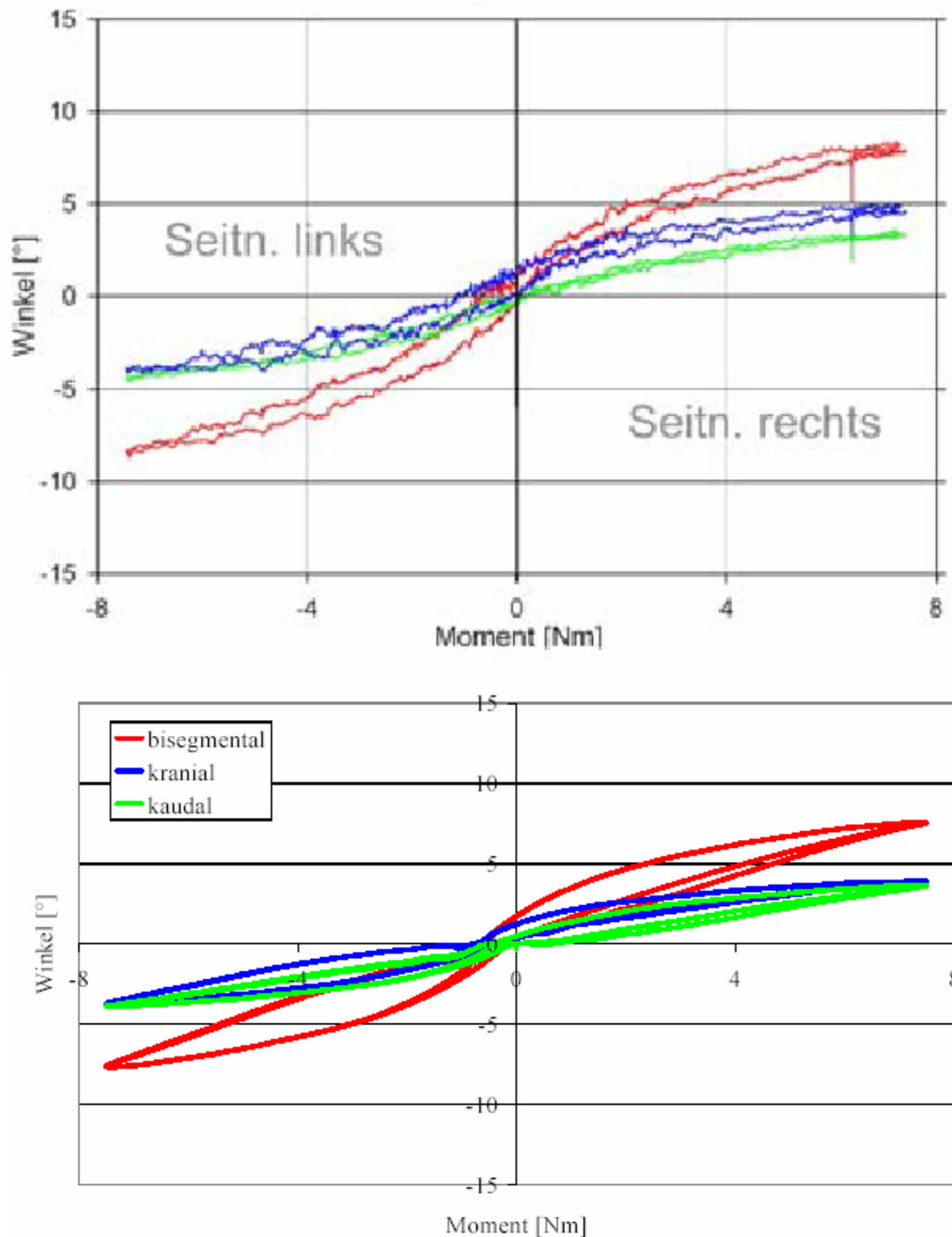


Abbildung 3-48: Experiment (oben) vs. Simulation (unten): Resultierende Seitneigung (links (-), rechts(+)) des bisegmentalen Abschnitts sowie der kaudal und kranial gelegenen Wirbelgelenke bei eingeleitetem Moment von $M = \pm 7,5 \text{ Nm}$.

Axiale Rotation in der Transversalebene

Für die axiale Rotation wurde im Laborversuch ein Bewegungsumfang von $RoM = 5,46^\circ$ ermittelt, davon übernimmt das kranial gelegene Gelenk $1,77^\circ$ (gegen UZS) und $0,89^\circ$ (im UZS) sowie das kaudal gelegene Gelenk $1,77^\circ$ (gegen UZS) und $1,04^\circ$ (im UZS). Der gesamte Bewegungsumfang betrug in der Simulation $5,54^\circ$. Die Bewegungsumfänge der beiden Gelenke entsprachen jeweils 50% der Gesamtbewegung (Abbildung 3-49).

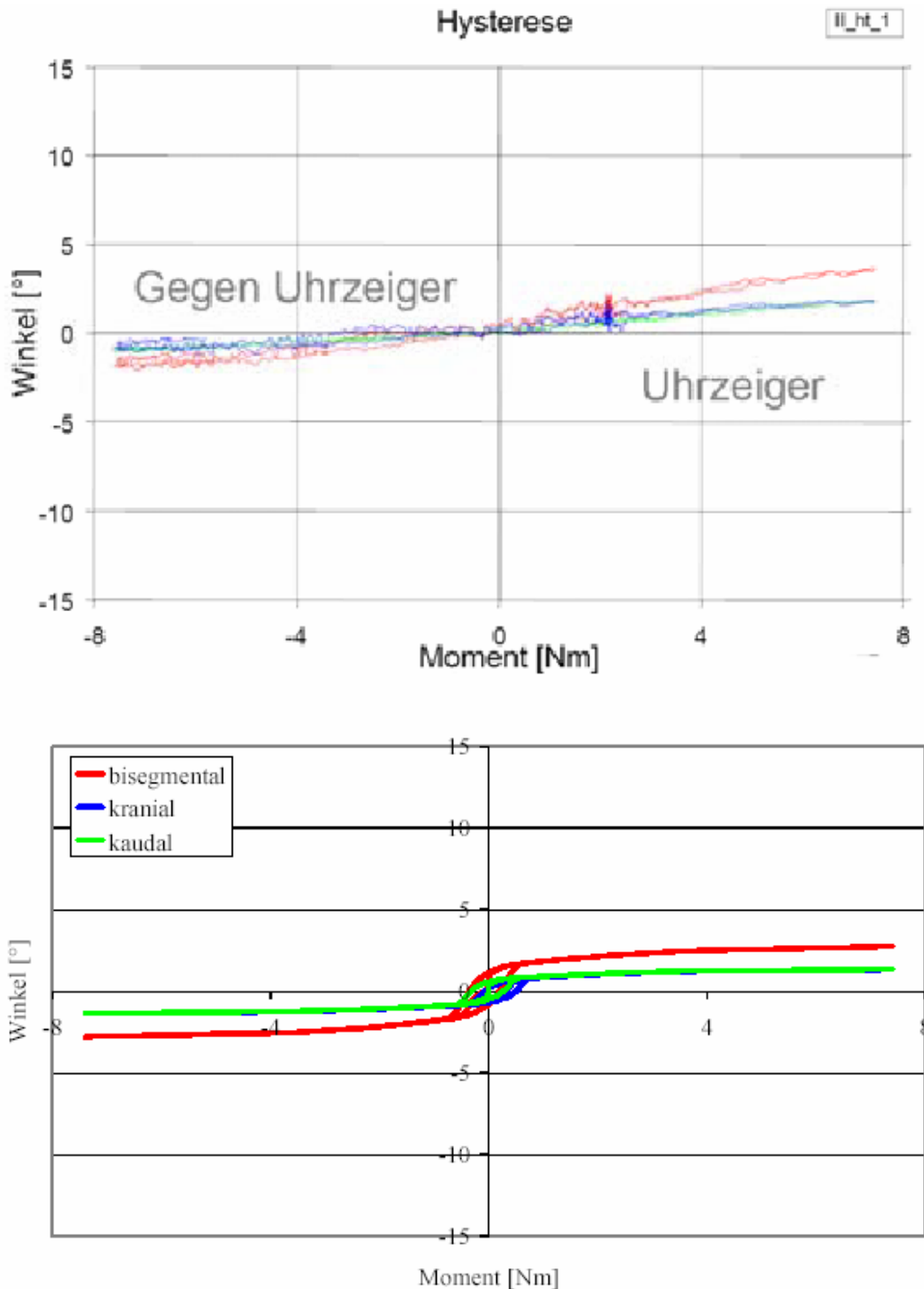


Abbildung 3-49: Experiment (oben) vs. Simulation(unten): Axiale Rotation (gegen (-) und im (+) Uhrzeigersinn) des bisegmentalen Abschnitts sowie der kaudal und kranial gelegenen Wirbelgelenke bei eingeleiteten Moment von $M = \pm 7,5 Nm$.

Die Validierung des Kraftelements der Zwischenwirbelscheiben erfolgte anhand der von Schreiber [242] an Wirbelgelenken zwischen Lendenwirbel T12 und Brustwirbel L2 experimentell durchgeführten Untersuchungen. Das mit dem entwickelten Kraftelement in der Simulation berechnete Materialverhalten zeigte in allen Bewegungsrichtungen sehr gute Übereinstimmung mit den experimentellen Daten. Da das entwickelte Kraftelement in MKS-Modellen aller Bereiche der Wirbelsäule eingesetzt werden soll, wurde das entwickelte Kraftelement zudem anhand von Daten aus der Literatur überprüft.

Vergleich des entwickelten mathematischen Modells der Zwischenwirbelscheibe mit experimentellen Daten aus der Literatur

Die Überprüfung des entwickelten mathematischen Modells für den Einsatz in einem MKS-Modell der Halswirbelsäule erfolgte anhand von Literaturdaten. Zhang et al. [311] ermittelte die Bewegungsumfänge radiographisch in zwei Gruppen mit je sechs humanen Präparaten des cervikalen Wirbelsäulenabschnitts (C3-C7, siehe Abschnitt 5.2.3) unter Einleitung eines reinen Moments von maximal $M_{max} = 2 \text{ Nm}$. Der Versuch wurde mit dem bestehenden MKS-Modell des Prüfstands simuliert. Da die Daten über die exakte Geometrie der in der Untersuchung verwendeten Wirbelkörper nicht zur Verfügung standen, wurden im MKS-Modell CAD-Körper von Wirbelkörpern der Halswirbelsäule berücksichtigt, die aus einem CT-Datensatz, der von der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der Technischen Universität München zur Verfügung gestellt wurde, ermittelt wurden.

Zhang et al. [311] ermittelte in zwei Gruppen mit je sechs humanen Präparaten des cervikalen Wirbelsäulenabschnitts radiographisch die Bewegungsumfänge an den Wirbelgelenken zwischen C3 und C7 bei Einleitung eines reinen Moments von maximal von $M_{max} = 2 \text{ Nm}$. Die resultierende Flexion betrug $RoM = 14,18^\circ \pm 3,90^\circ$ und $RoM = 15,30^\circ \pm 3,87^\circ$, in Extension $RoM = 12,29^\circ \pm 3,42^\circ$ und $RoM = 11,50^\circ \pm 2,96^\circ$, in Seitneigung $RoM = 10,99^\circ \pm 2,18^\circ$ und $RoM = 9,97^\circ \pm 2,86^\circ$ und bei axialer Rotation $RoM = 7,77^\circ \pm 1,81^\circ$ und $RoM = 8,09^\circ \pm 2,60^\circ$.

Die in der Simulation mit den entwickelten Kraftelement der Zwischenwirbelscheiben berechneten Bewegungsumfänge betrugen in Flexion $RoM = 12,75^\circ$, in Extension $RoM = 10,91^\circ$, bei Seitneigung $RoM = 8,28^\circ$ und bei axialer Rotation $RoM = 7,46^\circ$ und lagen jeweils innerhalb der Standardabweichungen der Bewegungsumfänge der beiden experimentell untersuchten Gruppen (Abbildung 3-50).

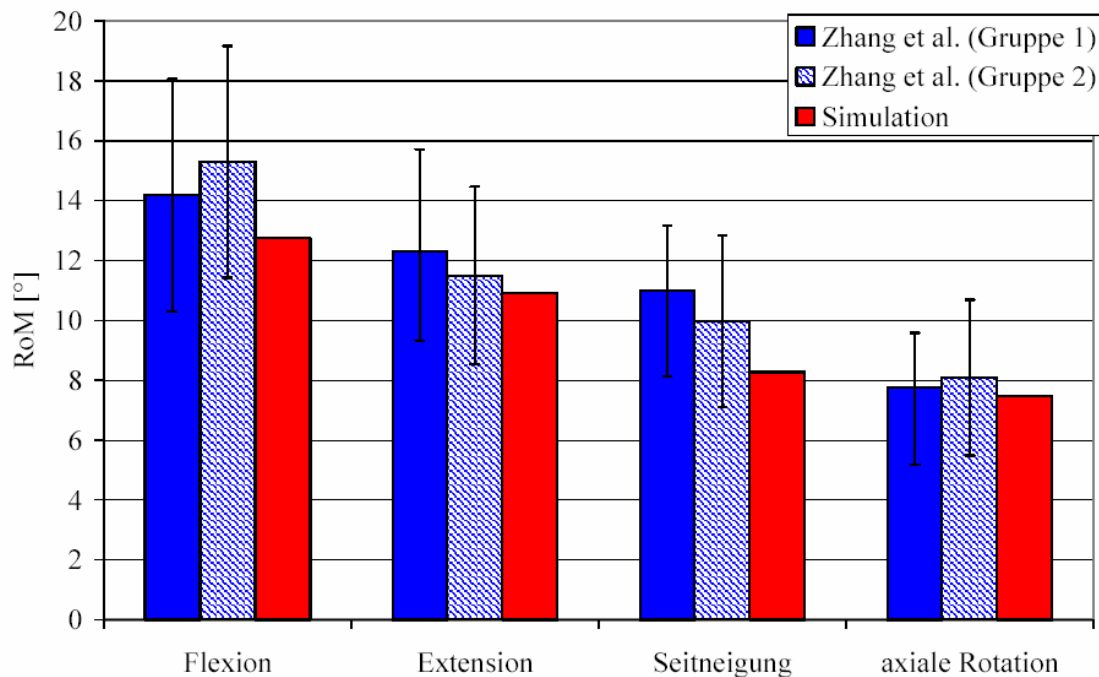


Abbildung 3-50: Experiment vs. Simulation: Bewegungsumfänge im cervikalen Wirbelabschnitt C7 bis C3 nach Zhang et al [311].

3.4.3 Diskussion

Das entwickelte Kraftelement der Zwischenwirbelsäule beschreibt das geschwindigkeitsabhängige Materialverhalten sowohl für Rotation als auch für Translation.

Zur Validierung des Kraftelements bei rotatorischer Belastung konnten ausführliche experimentelle Untersuchungen von Schreiber [242] herangezogen werden. Ein Problem der Validierung von MKS-Modellen biologischer Strukturen im allgemeinen und Zwischenwirbelscheiben im speziellen liegt in den großen intra-individuellen Schwankungen der Bewegungsumfänge der Wirbelgelenke. Die von Panjabi et al. [214,215] ermittelten Bewegungsumfänge und Neutral-Null-Zonen der cervikalen Wirbelsäule werden mit Standardabweichungen von zum Teil weit über 50% der Durchschnittswerte angegeben. Durch die Simulation der experimentellen Untersuchungen mit bisegmentalen Wirbelabschnitten des thorakolumbalen Bereichs (T12-L2) und der dafür vorliegenden exakte Beschreibungen konnte eine sehr gute Übereinstimmung der errechneten Daten mit den experimentell ermittelten Daten erzielt werden. Zudem wurden Untersuchungen aus der Literatur an Wirbelabschnitten über vier Wirbelgelenke des cervikalen Bereichs (C7-C3) simuliert. Auch hier konnte eine sehr gute Übereinstimmung mit den dargestellten resultierenden Bewegungsumfängen erzielt werden.

Da die Beweglichkeit der intervertebralen Gelenke vom Verhältnis der Höhe von Zwischenwirbelscheibe zu Wirbelkörper abhängig ist [214], wird zudem der Kraft-Deformations-Zusammenhang bei axialer Belastung sowohl für den Kern (Nucleus pulposus) als auch für den Faserknorpel (Annulus fibrosus) berücksichtigt. Auch die translatorischen Bewegungen in der Transversalebene sind mit viskoelastischen Elementen und unter Berücksichtigung der individuellen Geometrie realisiert.

3.5 Kraftelement: Muskulatur

3.5.1 Entwicklung des Kraftelements der Muskulatur

3.5.1.1 Anatomischer Aufbau und physiologische Eigenschaften der Skelettmuskulatur

Während der Muskelkontraktion wird durch Verkürzung der Muskelfasern bzw. Myofibrillen mechanische Arbeit geleistet. Die Kontraktion der quergestreiften Skelettmuskulatur steuern motorische Einheiten, bestehend aus einem Motoneuron und der davon innervierten Gruppe an Muskelfasern. Werden die Muskelfasern über das Motoneuron einer motorischen Einheit gereizt, so kontrahieren sie sich maximal. Je feinmotorischer ein Muskel, desto weniger Muskelfasern werden von einem Motoneuron gesteuert. Die Stärke einer Muskelkontraktion hängt von der Anzahl der angeregten motorischen Einheiten ab. In einem Muskel sind immer einige Muskelfasern angespannt, diese Grundspannung wird Grundtonus genannt.

Die quergestreifte Skelettmuskulatur beinhaltet zahlreiche Faserbündel mit einzelnen Muskelfasern (Abbildung 3-51). Eine Muskelfaser enthält einige hundert Myofibrillen. Die Querstreifung resultiert aus der abwechselnden Anordnung einfachlicht-brechender (isotropen) und doppellicht-brechender (anisotropen) Z-Scheiben aus ineinander greifenden Eiweißmolekülen (Aktin- und Myosinfilamente).

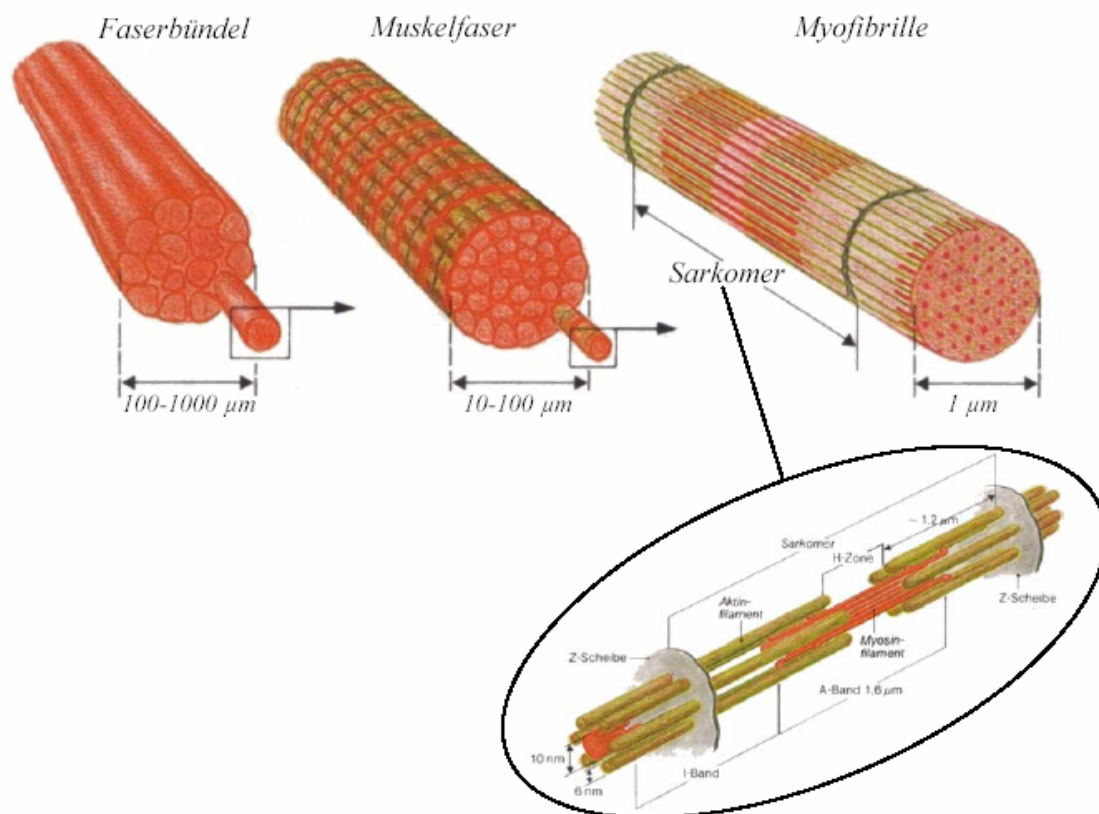


Abbildung 3-51: Schematischer Aufbau eines quergestreiften Skelettmuskels mit Faserbündel, Muskelfaser, Myofibrille und Aufbau eines Sarkomers mit Aktin- und Myosinfilamenten zwischen zwei Z-Scheiben (überarbeitet aus [252]).

Im Ruhezustand bzw. in Ruhespannung greifen Aktin- und Myosinfilamente ineinander und haben einen optimalen Überlappungszustand. Durch die Einströmung von Kalziumionen kommt es zur Muskelkontraktion und der Überlappungszustand verändert sich, der

Abtransport der Kalziumionen hat die Entkopplung der Filamente und somit die Erschlaffung der Muskelfibrillen zur Folge. Die Muskellänge wird bestimmt durch die Anzahl der hintereinander geschalteten Sarkomere, d.h. aller in Längsrichtung liegender Faserstrukturen in der Muskelzelle von Z-Scheine zu Z-Scheibe. Die durch Muskelkontraktion verbrauchte Energie wird zu 75% in Wärme und nur zu 25% in mechanische Arbeit umgesetzt. Man unterscheidet folgende Kontraktionsformen

- isometrische Kontraktion (statisch): Anstieg des Muskeltonus' bei kaum veränderten Gelenkstellung und konstanter Muskellänge,
- isotonische Kontraktion (dynamisch): Bewegung durch Muskelverkürzung bei nahezu unverändertem Muskeltonus,
- auxotonische Kontraktion (dynamisch): Kombination aus isotonischer und isometrischer Kontraktion, d.h. Länge und Spannung ändern sich gleichzeitig.

Erhält der Muskel die Anweisung zur Kontraktion in Form von Nervenimpulsen, so steht die Muskelkraft nicht augenblicklich zur Verfügung, sondern wächst allmählich an. Ebenso bricht die Muskelspannung nicht sofort nach Beendigung der Nervenimpulse schlagartig ab, sondern klingt ab. Die Reaktionszeit ist die Zeit vom Setzen des Signalreizes bis zur adäquaten Muskelkontraktion. Sie ist ein Indikator für den neurophysiologischen Prozess der Reaktionsschnelligkeit und kann in fünf Phasen unterteilt werden:

1. Wahrnehmungsphase: Erregung der Sinnesorgane
2. afferente Leitungsphase: Leitung zu zentralen Schaltstellen. Informationsfluss von der Peripherie zum Zentralnervensystem.
3. Informationsverarbeitungsphase: zentrale Schaltvorgänge
4. efferente Leitungsphase: Impulsverlauf zum Muskel
5. Latenzzeitphase: mechanische Aktivität im Muskel

Eine Gelenkbewegung setzt sich aus einem Zusammenspiel mehrerer Muskeln (Agonisten) mit deren Gegenspielern (Antagonisten) zusammen.

3.5.1.2 Beschreibung existierender mathematischer Muskelmodelle

Die Muskelmodelle gehören ebenso zu den rheologen⁷ Modellen. Viele in der Literatur beschriebener Muskelmodelle beruhen auf der Theorie von Hill [118]. Dieser beschrieb das Verhalten der Muskulatur in Abhängigkeit von Kraft und Verkürzungsgeschwindigkeit während der Kontraktion.

Die Muskelkraft F_M resultiert aus der Aktivierung der Muskellänge l_M mit der Kontraktionsgeschwindigkeit v_M sowie den muskelspezifischen Parametern a , b und der maximalen isometrischen Kraft F_{max} eines Muskels und kann aus der Gesetzmäßigkeit

$$(F_M + a)(v_M + b) = (F_{max} + a)b \quad \text{Gleichung 3-34}$$

ermittelt werden. Basierend auf der Theorie von Hill gibt es eine Vielzahl von komplexen Muskelmodellen, die sowohl zur isolierten Analyse der Mechanismen von Muskelkontraktionen als auch zur Analyse von muskelaktivierten Bewegungsabläufen verwendet werden. Beispielhaft sind hier Arbeiten von Böhm [31], Hoy [131], Pandy [213] und Wank [277] genannt. In Abbildung 3-52 ist ein Muskelmodell von Kryszohn [160] beschrieben,

⁷ Die Rheologie ist die Wissenschaft, die sich mit dem Verformungs- und Fließverhalten von Materie beschäftigt. Die Rheologie umfasst daher Teilgebiete der Elastizitätstheorie, der Plastizitätstheorie und der Strömungslehre.

welches sich durch eine Parallelschaltung eines kontraktiven Elements CE und eines parallel elastischen Elements PE beschrieben ist und zusätzlich durch den Fiederungswinkel α . Die Sehne des Muskels wird durch ein zusätzliches seriell elastisches Element SE modelliert.

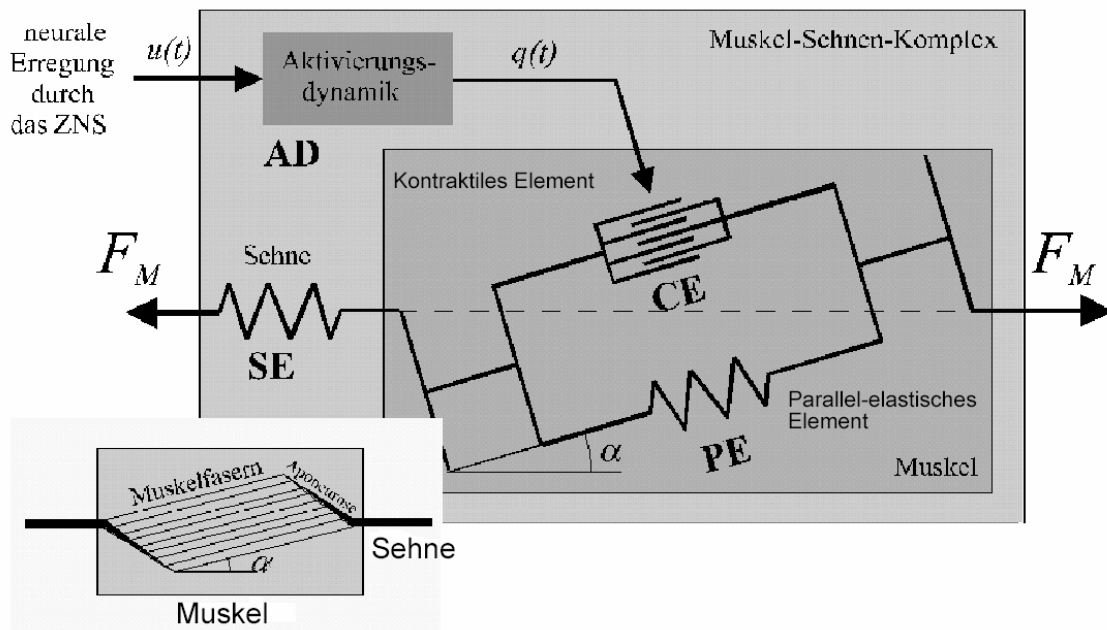


Abbildung 3-52: Übersicht des Muskelmodells nach Kryszohn [160] mit Muskelkraft F_M und Fiederungswinkel α (aus [274]). Der durch die Aktivierungsdynamik AD aktivierte Muskel, setzt sich aus einem kontraktiven Element CE und einem parallel elastischen Element PE zusammen. Die Sehne des Muskels wird durch ein seriell elastisches Element SE modelliert.

Da die komplexen Muskelmodelle mit den muskelspezifischen Parametern nicht für alle Muskel vorhanden und validiert sind, wurde in dieser Arbeit ein Regler-Muskelmodell zur Berechnung von Nettomomenten nach Wallrapp [244] weiterentwickelt. Der Regler besitzt neben dem äußeren Führungsregelkreis einen zweiten, inneren Folgeregelkreis und wird als Kaskadenreglers bezeichnet [187]. Die Aufteilung in einen Führungsregelkreis und einen Folgeregelkreis führt zu einer Verbesserung der Güte der Regelung des Gelenkwinkels φ_{ist} . Durch das frühere Einsetzen der Geschwindigkeitsänderung $d\varphi_{ist}/dt$ wird im Folgeregelkreis bereits ein Regelvorgang eingeleitet, der die Gesamtregelung beeinflusst. In Abbildung 3-53 ist die Funktionsweise des Reglers im Blockschaltbild dargestellt.

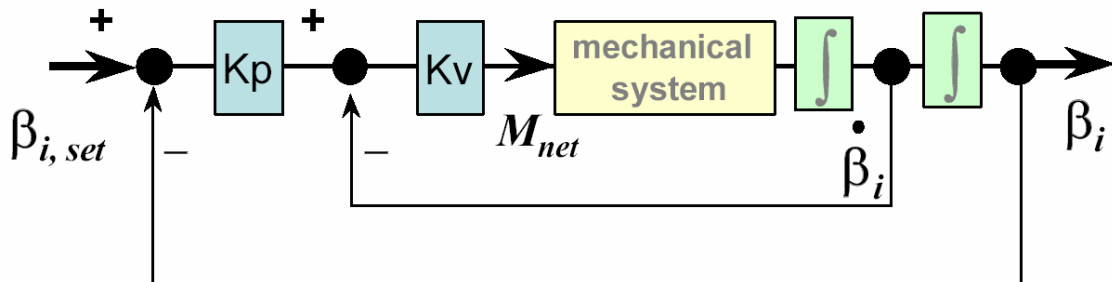


Abbildung 3-53: Blockschaltbild des Regler-Muskelmodells nach Wallrapp [274] (Ersetze β durch φ).

Das Kraftelement berechnet die zur Bewegung eines Gelenks benötigten Gesamtmomente. Es handelt sich um einen Regelkreis, welcher in der Simulation kontinuierlich die Abweichung zwischen einem Sollwert - z.B. aus der Bewegungsanalyse ermittelter Verlauf eines Gelenkwinkels - und dem aktuellen Istwert der Gelenkwinkels im MKS-Modell ermittelt. Der Winkelabweichung (Regeldifferenz) zwischen dem aktuellen Istwert des Gelenkwinkels (Regelgröße) φ_{ist} und dem Sollwert (Führungsgröße) φ_{soll} resultiert in einem Nettomoment (Stellgröße) M_{net}

$$M_{net} = K_v \left[K_p (\varphi_{soll} - \varphi_{ist}) \dot{\varphi}_{ist} \right] \quad \text{Gleichung 3-35}$$

unter Berücksichtigung der aktuellen Winkelgeschwindigkeit $d\varphi_{ist}/dt$ und der Reglerparameter K_p und K_v .

3.5.1.3 Beschreibung des weiterentwickelten Muskel-Krafelements

Das beschriebene Krafelement berechnet die zu einer Bewegung eines Gelenks benötigten Nettomomente in einem Gelenk, ohne Unterscheidung in einzelne Muskelstränge oder Muskelgruppen. Da jedoch eine detaillierte Analyse biomechanischer Fragestellungen oftmals eine Unterteilung der an einer Bewegung beteiligten Muskelgruppen erfordert, wurde das Krafelement weiterentwickelt. Das Krafelement errechnet nicht das Nettomoment M_{net} in einem Gelenk, sondern die anteilige Muskelkraft F_M in jeder der modellierten Muskelgruppen.

Für die Regelung des aktuellen Beugewinkels gegenüber dem Sollwert ist jeweils die Gruppe der Agonisten oder der entgegenwirkenden Antagonisten aktiv. Die zum Erreichen des aktuellen Sollwinkels notwendige Muskelkraft wird anteilig zu den Maximalkräften F_{Max} der jeweils aktiven Muskelkrafelemente berechnet. Der Anteil der maximalen Kraft F_{Max} berechnet sich aus dem physiologischen Muskelquerschnitten $PCSA$ aller an der Bewegung beteiligten Muskelgruppen. Es wird von einem proportionalen Zusammenhang zwischen physiologischen Muskelquerschnitt $PCSA$ und maximaler Muskelkraft F_{Max} ausgegangen [32]. Die maximale Muskelkraft F_{Max} eines Muskels errechnet sich aus

$$F_{Max} = \sigma_{Max} PCSA \quad \text{Gleichung 3-36}$$

mit einer maximalen Spannung nach Zajac [304] von $\sigma_{Max} = 35 \text{ N/cm}^2$. Sind an einer Beugung eines Gelenks $l = 1..n$ Muskelgruppen beteiligt, so errechnet sich der Anteil $ratio_m$ der modellierten Muskelgruppe m mit

$$ratio_m = F_{Max_m} / \sum_{l=1}^n F_{Max_l} \quad \text{Gleichung 3-37}$$

aus dem Verhältnis der Maximalkraft des betreffenden Muskels F_{Max_m} und der Summe der Maximalkräfte aller an einer Bewegung beteiligten Muskelgruppen.

Jedem modellierten Muskel wird ein Grundtonus F_{Tonus} von 1% der Maximalkraft F_{Max} zugewiesen. Die berechnete Muskelkraft F_M kann die maximale Muskelkraft F_{Max} eines Muskels nicht übersteigen und berechnet sich mit

$$F_M < F_{Tonus} : F_M = F_{Tonus} \quad \text{Gleichung 3-38}$$

$$F_{Tonus} < F_M < F_{Max} : F_M = ratio_m K_v \left[K_p (\varphi_{soll} - \varphi_{ist}) \dot{\varphi}_{ist} \right] \quad \text{Gleichung 3-39}$$

$$F_M \geq F_{Max} : F_M = F_{Max} \quad \text{Gleichung 3-40}$$

3.5.2 Diskussion

Die Wahl, der in den Simulationen verwendeten Muskelmodelle, hängt von der konkreten biomechanischen Fragestellung ab. Im einfachsten Fall kann eine konstante Muskelkraft F_M oder ein Gesamtmoment M_M in ein Mehrkörpersystem eingeleitet werden. Im Rahmen dieser Arbeit wurde die Muskulatur in den entwickelten Mehrkörpersystemen wie folgt modelliert:

- Ist der zeitliche Verlauf der Muskelkraft einer Muskelgruppe bzw. des Nettomoments in einem Gelenk bekannt, so kann diese direkt als zeitabhängiger Kraftverlauf $F_M(t)$ bzw. Momentverlauf $M_M(t)$ für den definierten Zeitraum in das Modell eingegeben werden. (siehe MKS-Modell Kniegelenk - Kapitel 4)
- Ist der zeitliche Verlauf einer Rotation eines Gelenks in einer Bewegungsanalyse ermittelt worden, kann das entwickelte Regler-Kraftelement verwendet werden. (siehe MKS-Modell Kopf - Nacken in Kapitel 5 sowie MKS-Modell Finger - Hand - Unterarm in Kapitel 6)

Dass es sich bei dem weiterentwickelten Muskelkraft-Regler (siehe Gln. 3-36 bis 3-40) um ein aktives Kraftelement handelt, ist eine isolierte Validierung des Kraftelements kaum möglich. Auch das experimentelle Messverfahren Elektromyographie (EMG), mit welcher die Muskelaktivität gemessen werden kann, unterliegt einigen Einschränkungen. Das Elektromyogramm registriert zwar die Aktivität der Muskelgruppen und ihre zeitliche Abgrenzung, jedoch keine direkte Aussage über die Kraft. Außerdem werden in erster Linie oberflächliche Muskeln erfasst, jedoch kaum oder nicht tiefer liegende Muskelgruppen [134]. Eine indirekte Überprüfung des entwickelten Muskelkraft-Reglers erfolgte in dieser Arbeit anhand von Plausibilitätstests der entwickelten MKS-Gesamtmodelle.

4 MKS-Modell Kniegelenk

4.1 Motivation

Der alpine Skisport ist mit weltweit schätzungsweise 200 Millionen aktiven Skifahrern eine ausgesprochen populäre Sportart. Jedoch birgt die Sportart ein hohes Risiko an ernsthaften Verletzungen. Speziell das vordere Kreuzband ist - isoliert oder in Kombination mit anderen Strukturen - eine im alpinen Skilauf häufig verletzte Struktur [92].

Die Entwicklungsmöglichkeiten im Ausrüstungsbereich im alpinen Skisport - z.B. im Bereich Sicherheitsbindungen - sind von dem Verständnis der exakten Mechanismen von Kreuzbandverletzungen abhängig. Daher war ein Ziel dieser Arbeit, durch Durchführung detaillierter Studien, zum Verständnis der exakten Mechanismen von Kreuzbandverletzungen beizutragen. Unter Einleitung unterschiedlicher Kräfte und Momente sowie Bewegungen in das Kniegelenk sollten kritische Lastfälle ermittelt werden.

Die Untersuchungen wurden sowohl experimentell in einem speziell konzipierten Prüfstand an humanen Präparaten als auch anhand eines entwickelten detaillierten MKS-Modell des Kniegelenks durchgeführt (Abbildung 4-1).

Die Wahl einer geeigneten experimentellen Messmethoden für Dehnungen oder Kräfte im vorderen Kreuzband erforderte eine Überprüfung verschiedener in der Literatur beschriebener Techniken.

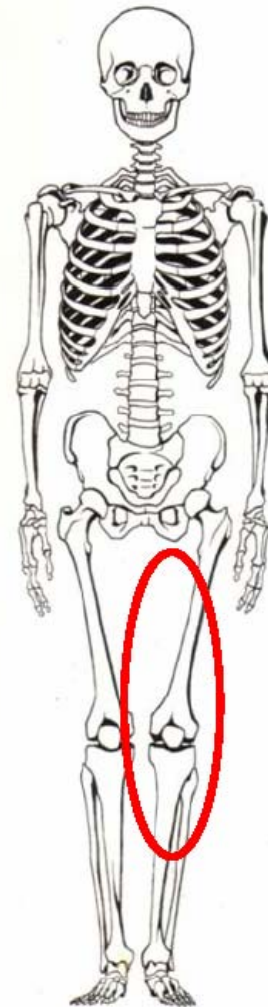


Abbildung 4-1: Körperregion des Bewegungsapparates, von dem ein physikalisches Modell zur Analyse von Sportverletzungen im Kniegelenk erstellt wurden.

In Abbildung 4-2 ist das unter möglichst exakter Berücksichtigung der anatomischen Strukturen und der Biomechanik entwickelte MKS-Modell des Kniegelenks dargestellt. Das MKS-Modell berücksichtigt alle Knochenstrukturen: Femur, Patella, Tibia, Fibula und sämtliche Weichteilstrukturen. Als Weichteilstrukturen wurden die entwickelten und validierten Kraftelemente der biologischen Einzelstrukturen Sehnen und Bänder, Gelenkknorpel und Menisken modelliert.

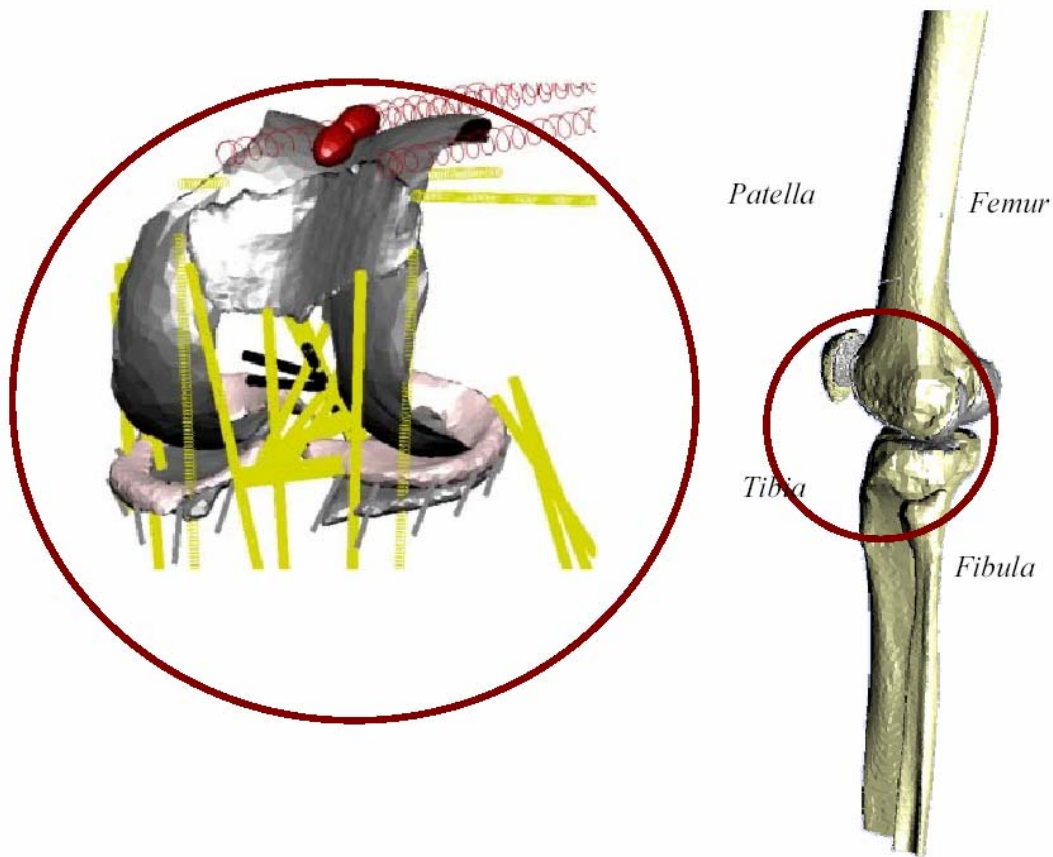


Abbildung 4-2: MKS-Modell des Kniegelenks mit den Oberflächenmodellen der beteiligten Knochen (Tibia, Fibula, Femur und Patella) und deren Knorpelschichten sowie den passiven Weichteilstrukturen (Bänder, Retinaculi, Gelenkkapsel, Menisken) und den drei Muskel-Kraftelementen des M. quadriceps mit Umwicklung der zentralen Sehne.

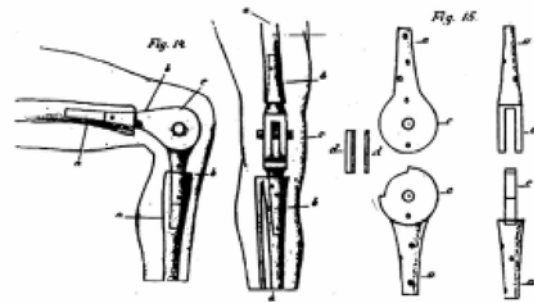
Um eine exakte Validierung des MKS-Modells des Kniegelenks zu erreichen, wurden die experimentellen Untersuchungen der humanen Präparate mit diesem MKS-Modell simuliert. Dafür wurde der speziell konzipierte Prüfstand zusätzlich detailgetreu als Mehrkörpersystem modelliert. Um exakte Modelle der untersuchten Knie-Präparate zu erhalten, wurden hoch aufgelöste CT-Aufnahmen erstellt, bearbeitet und in das Mehrkörpersystem eingebaut.

Mit Hilfe des validierten MKS-Modells wurden Belastungen im Kniegelenk, speziell im vorderen Kreuzband, in weiteren Lastfällen ermittelt und die Optimierungsmöglichkeiten der Auslösemechanismen von Skibindungen untersucht.

4.2 Entwicklung des Modells

4.2.1 Anatomie und Biomechanik

Das Kniegelenk (Articulatio genus) ist das größte Gelenk des menschlichen Körpers. Vereinfacht wird das Kniegelenk in vielen Fällen als einfaches Scharniergelenk dargestellt. Je nach Indikation werden zum Beispiel in der Endoprothetik künstliche Kniegelenke mit nur einem Freiheitsgrad verwendet (nach ISO 7207-1 [140]).



Themistokles Gluck (1853-1942) unternahm die ersten Versuche einer Implantation einer Kniegelenk-Endoprothese, indem er als Kniegelenkersatz ein aus Elfenbein gefertigtes Scharniergelenk verwendete (Abbildung 4-3).

Abbildung 4-3: Erster künstlicher Kniegelenkersatz als Scharniergelenk aus Elfenbein nach Themistokles Gluck (1853-1942).

Heutzutage wird der vollgekoppelte, künstliche Kniegelenkersatz eingesetzt, wenn es - z.B. durch Knochentumoren im Bereich des distalen Femurs und der proximalen Tibia oder nach mehrfachen Wechseloperationen - durch operativ bedingten Verlust von Band-, Kapsel- und Muskelstrukturen zu einem Stabilitätsverlust im Kniegelenk kommt. Ein Beispiel hierfür ist das Modell Blauth (Fa. Aesculap, Tuttlingen), welches 1972 eingeführt und heute in modifizierter Form implantiert wird (Abbildung 4-4). Auch wenn die reale Kinematik des Kniegelenks hierbei nur vereinfacht wiederhergestellt wird, weisen achsgekoppelte Modelle mittlerweile - u.a. aufgrund der Optimierung der Lage der Drehachse - durchaus gute Langzeitergebnisse auf [173,174,254].



In einem intakten humanen Kniegelenk stellt sich die Bewegung jedoch als komplexes, dreidimensionales Zusammenspiel der vier Knochenanteile - Femur, Patella, Tibia, Fibula - dar. Unterteilt wird das Kniegelenk in einen femorotibialen, patellofemorale sowie tibiofibularen Gelenkanteil.

Abbildung 4-4: Totaler Kniegelenkersatz mit Scharniergelenk - Modell-Blauth (Aesculap, Tuttlingen) [254]

Femorotibial-Gelenk

Im femorotibialen Gelenkanteil artikulieren die nicht kongruenten Femurkondylen mit den Gelenkflächen des Tibiaplateaus. Bei der Beugung des Kniegelenks kommt es bei der Relativbewegung zwischen Femurkondylen und Tibiaplateau zu einer Kombination aus einer Abroll- und Gleitbewegung. Man spricht daher vom Roll-Gleit-Mechanismus im femorotibialen Gelenk.

Aufgrund der komplexen Kinematik und Lastverhältnisse im Kniegelenk werden Kräfte und Momente meist indirekt, unter Verwendung mathematischer Modelle, bestimmt. Eines der ersten mathematischen Modelle zur Ermittlung der Kontaktkräfte im Femorotibialen-Gelenk während des Gehens in der Ebene und anderen Aktivitäten wurde von Morrison [201,202,203] entwickelt. Während der Standphase des Gangzykluses, d.h. beim Bodenkontakt des Fußes, kommt es zu drei Kraftspitzen im Kniegelenk: die erste unmittelbar beim Aufsetzen der Ferse, eine weitere kurz nach Aufsetzen der Ferse sowie eine kurz vor dem Abheben der Zehen. Die Beträge dieser Kraftspitzen bewegten sich zwischen dem zwei- bis vierfachen des Körpergewichts. Eine Bestimmung der Kräfte mit Hilfe von instrumentierten Implantaten, wie z.B. im Hüftgelenk [22], konnte im Kniegelenk bisher technisch noch nicht zufrieden stellend realisiert werden. Direkte Messungen der Kräfte im Kniegelenk wurden von Taylor et al. [261] durchgeführt. Über die telemetrisch ermittelten Kräfte und Momente im Schaftbereich der distalen femoralen Komponente einer Kniegelenk-Endoprothese wurden die Kräfte im Kniegelenk zurückgerechnet. Die Axialkraft zeigte dabei eine kleine Kraftspitze beim Fersenaufsatz und zwei weitere größere Spitzen während der Standphase. Beim Gehen in der Ebene traten Axialkräfte zwischen dem 2,2- und 2,5-fachen des Körpergewichts und an der Tibia anterior wirkende Scherkräfte zwischen dem 0,4- und 0,54-fachen des Körpergewichts auf.

Femoropatellar-Gelenk

Die Patella (Kniescheibe) überträgt die Kraft der Streckmuskulatur (M. quadriceps femoris) über das Kniegelenk durch das Ligamentum patellae auf die Tibia. Die Kniescheibe wirkt dabei als Kraftumleitung und Hebel des M. quadriceps.

Die Hauptfunktionen der Patella liegen in der Verbesserung der Effektivität der Extensoren während der Knieflexion, indem sie die Quadricepsmuskulatur zentriert und ein weiches Gleiten über der Knorpelschicht des Femurs (Oberschenkelknochen) bei geringer Reibung ermöglicht.

Die Kniescheibe gleitet beim Beugen durch eine konkav vorgegebene Gleitbahn zwischen den Femurkondylen. Insgesamt gleitet die Kniescheibe über eine Länge von 5 bis 10 cm. Um diese Strecke zurücklegen zu können, sind größere Gleitschichten notwendig. Dafür bilden zwei Schleimbeutel (Bursa praepatellaris und Bursa infrapatellaris) zwei große Gleitspalten. An der Kniescheibe setzt von oben die große Oberschenkelmuskulatur (Musculus quadriceps femoris) an. Die Kraft dieser Muskulatur wird über die Kniescheibe auf den Unterschenkel (Tibia) umgeleitet. Im distalen Bereich der Kniescheibe geht die Sehne des M. quadriceps in das Lig. patellae über, das zur vorderen Schienbeinkante zieht und an einem Knochenvorsprung, der Tuberositas tibiae, am Schienbein ansetzt. Ab etwa 90° kommt es zur Umwicklung der Quadricepssehne um die Trochlea des Femurs.

Tibiofibular-Gelenk

Einen häufig vernachlässigten Teil des Kniegelenks stellt die proximale Verbindung der beiden knöchernen Strukturen des Unterschenkels - Tibia und Fibula - dar. Tibia und Fibula sind proximal durch die Articulatio tibiofibularis und distal durch die Syndesmosis tibiofibularis miteinander verbunden. Zusätzlich befindet sich zwischen den beiden Unterschenkelknochen eine bandhafte Verbindung, die sog. Membrana interossea cruris, die als Syndesmose die beiden Knochen aneinander fixiert. Verletzungen des tibiofibularen Gelenks treten typischerweise bei Sportlern auf, deren Sportart heftige Drehbewegungen des gebeugten Knies erfordern.

Neben der den knöchernen Gelenkanteilen sind folgende Weichteilstrukturen an der komplexen Bewegung des Kniegelenks beteiligt:

Vorderes Kreuzband (Ligamentum Cruciatum Anterior - ACL)

Das vordere Kreuzband schränkt primär die Translation der Tibia nach anterior ein und wirkt einer transversale Verschiebung entgegen. Zudem wirkt das vordere Kreuzband einer Abduktion-Adduktions-Bewegung sowie einer tibialen Innen-Außen-Rotation entgegen [96,221].

Das ACL befindet sich in der Area intercondylaris (Abbildung 4-5). Der femorale Ursprung des vorderen Kreuzbandes liegt im hinteren Drittel auf der medialen Seite des Condylus lateralis femoris, unmittelbar an der Knochen-Knorpelgrenze. Der tibiale Ansatz befindet sich an der Area intercondylaris anterior. Die Geometrie der Kreuzbänder ist komplexer, d.h. unterschiedliche Orientierung und Länge der verschiedenen Faserbündel, im Vergleich zu den Seitenbändern, welche fast parallele Faserstrukturen besitzen [41]. Die tibiale Befestigung des ACL ist größer als die femorale und verläuft nahezu senkrecht zum tibialen Ansatz des hinteren Kreuzbands.

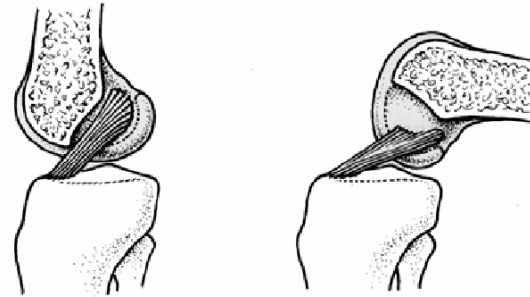


Abbildung 4-5: Verlauf der Fasern des vorderen Kreuzbandes in Extension und 90° Flexion des Kniegelenks.

Im ACL variieren sowohl die Materialeigenschaften der einzelnen Faserbündel [42,226] als auch ihre Länge und Orientierung [47]. Die Geometrie bzw. Form der (Kreuz-)Bänder verändert sich während der Kniegelenkbewegung. Man findet in der Literatur unterschiedliche Angaben darüber, ob die Bänder aus anatomisch unterscheidbaren Faserbündel bestehen. So beschreiben verschiedene Autoren das vordere Kreuzband als eine funktionelle Einheit [40,88]. Da es schwierig ist, den Spannungszustand einzelnen Fasern separat zu betrachten, wird in vielen Studien das ACL in einzelne Faserbündel unterteilt [234]. Die Unterteilung des ACL erfolgt in ein anteromediales und ein posterolaterales Faserbündel [11,28] oder in drei Faserbündel (anteriore und posteriore Sektion anteromedial, sowie posterolateral) [43,182]. Die Unterteilung in ein anteromediales und ein posterolaterales Faserbündel ist in der Literatur am häufigsten erwähnt [234]. Die beiden Faserbündel kreuzen und umwickeln sich, wobei das anteromediale das längere und das posterolaterale das kürzere Faserbündel darstellt. Bei partiellen Bandrupturen bleibt meist das kürzere posterolaterale Bündel intakt. In der Regel wird bei der Rekonstruktion des ACL versucht, die Funktion des anteromedialen Bündels wiederherzustellen [145]. Hefzy und Grood [117] untersuchten den Einfluss der Lokalisation der Ansatzstellen der Faserbündel des ACL auf die Bündellängen. Der Einfluss auf die Dehnung ist vom Ort der femoralen Ansatzstelle stark abhängig, weniger von der tibialen Ansatzstelle.

Hinteres Kreuzband (Ligamentum Cruciatum Posterior - PCL)

Die Hauptfunktion des PCL liegt in erster Linie in der Verhinderung der posterioren Translation der Tibia relativ zum Femur. Unterstützt wird das hintere Kreuzband hierbei von dem posterolateralen Anteil der Gelenkkapsel, dem medialen Seitenband sowie dem M. popliteus. Zudem schränkt das PCL die Varus-Valgus-Bewegung des Kniegelenks sowie die tibiale Außenrotation ein.

Das hintere Kreuzband hat seinen Ursprung an der anterolateralen Seite der medialen Femurkondyle im interkondylären Bereich. Im Vergleich zum vorderen Kreuzband liegt der Ursprung somit anterior. Der tibiale Ansatz liegt nicht innerhalb des Gelenks, sondern etwas unterhalb des Gelenkspalts hinter dem Tibiaplateau in der Area intercondylaris posterior. Über das Lig. meniscofemorale posterius ist das hintere Kreuzband an der dorsalen Seite des lateralen Meniskus verankert. Die Querschnittsfläche des PCL nimmt vom tibialen in Richtung des femoralen Ansatzes zu. Sie ist je nach Lage um etwa 20% bis 50% größer als die Querschnittsfläche des vorderen Kreuzbands [112].

Das PCL wird von verschiedenen Autoren in zwei Faserbündel unterteilt, das anterolaterale (aPCL) und das posteromediale (pPCL) [42,47,93,161,226]. Die beiden Faserbündel weisen eine unterschiedliche Faserorientierung auf und sind bei unterschiedlichen Beugestellungen des Kniegelenks gespannt. Dem aPCL wird bis zu 95% des Gesamtvolumens oder eine etwa sechsfache Steifigkeit des pPCL zugeordnet. Das pPCL ist in Extension gespannt, das aPCL ist entspannt. In Flexion verhält es sich umgekehrt.

Inderster et al. [135] sowie Friederich und O'Brien [83] unterteilen das PCL in drei Faserbündel, neben dem stabilen anterolateralen und dem dünneren posteromedialen Bündel wird ein schiefes, posterior gelegenes Faserbündel bestimmt. Für Markis et al. [186] ist die komplexe Anatomie mit dem Ansatz mit zwei Faserbündeln nicht abgedeckt. In Übereinstimmung mit Covey et al. [51,52] findet eine Unterteilung des PCL in vier Faserbündel statt: einen anterioren (aPCL), einen zentralen (cPCL), einen posterior-longitudinalen (plPCL) sowie einen posterior-obliquen (poPCL) Anteil (Abbildung 4-6). In der Sagittalebene sind die beiden Kreuzbänder voneinander getrennt. In Extension verlaufen sie direkt von Femur zu Tibia, in Flexion sind sie verdrillt [93].

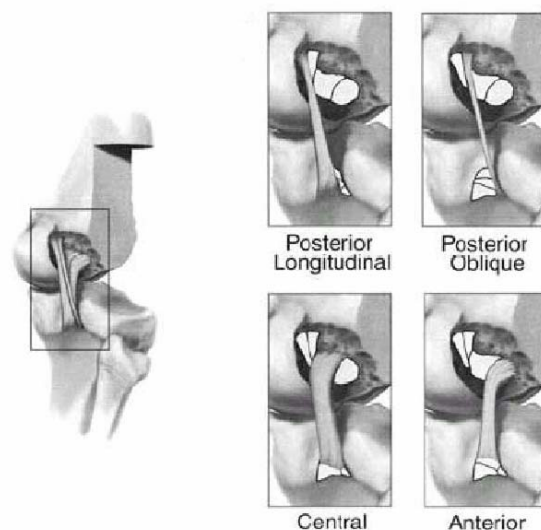


Abbildung 4-6: Unterteilung des PCL in vier Faserbündel nach Covey et al. [52,51].

Race und Amis [226] ermittelten für das PCL eine Steifigkeit von $c = 347 \pm 140 \text{ N/mm}$ für den anterior gelegenen Anteil und von $c = 77 \pm 140 \text{ N/mm}$ für den posterior gelegenen Anteil. Dies stimmt mit den Untersuchungen von Mommersteeg et al. [200] überein.

Mediales Seitenband (Lig. collaterale tibiale - MCL)

Zusammen mit dem ACL ist das MCL die am häufigsten verletzte Bandstruktur im Kniegelenk. Die Verletzungshäufigkeit beim Skifahren liegt zum Beispiel um das 10-fache über der des PCL.

Das MCL befindet sich intra-artikulär und ist mit dem Meniskus medialis verwachsen. Laut Robinson et al [230,231] lässt sich das MCL anatomisch in das oberflächlich Bündel Lig. collaterale mediale oblique (sMCL), das tiefer liegende Lig. collaterale mediale deep (dMCL) und die posteromediale Gelenkkapsel (PMC) unterteilen (Abbildung 4-7). Der femorale Ursprung vorderen langen Fasern des Lig. collaterale mediale oblique liegt am Epicondylus medialis femoris. Die langen Fasern ziehen zum Margo medialis tibiae. Die hinteren kurzen Fasern des Lig. collaterale mediale oblique strahlen in den Meniskus ein und die hinteren kurzen Fasern des Lig. collaterale mediale deep ziehen vom Meniskus zum tibialen Ansatz am Condylus medialis tibiae.

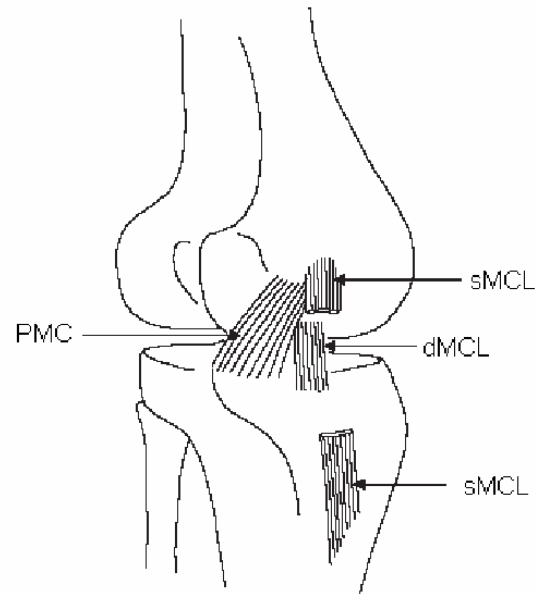


Abbildung 4-7: Unterteilung des MCL in drei Faserbündel nach Robinson et al. [230,231].

Gardiner et al [89,90] ermittelten Dehnungszustände im MCL sowohl experimentell als auch mit Hilfe eines FE-Modells. Die Dehnung ist ungleichmäßig und variiert während der passiven Beugung zwischen 1% und 5%, abhängig von der Lokalisation und Flexionswinkel. In Extension sind die größten Dehnungen in den Fasern im posterioren Bereich und die geringsten in den anterior gelegenen Fasern. Mit zunehmendem Beugewinkel verringert sich die Dehnung in den posterioren und zentralen Fasern, während der Dehnungszustand der Fasern im anterioren Bereich in etwa gleich bleibt. In allen Flexionsstellungen verursacht eine Valgusrotation eine Dehnungszunahme in sämtlichen Fasern des MCL. Die Resektion des MCL (v.a. der oberflächigen, langen Fasern) erhöht den Umfang der Außenrotation. Dies betrifft auch die anderen medial gelegenen Strukturen wie das Lig. posterior oblique (POL) und medio-posterioren Bereich der Kapsel (PMC) [109]. Laut Arms et al. [9] erhöht sich die Dehnung in den anterioren Fasern bei passiver Flexion bis 105°, während sich die Dehnung in den posterioren Fasern verringert. Die Dehnung in den anterioren Fasern ist tendenziell im superioren Bereich gegenüber dem Gelenkspalt höher als inferior. Für die posterioren Fasern gilt das Gegenteil.

Robinson et al. [230] ermittelten das Materialverhalten der drei Faserbündel im Zugversuch ($n = 8$, Knochen-Band-Knochen Präparat, $v = 1000 \text{ mm/min}$, nach Konditionierung, Alter: 72 bis 89 Jahre). Die maximale Kraft des Lig. collaterale mediale oblique (sMCL) betrug $F = 534 \text{ N} \pm 85 \text{ N}$, beim tiefer liegenden Lig. collaterale mediale deep (dMCL) $F = 194 \text{ N} \pm 82 \text{ N}$ sowie bei der posteromediale Gelenkkapsel (PMC) $F = 425 \text{ N} \pm 151 \text{ N}$. Die Steifigkeit im linearen Kraft-Dehnungsverlauf betrug $c = 80 \text{ N/mm} \pm 8 \text{ N/mm}$ (sMCL), $c = 42 \text{ N/mm} \pm 14 \text{ N/mm}$ (dMCL) und $c = 56 \text{ N/mm} \pm 20 \text{ N/mm}$ (PMC). Trent et al. [264] ermittelten für das gesamte mediale Seitenband eine Reißkraft von $F = 516 \text{ N}$ und eine Steifigkeit von $c = 70,6 \text{ N/mm}$ ($n = 4$, Knochen-Band-Knochen Präparat, $v = 500 \text{ mm/min}$, nach Konditionierung, Alter: 29 bis 55 Jahre). Kennedy et al. [150] ermittelten eine Reißkraft von $F = 468 \text{ N} \pm 33 \text{ N}$ bei einer Belastungsgeschwindigkeit von $v = 125 \text{ mm/min}$ sowie eine Reißkraft $F = 665 \text{ N} \pm 75 \text{ N}$ bei einer Geschwindigkeit von $v = 500 \text{ mm/min}$ ($n = 10$, isoliertes Präparat).

Laterales Seitenband (Lig. collaterale laterale bzw. Lig. collaterale fibulare - LCL)

Die Hauptfunktion des LCL ist die Einschränkung der Varus-Bewegung (Adduktion). Unterstützt wird das laterale Seitenband vom lateralen Anteil der Gelenkkapsel. Darüber hinaus trägt das Außenband zur Einschränkung der Innenrotation der Tibia bei. Während der Beugebewegung erschlafft das LCL.

Das Außenband hat seinen Ursprung am Epicondylus lateralis femoris und zieht zur fibularen Ansatzstelle am Caput fibulae (Abbildung 4-8). Im Gegensatz zum MCL ist das LCL weder mit der Gelenkkapsel noch mit dem Meniscus lateralis verwachsen.

Sugita and Amis [258] ermittelten das Materialverhalten im Zugversuch ($n = 10$, Knochen-Band-Knochen Präparat, ohne Konditionierung, Belastungsgeschwindigkeit $v = 200 \text{ mm/min}$, Alter: durchschnittlich 70 Jahre). Die maximale Kraft des LCL betrug $F = 309 \text{ N} \pm 91 \text{ N}$ bei einer Dehnung bei Versagen von $\varepsilon = 6,1\% \pm 2,5\%$, die Steifigkeit im linearen Kraft-Dehnungsverlauf betrug $c = 58,1 \text{ N/mm} \pm 22,8 \text{ N/mm}$.

Popliteofibulares Band (Popliteofibular Ligamentum Complex (PFLC))

Das popliteofibulare Band (Abbildung 4-8) bildet mit dem lateralen Seitenband und den Sehnen des M. politeus und des M. gastrocnemius lateralis den posterolateralen Bereich des Kniegelenks. Bei großen Flexionswinkeln und entspanntem lateralen Seitenband verleiht es dem Kniegelenk in diesem Bereich Stabilität.

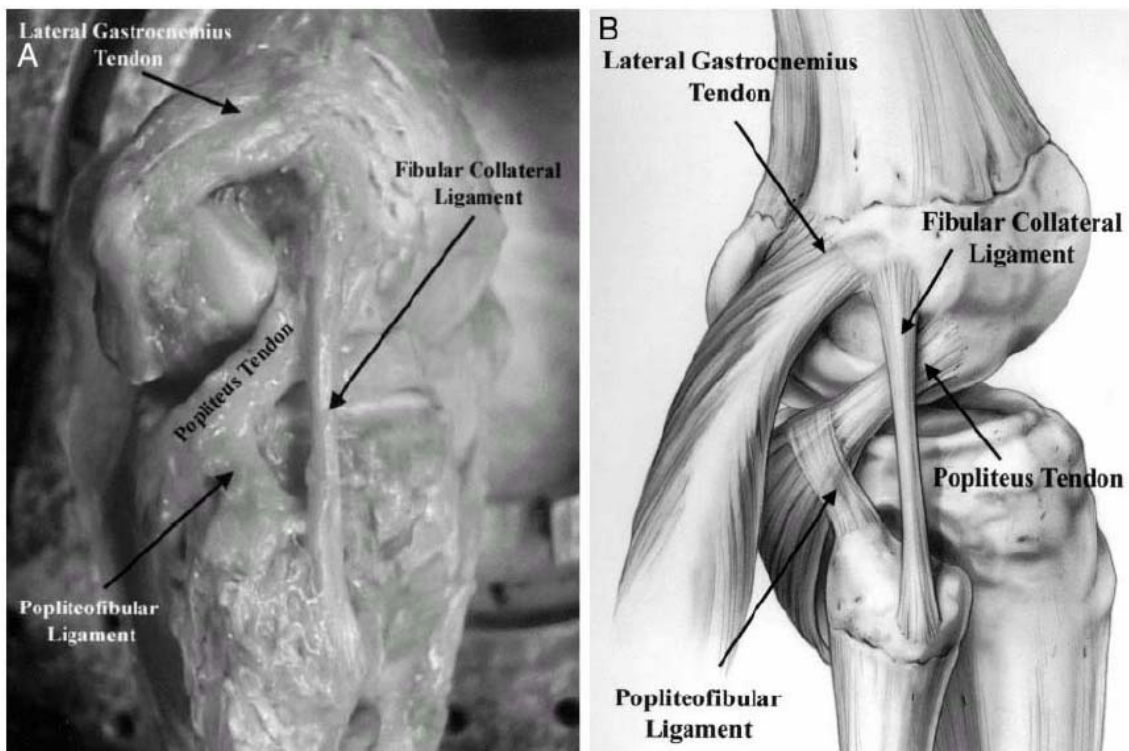


Abbildung 4-8: Posterolateraler Bereich des Kniegelenks mit lateralem Seitenband und popliteofibularem Band [165].

LePrade et al. [165] unterscheiden in einen anterioren sowie posterioren Anteil des popliteofibulären Ligamentums, wobei die Ausrichtung der Fasern in erster Linie die tibiale Außenrotation einschränkt.

Sugita and Amis [258] ermittelten das Materialverhalten im Zugversuch ($n = 10$, Knochen-Band-Knochen Präparat, $v = 200 \text{ mm/min}$, keine Konditionierung, Alter: durchschnittlich 70 Jahre). Die maximale Kraft des PFLC betrug $F = 186 \text{ N} \pm 65 \text{ N}$ bei einer Dehnung bei Versagen von $\varepsilon = 17,0\% \pm 5,2\%$, die Steifigkeit im linearen Kraft-Dehnungsverlauf betrug $c = 43,6 \text{ N/mm} \pm 14,8 \text{ N/mm}$.

Ligamentum popliteum obliquum und Ligamentum popliteum arcuatum

Aus der Sehne des M. semimembranosus entwickelt sich lateralseitig das Lig. popliteum obliquum. Das Band zieht in lateraler und proximaler Richtung am Caput laterale M. gastrocnemii in die Gelenkkapsel ein. Das Lig. popliteum arcuatum entspringt an der Fibula kreuzt in proximaler Richtung die Sehne des M. popliteus und strahlt ebenfalls am Caput laterale m. gastrocnemius in die Gelenkkapsel ein.

Beide Bandstrukturen tragen zur Stabilisierung des posterioren Anteils des Kniegelenks bei und wirken der Außenrotation der Tibia entgegen [102].

Schräges meniscomeniscals Band (Lig. meniscomeniscal oblique)

Das Band verläuft von der anterioren Begrenzung des medialen Meniskus zur posterioren Begrenzung des lateralen Meniskus (Abbildung 4-9). Das meniscomeniscals Band ist in etwa 80% der Kniegelenke vorhanden.

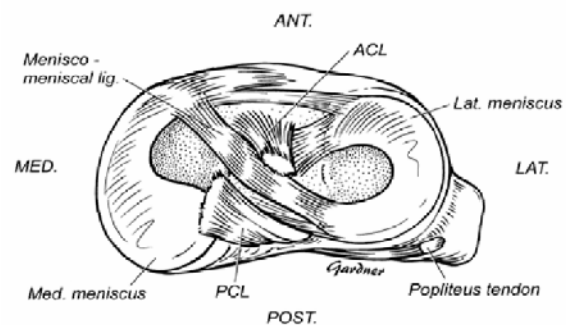


Abbildung 4-9: Anatomie des Lig. meniscomeniscal obl. [237].

Meniskofemorale Bänder (Lig. meniskofemoralis posterius & anterior)

Es handelt sich nicht um eine Verbindung zwischen zwei Knochen sondern zwischen Meniskus und Knochen, so dass der Begriff "Ligament" eigentlich irreführend ist [107]. Zwei dieser Bänder verbinden das posteriore Horn an der Dorsalseite des Meniscus lateralis mit dem interkondylären Bereich des Femurs der lateralen Seite des medialen Condylus femoris. Man unterscheidet das Lig. meniskofemorale posterius (Wirsberg Band) und das Lig. meniskofemorale anterior (Humphry Band). Die Querschnittsfläche der meniskofemorale Bänder liegt bei etwa 20% der Querschnittsfläche des hinteren Kreuzbands [112].

Ligamentum transversum genus

Das Lig. transversum liegt innerhalb der Gelenkkapsel und verbindet vorne den medialen mit dem lateralen Meniskus. In einer FE-Analyse ermittelten Haut Donahue et al. [114] eine Steifigkeit des transversalen Bandes von $c = 900 \text{ N/mm}$.

Ligamentum posterior oblique

Das Lig. posterior oblique stellt zusammen mit den tieferen Fasern des MCL die innere Schicht des medialen Anteils im Kniegelenk dar. Es verstärkt den medialen Bereich der Gelenkkapsel und setzt proximal am Tuberculum adductorium des Femurs an und distal an der Tibia und dem vorderen Anteil der Gelenkkapsel. Es wirkt während der Flexion-Extensionsbewegung des Kniegelenks Belastungen in Valgus-Richtung entgegen.

Tibiofibulares Band (Lig. tibiofibulare posterior)

Das Lig. tibiofibulare posterior ist eine im tibiofibularen Gelenk gelegene ligamentäre

Verbindung der beiden Gelenkflächen Condylus lateralis tibiae und Caput fibulae posterior. Es setzt sich aus zwei breiten Bändern zusammen.

Ligamentum patellae

Das Lig. patellae setzt sich aus der Sehne des M. quadriceps femoris über die Patella hin zur Tuberositas tibiae fort (Abbildung 4-10). Die Rekonstruktion einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes mit dem mittleren Drittel des humanen Lig. patellae ist eine weit verbreitete Methode zur Wiedererlangung der Kniefunktionalität.

In der Literatur werden daher häufig die mechanischen Eigenschaften des medialen Drittels des Lig. patellae angegeben.

Eine Übersicht von Siebels [251] zeigt gemittelte Steifigkeiten im Bereich von $c = 200 \text{ N/mm}$ bis 234 N/mm , maximale Dehnungen von $\varepsilon = 24,2\%$ bis $32,4\%$ und Reißkräfte von $F = 2820 \text{ N}$ bis 3028 N .

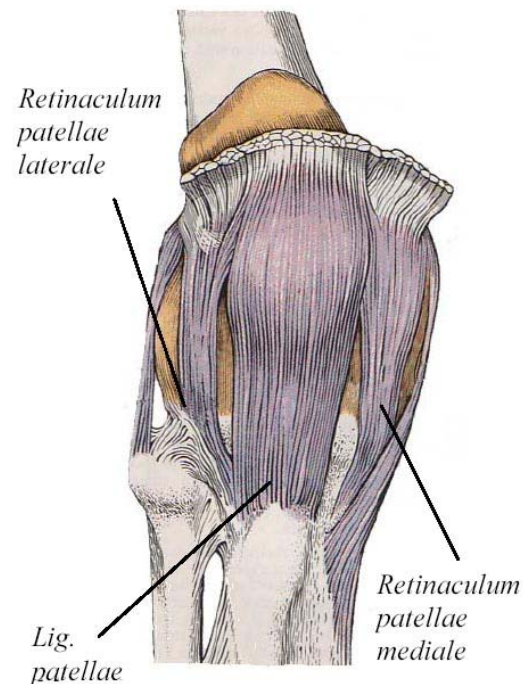


Abbildung 4-10: Verläufe des Lig. patellae und der Retinaculi patellae [222].

Retinaculum patellae

Neben dem Lig. patellae verlaufen medial und lateral zwei Haltebänder, die Retinaculum patellae (Abbildung 4-10). Das Retinaculum patellae laterale bildet sich aus den Fasern des M. vastus lateralis und einigen Fasern des M. rectus femoris und setzt lateral an der Tuberositas tibiae an. Das Retinaculum patellae mediale bildet sich vorwiegend aus Fasern des M. vastus medialis.

Ligamentum coronarium lateralis und Ligamentum coronarium medialis

Die Ränder der Menisken sind mit der Tibia durch zahlreiche kurze, fibröse Fasern verbunden, den sog. Lig. coronarium lateralis und medialis. Die Gesamtsteifigkeit der faserigen Verbindung von Meniskus zur Tibia beträgt nach Haut Donahue et al. [114] $c = 2000 \text{ N/mm}$ (modelliert mit 10 Federelementen mit jeweils ($c = 200 \text{ N/mm}$)).

Gelenkkapsel

Die fibröse, synoviale Gelenkkapsel umhüllt das gesamte Kniegelenk. Der anteriore Anteil des Kapselapparats geht in den Extensormechanismus mit Sehne des M. quadriceps und Lig. patellae über. Der posteriore Anteil der Gelenkkapsel ist eine umfangreichere Struktur mit einigen markanten Verdickungen. Die markanteste, das Lig. popliteus oblique, leitet sich von der Sehne des M. semimembranosus ab. Das MCL ist mit der Gelenkkapsel verbunden und hat eine starke Verbindung mit dem medialen Meniskus. Im Gegensatz dazu hat das LCL keine Verbindung zum Kapselapparat.

Menisken

Die beiden keilförmigen Menisken befinden sich zwischen den beiden femorotibialen Gelenkanteilen (Abbildung 4-11). Sie ermöglichen die Dämpfung von Stößen und somit zum Schutz der Gelenkflächen. Der mediale Meniskus ist mit dem Lig. collaterale tibiale verbunden. Dadurch ist die Bewegung gegenüber dem Tibiaplateau im Vergleich zum lateralen Kompartiment eingeschränkt. Aufgrund der Verbindung sind jedoch häufig kombinierte Verletzungen des Seitenbandes und des Meniskus der medialen Seite zu beobachten.

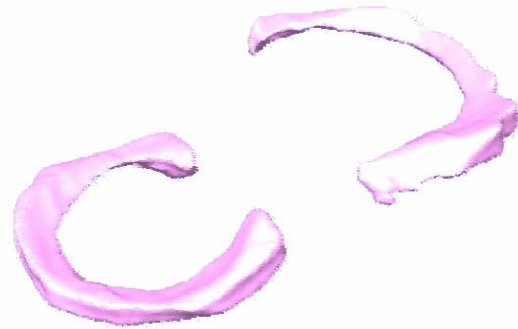


Abbildung 4-11: Oberflächenmodelle des lateralen und medialen Meniskus.

Muskulatur

Die Hauptfunktion der Muskulatur besteht in der Durchführung der aktiven Bewegung. Darüber hinaus sichern die an das jeweilige Gelenk überspannenden Muskelgruppen die passive Gelenksführung.

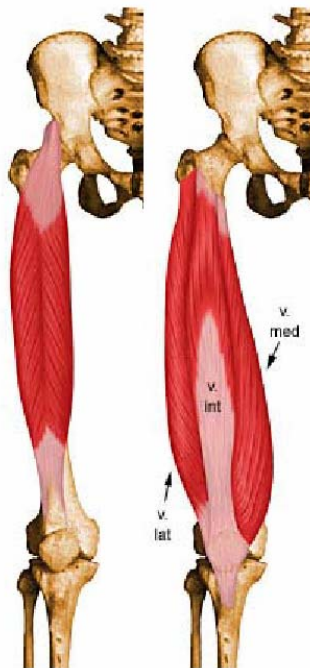


Abbildung 4-12: Extensoren: M. rectus femoris (links) und Mm. vasti (rechts) [297].



Abbildung 4-13: Flexoren: M. semimembranosus (links) und M. semitendinosus (rechts) [297].

Eine isometrische Muskelkontraktion des M. quadriceps femoris verursacht eine Verschiebung der Tibia nach anterior. Hirokawa et al. [121] demonstrierten, dass es bei einer Flexion von 0° bis 80° zu einer Tibiatranslation von bis zu 7 mm kommt, während die Translation bei größeren Beugestellungen von 80° bis 120° weniger als 2 mm beträgt. Übereinstimmend mit anderen Autoren wurde die max. Translation der Tibia bei einer Knieflexion von 30° bis 45° ermittelt [14,59,229].

Die Flexion des Kniegelenks wird durch die sog. Hamstrings Muskelgruppe verursacht. Es handelt sich um eine biartikuläre Muskelanordnung, die neben der Beugung des Kniegelenks auch zur Streckung des Hüftgelenks beiträgt. Zur Flexion des Kniegelenks tragen M. semitendinosus, M. semimembranosus (Abbildung 4-13), M. biceps femoris (Abbildung 4-14), M. gracilis, M. sartorius, M. popliteus (Abbildung 4-15) bei. Nur geringfügig wirken die am Unterschenkel befindlichen M. gastrocnemius und M. plantaris an der Beugung des Kniegelenks mit (Abbildung 4-16).

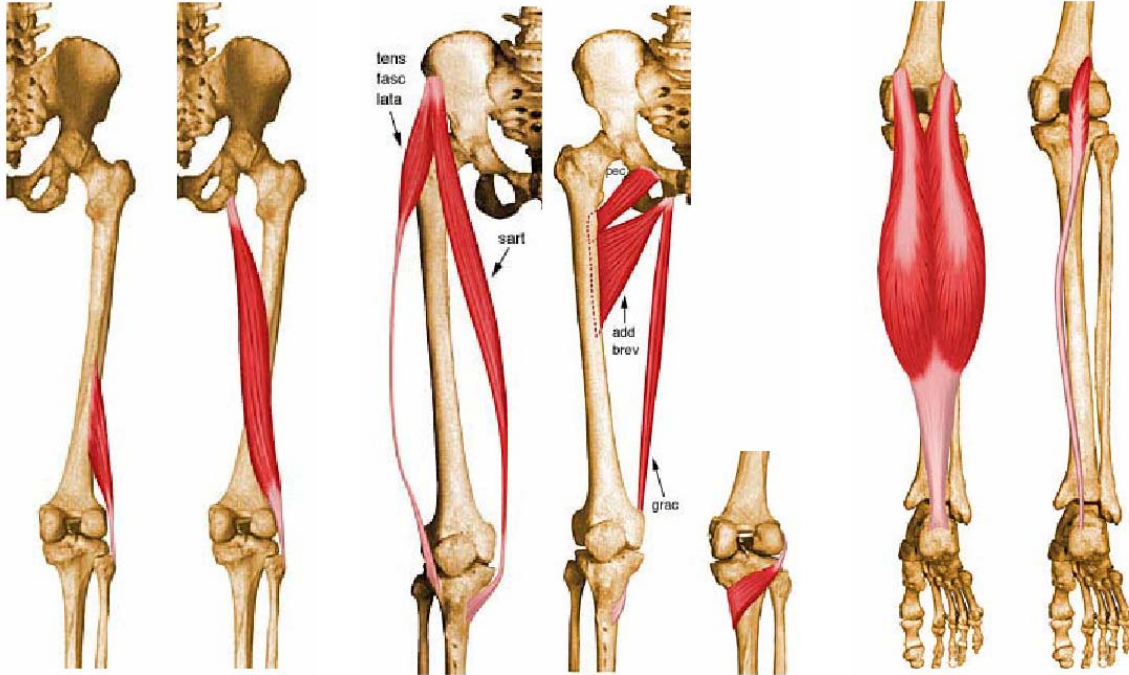


Abbildung 4-14: M. biceps femoris: caput breve (links) und caput longum (rechts) [297].

Abbildung 4-15: M. sartorius & M. tensor fasciae latae (links); M. gracilis (mitte); M. popliteus (rechts) [297].

Abbildung 4-16: M. gastrocnemius (links) und M. plantaris (rechts) [297].

Die M. semitendinosus, M. semimembranosus, M. gracilis, M. sartorius und M. popliteus wirken zudem als Innenrotatoren des Kniegelenks.

Die Außenrotation des Kniegelenks verursacht in erster Linie der M. biceps femoris. Geringfügig unterstützt wird die Außenrotation der Tibia vom M. tensor fasciae latae. Die Schlussrotation erfolgt bei maximaler Streckung, es handelt sich um eine tibiale Außenrotation des Spielbeins bzw. eine femorale Innenrotation beim Standbein um etwa 5°. Eine Innen- und Außenrotation der Tibia ist nur bei entspannten Seitenbändern möglich, d.h. eine aktive Rotation kann in Extension nicht durchgeführt werden.

4.2.2 Übersicht über Kniemodelle

Je nach Fragestellung und geforderter Genauigkeit der resultierenden Kräfte und Momente kann eine vereinfachte Beschreibung der Kinematik des Kniegelenks als ausreichend angenommen werden. In vielen Ganzkörpermodellen wird das Kniegelenk vereinfacht als Modell mit einem rotatorischen Freiheitsgrad [105,106,111,239] oder zwei rotatorischen Freiheitsgraden [262] beschrieben (Abb. 4-17).

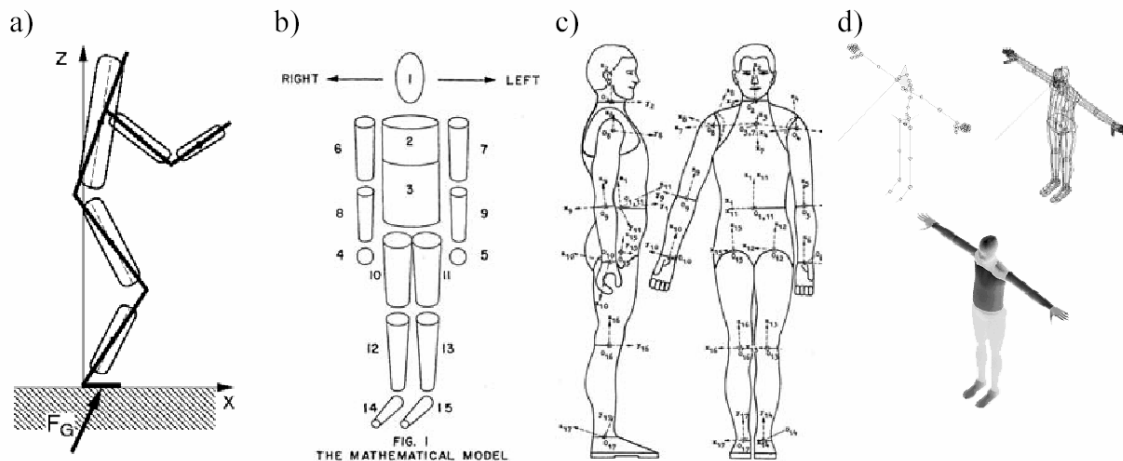


Abbildung 4-17: Menschmodelle: a) fünfgliedriges Schwabbelmassenmodell nach Gruber [105,106]; b) 15-gliedriges Menschmodell nach Hanavan [111], c) Menschmodell nach Saziorski [239], d) Menschmodell RAMSIS [262].

Da in der Modellierung mit Ganzkörpermodellen die Relativbewegung der Weichteilstrukturen ("Schwabbelmassen" nach Gruber [105,106]) gegenüber dem starren Skelett in vielen Fällen nicht berücksichtigt wird, kommt es in Simulationen von zum Beispiel sportlichen Bewegungsabläufen (Abbildung 4-18) zu stark erhöhten Zwangskräften und -momenten.

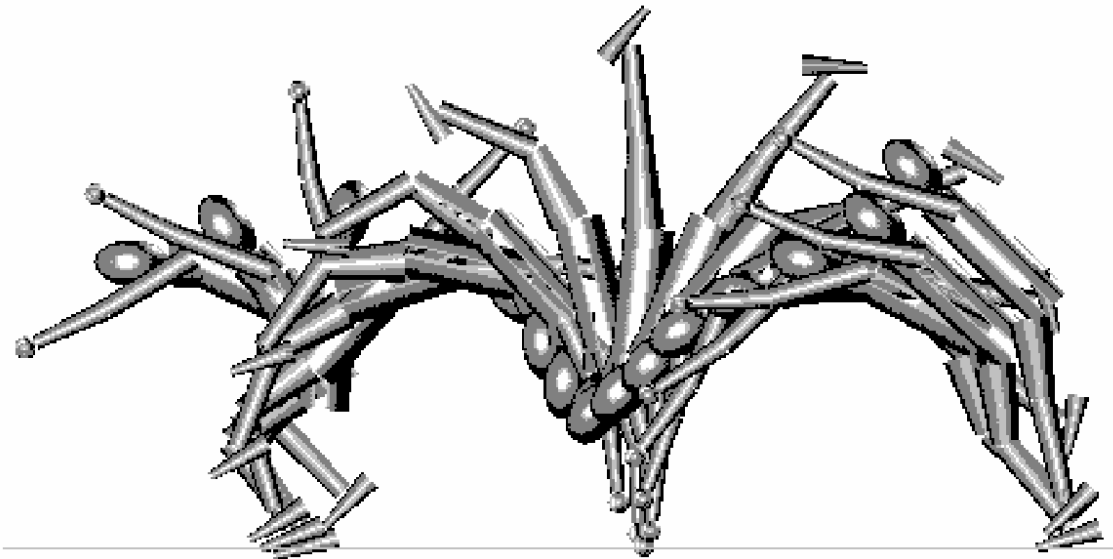


Abbildung 4-18: Simulation eines Flick-Flacks mit Modell nach Hanavan.

In planaren Gelenk-Modellen wird die Bewegung des Kniegelenks vereinfacht zweidimensional in der sagittalen Ebene mit einem rotatorischen sowie zwei translatorischen Freiheitsgraden dargestellt [305,306,307,308,309]. Die Festlegung der Drehachse bzw. des Drehzentrums erfolgt entweder als Kompromiss-Drehachse oder als Momentan-Drehzentrum.

Das bekannteste planare Gelenk-Modell stellt die Viergelenkkette von Menschik dar [195,196]. Die beiden Kreuzbänder werden als starre Verbindungen dargestellt. Durch die Anordnung der Drehpunkte der starren Kreuzbänder ist das Abrollen der Femurkondylen auf dem Tibiaplateau zu erkennen (Abbildung 4-19).

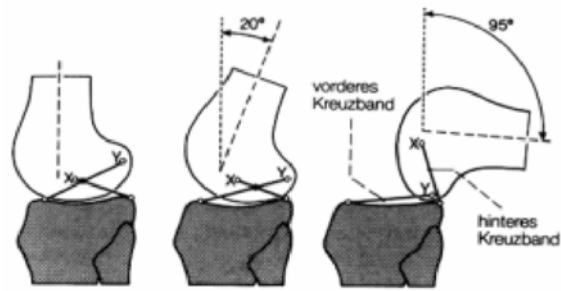


Abbildung 4-19: Viergelenkkette nach Menschik [195,196]. Schnittpunkt der starren Verbindungen des vorderen und hinteren Kreuzbandes beschreibt das Momentanzentrum des Kniegelenks.

Das Drehzentrum verändert während der Beugung seine Lage. Das Drehzentrum eines Körpers i bezüglich eines Nachbarkörpers j ist der Ort, an dem die Relativgeschwindigkeit null ist. Körper j führt folglich eine Drehung um das Drehzentrum mit der Geschwindigkeit ω_{ij} aus. Das Modell der überschlagenen Viergelenkkette auf Basis der Kreuzbänder hat eine Reihe von Schwachstellen:

- Die Knie-Bewegung wird auf eine zweidimensionale Bewegung in der sagittalen Ebene reduziert, d.h. Adduktion und Abduktion, Innen- und Außenrotation und mediale und laterale Verschiebung werden vernachlässigt.
- Die beiden Femurkondylen werden als identisch angenommen.
- Die Seitenbänder werden nicht berücksichtigt.
- Das Verhalten der Kreuzbänder wird als starr angenommen.
- Die Kreuzbänder werden als Geraden zwischen zwei Punkten angenommen.
- Anatomische Untersuchungen zeigen jedoch ein Verhalten, das für die verschiedenen Faserbündel der Bänder unterschiedlich ist.

Für eine genauere Analyse der exakten Bewegung und Belastungen in einzelnen Strukturen im Kniegelenk reicht die Beschreibung mit planaren Gelenken nicht aus.

Quasi-statische dreidimensionale Modelle des Kniegelenks wurde unter anderem von Crowninshield et al. [53], Andriacchi et al. [7], Wismans et al. [284], Blankevoort et al. [27,28] und Sathasivam et al. [238] veröffentlicht. Die meisten Modelle basieren auf dem Ansatz von Wismans. Dabei werden die Bänder, die Gelenkkapsel und die Gelenkflächen berücksichtigt. Als Funktion des Flexionswinkels, der externen Kräfte und der externen Momente werden die Lage der Tibia zum Femur, die internen Kräfte der Bänder, die Länge der Bänder, die Lage des medialen und lateralen Kontaktpunktes für Femur und Tibia sowie Stärke der Kontaktkräfte und des Momentes berechnet. Die Gelenkflächen von Femur und Tibia werden als konvex bzw. konkav angenommen und mit einem Polynom 3. und 4. Grades beschrieben. Die Band- und Kapselstrukturen werden durch sieben Federn beschrieben, deren Kraft mit der Längenänderung quadratisch steigt (siehe Kap. 3.2)

Auch diese Modelle besitzen jedoch eine Reihe von Einschränkungen:

- Fehler bei der Approximation der Gelenkflächen durch Polynome.

- Die Knorpelschichten werden als oftmals als rigide Flächen beschrieben. Blankevoort et al. [27,28] haben eine deformierbare Knorpelschicht modelliert, jedoch mit elastischen Eigenschaften.
- Die Reibung zwischen den Gelenkflächen wird nicht berücksichtigt. Bei Sathasivam et al. [238] wird auch die Reibung der Gelenkflächen berücksichtigt, jedoch nur nach einem künstlichen Kniegelenkersatz.
- Die Menisken werden nicht berücksichtigt.
- Kontakt zwischen Femur und Tibia werden auf zwei Kontaktpunkte reduziert.
- Federelemente beschreiben nicht das viskoelastische Verhalten der Bandstrukturen.

4.2.3 Modellaufbau

Da in der Literatur kein Knie-Modell gefunden werden konnte, welches

- die Weichteilstrukturen vollständig berücksichtigt,
- das bei der Analyse sportlicher Bewegungen sehr wichtige geschwindigkeitsabhängige Verhalten der biologischen Weichteilstrukturen berücksichtigt,
- auf validierte mathematische Beschreibungen des Materialverhaltens zurückgreift,
- die exakten Geometrien von Knochen und Knorpelschichten beschreibt und
- anhand humaner Knie-Präparaten exakt validiert ist,

wurde in dieser Arbeit ein MKS-Modell des Kniegelenks entwickelt, das die geforderten Eigenschaften aufweist.

4.2.3.1 Knochen sowie Lage der Koordinatensysteme und Beschreibung der Gelenke

In das Modell gehen die exakten Geometrien der beteiligten Knochen und Knorpelflächen (Tibia, Fibula, Femur und Patella) ein. Die in der Segmentierung mit dem Programm AMIRA V4.1 (Mercury Computer Systems GmbH, Berlin) ermittelten Oberflächenmodelle beruhen auf einem Datensatz von ultrahochaufgelösten CT-Aufnahmen, die im Bereich des Gelenkspalts in einem Abstand von 1 mm und im Bereich des Schaftes der Röhrenknochen von Femur und Tibia/Fibula von 3 mm aufgenommen wurden (Abbildung 4-20).

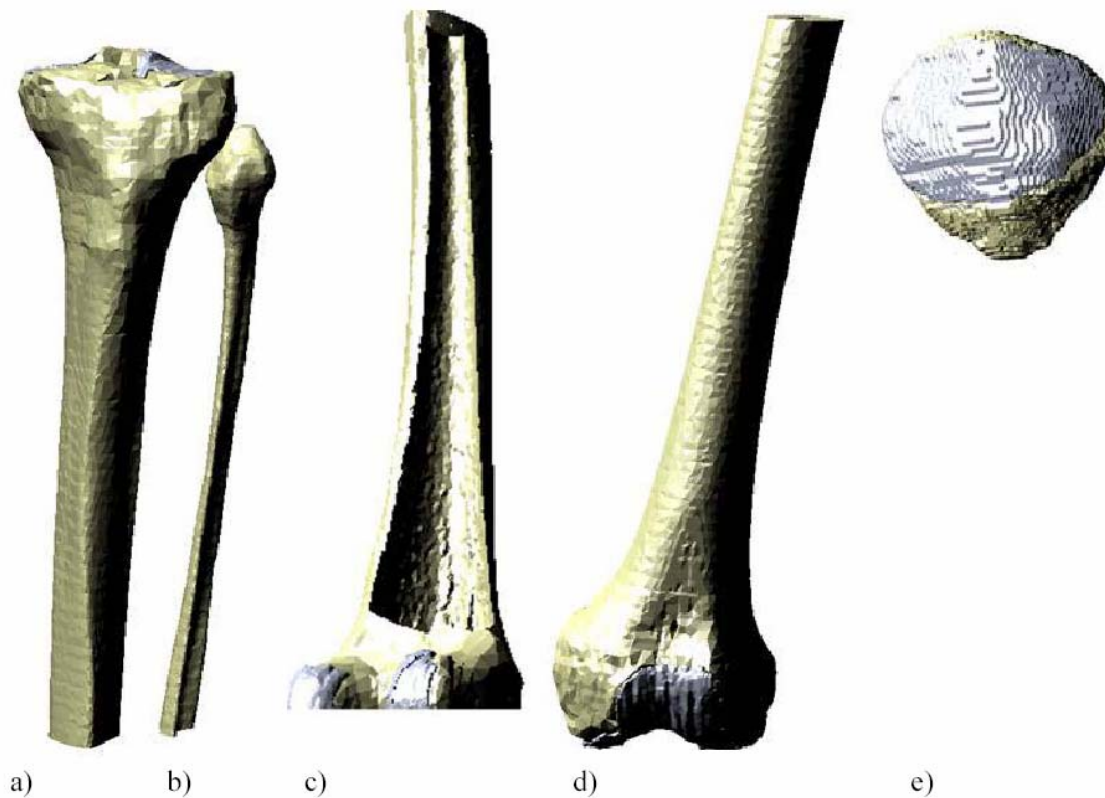


Abbildung 4-20: Im MKS-Modell berücksichtigte Knochen mit Gelenkflächen: a) Tibia; b) Fibula; c) Femur im Schnittbild (Ansicht von posterior); d) Femur (Ansicht von anterior); e) Patella.

Die Knochen wurden im Modell als starre Körper modelliert. Die Gelenkflächen von Femur, Tibia und Patella wurden jeweils starr mit den Knochenanteilen verbunden. Die Dicken der Knorpelschichten wurden an verschiedenen Stellen der Kondylen ermittelt und als Eingabeparameter im Knorpelmodell verwendet. Da für das verwendete Polygonal Contact Model (PCM) nach Hippmann [120] jeweils eine Schichtdicke pro artikulierender Gelenkfläche benötigt wird, wurden die Knorpeldicken an jeweils fünf Stellen ermittelt und der arithmetischer Mittelwert berechnet. Als Beispiel ist in Abbildung 4-21 das Oberflächenmodell der Knorpelfläche der Femurkondylen dargestellt.

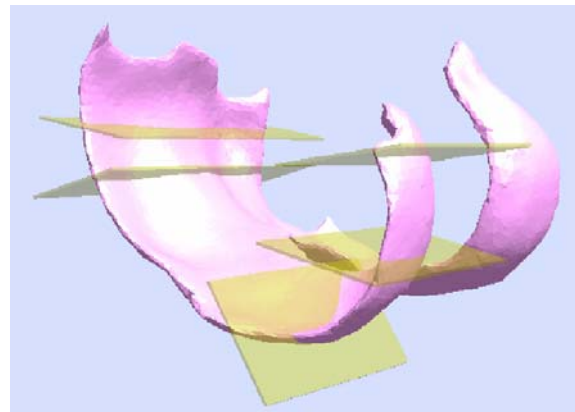


Abbildung 4-21: Ermittlung der Knorpeldicke der Femurkondylen.

Bei der Kniegelenkbewegung handelt es sich um eine komplexe dreidimensionale Bewegung. Ein Hauptproblem bei der Beurteilung dreidimensionaler Bewegungen liegt in der mathematischen Beschreibung experimentell ermittelter Daten [188]. Wichtig bei der Beurteilung der Bewegungen ist die Festlegung des als Referenz dienenden Knochens [36]. Daher gilt es zunächst für die beteiligten Knochenstrukturen Femur, Tibia und Patella körperfeste Koordinatensysteme zu definieren, die eine möglichst genaue Reproduzierbarkeit ermöglichen. Die Festlegung der körperfesten Koordinatensysteme ermöglicht die Beschreibung der Lage dieser Koordinatensysteme während der Gelenkbewegung.

Gelenkachsen können sowohl entsprechend ihrer mechanischen Funktionsweise als auch anhand anatomischer Merkmale ausgerichtet werden.

Sowohl für den patellofemorale als auch den tibiofemorale Gelenkanteil wird die Gelenkbewegung mit jeweils sechs unabhängigen Koordinaten bzw. Freiheitsgraden beschrieben. Bei der Analyse der Gelenkkinematik wird im Allgemeinen die Lage des distalen gegenüber dem proximalen Knochen beschrieben. Eine verbreitete Beschreibung beruht auf sog. Helical Axis und auf einem auf lokalen anatomischen Richtungen basierenden Gelenk-Koordinatensystem [84]. Die Verwendung von sog. Helical Axis benötigt keine anatomischen Landmarken, d.h. keine charakteristischen Stellen des Skelettsystems, ist aber im klinischen Gebrauch schwer zu interpretieren.

Im entwickelten MKS-Modell werden die Gelenkanteile im Knie wie folgt beschrieben:

Tibiofemorales Gelenk

In der Literatur findet man eine Reihe von Möglichkeiten, die Relativbewegung zwischen Tibia und Femur anhand von an anatomischen Merkmalen ausgerichteten Koordinatensystemen zu beschreiben. So werden in Studien von Lafortune et al. [167], Pennock und Clark [216], Blankevoort et al. [27,28] und Hollister et al. [126] verschiedene anatomische Landmarken zur Beschreibung der Bewegung im tibiofemorale Gelenk verwendet.

Um eine Vergleichbarkeit von Ergebnissen zu erreichen, wurde von der International Society of Biomechanics vorgeschlagen, die Konvention nach Grood und Suntay [104,292] zu verwenden (Abbildung 4-22). Diese Beschreibung findet in eine Reihe von Modellen Verwendung [197,238,272] und wird auch zur klinischen Beschreibung der Kniegelenkbewegung verwendet. Das Gelenkkoordinatensystem zur Beschreibung der tibiofemorale Bewegung setzt sich aus der z -Achse des körperfesten Koordinatensystems der Tibia, der x -Achse des körperfesten Koordinatensystems des Femurs und einer orthogonalen, gleitenden y -Achse zusammen. Die Bewegungen im tibiofemorale Gelenk werden um folgende Achsen beschrieben:

- Flexion-Extension erfolgt um x -Achse des körperfesten Koordinatensystems des Femurs.
- Abduktion-Adduktion erfolgt um die gleitende y -Achse.
- Innen-Außenrotation erfolgt um die z -Achse des körperfesten Koordinatensystems der Tibia.
- Translation in mediolateraler Richtung erfolgt entlang der x -Achse des körperfesten Koordinatensystems des Femurs

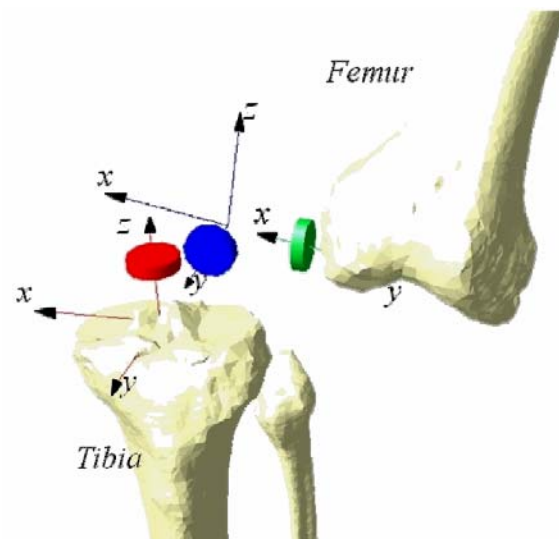


Abbildung 4-22: Lage und Orientierung der körperfesten Koordinatensysteme an Tibia und Femur sowie der resultierenden gleitenden Achse y . (Zur besseren Darstellung der Koordinatenachsen wurde die Lage von Femur gegenüber der Tibia verändert). Das Gelenkkoordinatensystem zur Beschreibung der Bewegungen im tibiofemorale Gelenk setzt sich zusammen aus der körperfesten z -Achse der Tibia, der körperfesten x -Achse des Femurs und der gleitenden, orthogonalen y -Achse. (Die Darstellung der jeweiligen Drehachsen der drei Gelenkkoordinatensysteme erfolgt in der Abbildung durch Zylinder.).

- Translation in anterioposteriorer Richtung erfolgt entlang der gleitenden *y-Achse*
- Kompression-Distraktion des Gelenks erfolgt entlang der *z-Achse* des körperfesten Koordinatensystems der Tibia

Der Ursprung des körperfesten, kartesischen Koordinatensystems der Tibia liegt am proximalen Ende der Tibia in der Mitte der interkondylären Grube. Die *z-Achse* ist durch eine körperfeste Achse entlang des Tibiaschafts definiert. Sie verläuft durch den Koordinatenursprung und dem Mittelpunkt des Sprunggelenks und zeigt in proximale Richtung. Die *y-Achse* steht senkrecht auf einer durch die Zentren der beiden tibialen Gelenkflächen des Tibiaplateaus verlaufenden Linie sowie senkrecht auf der *z-Achse* und zeigt nach anterior. Die *x-Achse* ergibt sich aus dem Kreuzprodukt der beiden anderen Achsen.

Der Ursprung des körperfesten, kartesischen Koordinatensystems des Femurs liegt im am weitesten distal gelegenen Knochenbereich auf der posterioren Oberfläche, der sog. Fossa intercondylaris, in der Mitte zwischen medialer und lateraler Femurkondyle. Die *z-Achse* verläuft durch den Koordinatenursprung und dem Zentrum des Hüftgelenks, nach proximal gerichtet. Die *y-Achse* steht senkrecht auf der durch die posterioren Punkte der beiden Kondylen verlaufenden Achse sowie der *z-Achse* und zeigt nach anterior. Die *x-Achse* ergibt sich aus dem Kreuzprodukt der beiden anderen Achsen.

Patellofemorales Gelenk

Bei der patellofemorale Bewegung handelt es sich um einer Bewegung der Patella bezüglich des Femurs mit sechs Freiheitsgraden. In der Literatur findet man eine Reihe von Modellen, welche die Bewegung der Kniescheibe mathematisch, experimentell oder basierend auf bildgebenden Verfahren untersuchen [3,116,120,123,156,175,255]. Die Ergebnisse der einzelnen Studien sind aufgrund der unterschiedlicher Methoden und Terminologie kaum vergleichbar. So kann die Bewegung der Patella bezüglich der körperfesten femoralen Achse, bezüglich der körperfesten patellaren Achse und bezüglich einer Kombination dieser Koordinatensysteme beschrieben werden.

Im klinischen Sprachgebrauch der patellofemorale Gelenkbewegung werden vier Hauptbewegungen beschrieben. Neben den drei Rotationsbewegungen wird die Translation der Patella entlang der körperfesten femoralen Achse in medial-lateraler Richtung beschrieben. Um eine gute Vergleichbarkeit der Patella-Bewegung zu gewährleisten, schlugen Bull et al. [37,38] eine Standardisierung der relevanten Bewegungen vor. Zusätzlich zu der Empfehlung wurden in dem in dieser Arbeit entwickelten Modell auch die beiden anderen translatorischen Bewegungen berücksichtigt. Wichtig ist dabei die Definition der Lage der Bezugsachsen. Bei der körperfesten femoralen Achse erfolgt die Beschreibung entsprechend dem tibiafemorale Gelenkanteil nach Grood und Suntay [104,292].

Das körperfeste Koordinatensystem der Patella ist aufgrund der individuell sehr stark differierenden Geometrien und des Fehlens eindeutiger anatomischer Landmarken schwer zu definieren. Im Modell wird der Ursprung im Zentrum des Knochens gewählt und die z -Achse parallel zur retropatellaren Gleitfläche gelegt. Die Beschreibung der Bewegung der Patella erfolgt entlang folgender Achsen (Abbildung 4-23):

- Flexion und Extension der Patella beschreibt die Rotation der Patella um die x -Achse des körperfesten Koordinatensystems des Femurs.
- Patella-Tilt beschreibt die Innen- und Außenrotation um die z -Achse des körperfesten Koordinatensystems der Patella.
- Patella-Rotation, Patella-Twist oder Abduktion und Adduktion beschreibt die Rotation um eine orthogonale gleitende y -Achse. Die laterale Patella-Rotation entspricht dem Drehsinn der Abduktionsbewegung im tibiofemorale Gelenk.
- Patella-Shift beschreibt die mediolaterale Translation der Kniescheibe entlang der x -Achse des körperfesten Koordinatensystems des Femurs.
- Patella-Gleiten beschreibt die Translation entlang der z -Achse des körperfesten Koordinatensystems der Patella nach proximal oder distal.
- Patella-Run beschreibt die anterioposteriore Translation entlang der gleitenden y -Achse.

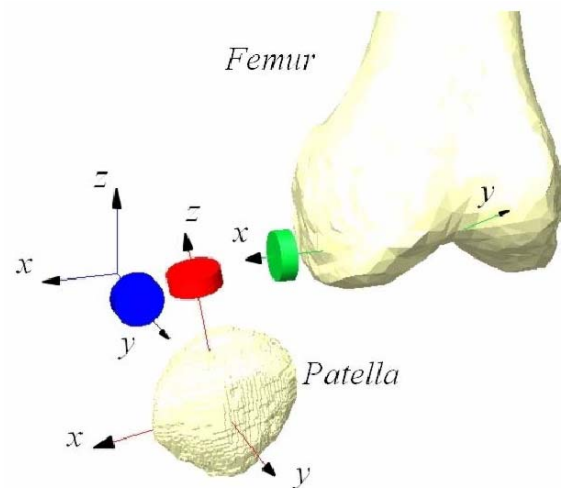


Abbildung 4-23: Lage und Orientierung der körperfesten Koordinatensysteme an Patella und Femur sowie der resultierenden gleitenden Achse y . (Zur besseren Darstellung der Koordinatenachsen wurde die Lage der Patella gegenüber dem Femur verändert). Gelenkkoordinatensystem zur Beschreibung der Bewegungen im patellofemorale Gelenk setzt sich zusammen aus der körperfesten z -Achse der Patella, der körperfesten x -Achse des Femurs und der gleitenden, orthogonalen y -Achse. (Die Darstellung der jeweiligen Drehachsen der drei Gelenkkoordinatensysteme erfolgt in der Abbildung durch Zylinder.).

Tibiofibuläres Gelenk

Als Ansatzstelle des lateralen Seitenbands wurde die Fibula im Modell berücksichtigt. Das tibiofibuläre Gelenk wurde als starre Verbindung modelliert.

4.2.3.2 Weichteilstrukturen

Die Ermittlung der Querschnittsflächen erfolgte an verschiedenen Positionen der erstellten Oberflächenmodelle der Bandstrukturen. In Abbildung 4-24 ist die Lage dreier Schnittebenen, die zur Querschnittsermittlung gewählt wurden, am Beispiel des lateralen Seitenbands des Kniegelenks dargestellt. Die arithmetischen Mittelwerte aus den drei Querschnittsflächen wurden als Eingabeparameter *CSA* in das Kraftelement der Bänder verwendet.

In Tabelle 4-1 sind die im Modell berücksichtigten Weichteilstrukturen aufgeführt. Die einzelnen Strukturen sind in verschiedener Anzahl an Faserbündel unterteilt (siehe Kap. 4.2.1). Die Unterteilung der Bandstrukturen in einzelne Faserbündel im Modell beruht auf deren anatomischen und funktionellen Eigenschaften. Neben der Querschnittsfläche der verschiedenen Faserbündel ist die Vorspannung in Extension des Kniegelenks zu definieren. Die Festlegung der relaxierten Faserbündellänge gilt als eines der Hauptprobleme bei der Modellierung des humanen Kniegelenks [68]. Im Modell beruht sie auf Angaben aus der Literatur.

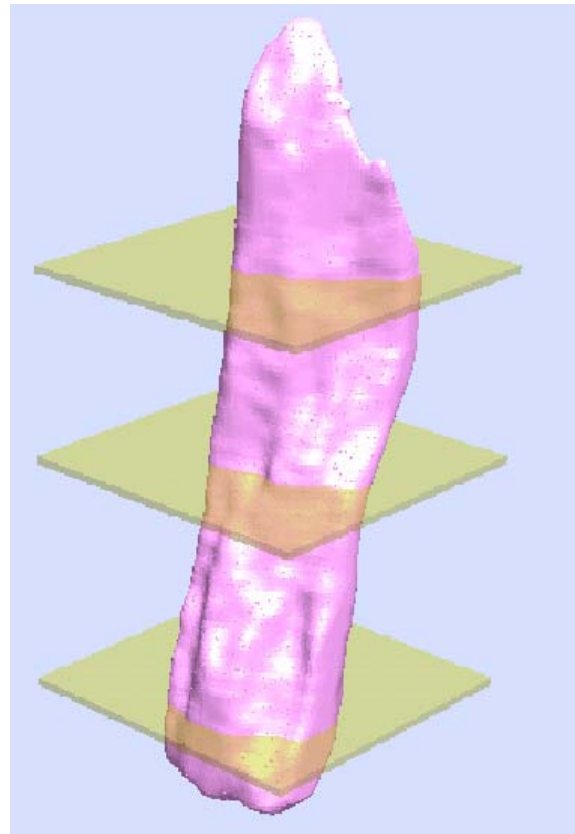


Abbildung 4-24: Oberflächenmodell des lateralen Seitenbands mit Angabe der Lage der Schnittebenen zur Ermittlung der Querschnittsflächen.

Tabelle 4-1: Im MKS modellierte Weichteilstrukturen mit Unterteilung in Faserbündel, Vorspannung in Extension des Kniegelenks und Anteil der Querschnittsfläche an Gesamtquerschnitt.

Ligament	Faserbündel	Vorspannung in Extension [%]	Anteil am Querschnitt [%]
Lig. cruciatum anterius (ACL) [182]	anteromedial, anterior	2	24,0
	anteromedial, posterior	4	24,0
	posterolateral	2	52,0
Lig. cruciatum posterius (PCL) [83,135]	anterolateral	2	34,0
	posteromedial	2	34,0
	schief, posterior	2	32,0
Lig. collaterale mediale (MCL) [212]	superficial, anterior	2	17,2
	superficial, intermedius	4	20,7
	superficial, posterior	2	17,2
	deep, anterior	-8	13,8
	deep, posterior	3	31,0
Lig. collaterale laterale (LCL) [28,212]	anterior	2	33,3
	superior	2	33,3
	posterior	2	33,3
Lig. patellae	medial	2	33,3
	central	2	33,3
	lateral	2	33,3
Lig. meniscomedialis [114]	oblique	1	100,0
Lig. transversum genus	---	1	100,0
Lig. meniscofemoralis	anterior	1	50,0
	posterior	1	50,0
Lig. meniscotibialis	anteromedial	1	100,0
	posteromedial	1	100,0
	anterolateral	1	100,0
	posterolateral	1	100,0
Ligg. coronarium [114]	lateralis & medialis (je 10x)	1	100,0
Capsule	posteromedial	2	50,0
	posterolateral	2	50,0
Retinaculum patellae	medial	1	100,0
	lateral	1	100,0

In Abbildung 4-25 ist die Unterteilung der Bandstrukturen in einzelne Faserbündel im entwickelten Mehrkörpersystem des Kniegelenks am Beispiel des vorderen und hinteren Kreuzbandes und der medialen und lateralen Seitenbänder mit den tibialen Insertionen dargestellt.

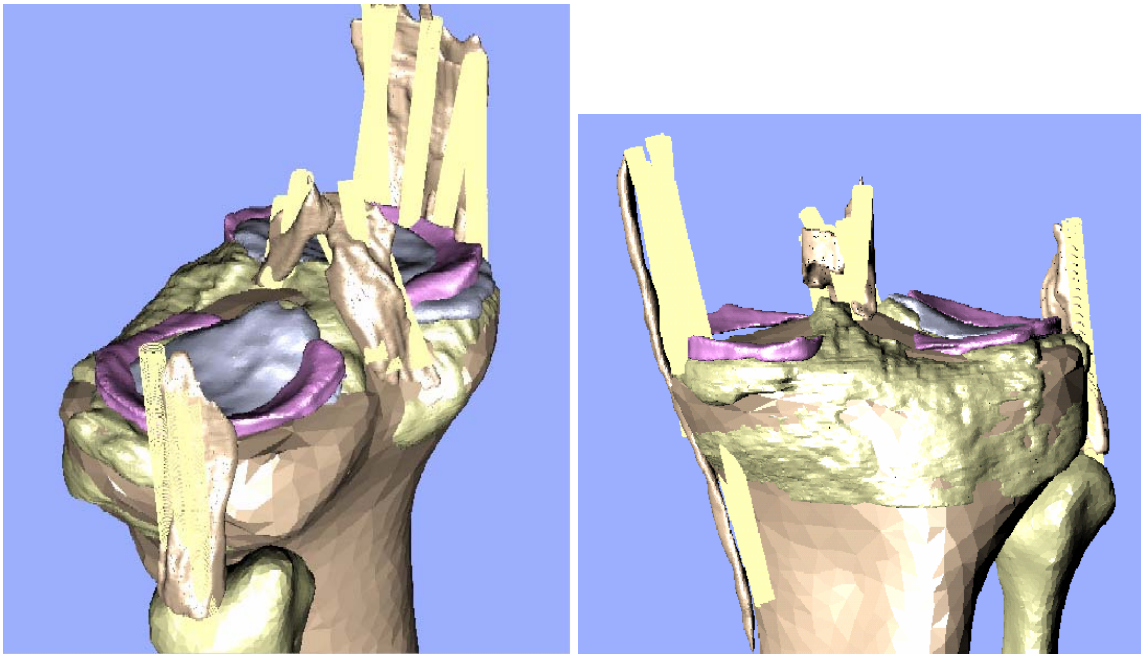


Abbildung 4-25: Entwickeltes MKS-Modell des distalen Anteils des Kniegelenks (ohne Femur und Patella) mit Knochen, Gelenkknorpel und Bandstrukturen mit Unterteilung der modellierten Bandstrukturen (hier dargestellt: ACL, PCL, LCL, MCL) in einzelne Faserbündel.(rechts: Ansicht von lateral; links: Ansicht von anterior).

4.2.3.3 Muskulatur

Die in das Mehrkörpersystem eingeleiteten Muskelkräfte während der Versuchsabläufe sind als Funktion über die Zeit beschrieben. Der zeitliche Verlauf der Muskelkräfte wurde in den experimentellen Untersuchungen ermittelt.

Der mit der Quadricepssehne an der Patella inserierende M. quadriceps femoris wurde mit drei Kraftelementen modelliert. Die beiden seitlichen Kraftelemente repräsentieren den M. vastus lateralis bzw. den M. vastus medialis sowie ein zentrales Kraftelement für die Einleitung der Kraft von M. rectus femoris und M. vastus intermedius ins Kniegelenk.

Um eine realistische Richtung der Zugkraft des M. quadriceps femoris bei großen Beugstellungen des Kniegelenks zwischen 95° und 140° zu gewährleisten, musste die Umwicklung der Sehne des M. quadriceps um die Femurkondyle berücksichtigt werden. Modelliert wurde die Umwicklung durch den Einbau zweier zusätzlicher Sehnenelemente zwischen Patella und dem zentralen Kraftelement des M. quadriceps femoris. Eine Durchdringung der Sehnenelemente und der Knorpelschicht der Femurkondyle wurde durch unilaterale Kontaktelemente verhindert (Abbildung 4-26).

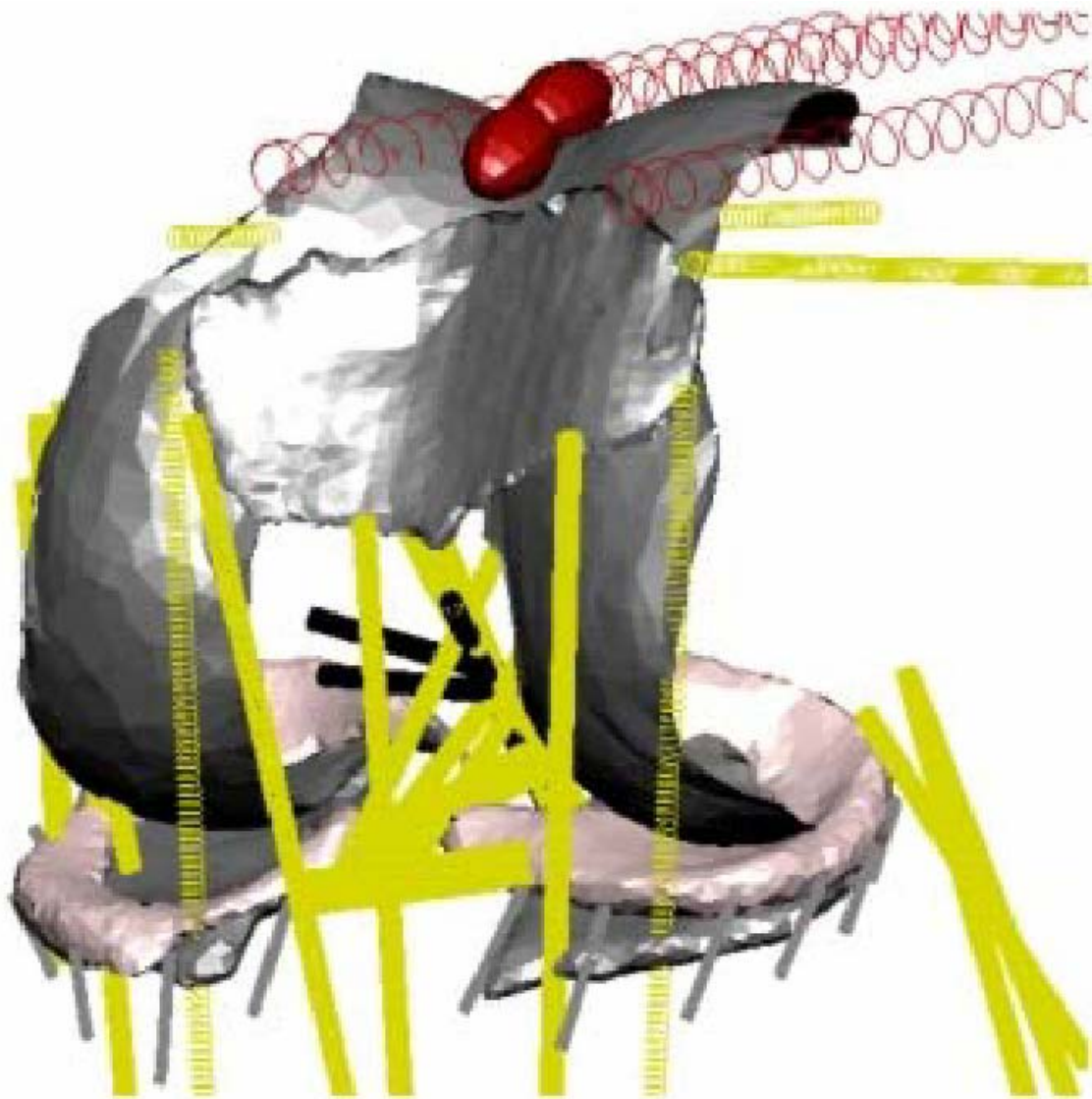


Abbildung 4-26: MKS-Modell des Kniegelenks mit Gelenkknorpel, Weichteilstrukturen (Bänder, Retinaculi, Gelenkkapsel, Menisken), drei Muskel-Kraftelementen des M. quadriceps mit Umwicklung der zentralen Sehne jedoch ohne Oberflächenmodelle der beteiligten Knochen Tibia, Femur und Patella.

4.3 Validierung des Modells des Kniegelenks

4.3.1 Experimentelle Versuchsdurchführung

Zur Validierung des entwickelten MKS-Modells Kniegelenk wurden zunächst experimentelle Untersuchungen an humanen Kniepräparaten durchgeführt. In Abbildung 4-27 ist der von Senner [246] entwickelte und im Rahmen dieser Arbeit optimierte Prüfaufbau, der für diese experimentelle Untersuchungen verwendet wurde, dargestellt. Mit Hilfe spezieller Messtechnik - die im folgenden Kapitel beschrieben ist - wurde das Verhalten des Kniegelenks in verschiedenen Belastungssituationen an drei humanen Kniepräparaten untersucht.



Abbildung 4-27: Aufbau des Prüfstands zur Ermittlung der Belastungen im Kniegelenk unter verschiedenen Flexionsstellungen [246].

Der Aufbau des Prüfstands beinhaltet folgende Komponenten:

Einleitung einer tibialen Innen- und Außen-Rotation

Die Einleitung einer Innen- oder Außenrotation in die Verbindung Skibindung-Skischuh-Unterschenkel wurde mit einem Schrittmotor realisiert.

Der Skischuh wird mit einem speziell angepassten Aufbau auf eine Bindungsplatte fixiert. Die Position des Drehpunkts wird entsprechend DIN ISO 9462 "Skibindungen für den alpinen Skilauf - Sicherheitstechnische Anforderungen und Prüfungen" mit $s_2 = 8 \text{ cm}$ eingestellt (Abbildung 4-28).

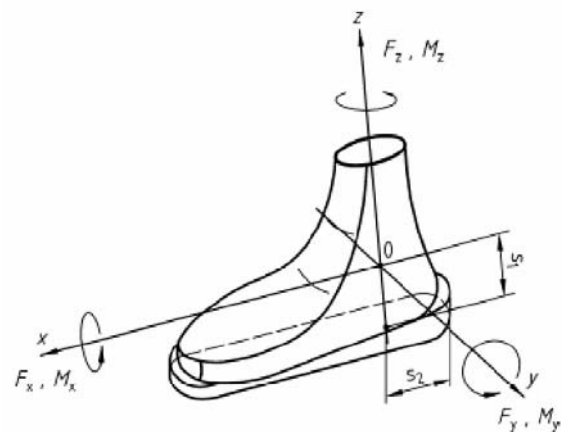


Abbildung 4-28: Definition der Kräfte und Momente nach DIN ISO 9462 [57].

Ermittlung der Bindungsbelastung

Zur Messung der Kräfte und Momente an der Skibindung wurde ein sechsachsiger Kraftsensor FT-Omega 160 SI-2500-400 (Fa. Schunk, Lauffen) verwendet. Der Sensor war in der Rotationsachse am Schrittmotor und an der Bindungsplatte fixiert (Abbildung 4-29). Entsprechend den Achsdefinitionen nach DIN ISO 9462 wurden die Kräfte und Momente um die drei Achsen ermittelt.



Abbildung 4-29: Bindungsaufbau mit Kraftsensor.

Einleitung einer Kraft der Streckmuskulatur

Die Einleitung einer definierten Extensor-Kraft erfolgte über einen Kraftzug durch einen Schrittmotor. Die Richtung der eingeleiteten Kraft entspricht der Zugrichtung des M. rectus femoris F_{RF} und des M. vastus intermedius F_{VI} (Abbildung 4-30). Die Zugrichtungen des M. vastus medialis F_{VM} und M. vastus lateralis F_{VL} wurden nicht simuliert. Die Tragelinie verbindet als mechanische Achse das Hüftkopfbereich und die Mitte der Gelenkgabel am oberen Sprunggelenk. Je nach individueller Beininstellung verläuft die Linie medial der Kniegelenkmitte - in diesem Fall spricht man von einer Varusstellung - oder lateral der Kniegelenkmitte - in diesem Fall spricht man von einer Valgusstellung des Beins.

Der verwendete Aufbau des Prüfstands erlaubte die durch den individuellen anatomischen Aufbau des untersuchten Präparats vorgegebene freie Einstellung des Kniegelenks. Da die Zugrichtung von der Flexionsstellung des Kniegelenks abhängt, wurde das Kniegelenk-Präparat vor Versuchsbeginn im unbelasteten Zustand in die gewünschte Flexionsstellung gebeugt.

Durch die Dehnungszustände der passiven Weichteilstrukturen und die Geometrie der Gelenkflächen konnte sich die individuelle Ausrichtung des Kniegelenks ohne Einwirkung zusätzlicher vom Prüfstand vorgegebener Zwangskräfte einstellen.

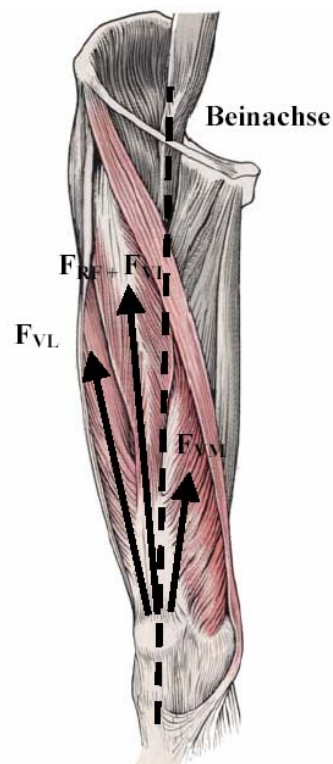


Abbildung 4-30: Zugrichtungen der Muskelkräfte.

Einleitung eines Varus- oder Valgusmoments

Die Einleitung eines zusätzlichen Varus- oder Valgusmoments wurde über einen an einer drehbar gelagerten Achse in Richtung der Femurachse fixierten Hebelarm mit Gewichten realisiert.

Ermittlung der exakten Kniebewegung

Zur Erfassung der physiologischen oder - aufgrund einer Verletzung hervorgerufenen - pathologischen Bewegungen anatomischer Gelenke können verschiedene Verfahren angewendet werden. Die Bewegung des tibiofemorales Gelenks wurde z.B. von Lafortune et al. [167] und des patellofemorales Gelenks von Koh et al. [156] mit Hilfe von Markern, die als intrakortikale Pins direkt an Tibia und Femur bzw. Patella angebracht waren, untersucht. Die Ermittlung der Kinematik des Kniegelenks mit Hilfe bildgebender Verfahren wurde von Komistek et al. [157] zusammengefasst. Verschiedene Verfahren, wie Fluoroskopie, CT-Aufnahmen, MRT-Aufnahmen oder Bewegungsanalyseverfahren, finden hier Anwendung.

In den Laborversuchen wurde ein Goniometer, das sog. 6 DOF Instrumented Spatial Linkage (ISL, Co. EnduraTEC, Minnesota, USA) zur Ermittlung der räumlichen Bewegung des Kniegelenks verwendet (Abbildung 4-31). Laut Hersteller beträgt die Messgenauigkeit der rotatorischen Freiheitsgrade $\pm 0,25^\circ$ und der translatorischen Freiheitsgrade $\pm 0,5$ mm. Kinematische Ketten mit sechs Drehgelenken erlauben die vollständige Messung einer Bewegung in allen sechs Freiheitsgraden anatomischer Gelenke [152,153,154]. Für die Beschreibung der Kniegelenk-Kinematik ist es wichtig, die Lage der Koordinatensysteme reproduzierbar zu gestalten. Die Anordnung der knöchernen Koordinatensysteme ist mit knöchernen Landmarken zu erreichen. Die

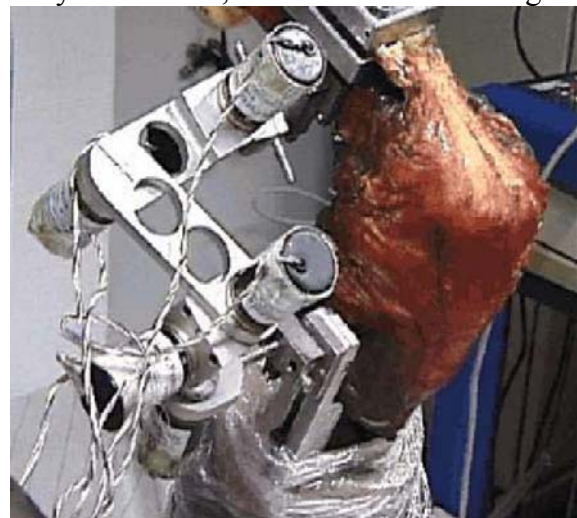


Abbildung 4-31: Goniometer fixiert an humanem Knie-Präparat.

Die Lage der Drehachse stimmt mit der Beschreibung von Grood und Suntay [104,292] überein. Die Auswirkung des sog. kinematischen "crosstalks" zweier Drehbewegungen (z.B. Flexion-Extensions-Bewegung sowie Innen-Außen-Rotation) zeigten Piazza und Cavanagh [219]. Diese resultieren aus der Lage der definierten Drehachsen, die nicht mit den tatsächlichen übereinstimmen. Durch einen in der Beschreibung des verwendeten Goniometers definierten Kalibrationsvorgang an einer Kalibrationsvorrichtung und am Präparat kann die Gefahr des "crosstalks" minimiert werden.

Ermittlung der Belastung des vorderen Kreuzbandes

In der Literatur findet man Anwendungen verschiedener Messverfahren zur Ermittlung der Belastung von Sehnen und Bändern, bei welchen neben der Unterteilung in Ermittlung der Kraft sowie der Dehnung bzw. Längenänderung auch zwischen direkten und indirekten Methoden unterschieden wird. Die indirekte Bestimmung der Belastung verwendet Messaufnehmer, die sowohl die Dehnung [15,24] als auch die Kraft [77,124] erfassen. Bei der direkten Kraftmessung muss ein Messelement entweder direkt in das Gewebe eingebracht werden [158], was die biomechanischen Verhältnisse stark verändern kann, oder zwischen Gewebe und Verankerung in Reihe geschaltet werden [273]. Es gibt auch Ansätze, Dehnungsmessstreifen in der Nähe der knöchernen Ansatzstelle eines Bandes anzubringen und die Banddehnung in Korrelation zur knöchernen Deformation am Ansatz zu setzen [80,119] (Abbildung 4-32). Eine weitere Alternative stellt die Ermittlung der Längenänderung mit Hilfe von

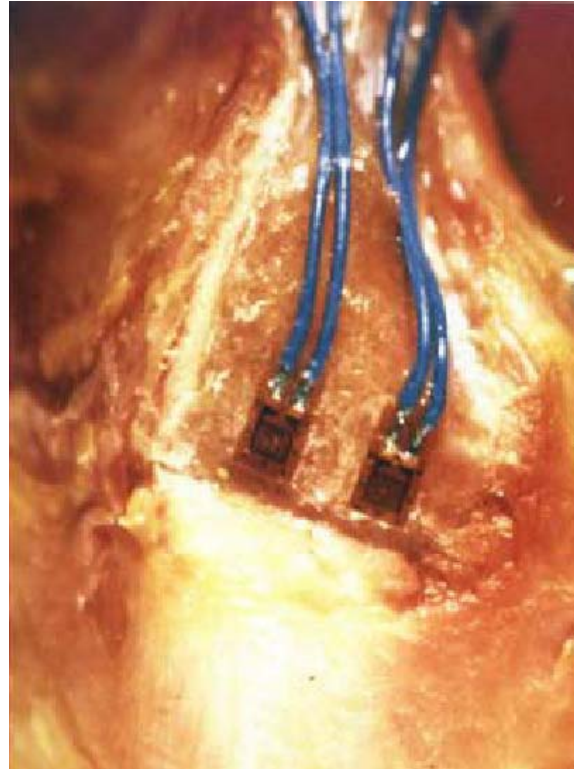


Abbildung 4-32: DMS zur Ermittlung der Dehnung an Ansatz-stelle des Bandes [119].

Röntgenstereophotogrammetrie dar [119]. Bei der Ermittlung der Kreuzbandbelastung ist zu unterscheiden, ob die Änderung der resultierenden Kraft im Ligamentum oder die Dehnungs- bzw. Längenänderung ermittelt werden soll. In den durchgeführten Laborversuchen wurden Messverfahren verwendet, welche auf beiden Prinzipien beruhen und in der Literatur erfolgreich angewendet wurden.

Differential Variable Reluctance Transducer (DVRT)

In vivo Methoden, die den Kontakt von Dehnungsaufnehmern mit dem Ligament erfordern [15,21,25,79,181] und die Spannungszustände bei alltäglichen Bewegungen, wie Gehen [124] und Treppensteigen [75], bei sportlichen Bewegungsabläufen, wie dem Radfahren [76], oder bei Übungen während der Rehabilitation [24] untersuchten, trugen viel zum Verständnis der Funktionsweise des vorderen Kreuzbandes bei, unterschieden aber oftmals nicht zwischen den einzelnen Faserbündeln [234].

Basierend auf den publizierten Ergebnissen dieser Studien wurde in der ersten Versuchsreihe das Messverfahren zur Ermittlung der Dehnung des vorderen Kreuzbandes mit sog. "Differential Variable Reluctance Transducer" (DVRT, MicroStrain Co., Burlington, VT, USA) verwendet. Das DVRT wird mittels zweier dünner Pins, die in das Band eingedrückt werden, fixiert (Abbildung 4-33). Bei Dehnung des Bandes kommt es zu einer Verschiebung eines Stifts in einer Hülse. Eine Positionsänderung des Stifts in der Hülse und die dabei auftretende differentiale Reluktanz ermöglicht die Ermittlung der aktuellen Längenänderung.

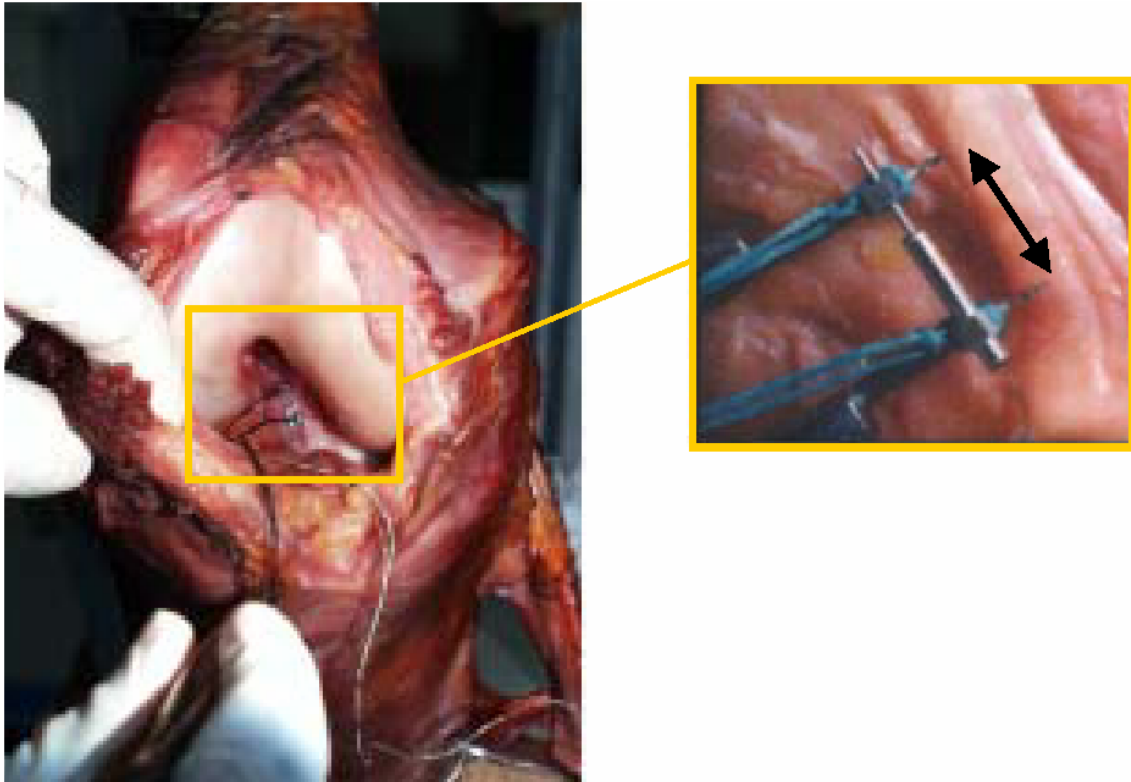


Abbildung 4-33: Positionierung des DVRT am ACL bei geöffneter Gelenkkapsel.

Im Einsatz zeigte das Verfahren einige Einschränkungen:

- Eine konkrete Aussage kann nur über die lokale Dehnung im betreffenden Weichteilabschnitt getätigt werden.
- Der messbare Dehnungsbereich ist in Abhängigkeit von der Ausgangsposition auf die Länge des Pins bzw. der Hülse begrenzt.
- Eine ausreichende Reproduzierbarkeit der Ergebnisse konnte nicht erreicht werden. Die in der Weichteilstruktur eingebrachten Befestigungs-Pins richten sich bei Richtungsänderung in Abhängigkeit von der Belastungsrichtung aus.
- Eine zusätzliche Fixierung des DVRT mit Hilfe eines Fadens kann zu einer Verfälschung des Messergebnisses führen.
- Zum Einbringen und Positionieren des DVRT bei geöffneter Gelenkkapsel steht nur ein kleiner Raum zwischen den Femurkondylen zur Verfügung.

Buckle Transducer⁸

Eine indirekte Messmethode stellt die Ermittlung der Dehnung mit einem sog. Buckle Transducer dar (Abbildung 4-34). Diese bestehen aus einem Rahmen aus rostfreien Stahl und einer losen Querverstrebung auf der ein Dehnungsmessstreifen angebracht ist [21,166,181,183]. Dehnt sich die im Messaufnehmer befindliche Sehne, kommt es zu einer Verformung der Querverstrebung. Die Datenaufzeichnung erfolgt über eine Verarbeitung des Messsignals der Dehnungsmessstreifen über eine Wheatstonesche Brückenschaltung.

⁸ Vielen Dank an Prof. Lewis (University of Minnesota) für die Bereitstellung der Buckle Transducer.

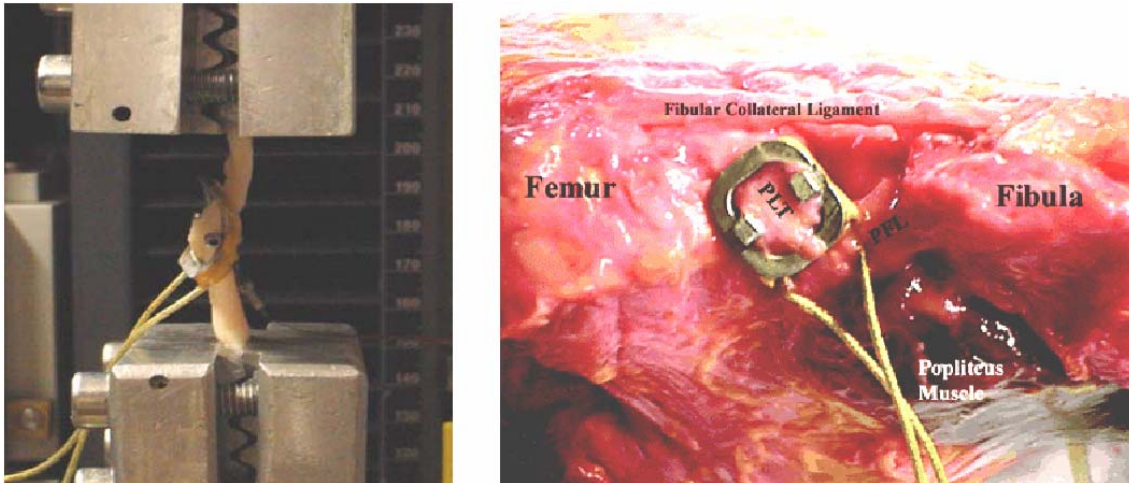


Abbildung 4-34: links: In Universalprüfmaschine an Hinterlaufsehne des Schweins (eigene Vorversuche); rechts: Buckle Transducer positioniert an Sehne des M. popliteus (aus Literatur [166])

Während die Verwendung von Buckle Transducer bei freiliegenden Band- oder Sehnenstrukturen (z.B. Achillessehne) durchaus eine Alternative darstellen kann, erwies sich der Einsatz bei der Messung der aktuellen Dehnung des vorderen Kreuzbandes im intrakapsulären Bereich des Kniegelenks als nicht praktikabel. Neben den eingeschränkten räumlichen Gegebenheiten kann v.a. die Umwicklung der beiden Kreuzbänder stark beeinträchtigt werden.

Ermittlung der Kraft am vorderen Kreuzband mit Knochenzylinder

Zur Ermittlung der Kraft- bzw. Dehnungsänderung im vorderen Kreuzband wurde in den Versuchen am humanen Präparat letztendlich auf eine von Markolf et al. [189] publizierte Technik zurückgegriffen (Abbildung 4-35). Dabei wurde ein Knochenzylinder in Zugrichtung des vorderen Kreuzbands aus dem tibialen Gelenkanteil mit einer Hohlfräse frei präpariert. Der freigelegte Knochenzylinder wurde mit Knochenschrauben und Knochenzement an einer Kraftmessdose fixiert. Der aktuelle Dehnungszustand des vorderen Kreuzbands resultiert somit in einer gemessenen Kraft an der knöchernen Insertion am Tibiaplateau. Die exakte Lage und Ausrichtung des Knochenzylinders in Zugrichtung des vorderen Kreuzbandes ist abhängig von der Flexion des Kniegelenks und erfordert genaue anatomische Kenntnisse.

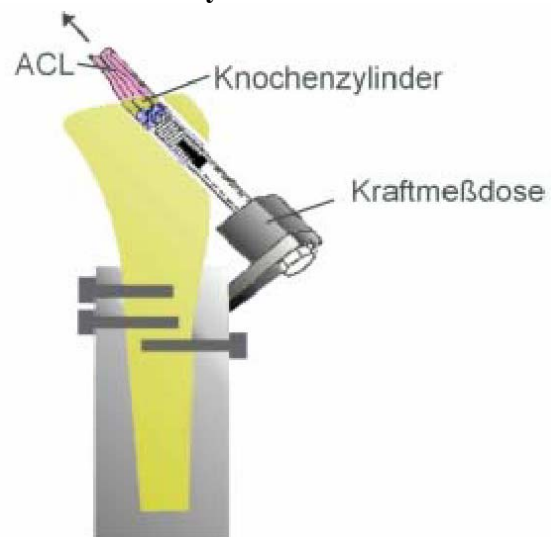


Abbildung 4-35: Skizzierter Aufbau der Kraftermittlung am vorderen Kreuzband (ACL).

Abbildung 4-36 beschreibt in 12 Schritten die Vorgehensweise, die bei der Vorbereitung des humanen Kniegelenkpräparats von der Bearbeitung des Knochenzylinders bis zum Einbau des Präparats und der Messtechnik im Prüfstand angewendet wurde.



a) Öffnen der Gelenkkapsel zur Lagebestimmung des ACL-Ansatzes



b) Setzen des Bohrkanals in Richtung des ACL-Verlaufs zur Positionierung des Knochenzylinders



c) Einbringen des Kirschner-Drahts und des Zylinders zur Führung der Hohlfräse



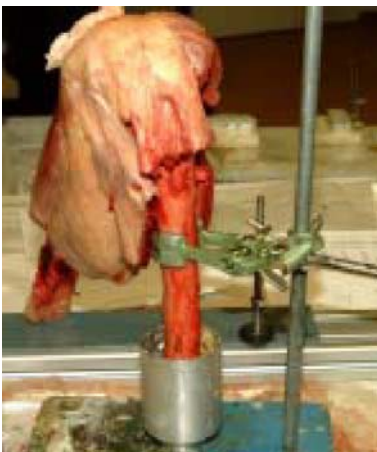
d) Freilegen des Knochenzylinders mit speziell gefertigter Hohlfräse und Meißel



e) Überprüfen des an tibialen ACL-Ansatz hängenden und frei beweglichen Knochenzylinders



f) Fixieren des Zylinders mit Knochenschrauben und Knochenzement



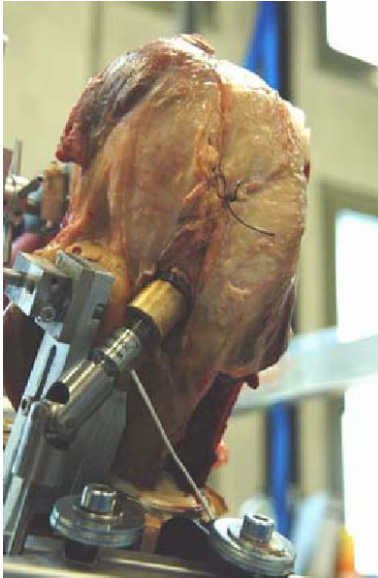
g) Fixieren der abgelängten Tibia- und Femurknochen in Einbetttöpfen mit Harz



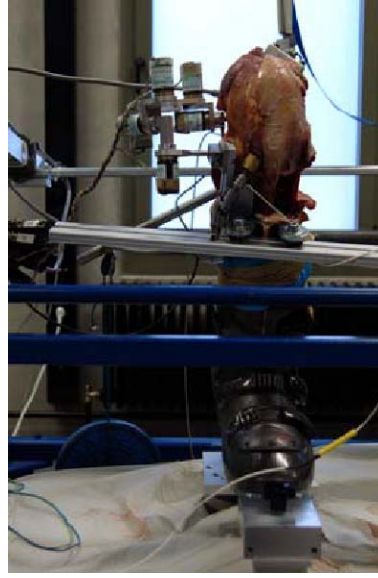
h) Fixieren der Sehne des M. quadriceps mit Spezialklammern



i) Vorbereiten der Goniometer-Fixierung an definierter Position am Femurschaft



j) Einbringen der Kraftmessdose in Zugrichtung und schließen der Gelenkkapsel



k) Fixieren des Goniometers an Femur und Tibia



l) Durchführen des zweiten Kalibrationsvorgangs des Goniometers im Prüfstand

Abbildung 4-36: Beschreibung der einzelnen Arbeitsschritte (a bis l) bei der Vorbereitung des humanen Knie-Präparates: Von der Freilegung des Knochenzylinders bis zum Einbau des Präparats und der Messtechnik im Prüfstand.

Insgesamt wurden die experimentellen Untersuchungen an drei humanen Kniegelenks-Präparaten durchgeführt.

In Tabelle 4-2 sind die in der ersten Versuchsreihe (rechtes Knie, männlich, 1,80 m, 81 kg) untersuchten Lastfälle aufgeführt. Die Versuche erfolgten in einem Flexionsbereich des Kniegelenks von 95° bis 110° . In den einzelnen Versuchsreihen wurden

- die Kraft des M. quadriceps,
- der eingeleitete Bewegungsumfang der tibialen Innen- und Außen-Rotation,
- die zyklisch oder konstant eingeleiteten Varus- oder Valgus-Momente und
- die Kraft im vorderen Kreuzband zu Versuchsbeginn variiert.
- In vier Versuchsreihen wurde zudem eine zyklische Kraft in anteroposteriorer Richtung eingeleitet.

In der ersten Versuchsreihe wurde die Dehnung des vorderen Kreuzbands mit einem DVRT ermittelt.

Tabelle 4-2: Übersicht über die durchgeführten Versuche der ersten Versuchsreihe mit Flexion des Kniegelenks, simulierter Kraft des M. quadriceps und Dehnungszustand zu Versuchsbeginn sowie der in den Untersuchungen eingeleiteten Innen- und Außenrotation, dem eingeleiteten Varus- oder Valgus-Moment und der eingeleiteten Kraft in anteroposteriorer Richtung.

	Flexion [°]	F_0 (M. quad) [N]	int/ext Rot. [°]	M - varus [Nm]	M - valgus [Nm]	F - ant-post [N]
1-01	100°	224	±25°	---	---	---
1-02	100°	214	---	---	---	cyclic 75 N
1-03	100°	202	---	---	---	cyclic 200 N
1-04	100°	164	---	15 (zyklisch)	---	---
1-05	100°	338	±25°	15 (konstant)	---	---
1-06	100°	168	---	---	15 (zyklisch)	---
1-07	100°	209	±25°	---	15 (konstant)	---
1-08	100°	1497	±25°	---	---	---
1-09	100°	1337	±25°	15 (konstant)	---	---
1-10	100°	1324	±25°	15 (konstant)	---	---
1-11	95°	984	---	---	---	cyclic 200 N
1-12	95°	790	±25°	---	---	cyclic 200 N
1-13	110°	2202	±25°	---	---	---
1-14	110°	2216	±25°	---	---	---

In Tabelle 4-3 sind die durchgeführten Versuche der zweiten Versuchsreihe (linkes Knie, männlich, 1,80 m, 81 kg) und in Tabelle 4-4 die durchgeführten Versuchsreihen der dritten Versuchsreihe (linkes Knie, männlich, 42 Jahre, 1,75 m, 58 kg) aufgeführt.

In der zweiten und dritten Versuchsreihe wurde die Kraft im vorderen Kreuzband mit Hilfe der in Abbildung 4-36 beschriebenen Technik ermittelt. Im Gegensatz zu dem in der ersten Versuchsreihe gewählten Flexionsbereich des Kniegelenks von 95° bis 110° wurden die Untersuchungen der zweiten und dritten Versuchsreihe in Hyperflexion zwischen 120° und 140° durchgeführt. In den einzelnen Versuchsreihen wurden

- die Kraft des M. quadriceps und
- die Kraft im vorderen Kreuzband zu Versuchsbeginn sowie
- die eingeleitete tibiale Innen- und Außen-Rotation und
- die eingeleiteten Varus- oder Valgus-Momente

variiert.

Tabelle 4-3: Übersicht über die in der zweiten Versuchsreihe durchgeführten Versuche mit Flexion des Kniegelenks, simulierter Kraft des M. quadriceps und Dehnungszustand zu Versuchsbeginn sowie der in den Untersuchungen eingeleiteten Innen- und Außenrotation und dem eingeleiteten Varus- oder Valgus-Moment.

	Flexion [°]	F_0 (M. quad) [N]	F_0 (ACL) [N]	int-ext Rot. [°]	M - varus [Nm]	M - valgus [Nm]
2-01	120	190	11	±15°	---	---
2-02	120	210	41	±25°	---	---
2-03	120	215	40	±25°	---	---
2-04	120	200	20	±35°	---	---
2-05	120	412	50	±25°	---	---
2-06	140	404	84	±25°	---	---
2-07	140	413	50	---	15 (zyklisch)	---
2-08	140	502	55	±25°	15 (konstant)	---
2-09	140	291	61	---	---	15 (zyklisch)
2-10	140	368	84	±25°	---	15 (konstant)
2-11	140	857	98	±25°	---	---
2-12	140	1059	110	---	---	30 (zyklisch)

Tabelle 4-4: Übersicht über die in der dritten Versuchsreihe durchgeführten Versuche mit Flexion des Kniegelenks, simulierter Kraft des M. quadriceps und Dehnungszustand zu Versuchsbeginn sowie der in den Untersuchungen eingeleiteten Innen- und Außenrotation und dem eingeleiteten Varus- oder Valgus-Moment.

	Flexion [°]	F_0 (M. quad) [N]	F_0 (ACL) [N]	int-ext Rot. [°]	M - varus [Nm]	M - valgus [Nm]
3-01	130	150	27	±20°	---	---
3-02	130	340	38	±20°	---	---
3-03	130	340	48	±20°	---	3,7
3-04	130	320	63	±20°	---	14,7
3-05	130	340	22	±20°	14,7	---
3-06	130	370	44	±20°	14,7	---
3-07	130	290	46	±20°	3,7	---
3-08	130	560	33	±20°	14,7	---
3-09	130	540	60	±20°	---	---
3-10	130	550	80	±20°	---	3,7
3-11	130	530	79	±20°	---	14,7
3-12	130	780	123	±20°	---	14,7
3-13	130	780	88	±20°	---	---
3-14	130	690	28	±20°	14,7	---
3-15	130	1100	33	±20°	14,7	---
3-16	130	1100	53	±20°	---	---
3-17	130	970	94	±20°	---	14,7
3-18	130	1040	128	±20°	---	29,4

4.3.2 Ergebnisse der experimentellen Untersuchungen

In der ersten Versuchsreihe wurden die Dehnungen im vorderen Kreuzband mit einem DVRT (siehe Abschnitt 4.3.1) ermittelt. Im Laufe der Versuchsdurchführungen stellte sich die Fixierung der Sensoren im Kniegelenk, d.h. die Positionierung der Pins im vorderen Kreuzband, als außerordentlich problematisch dar. So konnte keine zufriedenstellende Reproduzierbarkeit der Dehnungszustände des untersuchten lokalen Bereichs während der jeweils drei Belastungszyklen erreicht werden. Zudem kam es in den untersuchten Lastfällen

immer wieder zur Überschreitung des maximalen Messbereichs. Daher wurden in der zweiten und dritten Versuchsreihe die Knochenzylinder mit den Ansätzen des vorderen Kreuzbandes an der Tibia frei präpariert und die aktuellen Kräfte im vorderen Kreuzband mit einer Kraftmessdose ermittelt. In beiden Versuchsreihen kam es nach einigen Versuchen zum Versagen des Knochenzylinders. In der zweiten Versuchsreihe wurde das Versagen auf die nicht exakt entlang zur zentralen Achse des Knochenzylinders verlaufende Knochenschraube zurückgeführt.

Die Bruchstelle konnte in dem Bereich lokalisiert werden, in dem die Schraube seitlich aus dem Knochen austrat (Abbildung 4-37). In der dritten Versuchsreihe gelang es, die Knochenschraube nahezu parallel zur zentralen Achse des Knochenzylinders einzubringen, jedoch kam es auch hier bei einer größeren eingeleiteten Belastung zum Versagen des Knochenzylinders. Bereits bei der Präparation, d.h. bei der Freilegung des Knochenzylinders mit der Hohlfräse zeigte sich die schlechte individuelle Knochenqualität des untersuchten Kniepräparats, so dass das frühe Versagen des Knochenzylinders auf eine zu geringe Knochendichte zurückzuführen ist.



Abbildung 4-37: Versagen des Knochenzylinders während der zweiten Versuchsreihe. Die Richtung der Achse der Knochenschraube und der Längsachsen des Knochenzylinders verliefen nicht parallel, daher kam es zum Bruch des Knochenzylinders an der Austrittsstelle der Schraube.

Erste Versuchsreihe - rechtes Kniegelenk

Da sich die in der ersten Versuchsreihe verwendete Dehnungsmessung des ACL mit einem DVRT als nicht praktikabel herausstellte, wird in der Auswertung der ersten Versuchsreihe vor allem auf die Bewegungsumfänge und Gesamtsteifigkeiten des Kniegelenks eingegangen.

Der Vergleich der resultierenden Innen- und Außenrotationen im Kniegelenk resultierend aus einer an der Bindung eingeleiteten Innen- und Außenrotationen von $\pm 25^\circ$ sowie einer eingeleiteten Kraft des M. quadriceps zu Versuchsbeginn von $F_0 = 224 \text{ N}$ (Versuch 1-01) und von $F_0 = 1497 \text{ N}$ (Versuch 1-09) zeigte eine nahezu identische maximale Innenrotation von $14,9^\circ$ bzw. $14,7^\circ$, jedoch einen geringfügig reduzierten Bewegungsumfang der Außenrotation von $19,2^\circ$ auf $18,3^\circ$.

Die Einleitung eines zusätzlichen Varus-Moments von $M = 15 \text{ Nm}$ resultierte bei einer eingeleiteten Kraft des M. quadriceps zu Versuchsbeginn von $F_0 = 338 \text{ N}$ (Versuch 1-05) in einer größeren Außenrotation im Kniegelenk von $19,9^\circ$ einem geringeren Umfang der maximalen Innenrotation von $13,8^\circ$. Bei Einleitung einer Kraft des M. quadriceps zu Versuchsbeginn von $F_0 = 1337 \text{ N}$ und $F_0 = 1324 \text{ N}$ (Versuche 1-10 und 1-11) reduzierte sich die Außenrotation im Kniegelenk auf $17,7^\circ$ bzw. $17,4^\circ$ und erhöhte sich die Innenrotation auf $15,8^\circ$ und $16,4^\circ$.

Die Einleitung eines zusätzlichen Varus-Moments resultierte bei einer eingeleiteten Kraft des M. quadriceps zu Versuchsbeginn von $F_0 = 338 \text{ N}$ (Versuch 1-05) in einer geringeren Innenrotation im Kniegelenk. Dagegen hatte die Einleitung eines zusätzlichen Valgus-Moments bei einer eingeleiteten Kraft des M. quadriceps zu Versuchsbeginn von $F_0 = 209 \text{ N}$ (Versuch 1-07) eine Verringerung der Außenrotation auf $18,1^\circ$ zur Folge.

Die Einleitung einer zusätzlichen Kraft $F_0 = 200\text{ N}$ am Femur in anteroposteriorer Richtung ohne Einleitung einer Innen- und Außen-Rotation und einer Kraft des M. quadriceps zu Versuchsbeginn von $F_0 = 202\text{ N}$ resultierte in einer Verschiebung des Femurs gegenüber der Tibia um 4,5 mm (Versuch 1-03). Bei einer Kraft des M. quadriceps zu Versuchsbeginn von $F_0 = 984\text{ N}$ (Versuch 1-12) verringert sich die anteriore Translation der Tibia auf 2,5 mm. Die Einleitung einer zusätzlichen Kraft $F_0 = 75\text{ N}$ am Femur in anteroposteriorer Richtung und einer Kraft des M. quadriceps zu Versuchsbeginn von $F_0 = 214\text{ N}$ resultierte in einer Verschiebung des Femurs gegenüber der Tibia um 0,6 mm (Versuch 1-02).

Die Einleitung einer zyklischen Varus-Belastung ohne Einleitung einer Innen- und Außen-Rotation resultierte bei einer Kraft des M. quadriceps zu Versuchsbeginn von $F_0 = 164\text{ N}$ (Versuch 1-04) in einer Varus-Bewegung im Kniegelenk von $4,5^\circ$. Eine zyklische Valgus-Belastung resultierte bei einer Kraft des M. quadriceps zu Versuchsbeginn von $F_0 = 168\text{ N}$ (Versuch 1-06) in einer Valgus-Bewegung im Kniegelenk von $2,5^\circ$.

In Abbildung 4-38 sind die resultierenden Längenänderungen im vorderen Kreuzband (dicke Linien, linke Ordinate) und die resultierenden Innen- und Außen-Rotationen im Kniegelenk (dünne Linien, rechte Ordinate) dargestellt. Ausgewertet wurden die dritten Belastungszyklen der durch den Schrittmotor eingeleiteten Innen- und Außen-Rotationen von $\pm 20^\circ$. Während der Außen-Rotation wurde jeweils eine Verkürzung des Bereichs des vorderen Kreuzbands, an dem das DVRT angebracht wurde, ermittelt. Während der Innen-Rotation konnte jeweils eine kleine Längenänderung beobachtet werden. Der Vergleich der resultierenden Längenänderungen bei Variation der zu Versuchsbeginn eingeleiteten Kräfte des M. quadriceps zeigte bei einer Kraft von $F_0 = 224\text{ N}$ (Versuch 1-01) und von $F_0 = 1497\text{ N}$ (Versuch 1-09) jeweils eine deutlich geringere Verkürzung des untersuchten ACL-Bereichs als bei $F_0 = 2202\text{ N}$ (Versuch 1-13) und von $F_0 = 2216\text{ N}$ (Versuch 1-14).

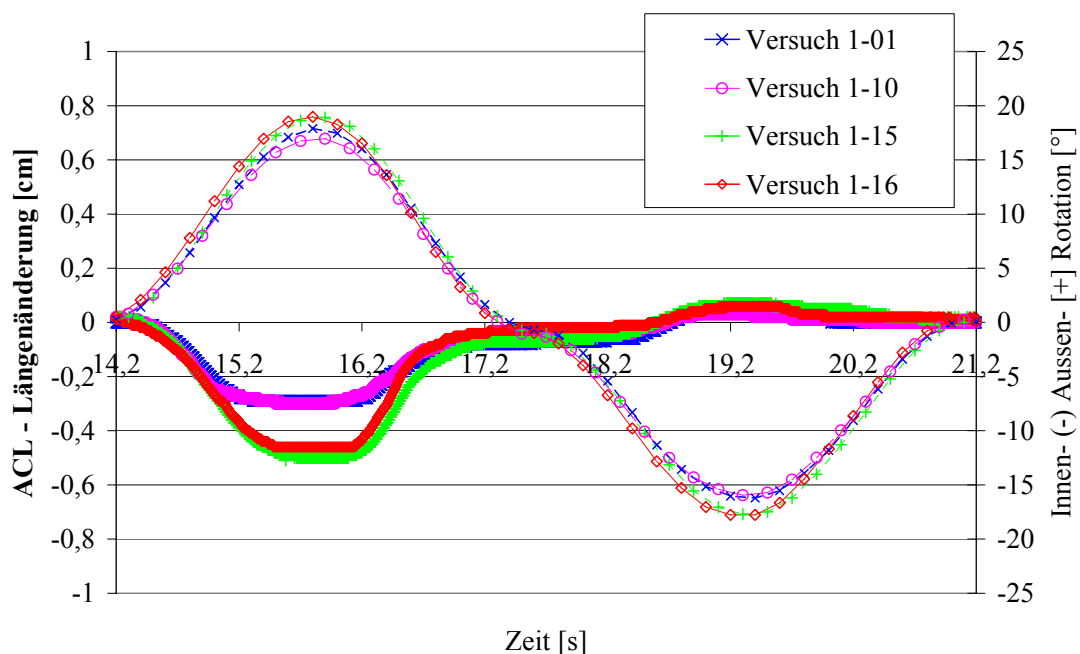


Abbildung 4-38: Resultierende Längenänderungen im vorderen Kreuzband (dicke Linien, linke Ordinate) und resultierende Innen- und Außen-Rotation im Kniegelenk (dünne Linien, rechte Ordinate) während des dritten Belastungszyklus der durch den Schrittmotor eingeleiteten Innen- und Außen-Rotation von $\pm 20^\circ$.

Zusammenfassung der in der ersten Versuchsreihe ermittelten Ergebnisse:

Parameter-Variation	Auswirkung
Erhöhung der Kraft am M. quadriceps	Reduzierung des Bewegungsumfangs der Außenrotation
Einleitung einer konstanten Varus-Belastung	Reduzierung des Bewegungsumfangs der Innenrotation
Einleitung einer konstanten Valgus-Belastung	Reduzierung des Bewegungsumfangs der Außenrotation
Erhöhung der Kraft am M. quadriceps unter Einleitung einer zusätzlichen Kraft am Femur in anteroposteriorer Richtung	Verringerung der Translation der Tibia nach anterior
Einleitung einer zyklischen Varus- bzw. Valgus-Belastung	Einschränkung des resultierenden Bewegungsumfangs im Kniegelenk: Deutlicher zu sehen bei Varus-Belastung im Vergleich zu Valgus-Belastung

Zweite Versuchsreihe - linkes Kniegelenk

Der Vergleich der eingeleiteten Rotationsgeschwindigkeiten $v = 20 \text{ s/Zyklus}$ (Versuch 2-02) und $v = 8 \text{ s/Zyklus}$ (Versuch 2-03) zeigt bei der maximal eingeleiteten Innenrotation von 25° bei höherer Rotationsgeschwindigkeit eine höhere resultierende maximale Kraft $F_{max} = 68 \text{ N}$ im vorderen Kreuzband im Vergleich zu einer maximalen Kraft $F_{max} = 54 \text{ N}$ bei geringerer Rotationsgeschwindigkeit (Abbildung 4-39).

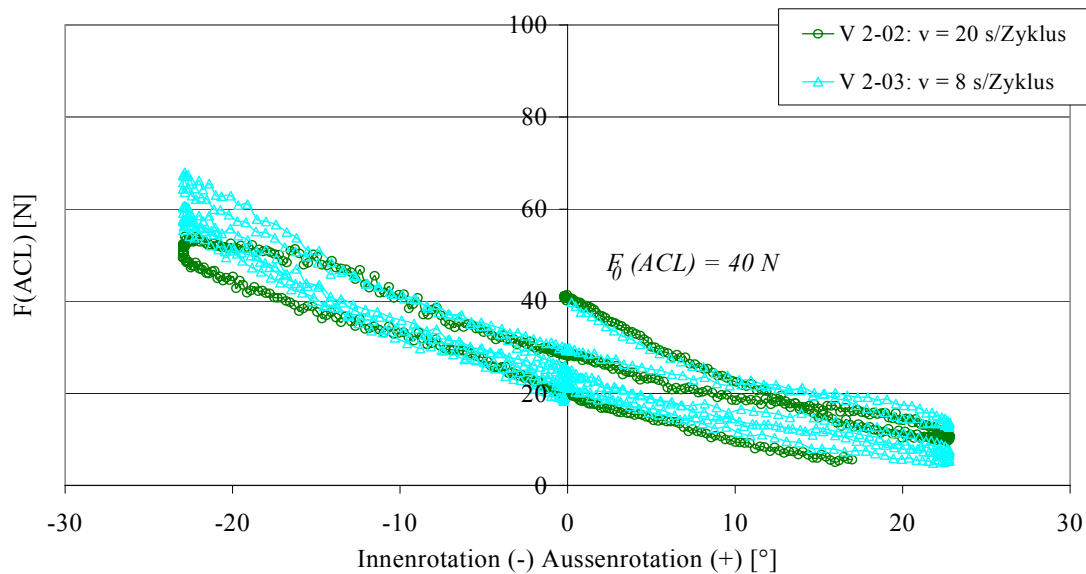


Abbildung 4-39: Resultierende Kräfte im vorderen Kreuzband bei eingeleiteter Innen- und Außen-Rotation von $\pm 25^\circ$ mit Rotationsgeschwindigkeiten $v = 20 \text{ s/Zyklus}$ und $v = 8 \text{ s/Zyklus}$.

Der Einfluss einer zusätzlichen Varus- bzw. Valgus-Belastung - d.h. eine Einleitung eines zusätzlichen Moments am Femur von jeweils 15 Nm - auf die der resultierenden Kräfte im vorderen Kreuzband wurde während einer tibialen Innen- und Außenrotation von $\pm 25^\circ$ mit einer Rotationsgeschwindigkeiten von $v = 8 \text{ s/Zyklus}$ untersucht (Abbildung 4-40). Die eingeleitete Kraft des M. quadriceps zu Versuchsbeginn betrug zwischen $F_0 = 368 \text{ N}$ und $F_0 = 502 \text{ N}$. Die Vorkraft am vorderen Kreuzband betrug $F_0 = 70 \text{ N}$ und $F_0 = 85 \text{ N}$. Im Vergleich zu der resultierenden Kraft am vorderen Kreuzband im Lastfall ohne zusätzliche Varus- bzw. Valgus-Einleitung (Versuch 2-06) wurde bei einer Varus-Belastung eine deutliche Abnahme der resultierenden ACL-Kraft während der Innenrotation und eine Zunahme der resultierenden ACL-Kraft bei Außenrotation beobachtet (Versuch 2-08). Eine zusätzliche Valgus-Belastung (Versuch 2-10) zeigte im Vergleich zu dem Lastfall ohne zusätzliche Varus- bzw. Valgus-Einleitung keinen signifikanten Einfluss auf die resultierende ACL-Kraft

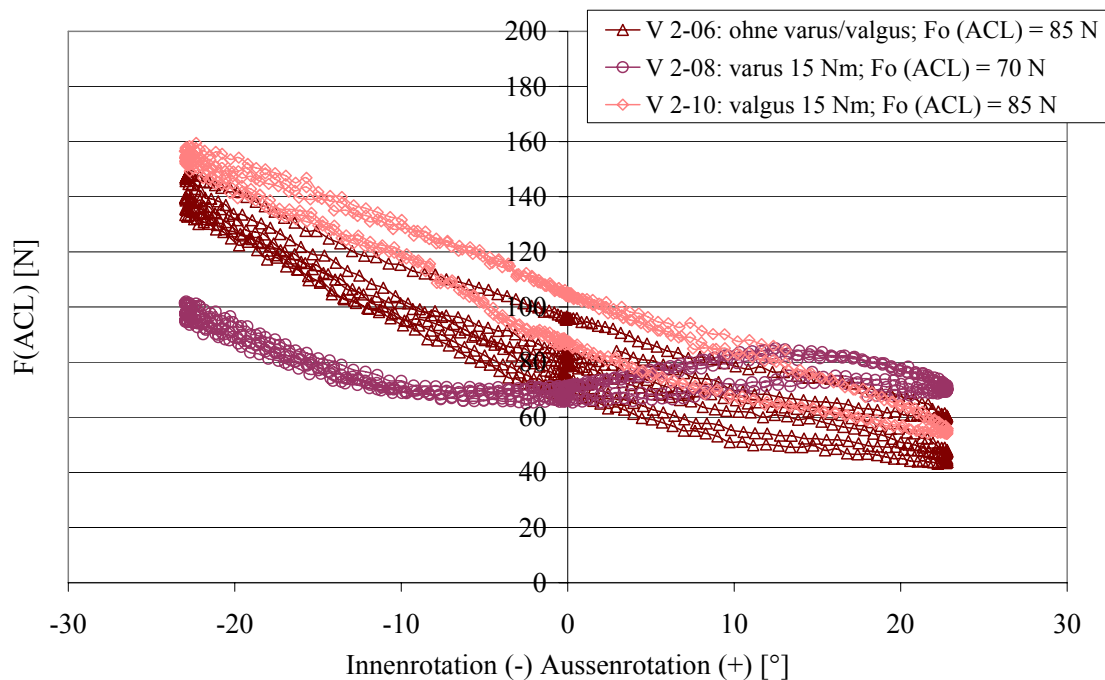


Abbildung 4-40: Einfluss eines Varus- bzw. Valgus-Belastung (eingeleitetes Moment jeweils $M = 15 \text{ Nm}$) auf resultierende Kräfte im vorderen Kreuzband. Eingeleitete Innen- und Außen-Rotation von $\pm 25^\circ$ mit einer Rotationsgeschwindigkeit von $v = 8 \text{ s/Zyklus}$.

In Abbildung 4-41 ist der Einfluss der bei Versuchsbeginn eingeleiteten Kraft des M. quadriceps auf die resultierenden Kräfte im vorderen Kreuzband während einer tibialen Innen- und Außenrotation von $\pm 25^\circ$ mit einer Rotationsgeschwindigkeit von $v = 8 \text{ s/Zyklus}$ dargestellt.

Während der Außenrotation zeigte sich bei höherer Vorkraft des M. quadriceps und am vorderen Kreuzband ein deutlicherer Abfall der resultierenden Kraft am vorderen Kreuzband (Versuch 2-06 und Versuch 2-11). Bei Innenrotation wurde in Versuch 2-06 ein schnellerer Anstieg der resultierenden Kraft am vorderen Kreuzband beobachtet.

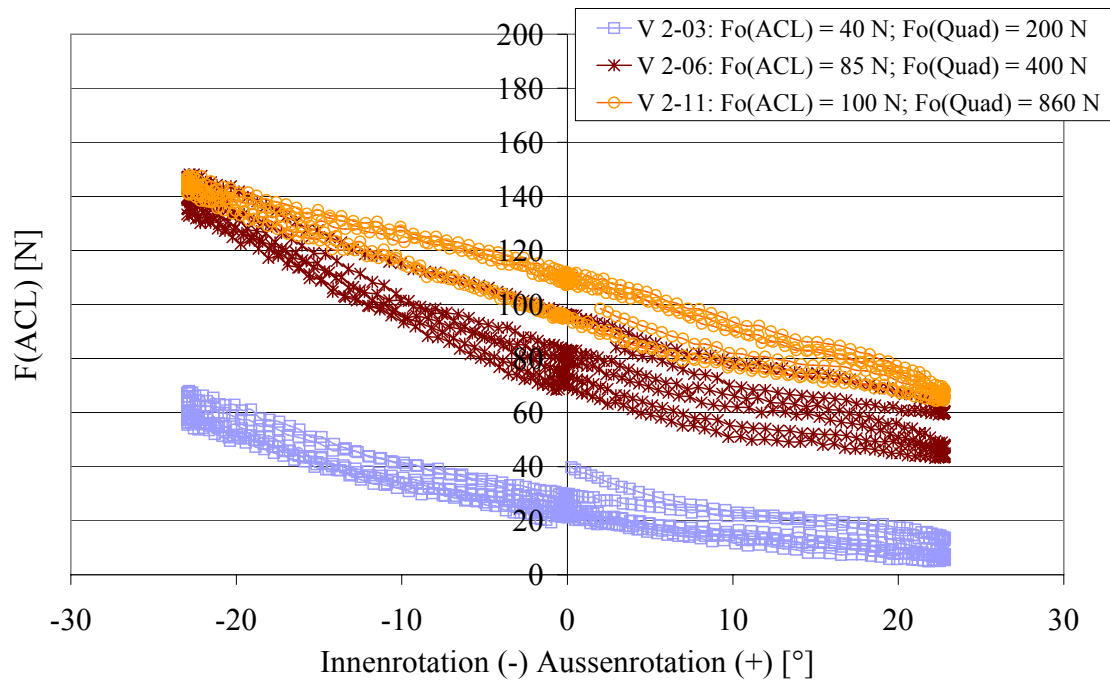


Abbildung 4-41: Einfluss der eingeleiteten Kraft am M. quadriceps auf die resultierenden Kräfte im vorderen Kreuzband bei einer Rotationsgeschwindigkeit $v = 8$ s/Zyklus eingeleiteten tibialen Innen- und Außen-Rotation von $\pm 20^\circ$.

Die Einleitung einer Kraft des M. quadriceps zu Versuchsbeginn von $F_0 = 413$ N und einer zyklischen Varus-Belastung von $M = 15$ Nm (ohne Einleitung einer Innen- und Außen-Rotation) (Versuch 2-07) resultierte in einer Varus-Rotation im Kniegelenk von 2° und einer tibialen Translation nach anterior von 8 mm bei einer nahezu konstanten resultierenden Kraft am vorderen Kreuzband.

Bei zyklischer Valgus-Belastung wurden geringere Bewegungsumfänge im Kniegelenk beobachtet. Die Einleitung einer zyklischen Valgus-Belastung von $M = 15$ Nm bei einer Kraft des M. quadriceps zu Versuchsbeginn von $F_0 = 291$ N (Versuch 2-09) verursachte eine Valgus-Rotation im Kniegelenk von $1,4^\circ$ und eine tibiale Translation nach anterior von 2,4 mm. Die Einleitung einer zyklischen Valgus-Belastung von $M = 30$ Nm bei einer Kraft des M. quadriceps zu Versuchsbeginn von $F_0 = 1059$ N (Versuch 2-12) resultierte in einer Valgus-Rotation im Kniegelenk von $1,8^\circ$ und einer tibialen Translation nach anterior von 4,3 mm.

Bei einer zyklischen Valgus-Rotation von $M = 15$ Nm kam es zu einem Anstieg der resultierenden ACL-Kraft von $\Delta F = 20,5$ N und bei einer zyklischen Valgus-Rotation von $M = 30$ Nm zu einem Anstieg der resultierenden ACL-Kraft von $\Delta F = 30$ N.

Eine Varus-Belastung in Hyperflexion des Kniegelenks erlaubt somit größere Relativbewegungen im Kniegelenk ohne Anstieg der Kraft im vorderen Kreuzband, während eine Valgus-Belastung die Relativbewegungen einschränkt und einen Anstieg der Kraft im vorderen Kreuzband verursacht.

Zusammenfassung der in der zweiten Versuchsreihe ermittelten Ergebnisse:

Parameter-Variation	Auswirkung
Erhöhung der Rotationsgeschwindigkeit	Erhöhung der resultierenden ACL-Kraft bei maximaler Innenrotation
Einleitung einer Varus-Belastung	Abnahme der resultierenden ACL-Kraft während der Innenrotation Zunahme der resultierenden ACL-Kraft bei Außenrotation
Einleitung einer Valgus-Belastung	kein signifikanter Einfluss auf resultierende ACL-Kraft
Erhöhung der Vorkraft des M. quadriceps und am vorderen Kreuzband	Abnahme der resultierenden ACL-Kraft während der Außenrotation Anstieg der resultierenden ACL-Kraft bei Innenrotation
Einleitung einer Varus-Belastung (ohne Innen- und Außenrotation)	größere Relativbewegungen im Gelenk ohne Anstieg der Kraft im vorderen Kreuzband
Einleitung einer Valgus-Belastung (ohne Innen- und Außenrotation)	geringere Relativbewegungen im Gelenk und Anstieg der Kraft im vorderen Kreuzband

Dritte Versuchsreihe - linkes Kniegelenk

Ein Vergleich der resultierenden Bewegungsumfänge der Innenrotation des Kniegelenks bei Variation der simulierten Kraft des M. quadriceps ist in Abbildung 4-42 dargestellt. Bei Anstieg der simulierten Kraft der Streckmuskulatur zu Versuchsbeginn von $F_0 = 150 \text{ N}$ (Versuch 3-01) und $F_0 = 340 \text{ N}$ (Versuch 3-02) zu $F_0 = 540 \text{ N}$ (Versuch 3-09) und $F_0 = 1100 \text{ N}$ (Versuch 3-16) reduzierte sich der resultierende Bewegungsumfang im Kniegelenk bei Innenrotation von etwa 14° zu etwa 11° (bei Einleitung einer Innenrotation von $\pm 20^\circ$). In Außenrotation konnte kein Einfluss der simulierten Kraft des M. quadriceps auf den resultierenden Bewegungsumfang im Kniegelenk beobachtet werden.

Der Bewegungsumfang bei Außenrotation war bei geringer Vorkraft am M. quadriceps um etwa 5° geringer als bei Innenrotation. Nach Erhöhung der eingeleiteten Kraft der Streckmuskulatur glichen sich die Bewegungsumfänge an.

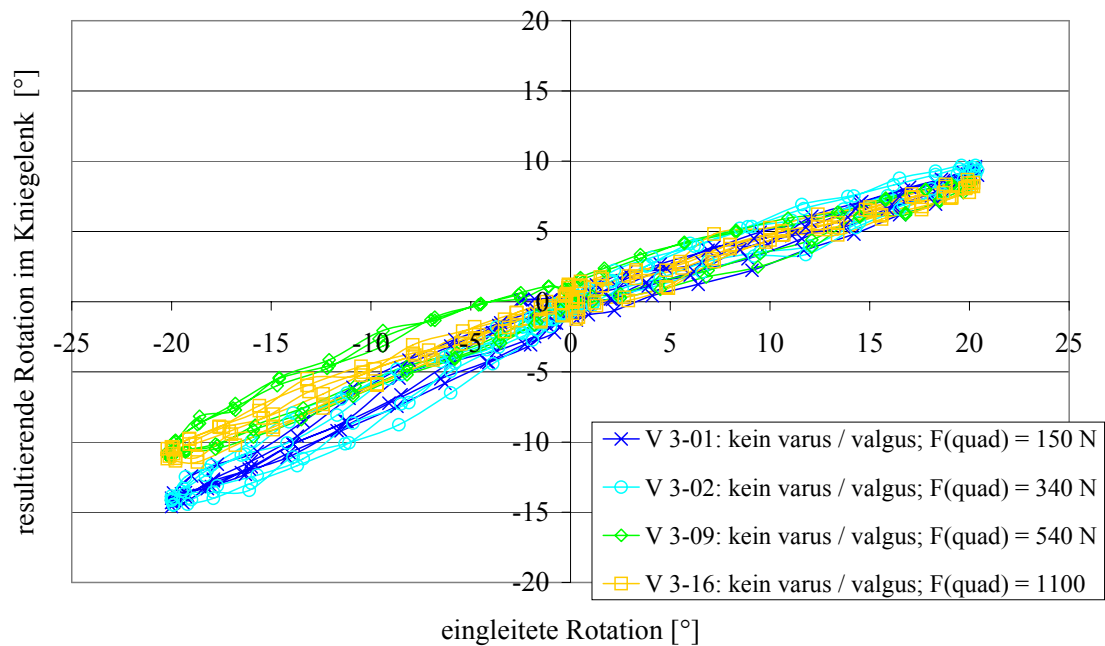


Abbildung 4-42: Einfluss der eingeleiteten Kraft am M. quadriceps auf die resultierende Innen- und Außenrotation im Kniegelenk bei eingeleiteter Innen- und Außenrotation von $\pm 20^\circ$.

In Abbildung 4-43 ist der Einfluss einer zusätzlich am Femur eingeleiteten Varus- oder Valgus-Belastung von jeweils $14,7 \text{ Nm}$ auf den resultierenden Bewegungsumfang von Innen- und Außenrotation im Kniegelenk dargestellt. Die eingeleitete Kraft des M. quadriceps zu Versuchsbeginn betrug zwischen $F_0 = 150 \text{ N}$ (Versuch 3-01), $F_0 = 320 \text{ N}$ (Versuch 3-04), $F_0 = 340 \text{ N}$ (Versuch 3-05) und $F_0 = 370 \text{ N}$ (Versuch 3-06).

Im Vergleich zu der resultierenden Innen- und Außenrotation im Lastfall ohne zusätzliche Varus- bzw. Valgus-Einleitung (Versuch 3-01) wurde unter Varus-Belastung eine Abnahme des resultierenden Bewegungsumfanges sowohl bei Innenrotation als auch bei Außenrotation beobachtet (Versuche 3-05 und 3-06).

Bei Valgus-Belastung (Versuch 3-04) zeigte sich im Vergleich zu dem Lastfall ohne zusätzliche Varus- bzw. Valgus-Einleitung eine Zunahme des resultierenden Bewegungsumfanges sowohl bei Innenrotation als auch bei Außenrotation.

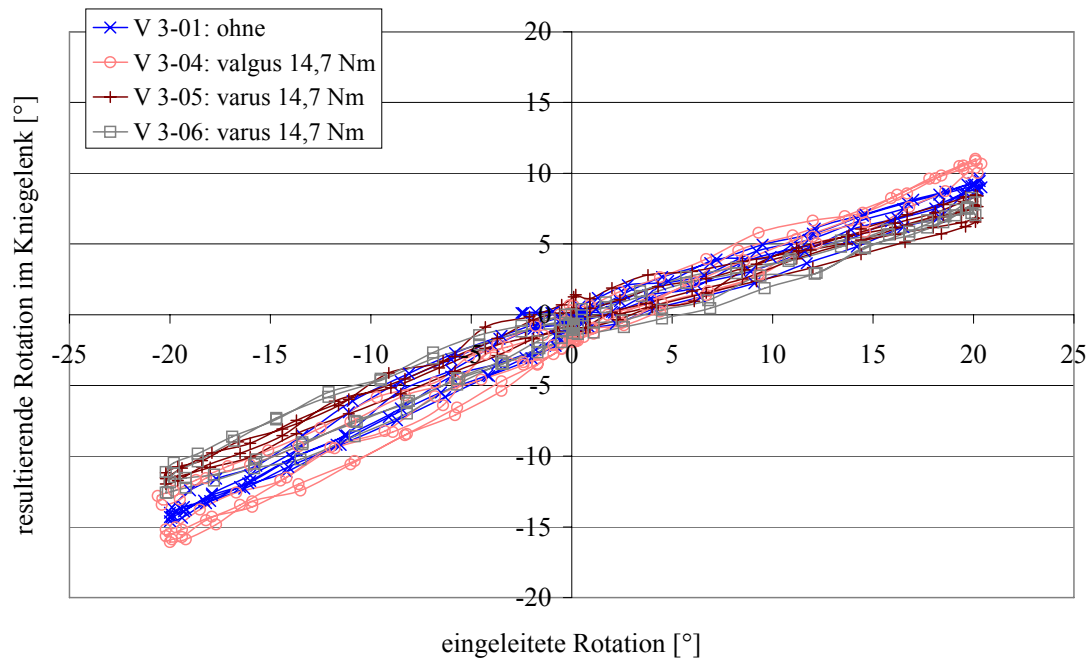


Abbildung 4-43: Einfluss einer Varus- oder Valgus-Belastung von $M = 14,7 \text{ Nm}$ auf die resultierende Innen- und Außenrotation im Kniegelenk bei eingeleiteter Innen- und Außenrotation von $\pm 20^\circ$.

Der Einfluss einer geringeren Varus- oder Valgus-Belastung - d.h. eine Einleitung eines zusätzlichen Moments am Femur von jeweils $3,7 \text{ Nm}$ - auf die resultierende Innen- und Außenrotation im Kniegelenk zeigte in beiden Lastfällen nur bei Außenrotation die gleiche Veränderung (Abbildung 4-44).

Im Vergleich zu der resultierenden Außenrotation im Lastfall ohne zusätzliche Varus- bzw. Valgus-Einleitung (Versuch 3-01) wurde bei einer Varus-Belastung eine Abnahme der resultierenden Bewegungsumfangs (Versuch 3-07) und bei einer Valgus-Belastung eine Zunahme der resultierenden Bewegungsumfangs (Versuch 3-03) beobachtet.

Während der Innenrotation konnte kein Einfluss bei der geringeren Varus- bzw. Valgus-Belastung ermittelt werden.

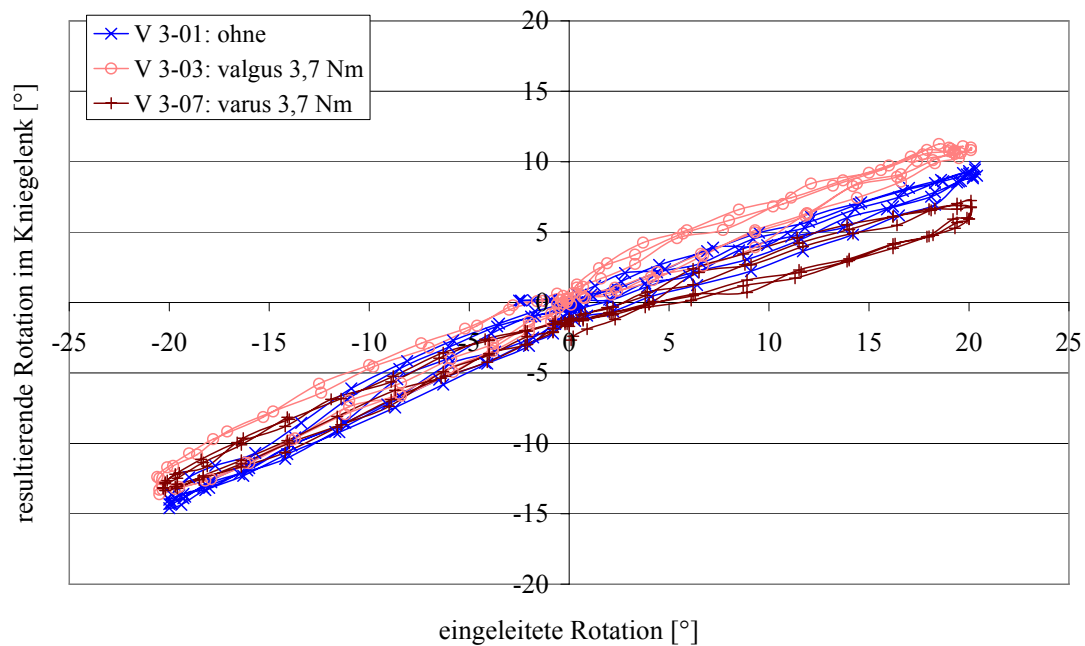


Abbildung 4-44: Einfluss einer Varus- und Valgus-Belastung von $M = 3,7 \text{ Nm}$ auf die resultierenden Innen- und Außenrotation im Kniegelenk bei eingeleiteter Innen- und Außenrotation von $\pm 20^\circ$.

Der Einfluss einer Varus- oder Valgus-Belastung konnte während der Einstellung der verschiedenen Lastfälle beobachtet werden. Bei Einleitung eines konstanten Varus-Moments zu Versuchsbeginn kam es jeweils zu einem deutlichen Abfall der Kraft am vorderen Kreuzband, bei Einleitung eines Valgus-Moments zu einer deutlichen Zunahme der Kraft am vorderen Kreuzband (Abbildung 4-45).

Bei simulierter Vorkraft des M. quadriceps von $F_0 = 340 \text{ N}$ (Versuch 3-02), $F_0 = 320 \text{ N}$ (Versuch 3-04) und $F_0 = 340 \text{ N}$ (Versuch 3-05) wurde unter Einleitung einer Varus-Belastung ein relativer Abfall der Kraft am vorderen Kreuzband auf 58% und bei Einleitung einer Valgus-Belastung ein relativer Anstieg auf 166% gegenüber der Kraft am vorderen Kreuzband im Lastfall ohne Varus- oder Valgus-Belastung beobachtet.

Bei Einleitung einer simulierten M. quadriceps Kraft von $F_0 = 560 \text{ N}$ (Versuch 3-08), $F_0 = 40 \text{ N}$ (Versuch 3-09) und $F_0 = 530 \text{ N}$ (Versuch 3-11) wurde unter Einleitung einer Varus-Belastung ein relativer Abfall der Kraft am vorderen Kreuzband auf 55% und bei Einleitung einer Valgus-Belastung ein relativer Anstieg auf 133% gegenüber der Kraft am vorderen Kreuzband im Lastfall ohne Varus- oder Valgus-Belastung beobachtet.

Nach Erhöhung der eingeleiteten Vorkraft des simulierten M. quadriceps auf $F_0 = 1100 \text{ N}$ (Versuch 3-15), $F_0 = 1100 \text{ N}$ (Versuch 3-16) und $F_0 = 970 \text{ N}$ (Versuch 3-17) wurde unter Einleitung einer Varus-Belastung ein relativer Abfall der Kraft am vorderen Kreuzband auf 62% und bei Einleitung einer Valgus-Belastung ein relativer Anstieg auf 177% gegenüber der Kraft am vorderen Kreuzband im Lastfall ohne Varus- oder Valgus-Belastung beobachtet.

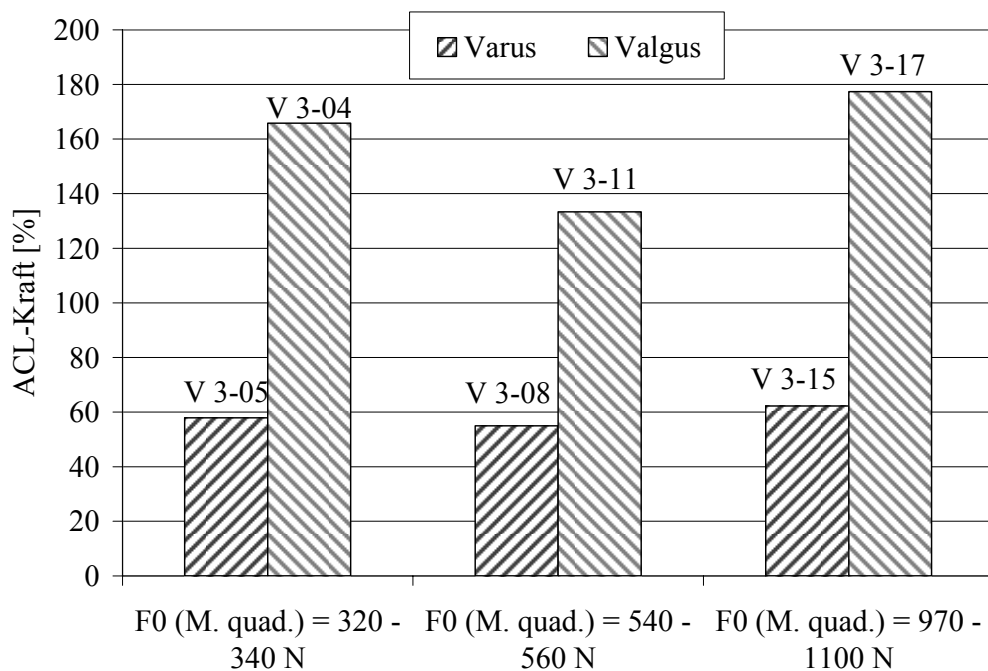


Abbildung 4-45: Einfluss einer Varus- und Valgus-Belastung von $M = 14,7 \text{ Nm}$ auf die Kraft im vorderen Kreuzband jeweils zu Versuchsbeginn bei Variation der eingeleiteten Kraft des M. quadriceps.

Zusammenfassung der in der dritten Versuchsreihe ermittelten Ergebnisse:

Parameter-Variation	Auswirkung
Erhöhung der eingeleiteten Kraft des M. quadriceps	Abnahme der resultierenden Außenrotation im Kniegelenk Kein Einfluss auf resultierende Innenrotation
Geringe Varus-Belastung	Abnahme des resultierenden Bewegungsumfangs bei Außenrotation Noch kein Einfluss auf Innenrotation
Geringe Valgus-Belastung	Zunahme des resultierenden Bewegungsumfangs bei Außenrotation Noch kein Einfluss auf Innenrotation
Hohe Varus-Belastung	Abnahme des resultierenden Bewegungsumfangs sowohl bei Außenrotation als auch bei Innenrotation
Hohe Valgus-Belastung	Zunahme des resultierenden Bewegungsumfangs sowohl bei Außenrotation als auch bei Innenrotation
Varus-Belastung unter Einleitung verschiedener simulierter M. quadriceps Kräfte	Abnahme der Kraft am vorderen Kreuzband
Valgus-Belastung unter Einleitung verschiedener simulierter M. quadriceps Kräfte	Zunahme der Kraft am vorderen Kreuzband

4.3.3 MKS-Modell des Prüfstands

Zur Simulation der experimentellen Untersuchungen wurde ein Mehrkörpersystem des Prüfstands modelliert (Abbildung 4-46). Abmessungen, Schwerpunktlagen, Massen und Trägheiten der einzelnen Komponenten wurden ermittelt und in das MKS-Modell übernommen.

Die Positionierung des Mehrkörpersystems zu Versuchsbeginn wurde entsprechend den Arbeitsschritten aus den Laborversuchen durchgeführt:

- Zu Versuchsbeginn erfolgte die Einstellung der Flexionswinkels im Kniegelenk durch Positionierung der Wippe. Durch die aufgrund des Prüfaufbaus vorgegebenen unabhängigen Freiheitsgrade richtete sich der Femur gegenüber der im Skischuh fixierten Tibia aus. Die Positionierung des Kniegelenks im gewünschten Flexionswinkel wurde in allen Freiheitsgraden ausschließlich von den passiven Weichteilstrukturen beeinflusst.
- In den definierten Versuchsabläufen erfolgte die Einleitung der Innen- und Außenrotation an der Tibia. Die Übertragung dieser Bewegung bei den zu untersuchenden Unfällen im alpinen Skisport wird durch die Trägheit des proximal des Kniegelenks gelegenen restlichen Körpers unterbunden. Daher wurde die Bewegung in diesem Freiheitsgrad auch im Prüfstand durch Fixierung des Femurs an der Wippe eingeschränkt.
- Für die Einleitung der Kraft des simulierten Muskelzugs des M. quadriceps wurden die experimentell ermittelten Kraftverläufe über die Dauer der experimentellen Versuchsabläufe in das Modell eingegeben.
- Die in den experimentellen Untersuchungen zu Versuchsbeginn gemessenen Kräfte am vorderen Kreuzband wurden zu gleichen Anteilen in die drei modellierten Faserbündel eingeleitet.
- Die Einleitung eines Varus- oder Valgus-Moments erfolgte im MKS-Modell entsprechend dem experimentellen Versuchsaufbau über an einen Hebelarm angebrachte Gewichte.
- Die Einleitung der Innen- und Außenrotation erfolgte an der Tibia. Der exakte zeitabhängige Verlauf des Rotationswinkels wurde aus den experimentellen Untersuchungen übernommen.

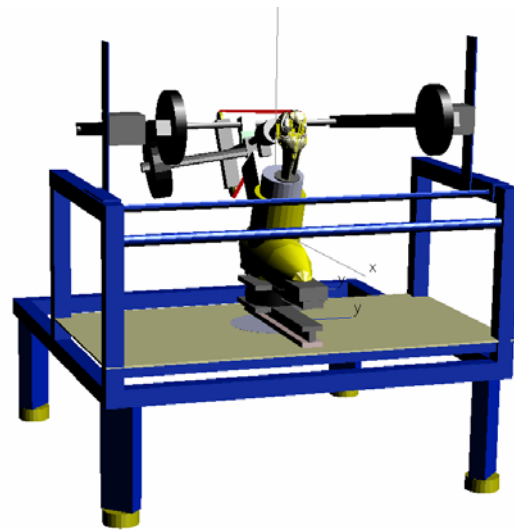


Abbildung 4-46: MKS-Modell des Prüfstands mit eingebauten Modell eines linken Kniegelenks. Die Einleitung einer Innen- und Außenrotation erfolgt an der Tibia, eine Varus- oder Valgus-Belastung (abgebildet ist eine Varus-Belastung) wird am Femur eingeleitet.

4.3.4 Validierung des Kniemodells

Zur Validierung des Kniegelenks wurden die am humanen Kniepräparat durchgeführten Lastfälle der dritten Versuchsreihe verwendet.

Da die experimentell ermittelten Verläufe der Kraft im vorderen Kreuzband während der Versuche messtechnisch nicht zufrieden stellend ermittelt werden konnten, erfolgte die Validierung des MKS-Modells über den Vergleich der Gesamtsteifigkeiten des Kniegelenks.

In Abbildung 4-47 ist der Vergleich der resultierenden Innen- und Außen-Rotation im Kniegelenk nach Einleitung einer Innen- und Außenrotation an der Tibia dargestellt (Versuch 3-01). Experimentell wurde bei Einleitung einer simulierten Kraft des M. quadriceps von $F = 150 \text{ N}$ ein Rotationsumfang im Kniegelenk von insgesamt $24,2^\circ$ ermittelt. Der Anteil der Innenrotation betrug $9,5^\circ$, der Anteil der Außenrotation $14,7^\circ$. In der Simulation des Versuchs mit dem MKS-Modell ergab ein Rotationsumfang im Kniegelenk von $24,7^\circ$. Der Anteil der Innenrotation betrug $10,5^\circ$ und der Anteil der Außenrotation $14,2^\circ$.

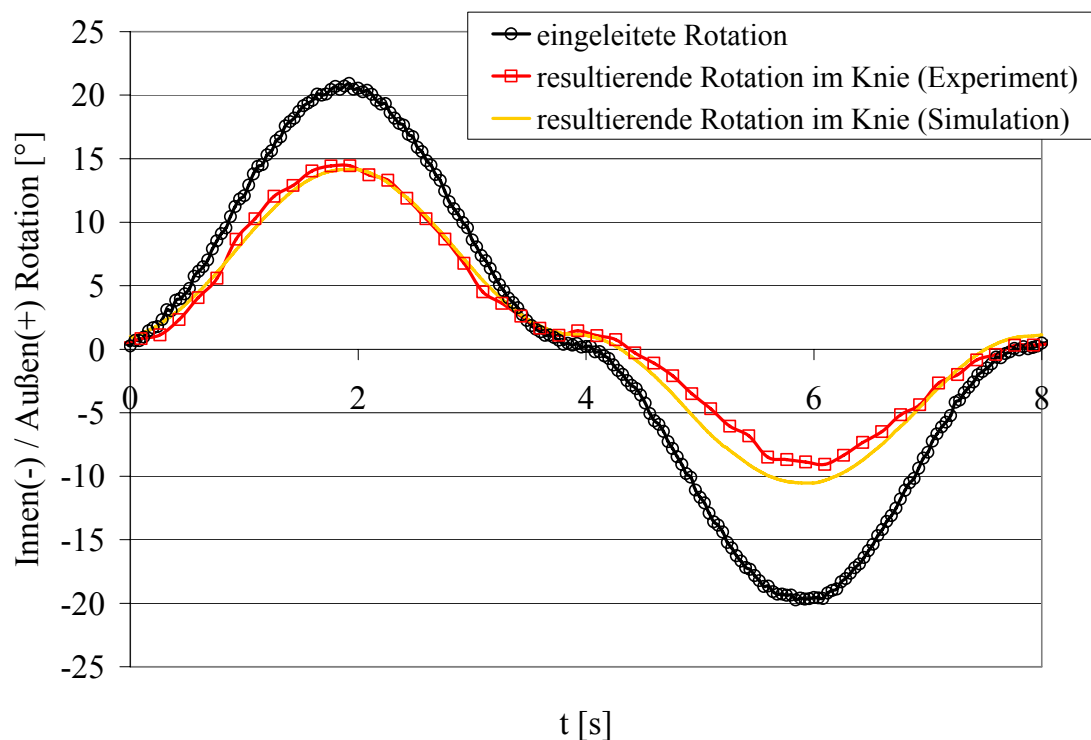


Abbildung 4-47: Validierung des MKS-Modells Kniegelenk: resultierende Innen- und Außen-Rotation im Kniegelenk nach Einleitung einer Innen- und Außenrotation an der Tibia bei simulierter Kraft des M. quadriceps von $F = 150 \text{ N}$ zu Versuchsbeginn (Versuch 3-01).

Die resultierende Translation der Tibia gegenüber dem Femur in anteroposteriorer Richtung in Abhängigkeit von der resultierenden Innen- und Außen-Rotation in Versuch 3-01 ist in Abbildung 4-48 dargestellt. Experimentell wurde bei Innenrotation von $9,5^\circ$ eine relative Translation der Tibia nach anterior von $2,1 \text{ mm}$ und bei Außenrotation von $14,7^\circ$ nach posterior von $2,1 \text{ mm}$. In der Simulation war bei Innenrotation von $10,5^\circ$ eine größere relative Translation der Tibia nach anterior von $4,9 \text{ mm}$ und bei Außenrotation von $14,2^\circ$ nach posterior von $2,8 \text{ mm}$ zu beobachten.

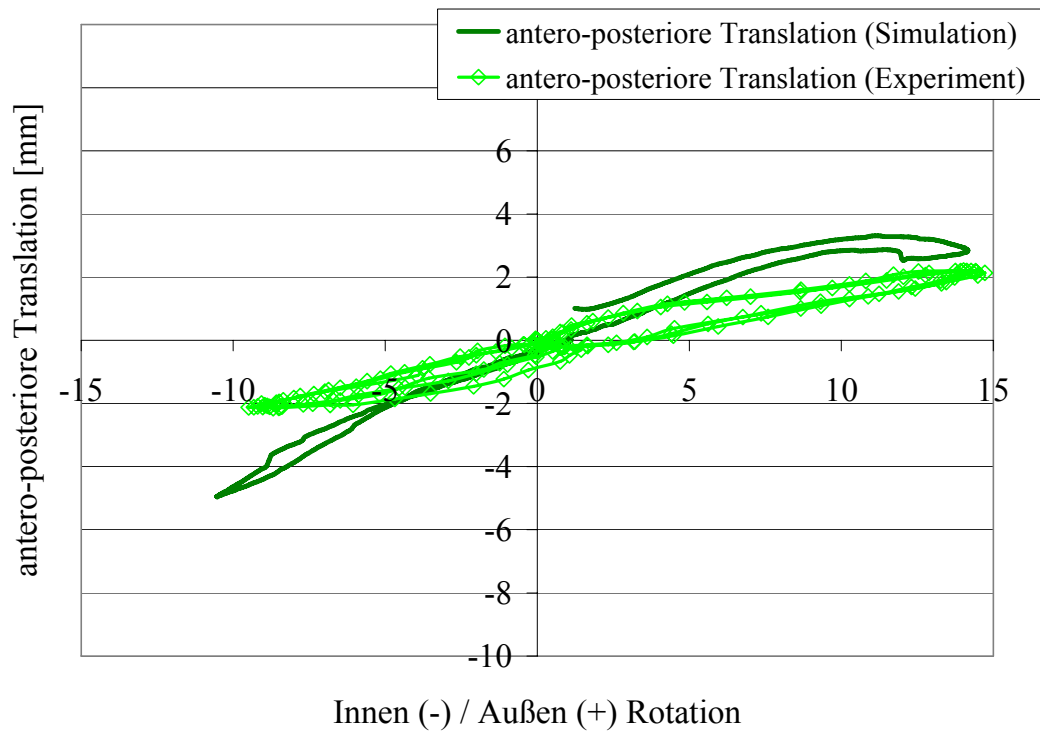


Abbildung 4-48: Validierung des MKS-Modells Kniegelenk: resultierende Translation in antero-posteriorer Richtung in Abhängigkeit der resultierenden Innen- und Außen-Rotation nach Einleitung einer Innen- und Außenrotation an der Tibia und simulierter Kraft des M. quadriceps von $F = 150\text{ N}$ zu Versuchsbeginn (Versuch 3-01).

Eine Erhöhung der simulierten Kraft des M. quadriceps auf $F = 340\text{ N}$ (Versuch 3-02) zu Versuchsbeginn wurde experimentell ein Rotationsumfang im Kniegelenk von ebenfalls $24,2^\circ$ ermittelt (Abbildung 4-49). Der Anteil der Innenrotation betrug $9,7^\circ$, der Anteil der Außenrotation $14,5^\circ$. In der Simulation des Versuchs mit dem MKS-Modell ergab ein Rotationsumfang im Kniegelenk von $24,8^\circ$. Der Anteil der Innenrotation betrug $11,1^\circ$ und der Anteil der Außenrotation ebenfalls $13,7^\circ$.

In Abbildung 4-50 ist die in Versuch 3-02 resultierende Varus- und Valgus-Bewegung im Kniegelenk dargestellt.

Der gesamte Bewegungsumfang betrug im Experiment $13,2^\circ$. Der Anteil der resultierenden Valgus-Bewegung bei Innenrotation war dabei $7,0^\circ$, der Anteil der resultierenden Varus-Bewegung bei Aussenrotation $6,2^\circ$. In der Simulation betrug der gesamte Bewegungsumfang $12,4^\circ$. Der Anteil der resultierenden Valgus-Bewegung bei Innenrotation war dabei $7,7^\circ$, der Anteil der resultierenden Varus-Bewegung bei Aussenrotation $4,7^\circ$.

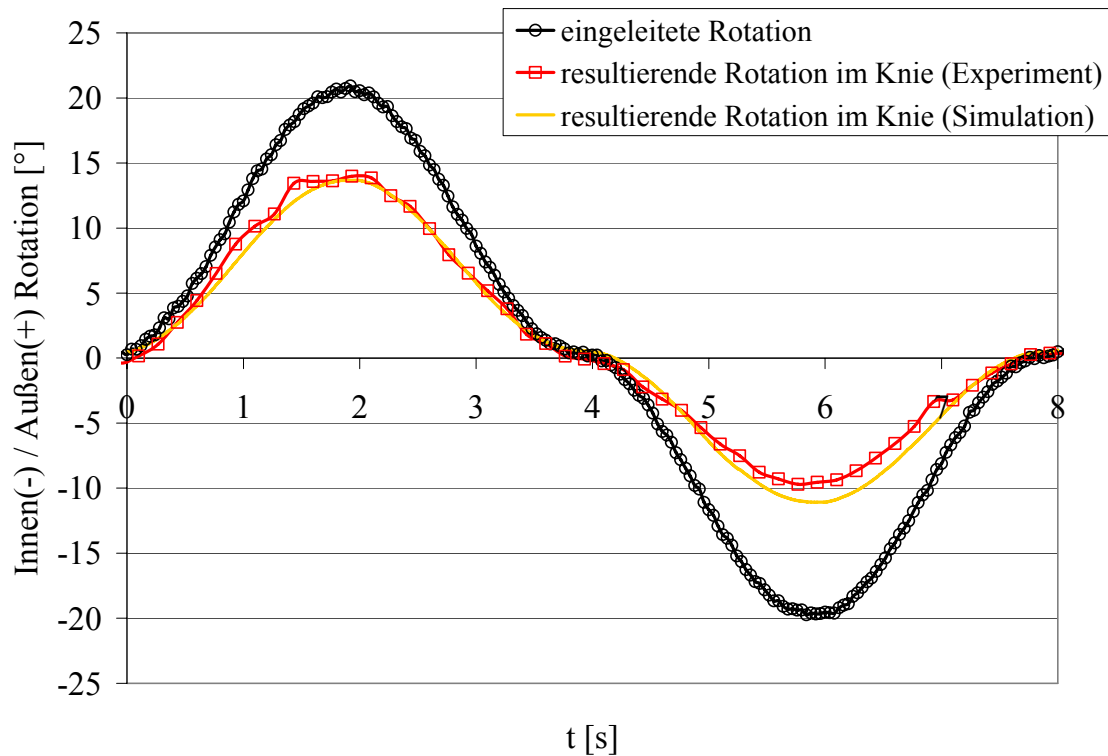


Abbildung 4-49: Validierung des MKS-Modells Kniegelenk: resultierende Innen- und Außen-Rotation im Kniegelenk nach Einleitung einer Innen- und Außenrotation an der Tibia bei simulierter Kraft des M. quadriceps von $F = 340\text{ N}$ zu Versuchsbeginn (Versuch 3-02).

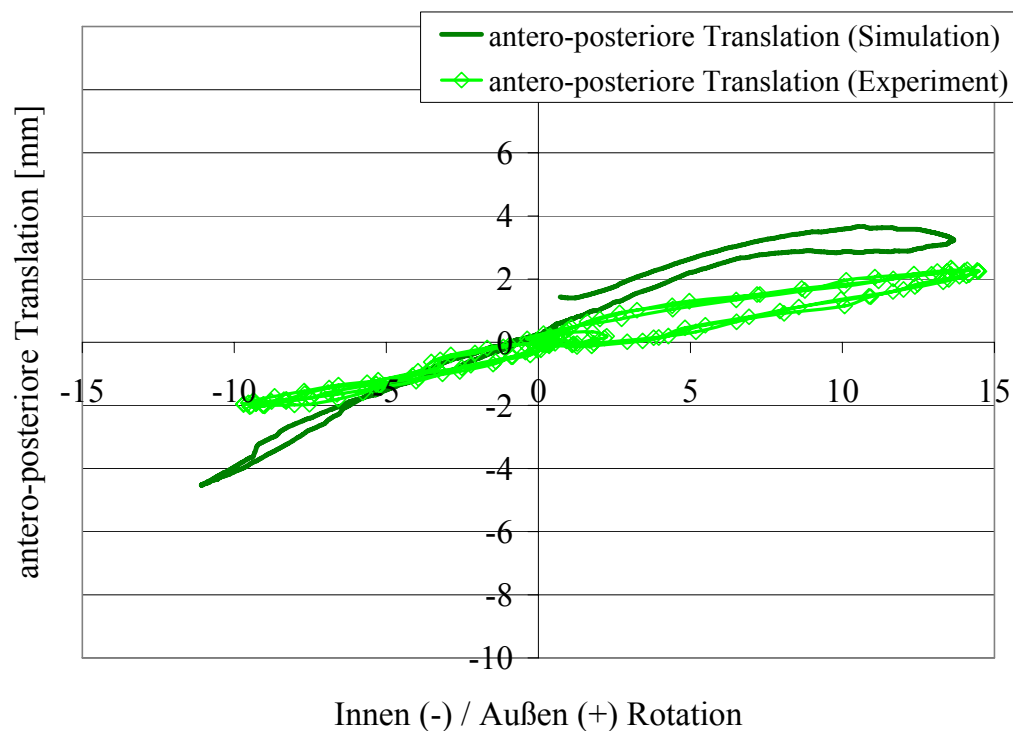


Abbildung 4-50: Validierung des MKS-Modells Kniegelenk: resultierende Varus- und Valgus Bewegung über resultierender Innen- und Außen-Rotation im Kniegelenk ohne Einleitung einer konstanten Valgus- oder Valgus-Belastung (Versuch 3-02).

Eine weitere Erhöhung der simulierten Kraft des M. quadriceps auf $F = 540\text{ N}$ (Versuch 3-09) wurde experimentell eine Abnahme des Rotationsumfangs im Kniegelenk auf $21,0^\circ$ ermittelt (Abbildung 4-51). Während sich der Anteil der Außenrotation auf $11,5^\circ$ verringerte, betrug der Anteil der Innenrotation $9,5^\circ$.

Das Verhältnis der Bewegungsumfänge von Außenrotation zu Innenrotation zeigte somit eine Abnahme von 164% bei geringer eingeleiteter Kraft des M. quadriceps von $F = 150\text{ N}$ (Versuch 3-01) auf 122% bei einer eingeleiteten Kraft des M. quadriceps von $F = 540\text{ N}$ (Versuch 3-09).

In der Simulation des Versuchs mit dem MKS-Modell ergab einen im Vergleich zum Experiment größeren resultierenden Rotationsumfang im Kniegelenk von $24,8^\circ$. Der Anteil der Innenrotation betrug $11,6^\circ$ und der Anteil der Außenrotation $13,2^\circ$.

Auch in der Simulation führte eine Erhöhung der eingeleiteten Kraft des M. quadriceps zu einer Reduzierung im Verhältnis der Bewegungsumfänge von Außenrotation zu Innenrotation. Bei einer eingeleiteten Kraft des M. quadriceps von $F = 150\text{ N}$ (Versuch 3-01) zeigte sich ein Verhältnis von 134%, bei einer eingeleiteten Kraft des M. quadriceps von $F = 540\text{ N}$ (Versuch 3-09) verringerte sich das Verhältnis der Bewegungsumfänge auf 113%.

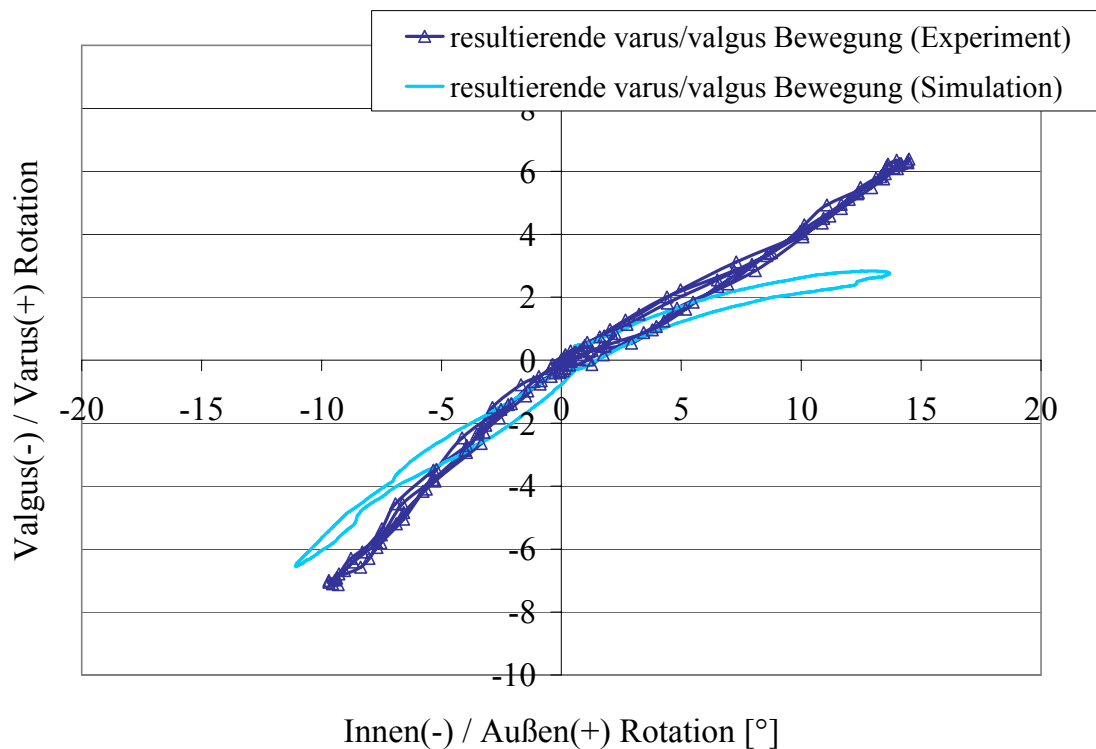


Abbildung 4-51: Validierung des MKS-Modells Kniegelenk: resultierende Varus- und Valgus Bewegung im Kniegelenk nach Einleitung einer Innen- und Außenrotation an der Tibia bei simulierter Kraft des M. quadriceps von $F = 540\text{ N}$ zu Versuchsbeginn (Versuch 3-09).

Im Vergleich zu Versuch 3-02 wurde unter Einleitung einer konstanten Valgus-Belastung von $M = 14,7\text{ Nm}$ und einer simulierten Kraft des M. quadriceps von $F = 320\text{ N}$ (Versuch 3-04) experimentell eine Verringerung der Außenrotation auf $13,1^\circ$ und ein Anstieg der Innenrotation auf $11,3^\circ$ ermittelt (Abbildung 4-52).

Auch in der Simulation des Versuchs mit dem MKS-Modell verringerte sich der Umfang der Außenrotation auf $13,3^\circ$ und erhöhte sich der Umfang der Innenrotation auf $11,4^\circ$.

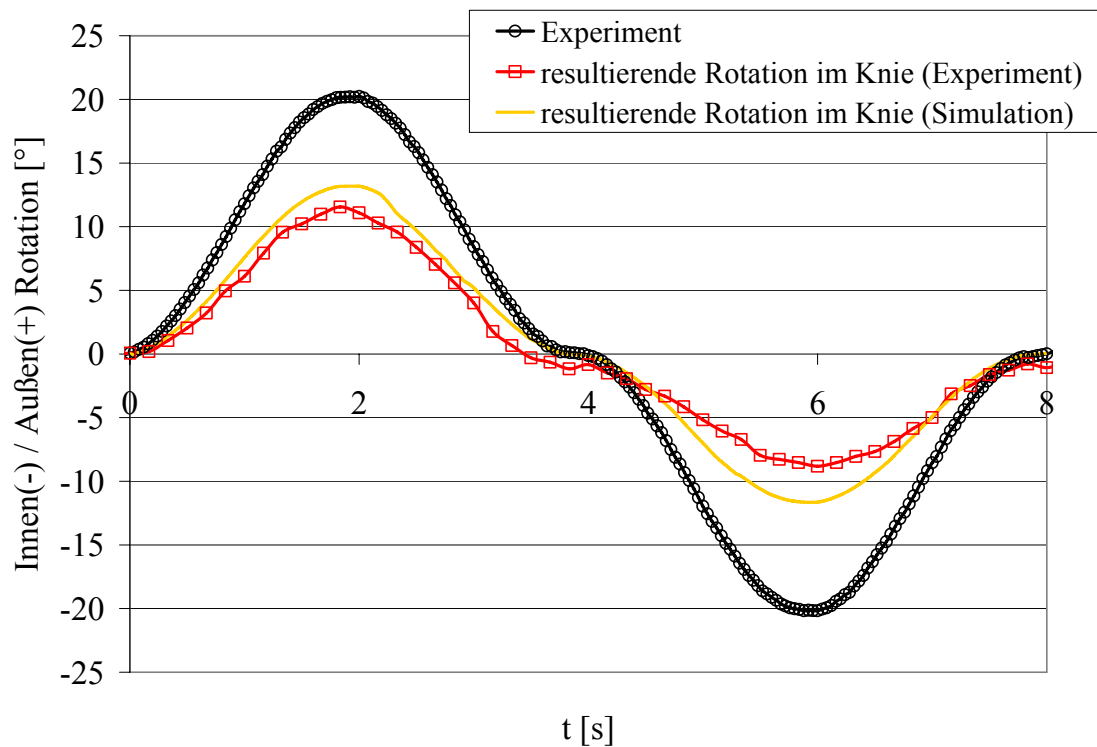


Abbildung 4-52: Validierung des MKS-Modells Kniegelenk: resultierende Innen- und Außen-Rotation im Kniegelenk nach Einleitung einer Innen- und Außenrotation an der Tibia bei simulierter Kraft des M. quadriceps von $F = 320\text{ N}$ zu Versuchsbeginn und Einleitung einer konstanten Valgus-Belastung (Versuch 3-04).

In Abbildung 4-53 ist die in Versuch 3-04 unter Einleitung einer konstanten Valgus-Belastung von $M = 14,7\text{ Nm}$ resultierende Varus- und Valgus-Bewegung im Kniegelenk dargestellt.

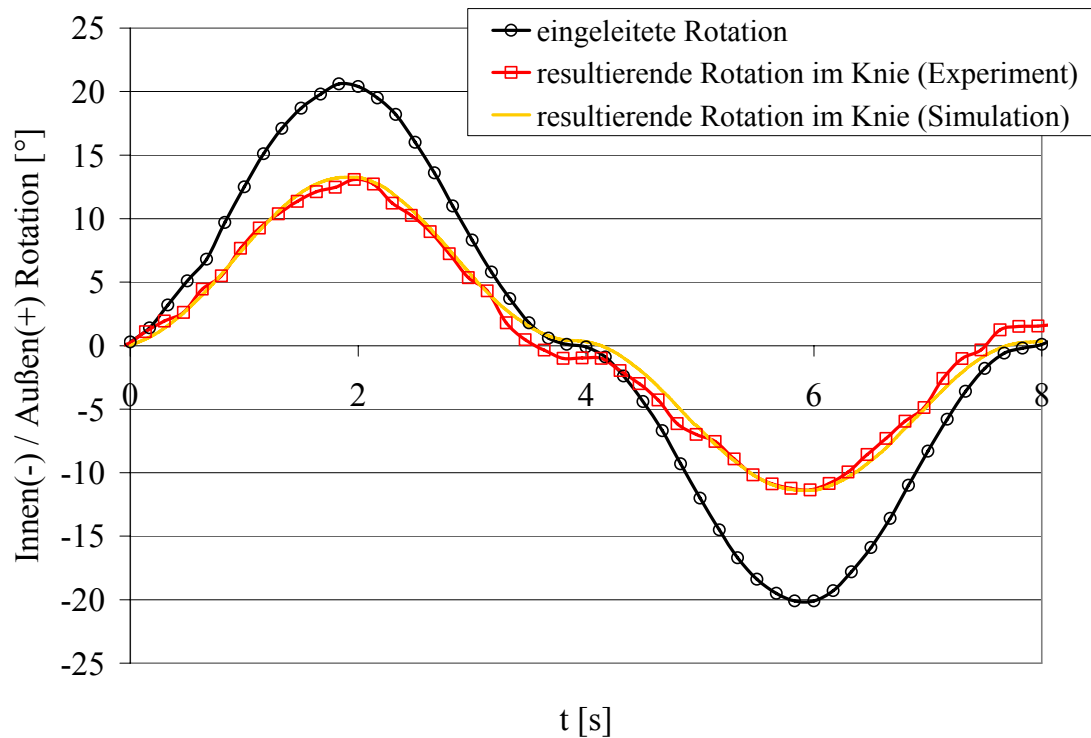


Abbildung 4-53: Validierung des MKS-Modells Kniegelenk: resultierende Varus- und Valgus Bewegung über resultierender Innen- und Außen-Rotation im Kniegelenk nach Einleitung einer konstanten Valgus-Belastung (Versuch 3-04).

Während die Bewegungsumfänge der resultierenden Valgus-Bewegung bei Innenrotation im Experiment mit $5,3^\circ$ und in der Simulation mit $5,8^\circ$ fast gleich groß waren, ergab sich in der Simulation ein geringere Varus-Bewegung bei Aussenrotation von $3,4^\circ$ im Vergleich zu experimentell ermittelten $6,5^\circ$.

Der gesamte Bewegungsumfang betrug im Experiment $11,8^\circ$ und in der Simulation $9,3^\circ$ und war somit geringer als in Versuch 3-02, d.h. ohne Einleitung einer konstanten Valgus Belastung (im Experiment $13,2^\circ$ und in der Simulation $12,4^\circ$).

Unter Einleitung einer konstanten Varus-Belastung von $M = 14,7 \text{ Nm}$ und einer simulierten Kraft des M. quadriceps von $F = 340 \text{ N}$ (Versuch 3-05) experimentell eine Verringerung der Außenrotation auf $11,1^\circ$ und der Innenrotation auf $8,1^\circ$ ermittelt (Abbildung 4-54). Auch in der Simulation des Versuchs mit dem MKS-Modell verringerte sich der Umfang der Außenrotation auf $13,2^\circ$, jedoch erhöhte sich der Umfang der Innenrotation auf $11,4^\circ$.

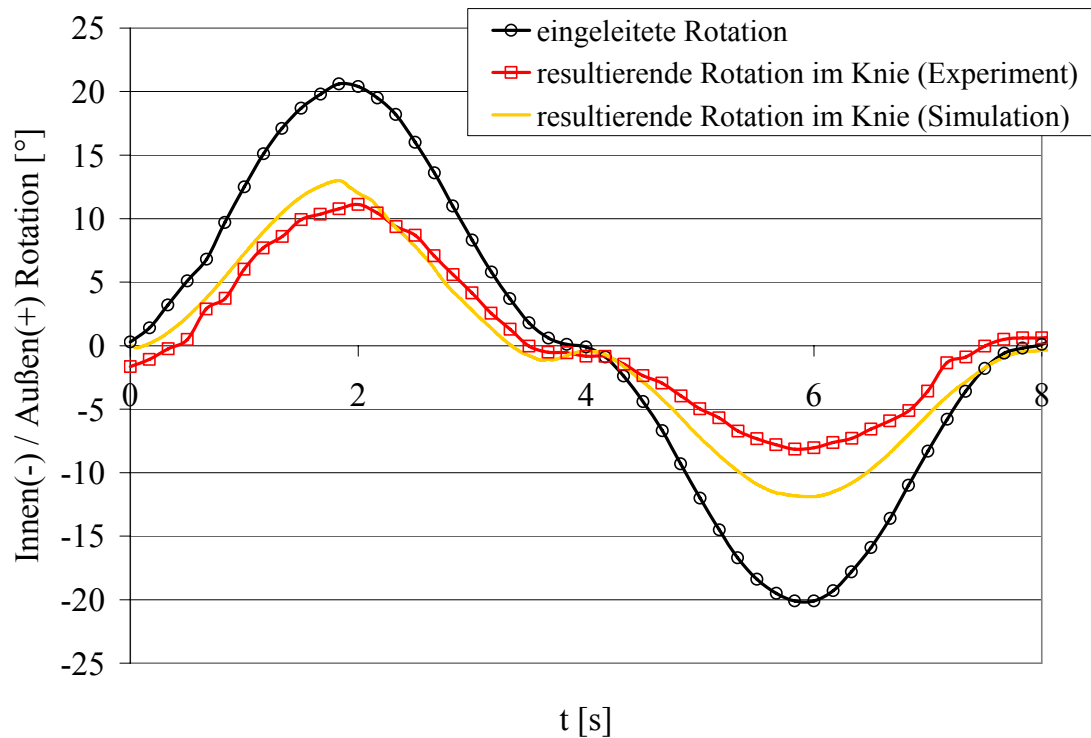


Abbildung 4-54: Validierung des MKS-Modells Kniegelenk: resultierende Innen- und Außen-Rotation im Kniegelenk nach Einleitung einer Innen- und Außenrotation an der Tibia bei simulierter Kraft des M. quadriceps von $F = 340\text{ N}$ zu Versuchsbeginn und Einleitung einer konstanten Varus-Belastung (Versuch 3-05).

In Abbildung 4-55 ist die in Versuch 3-04 unter Einleitung einer konstanten Varus-Belastung von $M = 14,7\text{ Nm}$ resultierende Varus- und Valgus-Bewegung im Kniegelenk dargestellt.

Während die Bewegungsumfänge der resultierenden Valgus-Bewegung bei Innenrotation im Experiment mit $7,5^\circ$ und in der Simulation mit $6,5^\circ$ fast gleich groß waren, ergab sich in der Simulation ein geringere Varus-Bewegung bei Aussenrotation von $2,5^\circ$ im Vergleich zu experimentell ermittelten $6,9^\circ$.

Der gesamte Bewegungsumfang betrug im Experiment $14,4^\circ$ und war somit größer als in Versuch 3-02, d.h. ohne Einleitung einer konstanten Valgus Belastung (Versuch 3-02: $13,2^\circ$). In der Simulation $9,0^\circ$ dagegen war der Bewegungsumfang geringer (Versuch 3-02: $12,4^\circ$).

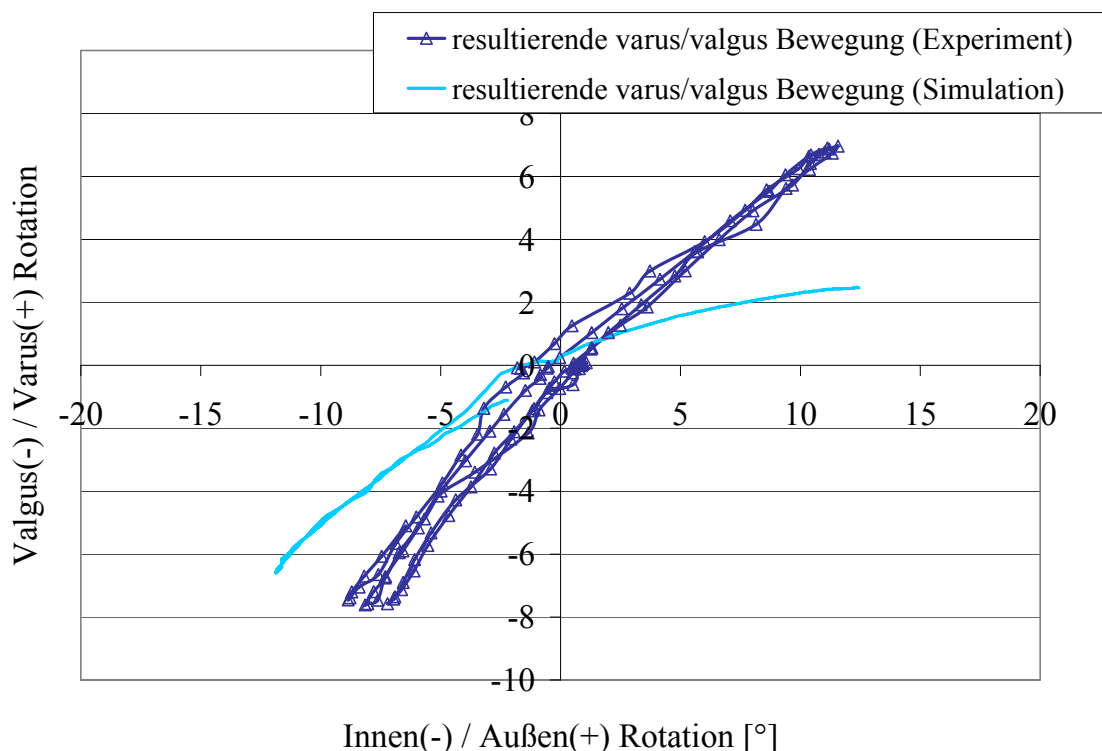


Abbildung 4-55: Validierung des MKS-Modells Kniegelenk: resultierende Varus- und Valgus Bewegung über resultierender Innen- und Außen-Rotation im Kniegelenk nach Einleitung einer konstanten Vargus-Belastung (Versuch 3-05).

4.3.5 Diskussion der Ergebnisse der experimentellen Untersuchungen und der Validierung des MKS-Modells

Die Validierung des entwickelten detaillierten MKS-Modells des Kniegelenks basiert auf umfangreichen experimentellen Untersuchungen, die an einem speziell konzipierten Prüfstand an humanen Präparaten durchgeführt wurden.

Zur Validierung der MKS-Modells Kniegelenk wurden die experimentellen Untersuchungen der dritten Versuchsreihe, d.h. Untersuchungen in Hyperflexion des Kniegelenks, herangezogen. Der Beugebereich des Kniegelenks wurde gewählt, da sich das vordere Kreuzband nach Angaben aus der Literatur hier im angespannten Zustand befindet.

Eine Gruppe um Markolf und Wascher [190,279] ermittelte in Kadaverstudien die resultierenden Kräfte in den Kreuzbänder bei passiver Beugung des Kniegelenks. Die maximale Spannung im vorderen Kreuzband zeigte sich in Extension und bei sehr großen Beugewinkeln des Kniegelenks von über 120° (Abbildung 4-56). Dies stimmt mit einer frühen experimentellen Studie von

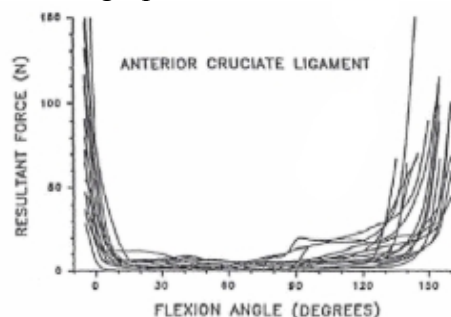


Abbildung 4-56: Resultierende Kräfte im vorderen Kreuzband ermittelt an humanen Kniepräparaten (n = 18) von Hyperextension (-5°) bis zu einer passiven Beugung von etwa 150° [190,279].

Edwards et al. [64] überein, die eine maximale Spannung in Extension ermittelten. Bis zu einer Beugung von 40° kam es zur Abnahme der Spannung und anschließend wiederum zu einem Anstieg bis zu 130° Flexion. Kurosawa et al. [162] ermittelten Längenänderungen an vier Positionen des ACL. An allen vier Stellen wurden die kürzesten Längen bei etwa 30° Flexion festgestellt. Die anterior gelegenen Fasern verlängerten sich bei zunehmender Beugung, die posterior gelegenen Fasern hielten ihre minimale Länge bei. Renstroem [229] stellte im anteromedialen Band des ACL bei einer Beugung von 0 bis 45° eine Abnahme der Spannung fest, die anschließend bis 105° Flexion wieder anstieg. Nach Kennedy et al. [150] und Arms [9] weist das anteromediale Faserbündel des ACL bei etwa 35° Flexion die minimale Länge auf und dehnt sich sowohl bis zur Hyperextension bzw. Hyperflexion aus. Amis and Dawkins [5] ermittelten bis zu einer passiven Beugung eine Verringerung der Länge des anteromedialen Faserbündels des ACL zwischen 0° und 30° und einen anschließend Anstieg bis zu einer Flexion von 130° . Das posterolaterale Bündel (PLB) verringerte sich die Länge des AMB zwischen 0° und 90° und stieg anschließend ebenso wieder an.

In der Literatur wird von der Anwendung verschiedener Messverfahren zur Ermittlung der Belastung von Sehnen und Bändern, bei welchen in Ermittlung der Kraft sowie der Dehnung bzw. Längenänderung unterschieden werden kann, berichtet. Bereits in den Vorversuchen zeigten sich die Einschränkungen der einzelnen Verfahren.

So zeigte sowohl die Anwendung eines Differential Variable Reluctance Transducers (DVRT) als auch die eines Buckle Transducers als nicht praktikabel. Daher wurde zur Ermittlung der Kraft am vorderen Kreuzband letztendlich auf eine von Markolf et al. [189] publizierte Technik zurückgegriffen. Dabei war vor allem die exakte Lage und Ausrichtung des Knochenzylinders in Zugrichtung des vorderen Kreuzbandes zu beachten. So kam es in einer Versuchsreihe zum Versagen des Knochenzylinders an der Austrittsstelle der eingebrachten Knochenschraube. Als ein weiterer Nachteil stellte sich bei diesem Messverfahren die Abhängigkeit von der Knochenqualität, d.h. der Knochendichte, heraus.

Da die ermittelten Verläufe der Kraft im vorderen Kreuzband während der experimentellen Versuche letztendlich messtechnisch nicht zufrieden stellend ermittelt werden konnten, wurde Validierung des MKS-Modells über den Vergleich der Gesamtsteifigkeiten des Kniegelenks durchgeführt.

Im speziellen wurden die mit dem in den Laborversuchen verwendeten Goniometer, dem sog. 6 DOF Instrumented Spatial Linkage (ISL, Co. EnduraTEC, Minnesota, USA), ermittelten resultierenden Umfänge der räumlichen Bewegungen des Kniegelenks zur Validierung herangezogen.

Es konnte gezeigt werden, dass die Berechnungen der resultierenden Bewegungsumfänge im MKS-Modell mit den ermittelten experimentellen Ergebnissen der verschiedenen Lastfälle in Hyperflexion sehr gut übereinstimmen. Dies trifft sowohl auf die resultierenden Innen- und Außen-Rotationen im Kniegelenk, auf die tibiale Translation in anteroposteriorer Richtung als auch auf die Bewegung bei Varus- und Valgus-Belastung zu.

4.4 Einsatz des Gesamtmodell in der Sportgeräteentwicklung

4.4.1 Fragestellung

Schweren Kniegelenksverletzungen, insbesondere Läsionen des vorderen Kreuzbandes, nehmen im alpinen Skisport mittlerweile eine übergeordnete Rolle ein. Die Häufigkeit, die Art und der Ablauf der Verletzungen des vorderen Kreuzbandes erfordern einen besseren Schutz des Kniegelenks vor unnatürlichen Belastungen oder Bewegungen.

Eine wichtige Rolle kommt hier den Skibindungssystemen zu. Diese bieten nach heutigem Stand mehrheitlich Auslösemechanismen in beiden Richtungen der Horizontalen und eine Vorwärtsauslösung in der Vertikalen (Abbildung 4-57).

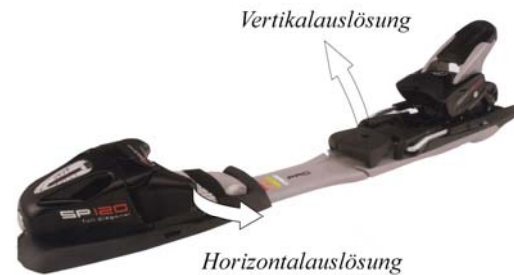


Abbildung 4-57: Skibindungssystem: Auslösung in beiden Richtungen bei horizontaler Drehung (M_z) und bei Vorwärtsneigung (M_y).

Die Grenzwerte der Auslösedrehmomente für Alpinskibindungen sind in der Norm DIN ISO 8061: Skibindungen - Auswahl von Auslösedrehmomentwerten definiert. Der Koordinatenursprung liegt auf die Unterseite der Schuhsohle (Abbildung 4-58).

Die Drehmomente für das Auslösen bei horizontaler Drehung (M_z) und bei Vorwärtsneigung (M_y) können auf der Grundlage der Masse der Skifahrer oder der Breite des Tibiakopfes berechnet werden (Abbildung 4-59).

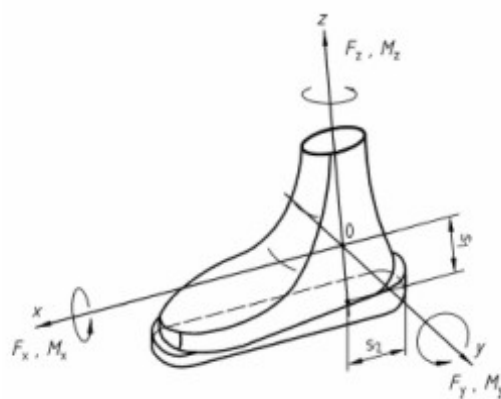


Abbildung 4-58: Definition des Koordinatensystems nach DIN ISO 8061.



Abbildung 4-59: Messung der Tibiabreite am Oberflächenmodell nach DIN ISO 8061.

Die Ermittlung der Auslösemomente auf der Grundlage der Tibiabreite d [mm] ergeben sich in horizontaler Ebene mit

$$M_z = 0,000847d^{2,5}$$

Gleichung 4-1

und bei Vorwärtsneigung mit

$$M_y = M_z \left(3,6 + \frac{0,0065M_z}{Nm} \right)$$

Gleichung 4-2

Da die Anzahl der Knieverletzungen im Skisport in den letzten Jahren zunahm stellt sich die Frage, ob mit den bisher technisch realisierten Auslösemechanismen einer Skibindung den Entwicklungen im alpinen Skisport, z.B. die zunehmende Taillierung der Skier, die Verwendung weicher oder harter Skischuhe oder den Veränderungen im Fahrverhalten durch die vermehrte Verwendung von Kunstschnee, gerecht werden. Dies betrifft sowohl die Überprüfung der in der Norm DIN ISO 8061 definierten Grenzwerte der Auslösedrehmomente als auch die Erweiterung der Auslösemöglichkeiten von Alpinski-bindungen. Eine Rückwärtsauslösung ist in den auf dem Markt befindlichen Skibindungssystemen bisher nur in wenigen Ausnahmen, eine Auslösung bei Varus- oder Valgus-Belastung noch in keinem System technisch realisiert.

Durch Simulation sportartspezifischer Bewegungsabläufe soll in unter Verwendung des validierten MKS-Modell Kniegelenks ein Beitrag zur Sicherheit im alpinen Skisport geleistet werden.

Eine genaue Identifikation der Anforderungen an die Optimierung neuer Skibindungssysteme, erfordert zunächst eine detaillierte Analyse der Verletzungsmechanismen im Skisport.

In der Literatur diskutierte Verletzungsmechanismen wurden zwar in einigen Fällen wiederholt beobachtet, basieren jedoch nahezu ausschließlich auf Analysen von Filmaufnahmen oder aus Befragungen der verunfallten Skifahrer. Eine experimentelle Verifikation der diskutierten Lastfälle wurde laut Hame et al. [110] noch nicht durchgeführt. Detaillierte Untersuchungen der kritischen Parameter sind jedoch notwendig, um die Mechanismen der Verletzungen zu verstehen und um präventive Maßnahmen technisch umsetzen zu können [78].

Zunächst galt es den Flexionsbereich des Kniegelenks zu ermitteln, in welchen Verletzungen des vorderen Kreuzbandes besonders häufig auftreten. Daher wurden in der Literatur diskutierte Verletzungsmechanismen analysiert:

Verletzungsmechanismus: Außenrotation-Valgus-Trauma oder Vorwärtsdrehsturz

Als ein häufig auftretender Verletzungsmechanismus im alpinen Skisport wird das Außenrotation-Flexion-Valgus-Trauma beschrieben [92]. Die Skispitze verfängt sich im Schnee und verursacht eine Außenrotation des Unterschenkels bei gleichzeitiger Abduktion des Beins (Abbildung 4-60). Der Mechanismus wird auch als Vorwärtsdrehsturz bezeichnet [16]. Die Kombination aus Valgus und Außenrotation betrifft vor allem das mediale Seitenband, in vielen Fällen jedoch in Verbindung mit dem vorderen Kreuzband.



Abbildung 4-60: Verletzungsmechanismus Außenrotation-Flexion-Valgus-Trauma [155].

Die Charakteristik des beschriebenen Verletzungsvorgangs kann auch in anderen Sportarten beobachtet werden. Olsen et al. [211] beschreiben den Mechanismus bis zur Ruptur des vorderen Kreuzbands am Beispiel einer häufigen Verletzungsursache im Handball (Abbildung 4-61). Bei einer plötzlichen Drehung des Körpers kommt es zu einer großen Relativbewegung im Kniegelenk, da der Fuß aufgrund der relativ hohen Reibung zwischen Sohle des Turnschuhs und dem Hallenboden fixiert ist. Die Relativbewegung setzt sich aus einer tibialer Außenrotation und Valgus-Belastung bei leicht gebeugtem Kniegelenk zusammen. Aufgrund der oftmals ausgeprägteren Valgusstellung der Beine und der sportartspezifischen Bewegungen, ist die Verletzung zum Beispiel im Frauen-Handball häufig zu beobachten.

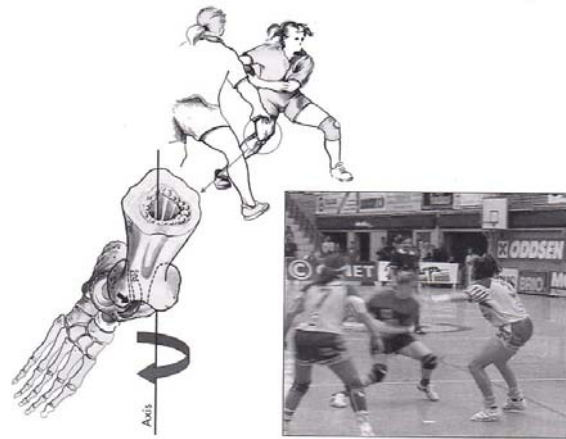


Abbildung 4-61: Hauptsächlicher Verletzungsmechanismus des vorderen Kreuzbands im Handball: Plötzliche Drehung des Körpers während der Phase mit Bodenberührung des Fußes resultiert in einer tibialer Außenrotation und Valgus-Belastung bei leicht gebeugten Kniegelenk [159].

Nach Butler et al. [45] übernimmt das vordere Kreuzband in Beugestellungen von etwa 30° ca. 85% der gesamten kapsulären und ligamentären Stabilität des Kniegelenks. Primär dient das vordere Kreuzband als Widerstand gegen die tibiale Translation nach anterior und gegen eine transversale Verschiebung. Zudem als Widerstand gegen die tibiale Innen-Außen-Rotation sowie als Widerstand gegen die Abduktion-Adduktions-Bewegung [96,221]. So konnte in verschiedenen Studien gezeigt werden, dass eine Entnahme des vorderen Kreuzbandes in 20° bis 40° Flexion des Gelenks zu einer signifikanten Instabilität bei Varus- und Valgus-Belastung führt [93,263]. Nach Grood et al. [103] kann der M. quadriceps als Antagonist zum vorderen Kreuzband gesehen werden. Die Kontraktion des M. quadriceps erhöht die Spannung im ACL bei kleinen Beugewinkeln bis etwa 30°, also im Bereich des diskutierten Lastfalls. Erst für größere Beugewinkel über 50° verringert sich die Spannung im vorderen Kreuzband. Bei geringer Kniebeugung von ca. 15° kann eine leichte Entspannung des vorderen Kreuzbands zudem durch Kontraktion des M. hamstrings erreicht werden [59,229].

Nach Beynnon et al. [24] und Ebstrup und Bojsen-Moller [63] kann auch ein sog. Impingement des vorderen Kreuzbands mit der Femurkondyle die Ruptur des ACL verursachen. Diese kann bei Beugewinkel um etwa 15° aufgrund einer plötzlichen Kontraktion des M. quadriceps mit einer tibialen Rotation und Valgus-Stellung des Kniegelenks verursacht werden.

Da Rupturen des Kreuzbandes im Handball auch bei Landevorgängen nach Sprüngen - also bei geringen Beugewinkel jedoch ohne ausgeprägte tibiale Innen- oder Außenrotation - beobachtet werden, sehen Olsen et al. [211] in der Valgus-Belastung eine Hauptursache in der besprochenen Verletzungsvorgang.

Verletzungsmechanismus: Boot Induced Anterior Drawer (BIAD)

Bei einem weiteren in der Literatur diskutierten Verletzungsmechanismus, dem sog. Boot Induced Anterior Drawer (BIAD), kommt es in der Regel zu einer isolierten Ruptur des ACL. Verursacht wird diese durch eine Translation der Tibia nach anterior relativ zum Femur [100,110,133,240].

Bei der Landung nach einem Sprung, kommt zunächst das Skiende auf dem harten Schneeuntergrund auf (Abbildung 4-62). Der Ski wirkt als Hebelarm, der den Skischuh und die darin fixierte Tibia nach vorne drückt. Durch die Trägheit des Körpers des Skiläufers, wird die Bewegung der Tibia nicht sofort übernommen, es kommt zu einer Relativverschiebung zwischen Femurkondylen und Tibiaplateau. Das Kniegelenk ist während der Landung nahezu gestreckt und das vordere Kreuzband somit unter Spannung. Bewegt sich die Tibia nach vorne erhöht sich die Distanz der tibialen und femoralen Insertionsstellen des vorderen Kreuzbandes und das Band wird weiter gedehnt (Abbildung 4-63). Die Distanz der beiden Ansatzstellen des hinteren Kreuzbandes verringert sich bei tibialer Verschiebung nach anterior, das PCL wird entlastet und das Kniegelenk verliert an Stabilität.



Abbildung 4-62: Verletzungsmechanismus BIAD: Boot Induced Anterior Drawer [155].

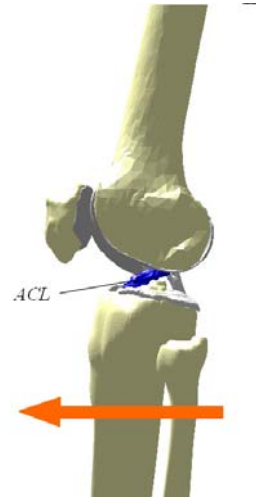


Abbildung 4-63: Translation der Tibia nach anterior resultiert in einer Dehnung des vorderen und einer Entlastung, des hinteren Kreuzbandes.

Verletzungsmechanismus: Rückwärtsdrehsturz oder Phantom Foot

Wie in Abbildung 4-56 dargestellt spannt sich das vordere Kreuzband bei sehr großen Beugewinkeln von über 120° Flexion [190,279]. Eine isolierte Ruptur des ACL resultierend aus einer reinen Hyperflexion wie von Ekeland und Thoresen [66] berichtet, ist in der Literatur - im Gegensatz zu überlagerten Bewegungen - jedoch selten zu finden. Eine überlagerte Bewegung aus Hyperflexion und tibialer Innenrotation im Kniegelenk ist der sog. Rückwärtsdrehsturz oder Phantom Foot im alpinen Skisport. Dieser Verletzungsmechanismus des vorderen Kreuzbandes tritt v.a. bei ungeübten Skifahrern auf und kann als Abfolge folgender Bewegungen beschrieben werden (Abbildung 4-64):

- a) Der zum Hang gerichtete Arm geht nach hinten.
- b) Der Skifahrer gerät in Rücklage.
- c) Das Kniegelenk wird stark gebeugt und befindet sich letztendlich oberhalb der Hüfte.
- d) Der dem Hang zugewandte Ski ist unbelastet.
- e) Gewicht befindet sich auf der Innenseite des vom Hang entfernten Skis.
- f) Oberkörper richtet sich hang abwärts und leitet eine Innenrotation der Tibia ein.

Nach Pressman und Johnson [223] verursacht der sog. Phantom Foot zusätzlich eine Valgus-Belastung auf das Kniegelenk (Abbildung 4-65). Kommt es zu einer Valgus-Belastung, erhöht sich die Wahrscheinlichkeit einer kombinierten Verletzung mit dem medialen Seitenbandes. In einem Überblick von Duncan et al. [61] über 315 Patienten sind 32% aller

Verletzungen des vorderen Kreuzband im alpinen Skisport isolierte Verletzungen und 68% kombinierte Verletzungen.

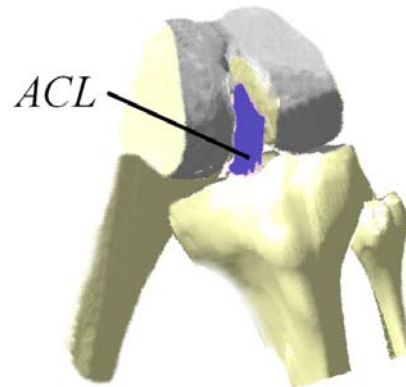
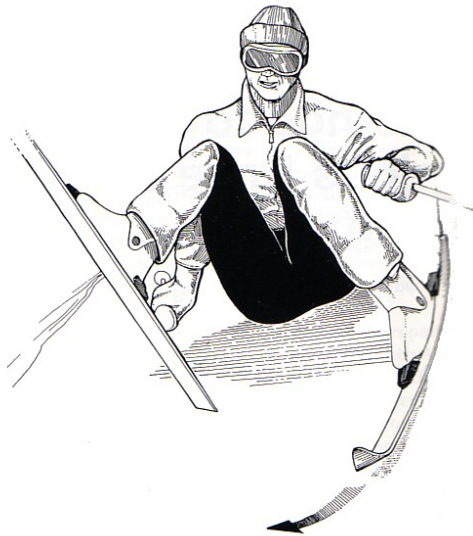


Abbildung 4-64: Verletzungsmechanismus Phantom Foot bzw. Rückwärtsdrehsturz in großer Flexion des Kniegelenks [155]. **Abbildung 4-65: Valgus Belastung auf das Kniegelenk bei tibialer Innenrotation und großer Flexion.**

Während die diskutierten Ursachen der Verletzungen während eines Vorwärtsdrehsturzes und dem sog. Boot Induced Anterior Drawer plausibel erscheinen, sind diese bei einem Rückwärtsdrehsturz noch nicht abschließend geklärt.

Nicht geklärt ist der Zeitpunkt, zu dem es zur Ruptur des vorderen Kreuzbandes kommt. Nachdem der Skifahrer das Gleichgewicht verliert und nach hinten fällt, verlagert sich das Gewicht an das Ende der Skier (Abbildung 4-66). Aufgrund der verlorenen Gleichgewichts und seiner Trägheit kann sich der Skifahrer nicht schnell genug mit dem sich nach innen drehenden Ski mitbewegen [16]. Ob die tibiale Innenrotation in einer Kniebeugung von unter 90° ausreicht (Abbildung 4-67), um das vordere Kreuzband zu überdehnen und letztendlich zu reißen ist nicht abschließend geklärt. Zwar ist das vordere Kreuzband in diesem Winkelbereich der Kniebeugung zunächst nicht gedehnt, jedoch ist das Kniegelenk insgesamt weniger stabil und anfälliger für plötzlich von extern hervorgerufenen Bewegungen.



Abbildung 4-66: Verletzungsmechanismus Phantom Foot nahe Extension [16].



Abbildung 4-67: Valgus Belastung auf das Kniegelenk bei tibialer Außenrotation und nahe Extension.

Zudem stellt sich die Frage nach der Geschwindigkeit des Rückwärtsdrehsturzes. Während bei guten Skifahrern der Rückwärtsdrehsturz mit höherer Geschwindigkeit beobachtet wird, kann in der Anfängerkategorie die Unfallursache als langsames, vom Anfänger als Sicherheitssturz empfundenes "nach-hinten-Fallen" beschrieben werden, wobei das Kniegelenk gebeugt ist und die Tibia nach innen rotiert. Durch den steifen Heckspoiler des Skischuhs wird wiederum eine Schubladenbewegung des Unterschenkels nach anterior verursacht.

Aufgrund von Videoanalysen gibt es zudem die Vermutung, dass bereits vor dem eigentlichen Sturz das vordere Kreuzband rupturiert sein könnte, und erst das Instabilitätsgefühl, gepaart mit Schmerzen, Auslöser eines Rückwärtsdrehsturzes ist [300].

Definition der Fragestellung

In der Literatur findet man viele Untersuchungen über das Verhalten des vorderen Kreuzbandes in oder nahe der Extension des Kniegelenks. So wurden die beiden Verletzungsmechanismen Vorwärtsdrehsturz und Boot Induced Anterior Drawer (BIAD) bereits ausführlich diskutiert.

Verletzungsmechanismen des vorderen Kreuzbandes in Hyperflexion des Kniegelenks im alpinen Skisport sind dagegen bisher kaum untersucht worden.

Auch der genaue Zusammenhang zwischen Belastungen im Kniegelenk und den entsprechenden Zwangsmomenten an der Verbindung Skischuh und Bindung, welcher aus verschiedenen eingeleiteten Bewegungen - z.B. tibiale Innen- und Außenrotation - und Belastungen - z.B. Varus- oder Valgus-Belastung - resultiert, ist bisher noch nicht detailliert untersucht worden.

4.4.2 Untersuchung

Für die durchgeführten Untersuchungen wurde das MKS-Modell des experimentellen Versuchsaufbaus (Abschnitt 4.3.3), der für die Validierung des MKS-Modells Kniegelenk modelliert wurde, verwendet. Die Validierung des MKS-Modells wurde über den Vergleich der Gesamtsteifigkeiten des Kniegelenks durchgeführt. Dabei wurden die resultierenden Umfänge der ermittelten räumlichen Bewegungen des Kniegelenks ausgewertet. Die Kraft im

vorderen Kreuzband konnte während der experimentellen Versuche messtechnisch nicht zufrieden stellend ermittelt werden.

Da die experimentell erzielten Ergebnisse der resultierenden Kräfte im vorderen Kreuzband aufgrund der diskutierten messtechnischen Einschränkungen nur zu einer qualitativen Aussage heran gezogen werden konnten, bietet die Simulation mit dem MKS-Modell Kniegelenk die Möglichkeit der quantitativen Beurteilung. Daher wurde zunächst auf die resultierende Kraft im vorderen Kreuzband in der Simulation ausgewertet.

Für die kritischen Lastfälle wurde der Zusammenhang der dabei resultierenden Momente an der Skibindung und der resultierenden Kräfte im vorderen Kreuzband dargestellt.

Um die ermittelten Drehmomente einordnen zu können wurden die Auslösemomente bei horizontaler Drehung (M_z) (Gl. 4.1) und bei Vorwärtsneigung (M_y) (Gl. 4.2) auf Grundlage der Breite des Tibiakopfes berechnet. Bei einer Tibiabreite von $d = 80 \text{ mm}$ ergibt sich ein Auslösemoment bei horizontaler Drehung von $M_z = 48,5 \text{ Nm}$ und bei Vorwärtsneigung von $M_y = 189,8 \text{ Nm}$. Das empfohlene Auslösedrehmoment muss nach Alter und Fahrkönnen korrigiert werden. Bei einem Skifahrer zwischen 18 und 50 Jahren sowie einem durchschnittlichen Fahrkönnen entsprechen die der Untersuchung zugrunde gelegten Werte nach DIN 7881 Sicherheitsbindungen für den alpinen Pisten-Skilauf - Einstellskala für die Auslösegrößen einer Einstellzahl von $Z = 5$.

4.4.3 Ergebnisse

Einleitung einer Innenrotation der Tibia in Hyperflexion

In Abbildung 4-68 ist die im vorderen Kreuzband resultierende Kraft in Abhängigkeit von der resultierenden Innen- und Außenrotation im Kniegelenk dargestellt. Während mit einer geringen Vorkraft des simulierten M. quadriceps in Außenrotation maximale ACL-Kräfte unter $F_{ACL} = 10 \text{ N}$ ermittelt wurden, betrug die maximale ACL-Kraft während der Innenrotation $F_{ACL} = 873 \text{ N}$ in Versuch 3-01 (mit Kraft des M. quadriceps von $F_{Quad} = 150 \text{ N}$) und $F_{ACL} = 840 \text{ N}$ in Versuch 3-02 (mit $F_{Quad} = 340 \text{ N}$).

Den größten Anteil der in Versuch 3-01 berechneten maximalen Kraft im vorderen Kreuzband von $F_{ACL} = 873 \text{ N}$ übernimmt das posterolaterale Faserbündel mit $F_{ACL_{pl}} = 494 \text{ N}$, in den beiden anteromedialen Faserbündeln wurden $F_{ACL_{al_a}} = 218 \text{ N}$ (anterior) und $F_{ACL_{pl_p}} = 161 \text{ N}$ (posterior) ermittelt (Abbildung 4-69).

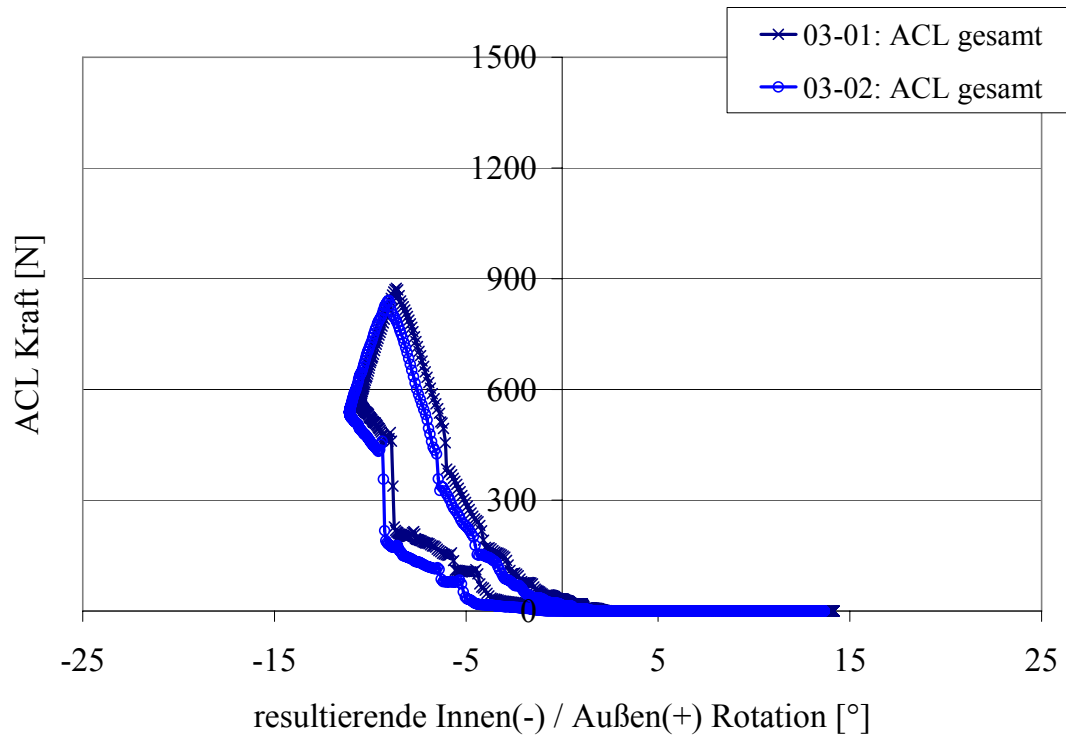


Abbildung 4-68: Resultierende Kraft im vorderen Kreuzband in Abhängigkeit von den resultierenden Rotationsumfängen der Innen- und Außenrotation im Kniegelenk bei Variation der eingeleiteten Kraft des M. quadriceps (Versuch 03-01: $F = 150\text{ N}$; Versuch 03-02: $F = 340\text{ N}$).

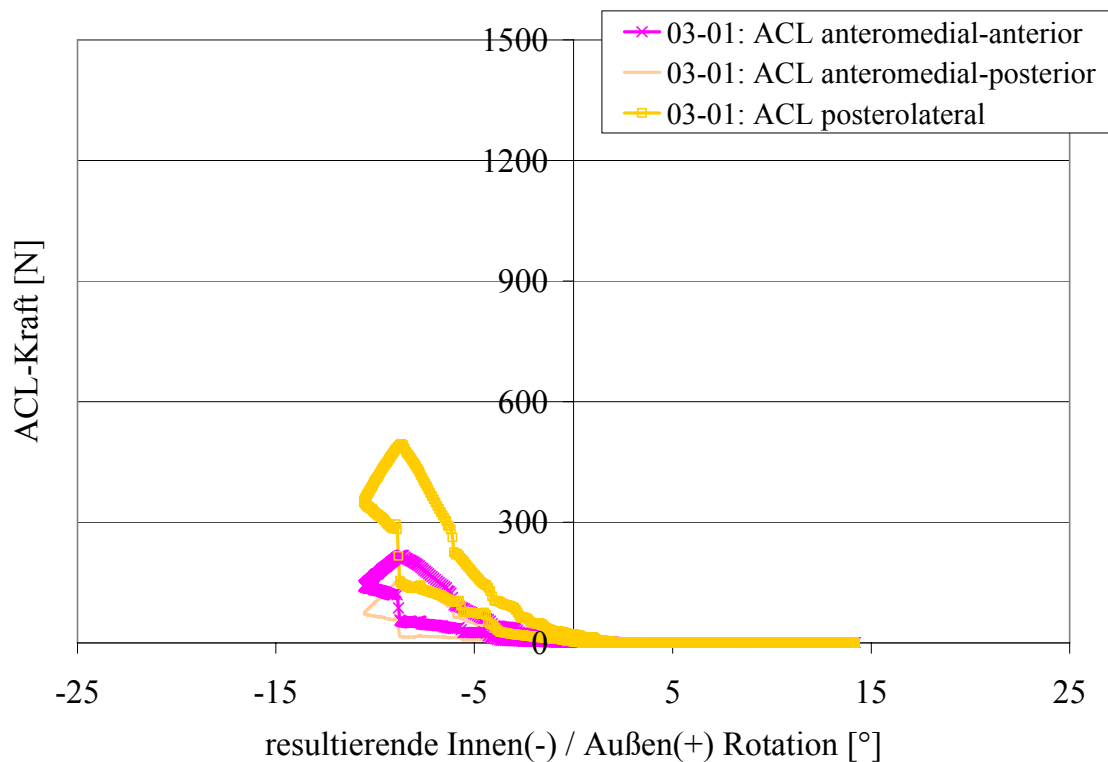


Abbildung 4-69: Resultierende Kräfte in den Faserbündeln des vorderen Kreuzbands in Abhängigkeit von der resultierenden Rotationsumfänge der Innen- und Außenrotation im Kniegelenk.

Wie in den experimentellen Untersuchungen bereits erläutert, ist der Bewegungsumfang der Innenrotation deutlich geringer als der Umfang der Außenrotation. Das vordere Kreuzband wirkt als einschränkende Weichteilstruktur der Innenrotation entgegen. Bei geringer Kraft des M. quadriceps kann von einem instabilen Zustand des Kniegelenks ausgegangen und eine reine Innenrotation in Hyperflexion als kritischer Lastfall angesehen werden.

Für die Auslösung bei Innenrotation wird der Auslösemoment bei horizontaler Drehung von $M_z = 48,5 \text{ Nm}$ verwendet. Abbildung 4-70 zeigt die experimentell und in der Simulation ermittelten Momente M_z . Beide Momente wurden zu Versuchsbeginn auf $M_z = 0 \text{ Nm}$ gesetzt. Sowohl experimentell als auch in der Simulation wurde in Außenrotation ein größeres resultierendes Moment ermittelt. Jedoch war experimentell in Außenrotation mit $M_z = 21 \text{ Nm}$ und in Innenrotation mit $M_z = 6 \text{ Nm}$ der Unterschied der resultierenden Momente höher als in der Simulation mit $M_z = 14 \text{ Nm}$ in Außenrotation und mit $M_z = 12 \text{ Nm}$ in Innenrotation.

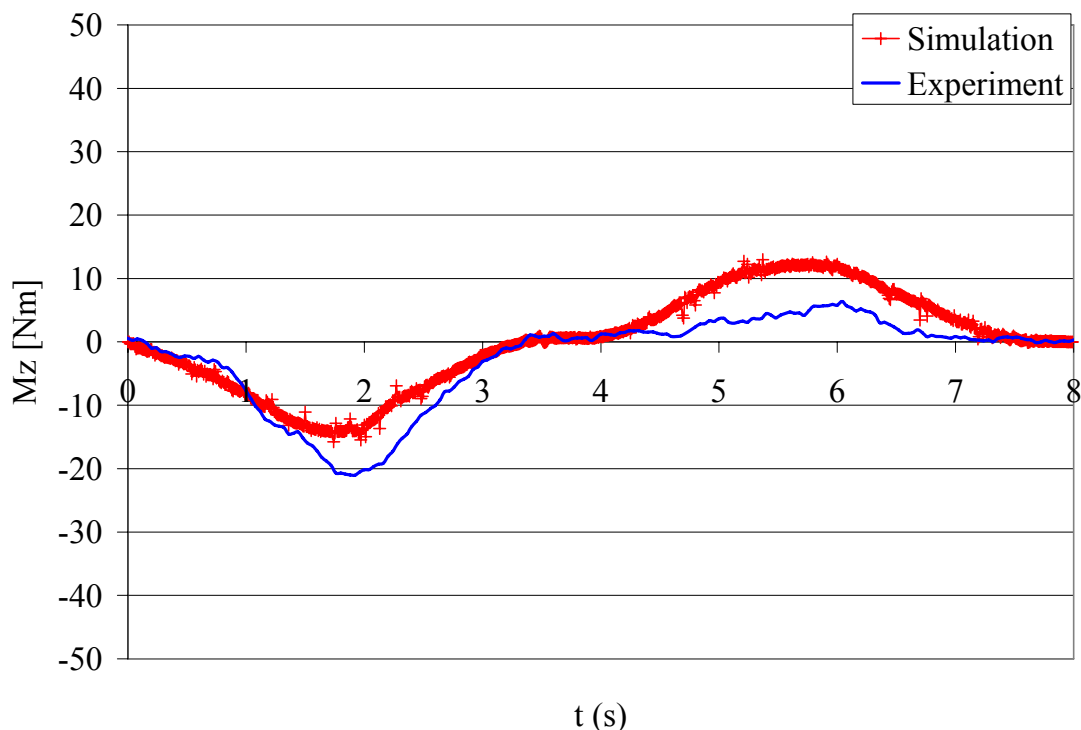


Abbildung 4-70: Resultierende Momente M_z an der Skibindung in Versuch 3-01.

Von Interesse ist der Zusammenhang der Kraft im vorderen Kreuzband und dem resultierenden Moment M_z für die Horizontalauslösung der Bindung (Abbildung 4-71). In dem untersuchten Lastfall wird der kritische Bereich, indem das Kreuzband geschädigt wird nicht erreicht. Auch das errechnete Auslösemoment bei horizontaler Drehung von $M_z = 48,5 \text{ Nm}$ wird deutlich unterschritten.

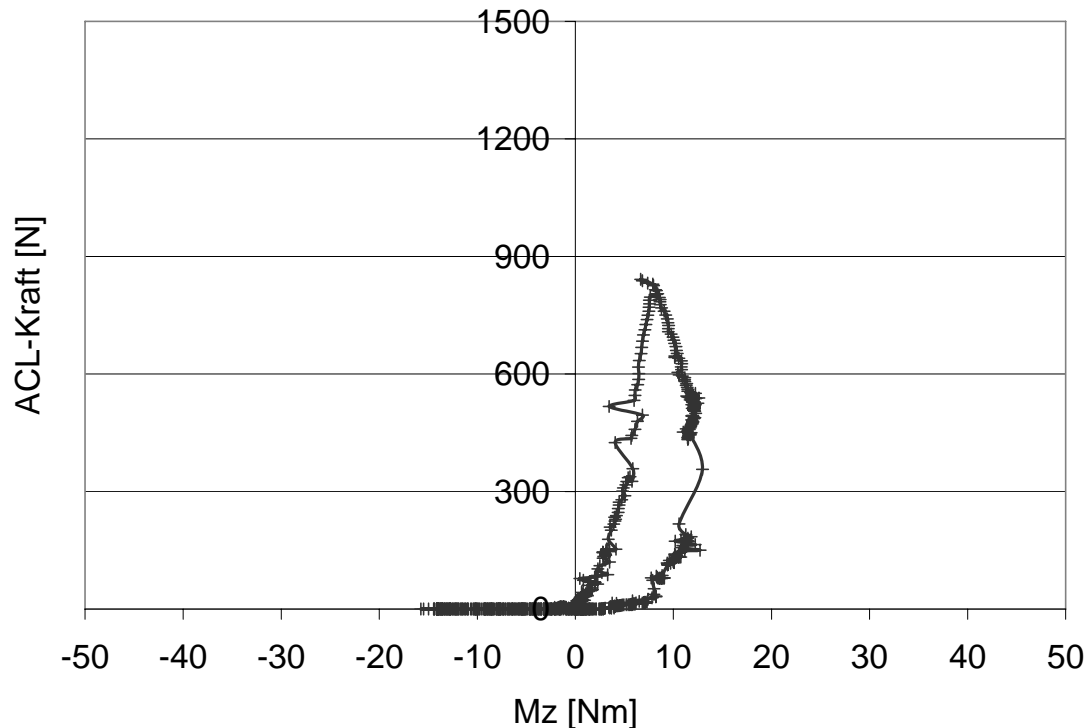


Abbildung 4-71: Resultierende Kraft im vorderen Kreuzband in Abhängigkeit vom resultierende Moment M_z an der Skibindung in Versuch 3-01.

Es ist zu beachten, dass in dem untersuchten Fall das es sich um die relative Kraft im vorderen Kreuzband handelt, da diese zu Versuchsbeginn bei $F_{ACL} = 38 \text{ N}$ festgelegt wurde. Man muss jedoch davon ausgehen, dass in Hyperflexion des Kniegelenks von 130° bereits höhere Kräfte im Kreuzband wirken (siehe Abbildung 4-56), so dass eine Innenrotation am Ski von 20° bereits kritische Belastungen zur Folge haben könnte. Zudem ist die Untersuchung mit einer Rotationsgeschwindigkeit von $17,2 \text{ }^\circ/\text{s}$ durchgeführt worden. Aufgrund des viskoelastischen Verhaltens der Bänder würde eine höhere Rotationsgeschwindigkeit einen schnelleren Kraftanstieg im vorderen Kreuzband verursachen.

Einleitung einer Valgus-Belastung bei Innen- und Außenrotation der Tibia in Hyperflexion

Der Einfluss eines Valgus-Moments bei tibialer Innen- und Außenrotation von 20° auf die resultierende Kraft im vorderen Kreuzband ist in Abbildung 4-72 dargestellt.

In Innenrotation zeigten sich in im Vergleich zum vergleichbaren Lastfall ohne Valgus-Belastung ähnliche charakteristische Verläufe. Während im unbelasteten Fall in Innenrotation eine resultierende Kraft im vorderen Kreuzband von $F_{ACL} = 923 \text{ N}$ (Versuch 3-09) ermittelt wurde, war unter Einleitung eines Varus-Moments eine ACL-Kraft von $F_{ACL} = 911 \text{ N}$ (Versuch 3-11) zu beobachten.

In Außenrotation erhöhte sich unter Einleitung eines Valgus-Moments die maximale resultierende Kraft im vorderen Kreuzband von $F_{ACL} = 468 \text{ N}$ im unbelasteten Fall (Versuch 3-09) auf $F_{ACL} = 758 \text{ N}$ (Versuch 3-11).

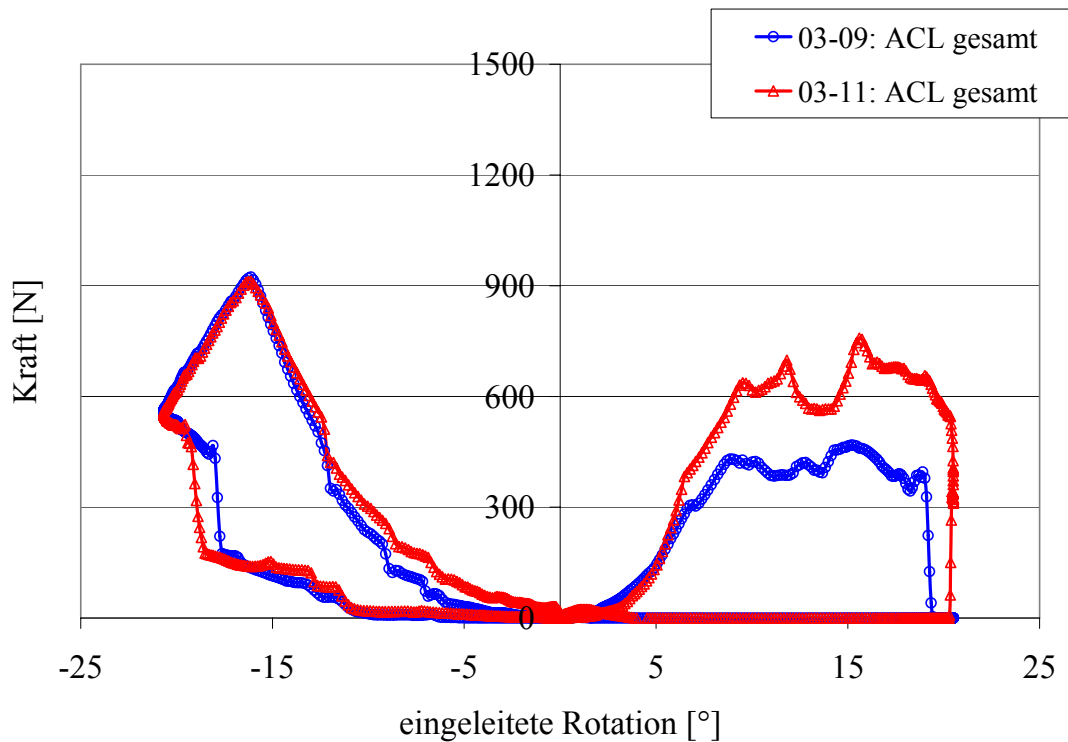


Abbildung 4-72: Resultierende Kräfte im vorderen Kreuzband bei Innen- und Außenrotation im Kniegelenk in Abhängigkeit von einem eingeleiteten konstanten Varus- und Valgus-Moments von $M = 14,7 \text{ Nm}$ (Versuch 03-09: ohne; Versuch 03-11: valgus).

Den größten Anteil der in Versuch 3-11 in Innenrotation ermittelten maximalen Kraft im vorderen Kreuzband von $F_{ACL} = 911 \text{ N}$ übernimmt das posterolaterale Faserbündel mit $F_{ACL_{pl}} = 506 \text{ N}$, während in den beiden anteromedialen Faserbündel maximal $F_{ACL_{al_a}} = 232 \text{ N}$ (anterior) und $F_{ACL_{pl_p}} = 175 \text{ N}$ (posterior) auftreten (Abbildung 4-73). Die in Außenrotation ermittelte maximale Kraft im vorderen Kreuzband von $F_{ACL} = 758 \text{ N}$ setzt sich zusammen aus $F_{ACL_{pl}} = 440 \text{ N}$ im posterolateralen Faserbündel sowie $F_{ACL_{al_a}} = 106 \text{ N}$ (anterior) und $F_{ACL_{pl_p}} = 213 \text{ N}$ (posterior) in den beiden anteromedialen Faserbündeln.

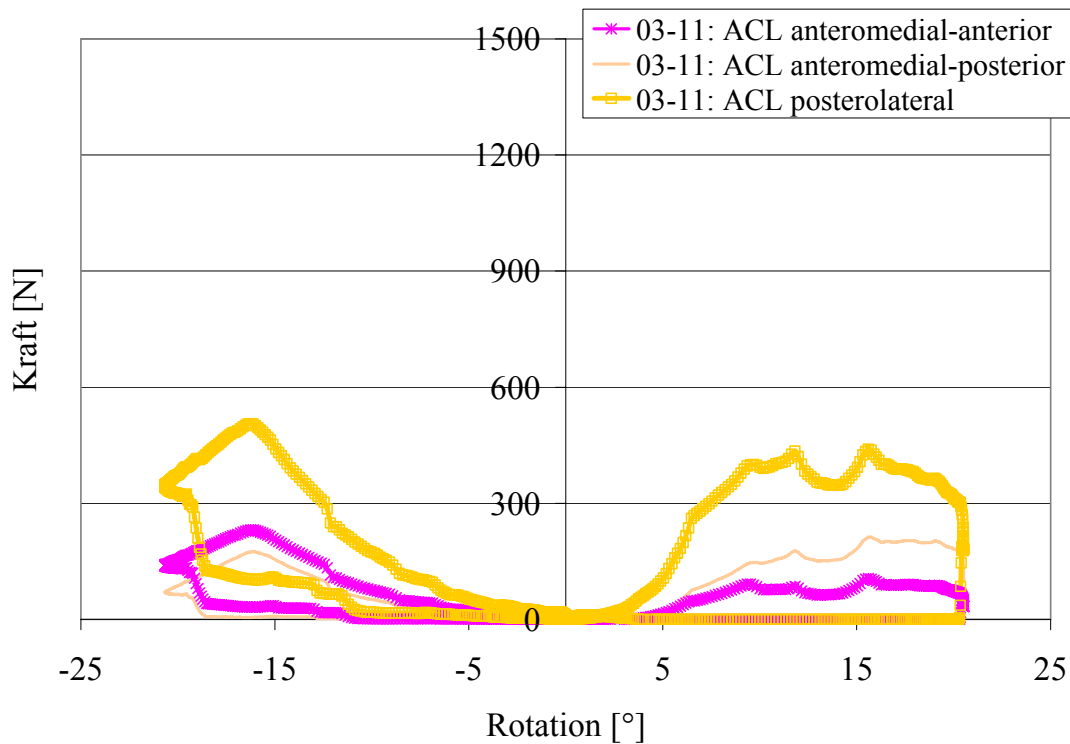


Abbildung 4-73: Resultierende Kräfte in den Faserbündeln des vorderen Kreuzbands in Abhängigkeit von der resultierenden Rotationsumfänge der Innen- und Außenrotation im Kniegelenk.

Während sich eine höhere Kraft des M. quadriceps in Innenrotation kaum auf die resultierende Kraft im vorderen Kreuzband auswirkt, verursacht diese in Außenrotation einen Anstieg der ACL-Kraft. Unter Einleitung einer Valgus-Belastung erhöht sich die Kraft im vorderen Kreuzband weiter.

Daher kann eine Außenrotation der Tibia in Hyperflexion des Kniegelenks unter Valgus-Belastung zu einer Verletzung des vorderen Kreuzbands führen.

Abbildung 4-74 zeigt die experimentell und in der Simulation ermittelten Momentenverläufe der Horizontalauslösung. Aufgrund der Position der Einleitung des Valgus-Moments wirkte in beiden Fällen bereits zu Versuchsbeginn ein Moment von etwa $M_z = 20 \text{ Nm}$ auf die Bindung. Sowohl experimentell als auch in der Simulation wurde in Außenrotation ein größeres resultierendes Moment ermittelt. Experimentell betrug es $M_z = 53 \text{ Nm}$ und lag somit über dem definierten Auslösemoment bei horizontaler Drehung nach DIN 7881 von $M_z = 48,5 \text{ Nm}$. In der Simulation wurde der Einstellwert mit $M_z = 33 \text{ Nm}$ nicht erreicht.

Von Interesse ist wiederum der Zusammenhang der Kraft im vorderen Kreuzband und dem resultierenden Moment M_z für die Horizontalauslösung der Bindung (Abbildung 4-75). In dem untersuchten Lastfall wird der kritische Bereich, indem das Kreuzband geschädigt wird nicht erreicht.

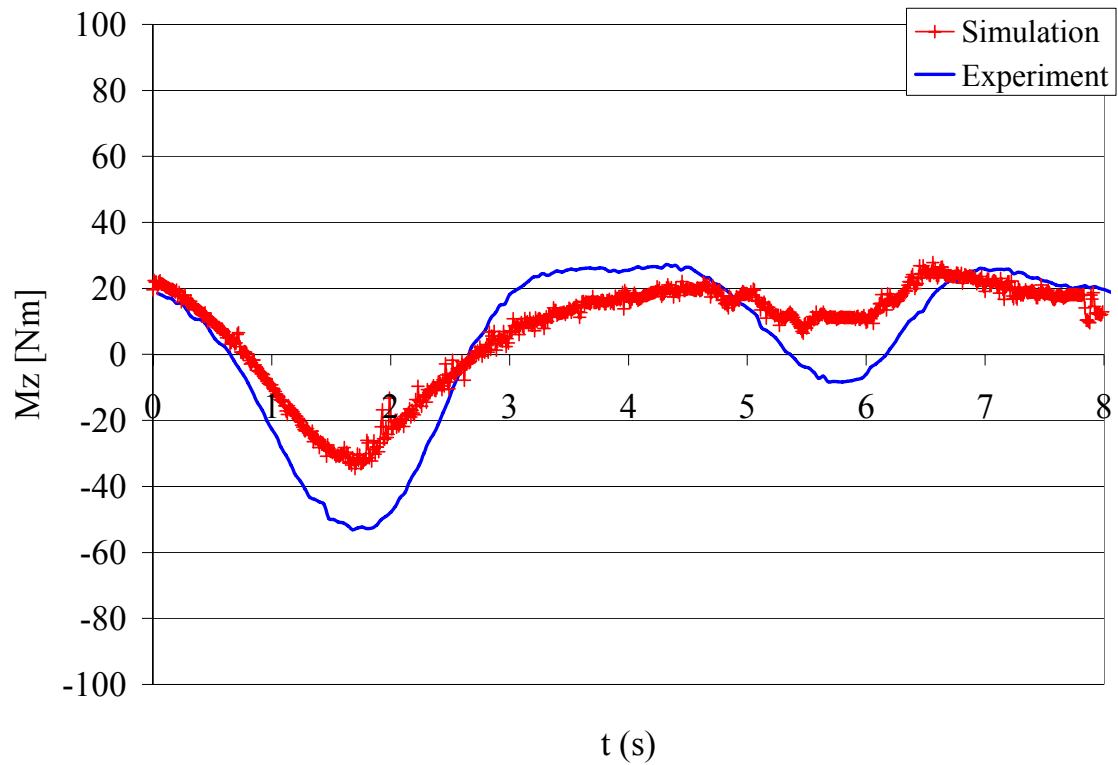


Abbildung 4-74: Resultierende Momente M_z an der Skibindung in Versuch 3-01.

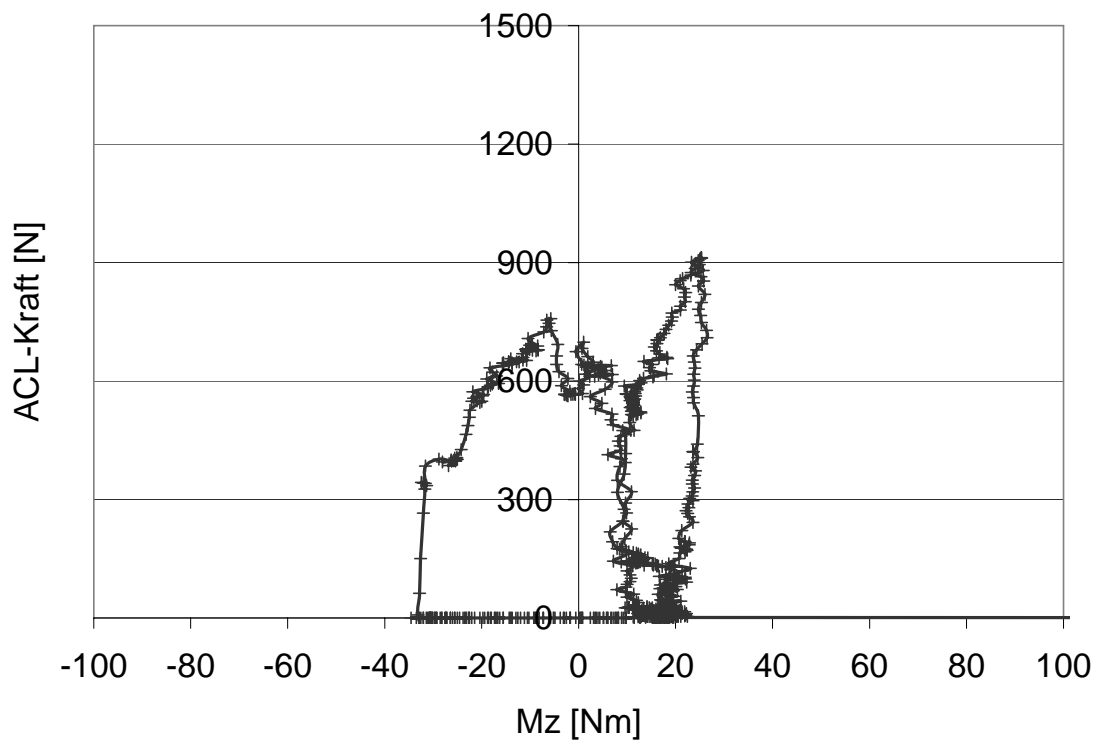


Abbildung 4-75: Resultierende Kraft im vorderen Kreuzband in Abhängigkeit vom resultierende Moment M_z an der Skibindung in Versuch 3-11.

Wie bereits erwähnt muss man davon ausgehen, dass in Hyperflexion des Kniegelenks von 130° bereits höhere Kräfte im Kreuzband wirken als die zu Versuchsbeginn eingestellten $F_{ACL} = 79 \text{ N}$. Es handelt sich somit um eine relative Veränderung der Kraft im vorderen Kreuzband. Zudem ist die Untersuchung wiederum mit einer Rotationsgeschwindigkeit von $17,2 \text{ }^\circ/\text{s}$ durchgeführt worden. Aufgrund des viskoelastischen Verhaltens der Bänder würde eine höhere Rotationsgeschwindigkeit einen schnelleren Kraftanstieg im vorderen Kreuzband verursachen.

Durch den deutlichen Anstieg der Kraft im vorderen Kreuzband in Außenrotation unter Einleitung eines Valgus-Moments muss man davon ausgehen, dass die Belastungsgrenze des ACL bei einem etwas größerem Moment oder Rotationswinkel erreicht werden kann.

4.4.4 Diskussion

Der alpine Skisport gilt als gefährliche Sportart, speziell Kniegelenksverletzungen stellen ein großes Problem dar. Um Verletzungen des Kniegelenks und vor allem Läsionen des vorderen Kreuzbandes vorbeugen zu können, gilt es Optimierungsmöglichkeiten im System Schuh-Bindung-Ski zu ermitteln.

Ein Beispiel, welches die Forschungs- und Entwicklungsmöglichkeiten der Sportgeräte aufzeigt, liefert hier die Arbeit von Senner [247]. Als ein Grund für den Anstieg von Knieverletzungen gilt die Verwendung steiferer Skischuhe. Um der Veränderung des Skischuhs Rechnung zu tragen, wurden die Auswirkungen sog. "heck-auslösender" Skischuhe hinsichtlich einer Verringerung der Dehnung im vorderen Kreuzband untersucht [172,302].

Diskutiert werden auch die Auswirkungen von Skilänge und -taillierung auf die Art und Häufigkeit von Knieverletzungen [35].

Das größte Optimierungspotential im System Schuh-Bindung-Ski beinhalten jedoch die Skibindungssysteme [168]. Diese bieten nach heutigem Stand mehrheitlich Auslösemechanismen in beiden Richtungen der Horizontalen und eine Vorwärtsauslösung in der Vertikalen. Die stetige Zunahme der Anzahl von Knieverletzungen im alpinen Skisport in den letzten Jahren führt zu der Frage, ob die bisher technisch realisierten Auslösemechanismen und die dafür in der Norm DIN ISO 8061 definierten Auslösedrehmomente den veränderten Anforderungen im alpinen Skisport noch gerecht werden. Hingewiesen sei hier auf zum Beispiel die zunehmende Taillierung der Skier, die Verwendung weicher oder harter Skischuhe oder den Veränderungen im Fahrverhalten durch die vermehrte Verwendung von Kunstschnee.

Eine Beurteilung, welche exakten Anforderungen bei der Optimierung neuer Skibindungssysteme berücksichtigt werden müssen, erfordert eine detaillierte Analyse der Verletzungsmechanismen im Skisport. Laut Ekeland [66] sind isolierte Rupturen des vorderen Kreuzbands in den letzten Jahren drastisch angestiegen. Die Verletzungsmechanismen werden kontrovers diskutiert. Sie reichen von einer Hyperextension des Kniegelenks, über Innenrotation der Tibia, Hyperflexion des Kniegelenks bei überlagerter Innenrotation der Tibia bis hin zu einer zwanghaft eingeleiteten Translation der Tibia nach anterior. Laut Hame et al. [110] wurde eine experimentelle Verifikation der diskutierten Verletzungsmechanismen noch nicht durchgeführt. Da detaillierte Untersuchungen der kritischen Parameter jedoch notwendig sind, um die Mechanismen der Verletzungen zu verstehen und um präventive Maßnahmen technisch umsetzen zu können [78], wurden unter Verwendung des validierten MKS-Modell Kniegelenks sportartspezifischer Bewegungsabläufe simuliert.

In der Literatur findet man eine Reihe von Studien über das Verhalten des vorderen Kreuzbandes in oder nahe der Extension des Kniegelenks. So wurden die beiden

Verletzungsmechanismen Vorwärtsdrehsturz und Boot Induced Anterior Drawer (BIAD) bereits ausführlich diskutiert. Verletzungsmechanismen des vorderen Kreuzbandes in Hyperflexion des Kniegelenks im alpinen Skisport sind dagegen bisher kaum untersucht worden. Es gibt eine Vielzahl von Arbeiten, welche die Dehnung des vorderes Kreuzbands in Hyperflexion, also in Beugung des Kniegelenks bei etwa 130° , ermitteln [5,10,64,150,162,190,229,279]. Eine schlagartig ausgeführte Hyperflexion kann bereits für eine ACL-Läsion verantwortlich sein. Ekeland und Thoresen [66] sehen dabei eine isolierte Ruptur des ACL bei ausschließlicher Hyperflexion resultierend aus dem aufeinander treffen der Muskelbäuche von M. hamstrings und M. gastrocnemius, welches eine Distraction von Tibia und Femur zur Folge hat.

Der Einfluss verschiedener eingeleiteter Bewegungen - z.B. tibiale Innen- und Außenrotation - und Belastungen - z.B. Varus- oder Valgus-Belastung - in Hyperflexion ist bisher jedoch kaum untersucht.

Auch Studien über den genauen Zusammenhang zwischen Belastungen im Kniegelenk und den zeitgleichen Zwangsmomenten an der Verbindung Skischuh und Bindung, sind bisher nicht zu finden.

Basierend auf den Ergebnissen der experimentellen Untersuchungen an drei humanen Kniegelenkspräparaten wurden in der vorliegenden Arbeit folgende zwei Lastfälle mit dem entwickelten Computermodell genauer untersucht:

a) Einleitung einer Innenrotation der Tibia in Hyperflexion

Das vordere Kreuzband wirkt als einschränkende Weichteilstruktur der Innenrotation entgegen. Bei geringer Kraft des M. quadriceps kann von einem instabilen Zustand des Kniegelenks ausgegangen und eine reine Innenrotation in Hyperflexion als kritischer Lastfall angesehen werden.

Dies stimmt mit Untersuchungen von Andriacchi [7] überein, der feststellte, dass eine Hyperflexion des Kniegelenks in einer tibialen Innenrotation und somit in einer Dehnung des vorderen Kreuzbandes resultiert. Die Bewegung entspricht dem in der Anfängerkategorie von Skifahrern als Unfallursache bekanntem langsamen, vom Anfänger als Sicherheitssturz empfundenen, "nach-hinten-Fallen". Hier wird das Kniegelenk flektiert und nach innen rotiert.

Ergebnis der Simulation: Der ermittelte Anstieg der relativen ACL-Kraft kann bei einer Innenrotation am Ski von 20° bereits kritische Belastungen im vorderen Kreuzband zur Folge haben. Dies ist vor allem der Fall, wenn eine höhere Rotationsgeschwindigkeit als die in der Untersuchung verwendete $17,2 \text{ }^\circ/\text{s}$ einen schnelleren Kraftanstieg im vorderen Kreuzband verursacht.

Den größten Anteil der resultierenden Kraft im vorderen Kreuzband übernimmt in der Simulation das posterolaterale Faserbündel. Nach Sakane [234] ist die in situ Kraft im anteromediale Bündel aufgrund der geringeren Längenänderung weniger ausgeprägt. Dieses Faserbündel gilt als führende Struktur der Kniegelenksbewegung [88].

b) Einleitung einer Valgus-Belastung bei Innen- und Außenrotation der Tibia in Hyperflexion

Eine höhere Kraft des M. quadriceps verursacht in Außenrotation einen Anstieg der ACL-Kraft. Unter Einleitung einer Valgus-Belastung erhöht sich die Kraft im vorderen Kreuzband weiter. Daher kann eine Außenrotation der Tibia in Hyperflexion des Kniegelenks unter Valgus-Belastung zu einer Verletzung des vorderen Kreuzbands führen.

Ergebnis der Simulation: Während sich eine höhere Kraft des M. quadriceps in Innenrotation kaum auf die resultierende Kraft im vorderen Kreuzband auswirkt, verursacht diese in Außenrotation einen Anstieg der ACL-Kraft. Unter Einleitung einer Valgus-Belastung erhöht sich die Kraft im vorderen Kreuzband weiter. Durch den deutlichen Anstieg der Kraft im vorderen Kreuzband in Außenrotation unter Einleitung eines Valgus-Moments muss man davon ausgehen, dass die Belastungsgrenze des ACL bei einem etwas größerem Moment oder Rotationswinkel erreicht werden kann.

Eine Auslösung bei Varus- oder Valgus-Belastung ist in den auf dem Markt befindlichen Skibindungssystemen bisher noch in keinem System technisch umgesetzt, eine Rückwärtsauslösung nur in wenigen Ausnahmen. Die Realisierung einer Rückwärtsauslösung in der Vertikalen wurde in den letzten zwei Jahrzehnten von verschiedenen Herstellern versucht. Allerdings konnten bisher lediglich zögernde oder zu späte inadäquate Auslösungen erreicht werden, so dass die eigentlich kritische Grenze der Belastbarkeit für das ACL bereits überschritten war. Auch wurde keine definierte Auslösung erreicht, die Funktion war eher unkontrolliert [98].

Ein großes technisches Problem stellt die Geschwindigkeitsabhängigkeit der im vorderen Kreuzband resultierenden Kräfte bei den unterschiedlichen Geschwindigkeiten, in denen es im alpinen Skisport zu den Knieverletzungen kommen kann, dar.

Auch zeigten die vorliegenden Versuche, dass das vordere Kreuzband in Hyperflexion des Kniegelenks durch die Überlagerung verschiedener Bewegungen und Belastungen sowohl in Innenrotation als auch in Außenrotation geschädigt werden kann. Die Auslegung einer asymmetrischen Bindung, d.h. eine Trennung des Einstellwertes des horizontalen Auslösemoments in den beiden Richtungen, ist somit kaum möglich.

Ausblick

Als weiterer kritischer Lastfall soll das Verhalten des vorderen Kreuzbandes unter Einleitung einer Translation der Tibia nach anterior in Hyperflexion untersucht werden. Auch hier sind bisher vor allem Untersuchungen der Belastung des vorderen Kreuzbandes nahe Extension oder bei Beugewinkel von bis maximal 90° bekannt. So ermittelten Sakane et al. [234] eine Kraft im ACL bei tibialer Krafteinleitung von 110 N in anteriorer Richtung bei 90° Flexion von $F = 71,1 N \pm 29,5 N$ und als Maximalwert bei 15° Flexion $F = 110,6 N \pm 14,8 N$. Eine Unterscheidung in ein anteromediales und ein posterolaterales Faserbündel ergab für das anteromediale Faserbündel des einen minimalen Wert bei 0° Flexion von $F = 32,6 N \pm 13,3 N$ und bei 60° Flexion eine maximale Kraft von $F = 47,4 N \pm 34,2 N$. Für das posterolaterale Faserbündel beträgt die angegebene Kraft bei 90° Flexion $F = 26,2 N \pm 14,4 N$ (Minimum) und bei 15° Flexion $F = 75,2 N \pm 18,3 N$ (Maximum). Die von Sakane et al. [234] angegebenen Werte entsprechen in etwa den Studien von Vahey et al. [267] und Takai et al. [260], Angaben über eine Translation der Tibia nach anterior in Hyperflexion sind auch hier nicht zu finden.

In weiteren Untersuchungen soll das Augenmerk auch auf weitere Weichteilstrukturen gelegt werden. So sind nach Duncan et al. [61] in ca. 50% der Fälle der kombinierten Knieverletzungen die Menisken betroffen. In 85% der Fälle wird der laterale Meniskus und in 17% der mediale Meniskus beschädigt. Im Fall von Rupturen des vorderen Kreuzbandes in Kombination mit dem medialen Seitenband im alpinen Skisport kam es nach Barber [19] in 43% der untersuchten Fälle zu Rissen im lateralen Meniskus und in 13% im medialen Meniskus.

Auch des mediale Seitenband ist eine oft verletzte Struktur, laut Warme et al. [278] mit etwa gleicher Häufigkeit wie das vordere Kreuzband.

5 MKS-Modell Kopf-Nacken

5.1 Motivation

Die biomechanische Untersuchung von Belastungen in Kopf und Nacken (Abbildung 5-1) ist in vielen Bereichen - wie zum Beispiel in der Weiterentwicklung der Fahrzeugsicherheit in der Automobilindustrie - von großer Bedeutung. Experimentelle Untersuchungen ermitteln hervorgerufene Belastungen im Kopf-Nacken-Bereich zum Beispiel mit Hilfe von Dummy-Versuchen. Diese bringen jedoch neben den hohen Kosten auch technische Einschränkungen mit sich. So erfordert die Variation eines einzelnen Parameters oftmals die Durchführung eines komplett neuen Testdurchlaufs. Durch die Möglichkeit der Simulation dynamischer Vorgänge und der einfachen Variation einzelner Parameter bildet die Modellierung mit Mehrkörpersystemen in der Analyse von Verletzungsmechanismen und der Entwicklung von Hilfsmitteln zur Verletzungs-Prophylaxe ein ausgezeichnetes Werkzeug.

Auch im Sport gewinnt das Thema Sicherheit durch die sich ständige weiter entwickelnde Schnelligkeit und Dynamik der Wettkämpfe mehr und mehr an Bedeutung. Im Bereich Fußball wurde zum Beispiel in den letzten Jahren ein Anstieg von Kopfverletzungen beobachtet. Daher wurde von der FIFA eine Studie über die Effektivität eines Kopfschutzes im Fußball hinsichtlich der Reduzierung des Verletzungsrisikos in Kontaktsituationen Kopf-Kopf und Kopf-Ball in Auftrag gegeben [286].



Abbildung 5-1: Körperregion des Bewegungsapparates, von dem ein physikalisches Modell zur Analyse von Sportverletzungen im Bereich Kopf und Nacken erstellt wurde.

In Abbildung 5-2 ist das unter möglichst exakter Berücksichtigung der anatomischen Strukturen und der Biomechanik entwickelte MKS-Modell des Kopf-Nacken-Bereichs dargestellt. Das MKS-Modell setzt sich aus den über dem Brustwirbel T3 liegenden Knochenstrukturen und den Weichteilstrukturen zusammen. Als Weichteilstrukturen wurden die vorher entwickelten Krafterelemente der biologischen Einzelstrukturen, Sehnen und Bänder, Gelenkknorpel und Zwischenwirbelscheiben, sowie das Muskel-Regler-Element in das Modell integriert. Die Überprüfung des Gesamtmodells erfolgte anhand von Daten, die in einer Bewegungsanalyse experimentell ermittelt wurden.



Abbildung 5-2: MKS-Modell Kopf-Nacken mit modellierten Knochen, passiven Weichteilstrukturen (Bänder, Zwischenwirbelscheiben) und Muskelementen.

Mit Hilfe dieses MKS-Modells wurden Belastungen im Kopf-Nacken-Bereich bei dynamischen Kopfball-Situationen untersucht und die Effektivität eines auf dem Markt befindlichen Kopfschutzes beurteilt.

5.2 Entwicklung des Modells

5.2.1 Anatomie

Der Schädel (Cranium) wird in Hirn- und Gesichtsschädel unterteilt. Der für die Muskelansätze wichtige hintere Anteil der Schädelbasis setzt sich aus Os sphenoidale, Ossa temporalia und Os occipitale zusammen. Am Os occipitale befinden sich die beiden mit der Wirbelsäule artikulierenden Gelenkflächen (Condyli occipitalis) (Abbildung 5-3).

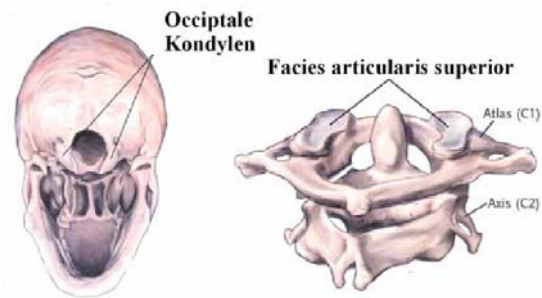


Abbildung 5-3: Aufbau des oberen und unteren Kopfgelenks [224].

Die Wirbelsäule (Columna vertebralis) setzt sich aus insgesamt 33-34 Wirbelkörpern (Corpus vertebrae) zusammen und weist in der Sagittalebene jeweils zwei konvexe Krümmungen nach anterior (Lordosen) und nach posterior (Kyphosen) auf. Neben den Lendenwirbeln beinhaltet die Wirbelsäule 12 Brustwirbel (Vertebrae thoracicae) und 7 Halswirbel (Vertebrae cervicales) (Abbildung 5-4). Man unterscheidet in der Halswirbelsäule Atlas (C1), Axis (C2), die sich ähnlichen Wirbelkörper C3 bis C6 und Vertebra prominens (C7). Der erste Halswirbel C1 (Atlas) besitzt keinen massiven Wirbelkörper und besteht aus einem knöchernen Ring. Die zum Kopf hin gerichteten Gelenkflächen (Facies articularis superior) verbinden den ersten Halswirbel mit dem Os occipitale (Abbildung 5-3). Eine besondere Verbindung stellt das Gelenk des ersten Halswirbels mit dem zweiten Halswirbel C2 (Axis). An der vorderen Kante des zweiten Halswirbels ragt ein Knochenvorsprung (Dens) nach oben. Dieser passt sich genau der Innenseite des knöchernen Bogens des ersten Halswirbels an. Diese Verbindung ist hauptverantwortlich für die Drehbewegungen des Kopfes.

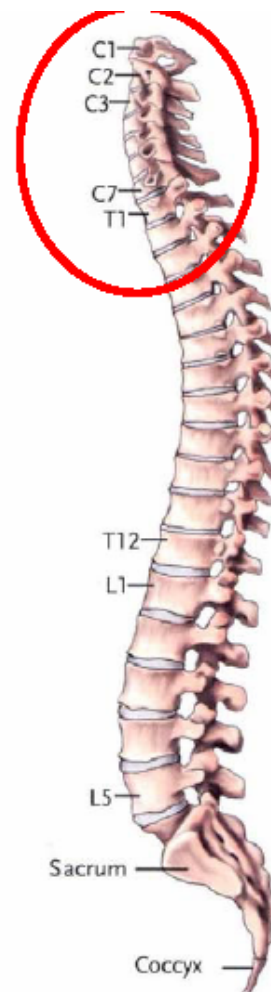


Abbildung 5-4: Anatomische Struktur der Wirbelsäule mit Bereich der im Modell verwendeten Wirbelkörper T3 bis C1 [224].

Bei allen Wirbelkörpern (ab C3) findet man nach dorsal gerichtete Dornfortsätze (Processus spinosus), die bei den Halswirbelkörper C3 bis C6 zweigeteilt sind, seitlich abstehende Querfortsätze (Processus transversus) sowie die oberen und unteren Gelenkfortsätze (Processus articularis superior und inferior) (Abbildung 5-5).

An den Querfortsätzen unterscheidet man das Tuberculum anterius und posterius. Die Gelenkfortsätze tragen Gelenkflächen (Facies articulares). Ein Wirbelkörper artikuliert mit dem nächsten Wirbelkörper über eine flexible Zwischenwirbelscheibe (Discus intervertebralis,) und zwei Facettengelenke (siehe Abschnitt. 3.4).

Die Endflächen der Zwischenwirbelscheiben sind über eine hyaline Knorpelschicht mit den Wirbelkörpern verbunden (Abbildung 5-6).

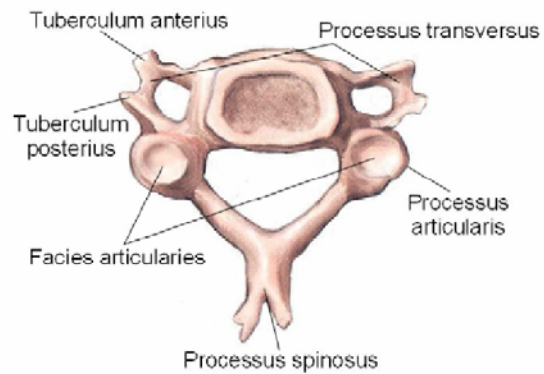


Abbildung 5-5: Aufbau eines Wirbelkörpers am Beispiel des Halswirbels C4 (Ansicht von kranial) [224].

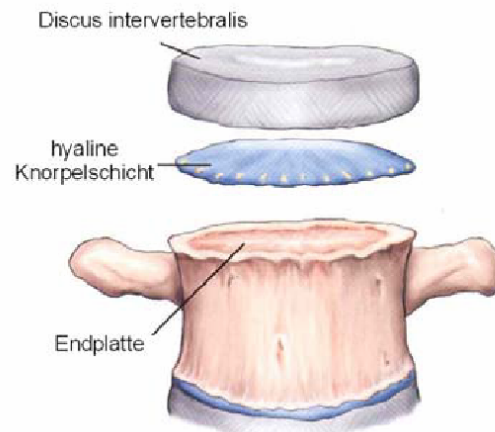


Abbildung 5-6: Wirbelkörper mit Knorpelschicht und Zwischenwirbelscheibe [224].

Die Rippen artikulieren mit der Wirbelsäule an gelenkigen Verbindungen der Rippenköpfchen mit dem oberen bzw. unteren Rand benachbarter Wirbelkörper (Articulatio capitis costae) und zusätzlich mit den Querfortsätzen (Articulatio costotransversaria). Von den zwölf Rippenpaaren (Costae verae) sind sieben direkt mit dem Brustbein (Sternum) verbunden (Articulationes sternocostales) (Abbildung 5-7). Die gelenkige Verbindung (Articulatio sternoclavicularis) von Sternum und Schlüsselbein (Clavicula) befindet sich oberhalb der Articulationes sternocostales. Das Schlüsselbein ist zudem über zwei Gelenkflächen im Articulatio acromioclavicularis mit dem Schulterblatt (Scapula) verbunden.

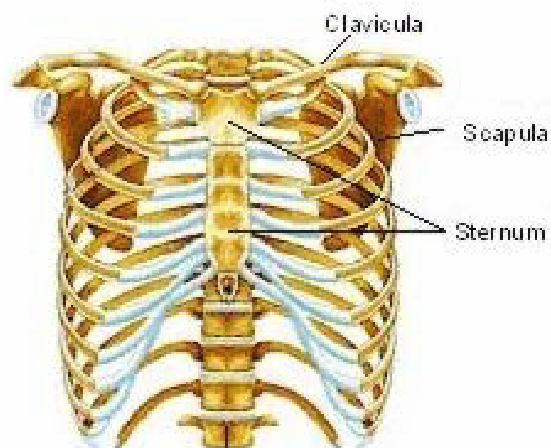


Abbildung 5-7: Thorakaler Skelettabschnitt [224].

Die ligamentären Strukturen dienen zur dynamischen Stabilisierung der Wirbelsäule, d.h. zur Limitierung des Bewegungsumfangs und Absorption der bei einem Trauma auftretenden hohen Energien. Zur Stabilisierung des occipito-atlanto-axialen Komplexes tragen bei:

- die flächigen Bindegewebszüge zwischen vorderem und hinterem Bogen des Atlas und dem Os occipitale (Membrana (bzw. Lig.) atlanto-occipitalis anterior und posterior),
- die Verbindung des Apex dentis und des Vorderrands des sog. Foramen occipitale (Lig. apicis dentis),
- die ligamentäre Verbindung der beiden Massae laterales atlantis (Lig. transversum atlantis),
- die paarigen Bänder vom Zahn des Axis zum seitlichen Rand des Foramen magnum (Ligg. alaria),
- die zwischen den Wirbelkörper segmental gespannten Bänder (Lig. flava) und
- die vom Protuberantia occipitalis externa bis zu den Dornfortsätzen der Halswirbel verlaufende Bandstruktur (Lig. nuchae) bei (Abbildung 5-8).

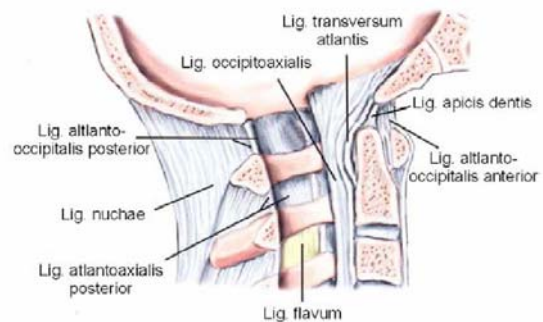


Abbildung 5-8: Bänder im Bereich der Kopf Gelenke [224].

Im weiteren Verlauf der Wirbelsäule erstrecken sich:

- das am Tuberculum anterius atlantis beginnende und fest mit den Wirbelkörper verbundene (nicht mit den Zwischenwirbelscheiben) vordere Längsband (Lig. longitudinale anterior),
- das am Lig. transversum atlantis fortsetzende und entlang der hinteren Fläche der Wirbelkörper verlaufende Längsband (Lig. longitudinale posterior),
- die zwischen den Wirbelkörper segmental gespannten Bänder (Lig. flava),
- kurze Bänder zwischen Querfortsätzen der Wirbel (Lig. intertransversaria),
- kurze Bänder zwischen Dornfortsätzen der Wirbel (Lig. interspinalia) und
- die am Dornfortsatz des C7 beginnende kontinuierliche Verbindung der Wirbel (Lig. supraspinale) (Abbildung 5-9).

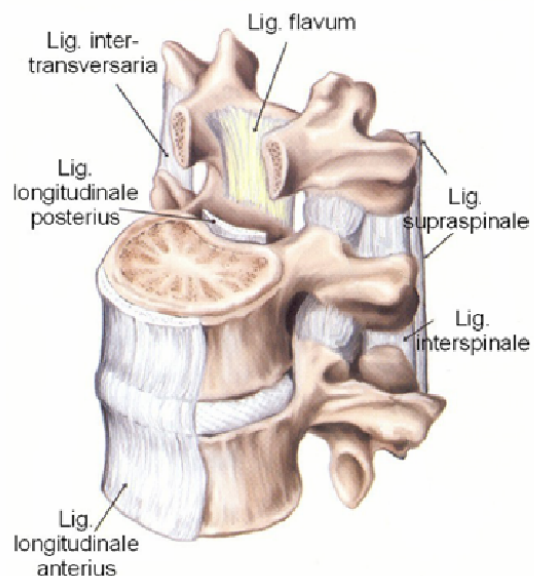


Abbildung 5-9: Bänder entlang der Wirbelsäule [224].

Die aktiven Strukturen im Bereich des Schädels und der Halswirbelsäule bilden ein komplexes Zusammenspiel verschiedener Muskelgruppen. Die Rückenmuskulatur unterscheidet sich in einen lateralen, oberflächigen und einen medialen, tief liegenden Anteil. Der laterale Anteil besteht aus langen Muskelbündeln, die vom Becken bis zum Schädel ziehen, und kann in intertransversale und spinotransversale Muskelgruppen gegliedert werden. Zu den intertransversalen Muskeln zählen der *M. iliocostalis* und *M. longissimus*. Die spinotransversalen Muskeln sind *M. splenius cervicis* und *M. splenius capitis*. Der mediale Anteil setzt sich aus kurzen, schräg verlaufenden Muskeln (*Mm. interspinales*, *Mm. intertransversarii*, *M. spinalis*) und in vertikaler Richtung verlaufenden Muskeln (*Mm. rotatores breves*, *M. multifidus*, *M. semispinalis*) zusammen. Ebenfalls zur Rückenmuskulatur zählen die paarigen, kurzen Nackenmuskeln (*M. rectus capitis posterior minor*, *M. rectus capitis posterior major*, *M. obliquus capitis superior*, *M. obliquus capitis inferior*). Anterior liegen die prävertebralen Muskeln (*M. rectus capitis anterior*, *M. longus capitis*, *M. longus colli*) und Treppenmuskeln (*Mm. scaleni*). Zur Stabilisierung der Halswirbelsäule tragen zudem die ventrolaterale Muskulatur (*M. intertransversarii anteriores cervicis*, *M. serratus posterior superior* und *inferior*) bei.

5.2.2 Biomechanik

Die Vor- und Rückwärtsbeugung der gesamten Wirbelsäule erfolgt hauptsächlich im Bereich von Hals- und Lendenwirbelsäule. Dabei findet die Rückwärtsbeugung überwiegend zwischen den unteren Halswirbeln bzw. den unteren Lendenwirbeln statt. Eingeschränkt wird die Vorwärts- und Rückwärtsneigung unter anderem durch die *Ligg. longitudinalia*. Dagegen ist der Umfang der Seitwärtsbeugung im Brustbereich am größten.

Drehbewegungen finden in erster Linie im Halswirbelsäulenbereich statt. Das untere Kopfgelenk ermöglicht als Drehgelenk (setzt sich aus den beiden *Articulatio atlanto-axialis laterales* und *mediales* zusammen) das Drehen des Kopfes um die longitudinale Achse, während das obere Kopfgelenk (*Articulatio atlanto-occipitalis*) zwei artikulierende Gelenkflächen zwischen Atlas und Hinterhauptbein des Schädels besitzt. Beide Gelenke entsprechen in ihrer Form einem Eigelenk. Die Gesamtbewegung setzt sich aus einer Vorwärts-Rückwärts-Beugung und einer Seitwärtsneigung zusammen. Stabilisiert wird das Gelenk in erster Linie durch eine Reihe von Bandstrukturen. Die *Membrana atlanto-occipitalis anterior* und *posterior* verbinden den vorderen und hinteren Bogen des Atlas mit dem *Os occipitale*.

In den weiteren Wirbelgelenken artikulieren die benachbarten Wirbelkörper über eine flexible Zwischenwirbelscheibe und zwei Facettengelenke. Der Aufbau der intervertebralen Gelenke ist in Abschnitt 3.4 beschrieben.

Die Bewegung der Rippen ist durch die gelenkige Verbindung mit der Wirbelsäule und dem Brustbein möglich. Im *Articulatio costovertebrales* sind bei der 1. und 6. bis 9. Rippe translatorische Bewegungen möglich, während in den Gelenken der 2. bis 5. Rippen Drehbewegungen durchführbar sind. Relativbewegung in den *Articulatio sternocostales* findet man in erster Linie zwischen Brustbein und 2. bis 5. Rippe. Das *Articulatio sternoclaviculares* zwischen Brustbein und Schlüsselbein hat die Funktion eines Kugelgelenks und besitzt drei rotatorische Freiheitsgrade.

5.2.3 Modellaufbau

5.2.3.1 Knochenstrukturen sowie Lage der Koordinatensysteme und Gelenke

Das MKS-Modell Kopf-Nacken setzt sich aus den Wirbelkörpern der oberen drei Brustwirbel (T1 bis T3), der sieben Halswirbel (C1 bis C7), den oberen drei Rippenpaaren, den beiden Schlüsselbeinen, dem Brustbein und dem Schädel (ohne Mandibula) zusammen. Die Gesamtbewegung des Modells ergibt sich aus den Einzelbewegungen zwischen den benachbarten Wirbelkörpern und der Bewegung der beiden Kopfgelenke. Abbildung 5-10 zeigt die Festlegung der Koordinatenachsen der Wirbelkörper nach einer Empfehlung der International Society of Biomechanics (ISB) [137].

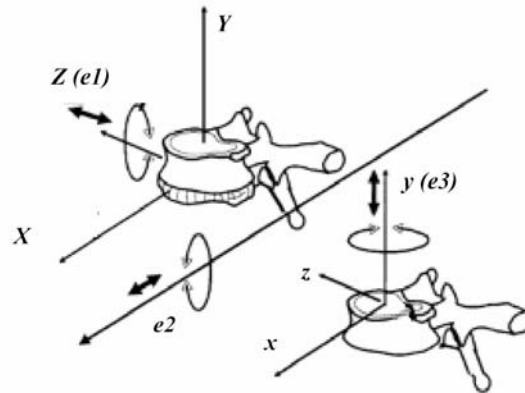


Abbildung 5-10: Darstellung der Koordinatensysteme der proximal (X, Y, Z) und distal gelegenen Wirbelkörper (x, y, z) und den Gelenkkoordinatensystemen ($e1, e2, e3$). Die Achsen der Gelenkkoordinatensysteme beschreiben die Richtungen der rotatorischen und translatorischen Bewegungen der beiden Wirbelkörper relativ zueinander.

Als regionale Bewegung wird die Gesamtbewegung eines Wirbelsäulenbereichs (Hals-, Brust- oder Lendenwirbelsäule) bezeichnet. Die im Modell ermittelte Gesamtbewegung setzt sich somit aus den Zwischenwirbelbewegungen zwischen T3 und C2 und der Bewegung in den beiden Kopfgelenken, d.h. im Gelenk zwischen dem Hinterhaupt des Schädels (*Os occipitale*) und der Wirbelsäule, zusammen. Als Gelenkpunkt zwischen zwei benachbarten Wirbelkörpern wird das Zentrum des *Nucleus pulposus* des betreffenden *Discus intervertebralis* gewählt. Dem Gelenk werden alle sechs Freiheitsgrade zugewiesen. Die Durchdringung der beiden artikulierenden Gelenkflächenpaare der benachbarten Wirbelkörper an den beiden Facettengelenken wird mit Hilfe unilateraler Feder-Dämpfer-Modelle verhindert. Die beiden Kopfgelenke, d.h. die Gelenke zwischen Hinterhaupt des Schädels (*Os occipitale*) und Atlas (*Articulatio atlanto-occipitalis*) sowie zwischen Atlas und Axis (*Articulatio atlanto-axialis*) werden ebenfalls als räumliche Gelenke modelliert. Dem *Articulatio atlanto-occipitalis* werden neben der Flexion-Extensions-Bewegung die antero-posteriore Translation und die seitliche Rotation, dem *Articulatio atlanto-occipitalis* die Flexion-Extension und die Rotation um die Längsachse zugewiesen. Die Relativbewegungen zwischen Wirbelkörper und Rippe sowie zwischen Rippe bzw. Schlüsselbein und Brustbein werden im Modell vernachlässigt.

5.2.3.2 Zwischenwirbelscheiben

Die Modellierung der Bandscheiben basiert auf dem zur Beschreibung des Materialverhaltens entwickelten und validierten Kraftelement (siehe Abschnitt 3.4). In Abbildung 5-11 sind die in verschiedenen Studien ermittelten Bewegungsumfänge der Halswirbelsäule und der beiden kranialen Gelenke der Brustwirbelsäule von Flexion und Extension dargestellt [62,214,280].

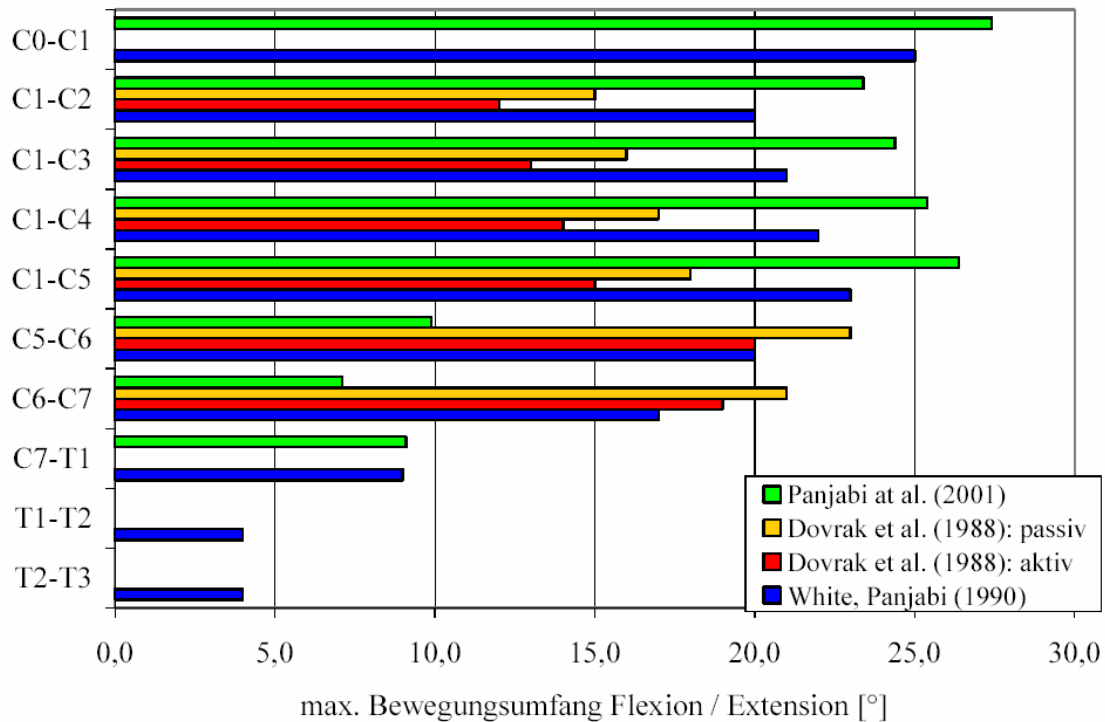


Abbildung 5-11: Bewegungsumfänge bei Flexions- und Extensions-Bewegung [62,214,280]. Bewegungsumfang passiv bzw. aktiv: mit Muskulatur bzw. mit zusätzlich extern eingeleiteter Kraft.

Für die Bewegungsumfänge (Range of Motion - *RoM*) werden Standardabweichungen von zum Teil weit über 50% der Durchschnittswerte angegeben (Abb. 5-12). Für die Wirbelgelenke unterhalb der beiden Kopfgelenke wird daher in der Sagittalebene ein Bewegungsumfang von einheitlich $RoM = 10^\circ$, in der Frontalebene von $RoM = 8^\circ$ sowie in der Transversalebene von $RoM = 1,5^\circ$ zugewiesen. In den beiden Hauptbewegungsrichtungen der Kopfgelenke werden für das Articulatio atlanto-occipitalis ein Bewegungsumfang in Flexion/Extension von $RoM = 25^\circ$ und für das Articulatio atlanto-axialis eine axiale Rotation $RoM = 55^\circ$ definiert.

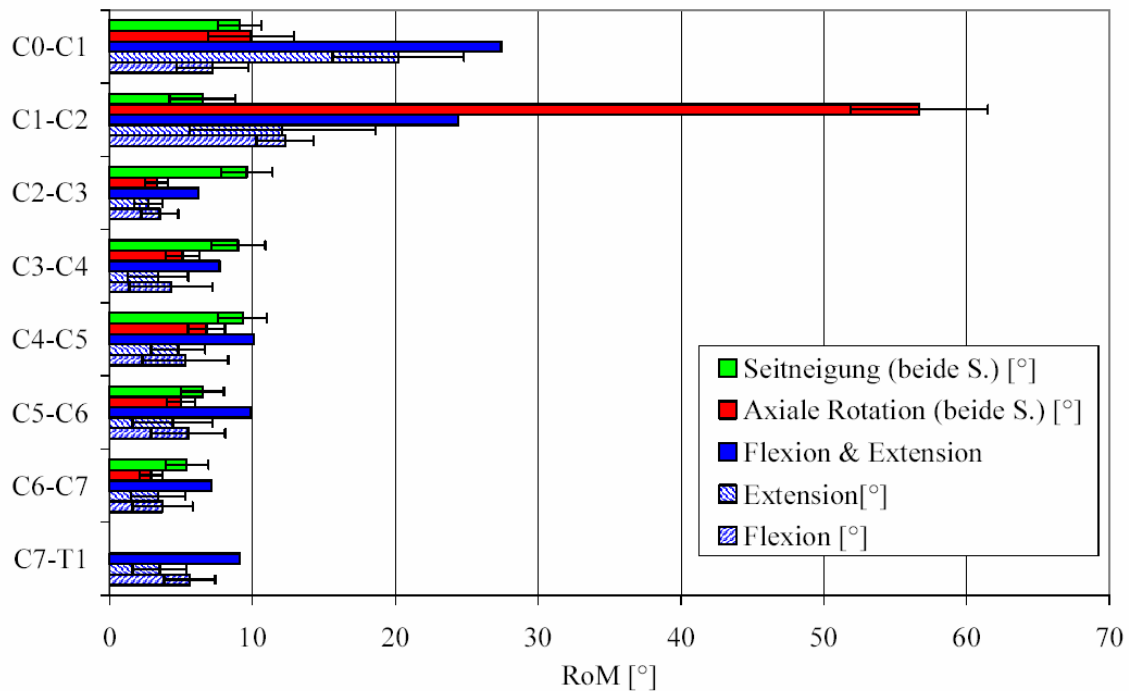


Abbildung 5-12: Bewegungsumfänge in allen drei Hauptbewegungsebenen [214]. In der Reihenfolge (von oben nach unten): Seitneigung in beide Richtungen, axiale Rotation in beide Richtungen, Flexion und Extension, nur Extension, nur Flexion.

5.2.3.3 Bandstrukturen

Im Modell werden das vordere Längsband (Lig. longitudinale anterius), das hintere Längsband (Lig. longitudinale posterius), die Zwischenquerfortsatzbänder (Lig. interspinalia), die kurzen Bänder zwischen den Querfortsätzen (Lig. intertransversaria) und das Überdornfortsatzband (Lig. supraspinalia) berücksichtigt (Abbildung 5-13). Zur Stabilisierung des occipito-atlanto-axialen Komplexes tragen die beiden Flügelbänder (Lig. alaria), die verbreiterte Fortsetzung des Lig. longitudinale posterius (Membrana tectoria) sowie das Band zwischen der Spitze des Dens und Os occipitale (Lig. apicis dentis) bei.

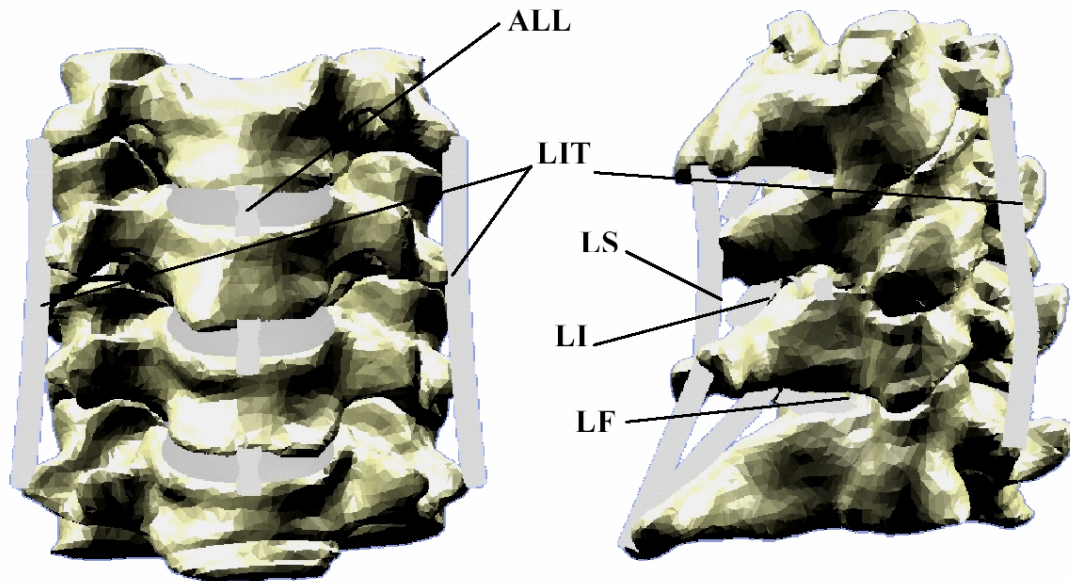


Abbildung 5-13: Modellierter Bandstrukturen der Halswirbelsäule: Ligg. longitudinale anterius (ALL), Ligg. interspinalia (LI), Ligg. supraspinalia (LS), Ligg. intertransversaria (LIT); nicht abgebildet: Ligg. longitudinale posterius (PLL).

In Tabelle 5-1 sind die aus der Literatur entnommenen Querschnittsflächen, Steifigkeiten und maximal erreichbaren Dehnungen der berücksichtigten Bandstrukturen für das MKS-Modell Kopf-Nacken aufgeführt [301].

Tabelle 5-1: Aus acht humanen Präparaten ermittelte Durchschnittswerte der Querschnittsflächen (Cross sectional areas - CSA), Steifigkeiten und maximalen Dehnungen der modellierten Bandstrukturen [301].

	C1-C5			C5-T1		
	CSA [mm ²]	Steifigkeit [N/mm]	max. Dehnung [%]	CSA [mm ²]	Steifigkeit [N/mm]	max. Dehnung [%]
ALL	11,1 ± 1,93	16,0 ± 2,7	30,8 ± 5,0	12,1 ± 2,68	17,9 ± 3,44	35,4 ± 5,86
PLL	11,3 ± 1,99	25,4 ± 7,2	18,2 ± 3,21	14,7 ± 6,77	23,0 ± 2,39	34,1 ± 8,77
LF	42,2 ± 6,39	33,6 ± 5,53	148 ± 28,5	49,5 ± 12,28	36,9 ± 6,06	116 ± 19,6
LI	46,0 ± 5,78	25,0 ± 7,04	77,0 ± 60,9	48,9 ± 7,9	21,6 ± 3,65	88,4 ± 13,1

5.2.3.4 Muskulatur

Der Aufbau der Nackenmuskulatur ist sehr komplex. Im Modell sind insgesamt 23 Muskelstränge berücksichtigt, die vielfach an mehreren Knochen ansetzen und zum Teil Auswirkungen auf mehrere Gelenke haben. Die in Tabelle 5-2 angegebenen Maximalkräfte stellen ermittelte Durchschnittswerte aus Literaturdaten dar, beruhend auf Angaben der Maximalkräfte bzw. der physiologischen Querschnittsflächen (Physiological cross sectional area - PCSA) [129,141,269,271,283]. Die Maximalkräfte der Muskelzüge wurden aus den Querschnittsflächen und der maximalen Spannung von $\sigma = 35 \text{ N/cm}^2$ ermittelt [304]. Eine detaillierte Beschreibung der modellierten Muskelzüge im Kopf-Nacken-Bereich ist in Anhang A aufgeführt.

Tabelle 5-2: Im MKS-Modell Kopf-Nacken berücksichtigte Muskulatur mit Maximalkräften und daraus resultierendem Anteil an der Gesamtbewegung [129,141,269,271,283].

Funktion	Muskel	F(max) [N]	F [%]
Extension	Autochthone Rückenmuskulatur - Erector spinae		
	lateral, oberflächlicher Trakt		
	intertransversal		
	M. iliocostalis cervicis	20	3,3
	M. longissimus cervicis	20	3,3
	M. longissimus capitis	31	5,1
	spinotransversal		
	M. splenius cervicis	50	8,2
	M. splenius capitis	50	8,2
	medial, tiefer Trakt		
	Geradsystem - vertikale Richtung		
	intertransversal - zwischen Querfortsätzen		
	M. spinalis cervicis	64	10,5
	Schrägsystem		
	transversospinal - kurze Muskel		
	M. semispinalis cervicis	64	10,5
	M. semispinalis capitis	64	10,5
	kurze Nackenmuskel		
	M. rectus capitis posterior minor	18	3,0
	M. rectus capitis posterior major	33	5,4
	M. obliquus capitis superior	37	6,1
M. obliquus capitis inferior	45	7,4	
Kopf-Nacken-Muskulatur			
M. clavotrapezius	78	12,8	
M. cleido occipital	34	5,6	
Flexion	Prävertebrale Muskel		
	M. longus capitis	33	9,6
	M. longus colli - laterale, obere Fasern	10	2,9
	M. longus colli - laterale, untere Fasern	10	2,9
	M. longus colli - mediale Fasern	10	2,9
	M. scalenus anterior	51	14,9
	M. scalenus medius	72	21,0
	M. scalenus posterior	55	16,0
	Kopf-Nacken-Muskulatur		
	M. sternomastoideus	69	20,1
M. cleidomastoideus	33	9,6	

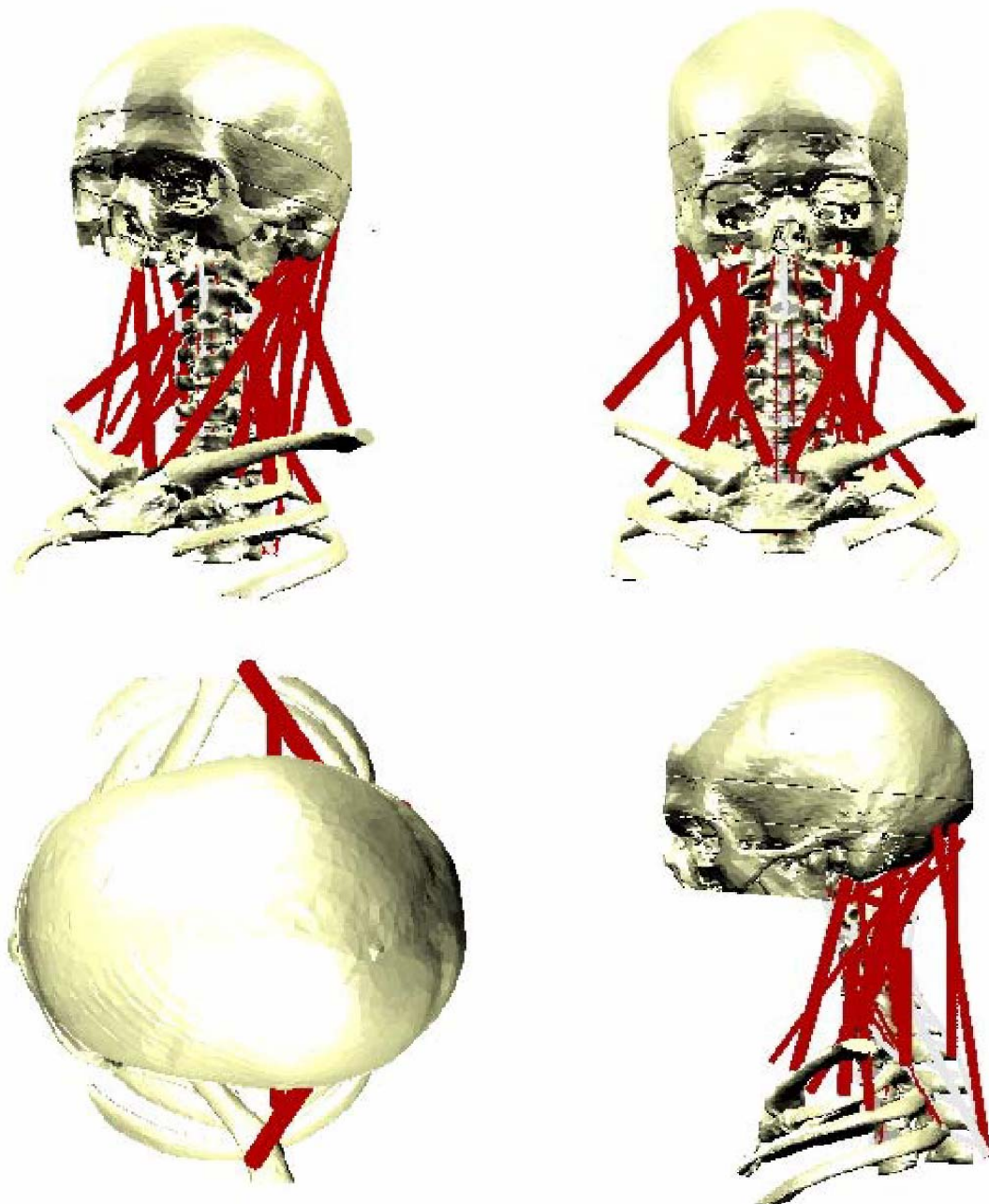


Abbildung 5-14: MKS-Modell Kopf-Nacken mit den modellierten Muskelgruppen.

In Abbildung 5-14 ist das komplette MKS-Modell Kopf-Nacken in vier Perspektiven dargestellt. Neben den Wirbelkörpern T3 bis C1 sind der Schädel (ohne Unterkiefer), die oberen drei Rippenpaare, das Brustbein und das Schlüsselbein mit CAD-Oberflächen berücksichtigt. Das Modell ist an Brustwirbelkörper T3 mit dem Inertialsystem verbunden.

Als passive Weichteilstrukturen wurden Bänder, Gelenknorpel und Zwischenwirbelscheiben mit den validierten Kraftelementen der biologischen Einzelstrukturen modelliert. Die aktiven Kraftelemente zur Simulation einer vorgegebenen Bewegung berechnen die anteiligen Muskelkräfte in allen integrierten Muskelgruppen.

5.3 Validierung des MKS-Modells Kopf-Nacken

Die Validierung und Überprüfung der Funktionsweise des MKS-Modells Kopf-Nacken erfolgte anhand eines Vergleichs mit der realen Bewegung einer Versuchsperson. Speziell wurden mit dem Computermodell Kopfballbewegungen simuliert und durch Variation der Parameter iterativ an derartige reale Kopfballsituationen angepasst. Diese wurden experimentell an der Fakultät für Sportwissenschaft der Technischen Universität München analysiert. Die Anthropometrie des analysierten Probanden entspricht der des modellierten MKS-Modells Kopf-Nacken.

Die als Eingabeparameter im MKS-Modell berücksichtigten Materialeigenschaften des Balls wurden in Druck- und Hystereseversuchen ermittelt.

5.3.1 Experimentelle Versuchsdurchführung

Bewegungsanalyse

Zur Überprüfung des MKS-Modells wurden an der Fakultät für Sportwissenschaft der TU München Bewegungsanalysen durchgeführt. In einer simulierten Kopfballsituation wurde ein Ball aus etwa einem halben Meter Entfernung mit einer Geschwindigkeit von $v = 4 \text{ m/s}$ gegen den Kopf eines Probanden geworfen. Um eine aktive muskuläre Bewegung oder Stabilisierung vor Aufprall des Balles auszuschließen, wurden dem Probanden während der Versuchsdurchführung die Augen verbunden. Die Bewegung des Kopfes und des Balles wurden mit dem VICON Motion Capture System (OMG, Oxford, Großbritannien) mit einer Frequenz von $f = 250 \text{ Hz}$ aufgezeichnet und ausgewertet. In Abbildung 5-15 ist die Positionierung der Marker zur Analyse der Kopfballbewegung im Bereich Kopf und Nacken dargestellt. Zur Auswertung der Flexion-/Extensions-Bewegung wurden die Positionsverläufe der Marker an Sternum, Wirbelkörper C7 und Hinterkopf analysiert.

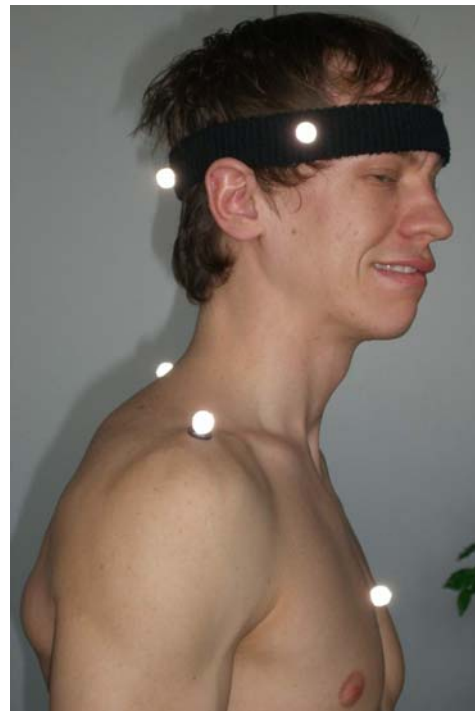


Abbildung 5-15: Markerpositionen.

Bei einer Aufprallgeschwindigkeit des Balles von $v = 4 \text{ m/s}$ wurde eine Extensionsbewegung von $\gamma = 18^\circ$ aus der Ausgangsposition ermittelt. Die aktive Reaktion auf den Aufprall resultiert zunächst in einer Flexionsstellung von $\gamma = 6^\circ$ bevor die Ausgangsposition wieder erreicht wurde. Der gesamte Bewegungsvorgang von Ballaufprall bis zum Erreichen der Ausgangsposition dauerte $t = 200 \text{ ms}$. Die Ballgeschwindigkeit nach Verlassen des Kopfes in horizontaler Richtung betrug $v = 2 \text{ m/s}$.

Ermittlung der Materialeigenschaften des Balls

Laut der von dem International Football Association Board offiziell genehmigten Spielregeln ist in Regel 2 „Der Ball“ ein Umfang von mindestens $U_{min} = 68 \text{ cm}$ und höchstens $U_{max} = 70 \text{ cm}$, eine Masse zwischen $m_{min} = 410 \text{ g}$ und $m_{max} = 450 \text{ g}$ sowie ein Druck zwischen $p_{min} = 600 \text{ g/cm}^2$ und $p_{max} = 1100 \text{ g/cm}^2$ gefordert. Der in den Untersuchungen verwendete

Ball entsprach mit einem Umfang von $U = 70 \text{ cm}$ einer Masse von $m = 417 \text{ g}$ und einem Druck von $p = 0,7 \text{ bar}$ den Fifa-Richtlinien.

Die als Eingabeparameter des MKS benötigten Eigenschaften des Balls wurden in Druckversuchen an einer Universalzugmaschine Typ 1120 (Fa. Zwick, Ulm; Kraftaufnehmer Typ KAP-S/2kN) mit einem zylindrischen Stempel mit Durchmesser $d = 8 \text{ cm}$ ermittelt.

Es wurden jeweils fünf Be- und Entlastungszyklen bis zu einer maximalen Kraft von $F = 500 \text{ N}$ mit Geschwindigkeiten von $v = 100 \text{ mm/min}$ und $v = 560 \text{ mm/min}$ durchgeführt. Die eingeleitete Geschwindigkeit war aufgrund der technischen Vorgaben der Prüfmaschine limitiert. Abbildung 5-16 zeigt die Kraft-Deformations-Verläufe im fünften Be- und Entlastungszyklus. Ein Einfluss der Geschwindigkeit konnte für die beiden Kurven nicht ermittelt werden. Im linearen Bereich der Messkurve unter Belastung wurde eine Steifigkeit mit $c = 25000 \text{ N/m}$ berechnet.

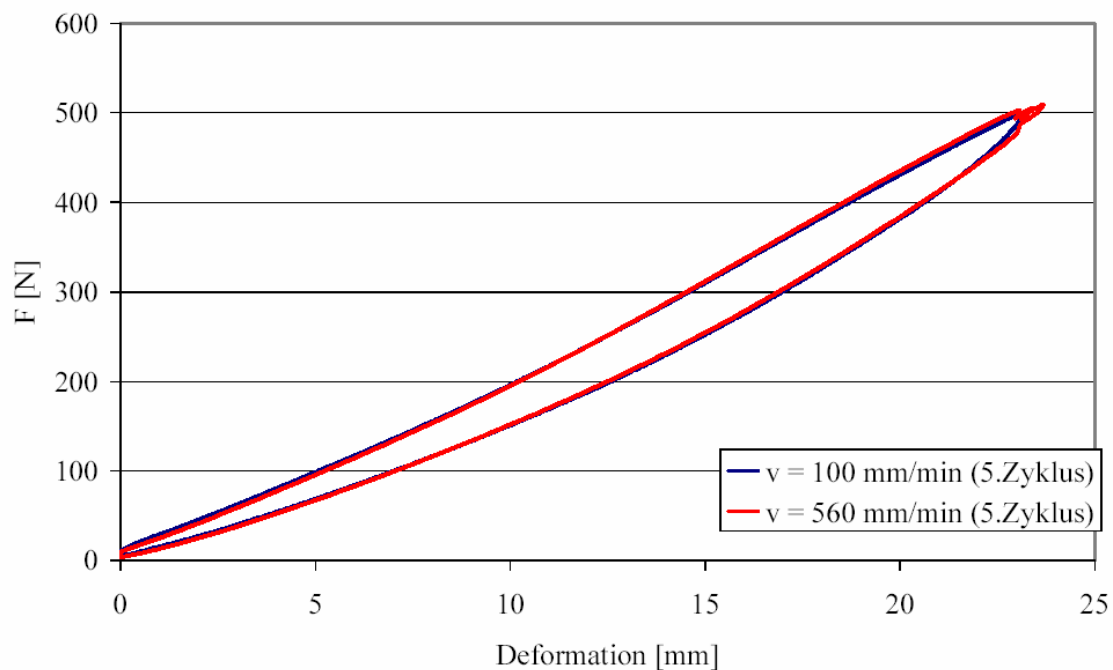


Abbildung 5-16: Materialeigenschaften des Balles: Im Druckversuch ermittelter Kraft-Deformations-Zusammenhang im fünften Be- und Entlastungszyklus.

5.3.2 Ergebnisse

Zur Überprüfung des Kopf-Nacken-Modells wurde die im Labor analysierte Bewegung simuliert. In Abbildung 5-17 sind die einzelnen Phasen des berechneten Bewegungsablaufs dargestellt. Bei einer Ballgeschwindigkeit unmittelbar vor Aufprall des Balles von $v = 4 \text{ m/s}$ betrug die Ballgeschwindigkeit nach Verlassen des Kopfes in horizontaler Richtung $v = 2 \text{ m/s}$. Dies entspricht dem in der Bewegungsanalyse experimentell ermittelten Wert. Die in der Simulation errechnete maximale Extensionsbewegung des Kopfes gegenüber dem Wirbelkörper C7 von $\gamma = 15,5^\circ$ lag unterhalb des in der Bewegungsanalyse ermittelten Maximums von $\Delta\gamma = 18^\circ$. Die durch die als Reglerelemente modellierten Muskelanteile resultierten vor Erreichen der Ausgangsposition eine maximale Flexionsstellung von $\Delta\gamma = 3,5^\circ$ (im Vergleich $\Delta\gamma = 6^\circ$ im Laborversuch). Der gesamte Bewegungsvorgang von Ballaufprall bis zum Erreichen der Ausgangsposition dauerte $t = 300 \text{ ms}$.

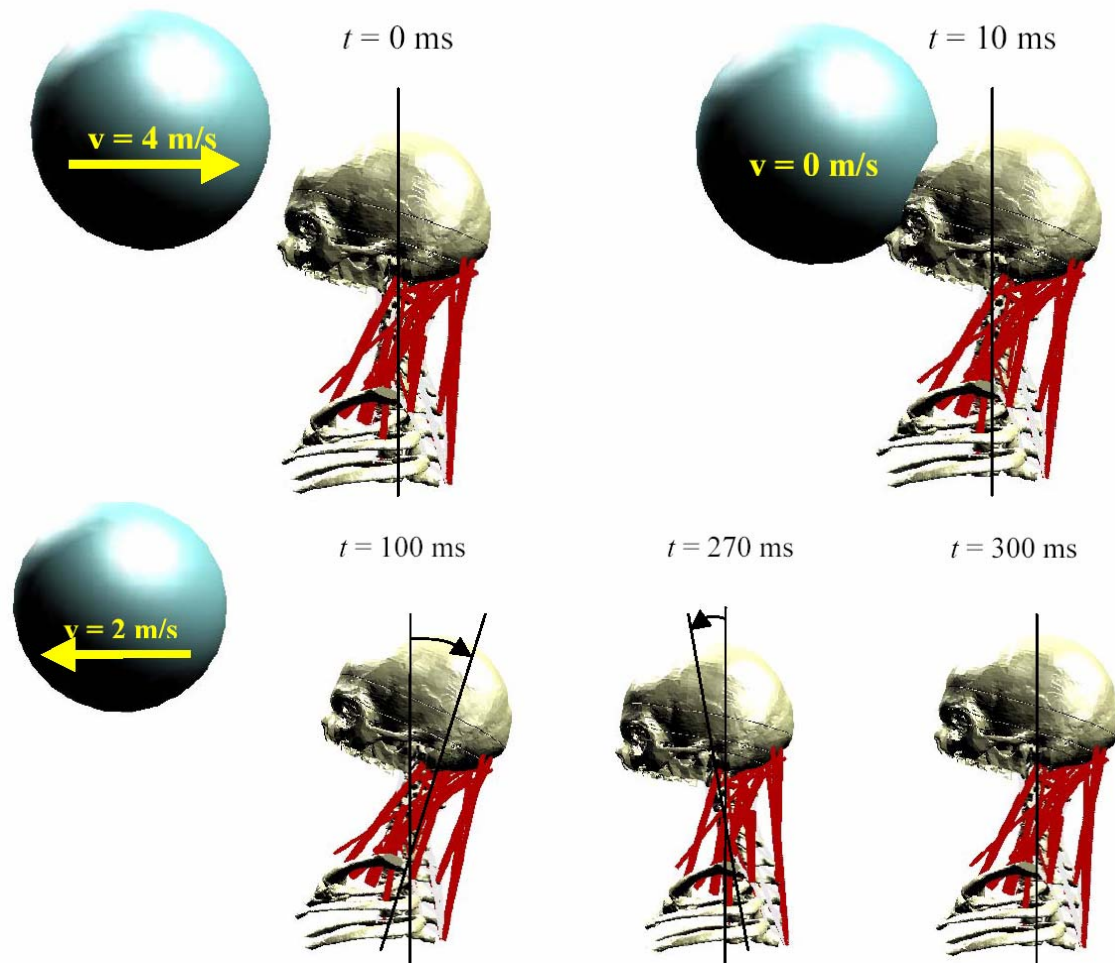


Abbildung 5-17: Simulation der Kopfballbewegung bei Start der Simulation ($t = 0$ ms), Ballaufprall ($t = 10$ ms), max. Extension ($t = 100$ ms), max. Flexion ($t = 270$ ms) und Ende der Simulation ($t = 300$ ms).

5.3.3 Diskussion

Die Kontaktdauer zwischen Stirn und Ball beträgt in den durchgeführten Simulationen $t_K = 12,3$ ms. Die in einer Übersicht von Shewchenko et al [249] zitierten Kontaktzeiten Kopf-Ball bei Ballgeschwindigkeiten von $v = 9,6 - 9,7$ m/s mit $t_K = 11,6 - 12,4$ ms und Ballgeschwindigkeiten von $v = 17$ m/s – 18 m/s mit $t_K = 10,2$ ms - $10,8$ ms sind nur unerheblich kürzer. Der in der Simulation modellierte Ball-Stirn-Kontakt entspricht somit der Realität. Auch die ermittelten Maximalkräfte von $F_{K_max} = 844,9$ N liegen im Bereich der in der Literatur angegebene Werte von $F_{K_max} = 851$ N bis $F_{K_max} = 912$ N für vergleichbare Geschwindigkeiten des Balles [34].

Die Übereinstimmung der mit dem MKS-Modell Kopf-Nacken berechneten Daten und den in der Bewegungsanalyse experimentell ermittelten Ergebnissen sowie den in der Literatur publizierten Werten zeigte, dass mit diesem Simulationsmodell realistische Stoßuntersuchungen durchgeführt werden können. Auf weitere experimentelle Untersuchungen konnte daher verzichtet werden.

5.4 Anwendungsbeispiel aus der Sportwissenschaft: Belastung beim Kopfball mit und ohne Kopfschutz

Das Kopfballspiel im Fußball stellt einen komplexen Bewegungsablauf dar, der eine koordinierte Bewegung während des Stehens, Gehens, Laufens oder Springens erfordert [20]. Um eine Hyperextension des Kopfes in den Nacken zu vermeiden, kontrahiert sich dabei zum Kontaktzeitpunkt die Nackenmuskulatur isometrisch. In einer Studie über die Kopfballtechnik bei geübten und ungeübten Spielern zeigte sich, dass routinierte Kopfballspieler - im Gegensatz zu ungeübten Spielern - kurz vor Aufprall des Balles die Geschwindigkeit des Kopfes verzögern, um eine erhöhte Stabilität der Kopfhaltung zu erreichen [20].

Es wird angenommen, dass im Kopfballspiel Grenzwerte, die Symptome der Gehirnerschütterung hervorrufen, nicht überschritten werden [232]. Das Risiko dauerhafter Schädigungen des neurophysiologischen Systems aufgrund zahlreicher bewusster (Kopfbälle) oder unbewusster Aufprallsituationen (Zusammenprall Kopf-Kopf, Kopf-Ellenbogen, Aufprall auf den Boden) ist jedoch bisher noch nicht abschließend untersucht. Man findet in der Literatur verschiedene Aussagen über Langzeitschäden durch Kopfbälle. Einige Autoren behaupten, dass Kopfbälle zu neurokognitiven Schädigungen führen können, andere sehen darin kein Risiko [34]. Auch das Auftreten von Mikrotraumen als Folge von Kopfbällen wird diskutiert [232]. Die Ursachen für Gehirnerschütterungen im Fußball liegen häufig in unerwarteten Treffern des Kopfes auf kurz gespielte Bälle mit hoher Geschwindigkeit. In diesem Fall kann dem Aufprall keine Muskelaktivität entgegengesetzt werden [286] (Abbildung 5-18). Obwohl es sich bei etwa 22% der Verletzungen im Fußball um Kopfverletzungen handelt [151,266], spielt der Kopfschutz in der Verletzungsprophylaxe bisher eine untergeordnete Rolle.

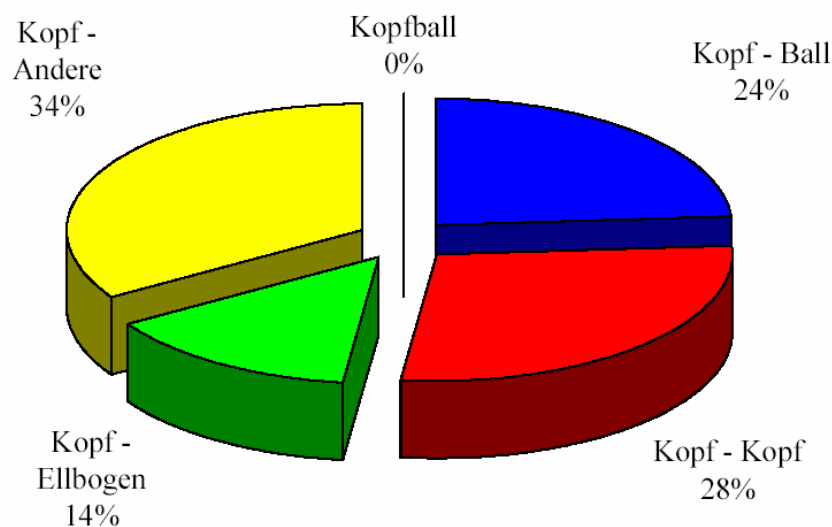


Abbildung 5-18: Ursachen für Gehirnerschütterungen im Fußball [286]. Die Verletzungen wurden durch Zusammenprall des Kopfes mit verschiedenen Kontaktpartnern verursacht.

Da eine Reihe inter-individueller Unterschiede existieren, welche die Art und Schwere von Verletzungen beeinflussen, ist eine Quantifizierung der Risiken bei einer Kopfverletzung sehr schwierig. Zu den Einflussfaktoren zählen körperliche Fitness, Anthropometrie, Alter, Geschlecht und die pathologische Historie. Eine exakte Einteilung der Schwere von Schädel-Hirn-Traumen erfordert zudem eine exakte Diagnose. Diese orientiert sich an der Dauer der Bewusstlosigkeit, der Rückbildung der Symptome und der Spätfolgen. Unter einer

Gehirnerschütterung, ein Schädel-Hirn-Trauma 1. Grades, versteht man eine Verletzung des Gehirns, die ohne Bewusstlosigkeit bzw. mit einer kurzen Bewusstlosigkeit bis zu einer Stunde verbunden ist und innerhalb weniger Tage ausgeheilt ist. Als Schädel-Hirn-Trauma 2. Grades werden Gehirnprellungen definiert, die mit einer Bewusstlosigkeit von bis zu 24 Stunden einhergehen. Bei einem Schädel-Hirn-Trauma 3. Grades kommt es zu einer Gehirnuquetschung und zu einer Bewusstlosigkeit von mehr als 24 Stunden mit der Gefahr einer dauerhaften Schädigung.

In der Literatur gibt es verschiedene Ansätze zur Quantifizierung der Gefährlichkeit von Kopfverletzungen. Als Ansatzpunkt für das Verletzungspotential dient die maximale Linearbeschleunigung (Peak Linear Acceleration) des Kopfes in horizontaler Richtung. Ein aus der Bewertung von Kopfverletzungen in Folge von Fahrzeugunfällen etabliertes Verfahren beschreibt das Head Injury Criterion (HIC). In einem definierten Zeitintervall von t_1 zu t_2 berechnet sich das Head Injury Criterion mit

$$HIC = \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2,5} (t_2 - t_1) \quad \text{Gleichung 5-1}$$

mit der aus Messungen ermittelten Kopfbeschleunigung a

$$a = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad \text{Gleichung 5-2}$$

als resultierende Beschleunigung des Schwerpunkts des Kopfes.

Zur Ermittlung von Verletzungsrisiken in der National Football League (NFL) wurde der Head Impact Power (HIP) Index eingeführt [23]. Er charakterisiert den Zusammenhang zwischen Beschleunigungen und Geschwindigkeiten des Kopfes beim Aufprall und der auftretenden Schwere von Gehirnverletzungen im American Football. In den *HIP* Leistungsindex gehen die linearen und rotatorischen Geschwindigkeiten ($v_x, v_y, v_z, \omega_x, \omega_y, \omega_z$) und Beschleunigungen ($a_x, a_y, a_z, \alpha_x, \alpha_y, \alpha_z$) sowie die Masse m und Trägheitseigenschaften (J_{xx}, J_{yy}, J_{zz}) des Kopfes wie folgt ein:

$$HIP = m a_x v_x + m a_y v_y + m a_z v_z + J_{xx} \alpha_x \omega_x + J_{yy} \alpha_y \omega_y + J_{zz} \alpha_z \omega_z \quad \text{Gleichung 5-3}$$

In Tabelle 5-3 sind die Verletzungsrisiken für Kopfverletzungen nach Beusenbergl [23] quantifiziert. Der Zusammenhang zwischen den Linear- bzw. Winkelbeschleunigungen des Kopfes und der Wahrscheinlichkeit des Auftretens einer Kopfverletzung sowie den aus den kinematischen Daten berechneten *HIP* Leistungsindex ist für Verletzungsrisiken von 5%, 50% und 95% dargestellt.

Tabelle 5-3: Übersicht von Verletzungsklassifizierungen für Kopfverletzungen [23].

ermittelte Größe	Einheit	Verletzungsrisiko		
		5%	50%	95%
HIP_{max}	kW	4,5	12,8	21,3
max. Linearbeschleunigung	g	40	78	115
max. Winkelbeschleunigung	rad/s ²	3350	6350	9250

Das MKS-Modell Kopf-Nacken bietet - zusammen mit den dargestellten Möglichkeiten der Quantifizierung von Kopfverletzungen - ideale Voraussetzung für die Untersuchung von Kopfverletzungen in verschiedensten Belastungssituationen.

Eine konkrete aktuelle Fragestellung aus dem Sport ist die Beurteilung der Effektivität eines Kopfschutzes im Fußball aus biomechanischer Sicht. Die Untersuchung wurde mit einem auf dem Markt befindlichem Kopfschutz Full90 Premiere (Full90 Sports, San Diego, CA, USA) durchgeführt (Abbildung 5-19). Der Kopfschutz ist an den Hauptkontaktzonen, wie Stirn und Schläfen, mit einem ForceBloc™ Schaumstoff gefüllt und entspricht den FIFA-Richtlinien. In der von dem International Football Association Board offiziell genehmigten Spielregeln ist in Regel 4 „Ausrüstung der Spieler“ festgelegt, dass moderne Schutzgegenstände, wie Kopfschutz, aus weichem, leichtem und gepolstertem Material, verwendet werden dürfen.



Abbildung 5-19: Kopfschutz Full90 Premiere (Full90 Sports, San Diego, CA, USA).

5.4.1 Ermittlung der Materialeigenschaften des Kopfschutzes

Die Beurteilung der Effektivität des Kopfschutzes mit dem MKS-Modell Kopf-Nacken erforderte die experimentelle Ermittlung der Materialeigenschaften. Das Kraft-Deformations-Verhalten des Kopfschutzes wurde in Druckversuchen an einer Universalzugmaschine Typ 1120 (Fa. Zwick, Ulm; Kraftaufnehmer Typ KAP-S/2kN) mit einem zylindrischen Stempel mit Durchmesser $d = 8 \text{ cm}$ untersucht.

Abbildung 5-20 zeigt den Kraft-Deformations-Verlauf bei einer Prüfgeschwindigkeit von $v = 800 \text{ mm/min}$. Bei geringen Eindrucktiefen zeigte die Kraft-Deformations-Kurve das Materialverhalten des Kopfschutzes (Schaumstoff mit Überzug) mit einer nahezu linearen Verlauf bis etwa zu einer Deformation von etwa $d = 5 \text{ mm}$ eine Steifigkeit von $c = 32000 \text{ N/m}$. Im weiteren Verlauf des Druckversuchs ist der Kopfschutz soweit deformiert, dass das der Kurvenverlauf nicht mehr das ausschließliche Kraft-Deformations-Verhalten des Schaumstoffs, sondern auch die harte Auflagefläche der Prüfvorrichtung beschreibt. Die Steifigkeit betrug bei einem definierten Kraftmaximum von $F_{max} = 1200 \text{ N}$ etwa $c = 85000 \text{ N/m}$.

Die Modellierung des experimentell ermittelten Materialverhaltens des Kopfschutzes wurde durch den Einbau von zwei Kräftelementen realisiert. Ein Feder-Dämpfer-Element mit der Steifigkeit $c = 32000 \text{ N/m}$ berechnete das Kraft-Deformations-Verhalten bei geringen Eindrucktiefen. In der Kontaktfläche zwischen Schädel und Kopfschutz wurde ein zusätzliches Feder-Dämpfer-Element mit der Steifigkeit $c = 53000 \text{ N/m}$ eingebaut.

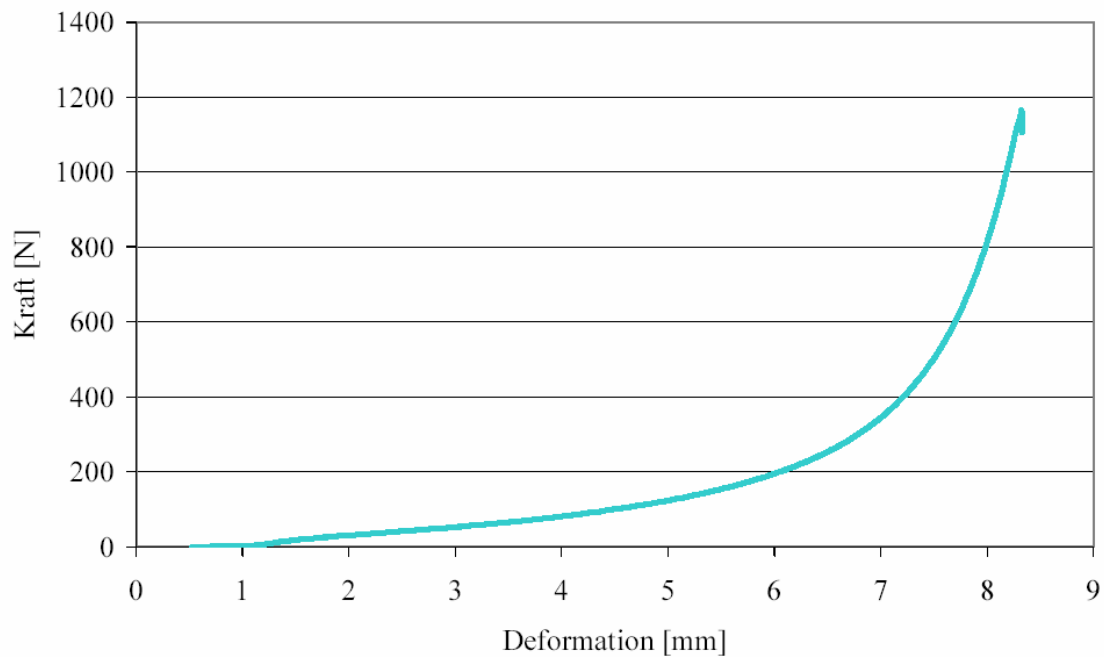


Abbildung 5-20: Kraft-Deformations-Verhalten des Kopfschutzes im Druckversuch.

5.4.2 Computersimulation: Einfluss des Kopfschutzes im Fußball

Die Effektivität eines Kopfschutzes wurde anhand des Full90 Premiere analysiert. Die Untersuchung erfolgte mit dem MKS-Modell Kopf-Nacken. Die Simulationen wurden jeweils ohne und mit modelliertem Kopfschutz durchgeführt (Abbildung 5-21). In der Literatur werden als Höchstgeschwindigkeiten des Balles für Jugendliche $v = 18 \text{ m/s}$ und für professionelle Spieler bis zu $v = 33 \text{ m/s}$ angegeben [250]. In der Simulation wurde der Ball mit Geschwindigkeiten von $v = 4 \text{ m/s}$, $v = 10 \text{ m/s}$, $v = 20 \text{ m/s}$ und $v = 30 \text{ m/s}$ in Richtung des Kopfes bewegt.

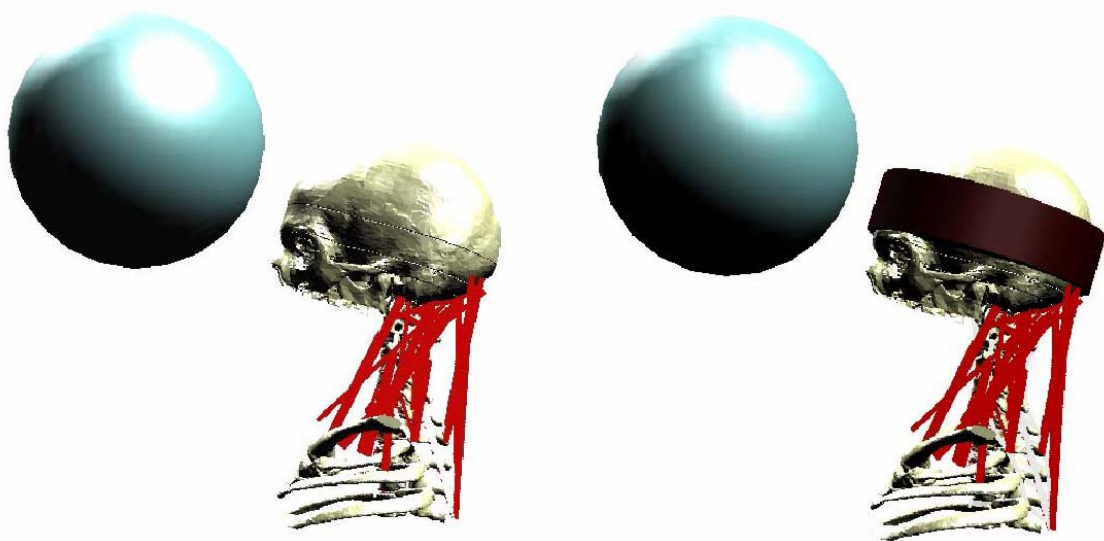


Abbildung 5-21: MKS-Modell Kopf-Nacken: Kontakt Ball-Kopf mit und ohne Kopfschutz.

Ergebnisse der Simulationen von Kopf-Ball-Kontakt mit und ohne Kopfschutz

Tabelle 5-4 zeigt die ermittelten Kontaktzeiten t_K und die resultierenden maximalen Kontaktkräfte F_{K_max} zwischen Ball und Stirn sowie die maximale Extensionsstellungen zwischen Wirbelkörper C7 und Os occipitale jeweils für die Simulationen mit und ohne Kopfschutz für die verschiedenen Ballgeschwindigkeiten beim Aufprall.

Tabelle 5-4: Vergleich der ermittelten Kontaktzeiten t_K Kopf-Ball, der Kontaktkräfte F_{K_max} und der maximalen Extension γ mit und ohne Kopfschutz.

Ballgeschwindigkeit v_{Ball} [m/s]	Kontaktzeit t_K [ms]		max. Kontaktkraft F_{K_max} [N]		max. Extension γ [°]	
	ohne	mit	ohne	mit	ohne	mit
4	12,2	12,5	347,1	319,2	11,6	11,4
10	12,2	12,3	844,9	826,2	31,8	30,7
20	12,2	12,2	1683,1	1648,8	62,8	62,6
30	12,2	12,2	2534,4	2470,2	91,4	89,2

Die Dauer des Kontakts zwischen Stirn und Ball ohne Kopfschutz betrug in der Computersimulation bei allen untersuchten Auftreffgeschwindigkeiten des Balles $t_K = 12,2 \text{ ms}$. In der Simulation mit Kopfschutz erhöhte sich die Kontaktdauer bei einer Auftreffgeschwindigkeit des Balles von $v = 4,0 \text{ m/s}$ auf $t_K = 12,5 \text{ ms}$ und bei einer Auftreffgeschwindigkeit von $v = 10,0 \text{ m/s}$ auf $t_K = 12,3 \text{ ms}$. Bei den resultierenden Kraftspitzen F_{K_max} zwischen Stirn und Ball war für alle simulierten Ballgeschwindigkeiten eine Reduktion bei Benutzung des Kopfschutzes zu beobachten. Am deutlichsten reduzierte sich die resultierende Kraft mit 9% bei einer Ballgeschwindigkeit von $v = 4,0 \text{ m/s}$ von $F_{K_max} = 347,1 \text{ N}$ auf $F_{K_max} = 319,2 \text{ N}$. Bei höheren Auftreffgeschwindigkeiten des Balles wurde nur jeweils eine Reduktion der Kraft von 2-3% ermittelt. Die durch den Aufprall verursachte Extensionsbewegung des Kopfes gegenüber dem Wirbelkörper C7 verringerte sich durch den Kopfschutz nur geringfügig. Am deutlichsten war die Reduzierung der Rotation in der Sagittalebene mit $\Delta\gamma = 2,2^\circ$ bei einer Auftreffgeschwindigkeit des Balles von $v = 30,0 \text{ m/s}$ zu beobachten.

Die ermittelten Größen der Kontaktzeiten t_K , der resultierenden maximalen Kontaktkräfte F_{K_max} zwischen Ball und Stirn sowie der maximalen Extensionsstellungen γ zwischen Wirbelkörper C7 und Os occipitale zeigten den Einfluss des Kopfschutzes. Diese Größen erlauben noch keine Beurteilung über eine tatsächliche Reduzierung des Verletzungsrisikos. Dazu ist die Kenntnis der kinematischen Größen in der Beziehung 5-3 erforderlich.

Das MKS-Modell Kopf-Nacken ermöglicht die Berechnung der Geschwindigkeiten des Kopfes und Beschleunigungen in allen drei Raumrichtungen. Damit wurden die kinematischen Größen zur Quantifizierung von Kopfverletzungen - lineare Beschleunigung, Winkelbeschleunigung sowie Head Impact Power (HIP) Index - in den durchgeführten Simulationen berechnet.

Tabelle 5-5 zeigt die in den Simulationen mit Ballgeschwindigkeiten von $v = 4 \text{ m/s}$, $v = 10 \text{ m/s}$, $v = 20 \text{ m/s}$ und $v = 30 \text{ m/s}$ ermittelten Maximalwerte der Linear- und Winkelbeschleunigungen des Kopfes sowie der Maximalwert des berechneten Index Head Impact Power (HIP). Bei einer Aufprallgeschwindigkeit des Balles auf die ungeschützte Stirn von etwa $v = 20 \text{ m/s}$ mit $HIP = 4,1 \text{ kW}$ wurde das 5%-ige Verletzungsrisiko hinsichtlich einer Gehirnerschütterung noch nicht erreicht. Mit Kopfschutz reduziert sich der HIP auf 3,91 kW.

Während bei einer Ballgeschwindigkeit von $v = 4,0 \text{ m/s}$ eine relative Reduktion des *HIP* mit Kopfschutz um etwa 10% ermittelt wurde, betrug die relative Reduktion bei den höheren untersuchten Geschwindigkeiten nur noch zwischen 3,9% bis 5,2%. Bei den maximalen linearen Geschwindigkeiten des Kopfes wurde ein positiver Einfluss des Kopfschutzes ebenfalls mit 11,4% bei einer geringen Ballgeschwindigkeit ermittelt. Bei höheren Aufprallgeschwindigkeiten wurde eine Abnahme der linearen Beschleunigung zwischen 3,0% bis 4,4% ermittelt.

In den Simulationsrechnungen wurde mit einer Ballgeschwindigkeit von $v = 30,0 \text{ m/s}$ eine lineare Kopfbeschleunigung von $a = 44 \text{ g}^9$ und eine Winkelbeschleunigung von $a = 1322 \text{ rad/s}^2$ ermittelt. Nach Tabelle 5-3 wurde damit im Bereich der maximalen Linearbeschleunigung die Grenze einer 5%igen Verletzungswahrscheinlichkeit von $a = 40 \text{ g}$ überschritten, während im Bereich der maximalen Winkelbeschleunigung $\alpha = 3350 \text{ rad/s}^2$ diese Verletzungsgrenze nicht erreicht wurde.

Tabelle 5-5: Vergleich des in der Computer-Simulation ermittelten HIP-Index sowie der linearen Beschleunigungen und Winkelbeschleunigungen mit und ohne Kopfschutz (kursive Zahlen zeigen erhöhtes Verletzungsrisiko).

Ballgeschwindigkeit	HIP [kW]		max. Linearbeschleunigung [g]		max. Winkelbeschleunigung [rad/s ²]	
	ohne	mit	ohne	mit	ohne	mit
4 m/s	0,15	0,14	4,75	4,21	184,50	163,99
10 m/s	0,98	0,95	13,89	13,48	527,24	515,17
20 m/s	4,10	3,91	28,83	28,01	935,39	921,53
30 m/s	10,49	9,94	43,99	42,48	1322,92	1291,80

Zusammenfassung der Ergebnisse

Für die Kontaktsituation Ball-Kopf konnte mit den untersuchten Ballgeschwindigkeiten keine deutliche Reduzierung des Verletzungsrisikos bei Verwendung des Kopfschutzes ermittelt werden. Ein erhöhtes Verletzungsrisiko für Kopfverletzungen nach dem HIP-Index ergab sich nur bei einer Ball-Auftreffgeschwindigkeit von $v = 30,0 \text{ m/s}$.

5.4.3 Diskussion

Mit dem MKS-Modell Kopf-Nacken wurden realistische Stoßuntersuchungen hinsichtlich einer möglichen Reduzierung des Risikos von Kopfverletzungen bei Kopfballsituationen im Fußball unter Verwendung eines kommerziell erhältlichen Kopfschutzes durchgeführt.

Dabei konnte mit den untersuchten Ballgeschwindigkeiten keine deutliche Reduzierung des Verletzungsrisikos bei Kopf-Ball-Kontakt bei Verwendung des Kopfschutzes ermittelt werden. Dies stimmt mit Ergebnissen einer von der FIFA in Auftrag gegebenen Studie über die Effektivität eines Kopfschutzes im Fußball hinsichtlich der Reduzierung des Verletzungsrisikos in Kontaktsituationen Kopf-Kopf und Kopf-Ball überein [286]. Auch diese Studie zeigte keine signifikante Reduzierung der maximalen Linearbeschleunigung und des HIP-Index bei Kopf-Ball Kontaktsituationen, sowohl bei gewollten, aktiven Kopfballsituationen mit Ballgeschwindigkeiten von $v = 6,4 \text{ m/s}$ und $v = 8,2 \text{ m/s}$ als auch unbewusstem Kopf-Ball-Kontakt mit Ballgeschwindigkeiten von $v = 10 \text{ m/s}$, $v = 20 \text{ m/s}$ und $v = 30 \text{ m/s}$.

⁹ Erdbeschleunigung $g = 9,81 \text{ m/s}^2$

Um die Effektivität des untersuchten Kopfschutzes abschließend beurteilen zu können, sollen in weiteren Studien auch andere Kontaktsituationen - wie zum Beispiel Kopf-Kopf-Zusammenstöße - mit dem entwickelten MKS-Modell simuliert werden. Vor allem die im Spiel immer häufiger auftretenden Kontaktsituationen Kopf-Ellbogengelenks und Kopf-Unterarm/Hand/Handgelenk sind aktuell von großem Interesse.

Mit einfachen Parametervariationen des Kopfschutz-Modells - d.h. einer Modifikation des Designs oder des Verhaltens des verwendeten Materials - kann das MKS-Modell zudem Möglichkeiten der Optimierung und der Weiterentwicklung des Produkts aufzeigen.

Aufgrund des detaillierten anatomischen Aufbaus mit Verwendung der validierten Einzelstrukturen sowie der Übereinstimmung der Simulationsergebnisse des Gesamtmodells mit experimentellen Daten ermöglicht das in dieser Arbeit entwickelte MKS-Modell Kopf-Nacken auch die Simulation anderer dynamischer Prozesse.

Ein weites Aufgabenfeld ergibt sich dabei in der Untersuchung der Fahrzeugsicherheit bei Auffahrunfällen von Fahrzeugen. Möglichkeiten der Reduzierung der Schleudertraumata bietet hier zum Beispiel die Weiterentwicklung der Inneneinrichtung.

6 MKS-Modell Finger-Hand-Unterarm

6.1 Motivation

Golf erfreut sich als Freizeitaktivität - unabhängig von Alter, Geschlecht und Können - immer größerer Beliebtheit. Aufgrund der zunehmenden Verbreitung schärft sich auch das Bewusstsein gegenüber sportartspezifischen Verletzungen. Untersuchungen zeigen, dass - neben individuellen körperlichen Voraussetzungen - die technischen Fähigkeiten des Golfspielers auf die Verletzungslokalisierung auswirken [99]. Während bei professionellen Golfspielern ein größerer Anteil an Wirbelsäulenverletzungen beobachtet wurde, ist das Verletzungsrisiko der oberen Extremität bei Amateurspielern erhöht (Abbildung 6-1). Dabei handelt es sich in erster Linie um Überlastungsschäden der während der Durchführung von Golfschwüngen stark belasteten Strukturen (etwa 82% der Verletzungen) und weniger um traumatische Verletzungen (ca. 18%). Gosheger et al. [99] ermittelten die Lokalisation golfspezifischer Verletzungen bei 643 Amateurspielern (Abbildung 6-2).

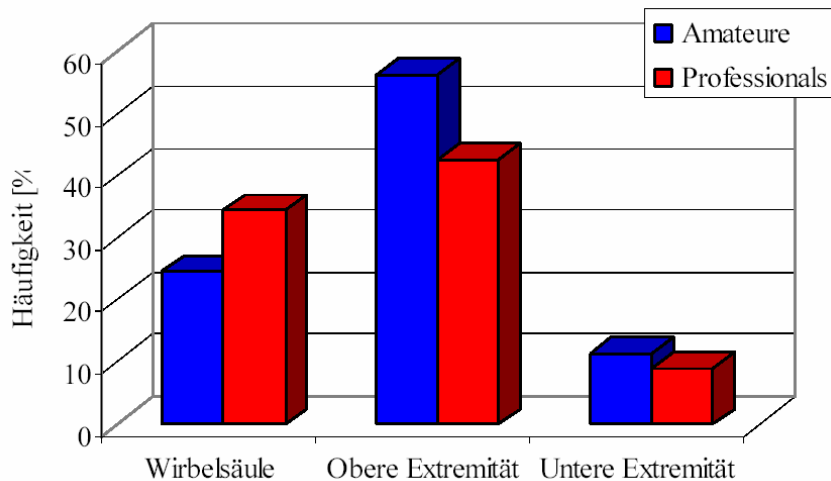


Abbildung 6-1: Lokalisation golfspezifischer Verletzungen Amateure vs. Professionals [99].



Abbildung 6-2: Häufigkeiten der Verletzungslokalisationen bei Amateurgolfern.

Eine untergeordnete Rolle spielen im Golfsport Verletzungen der unteren Extremität. Durch die extreme Valgus-Außenrotations-Stellung des Beins in der Endphase des Golfschwungs sind dabei Sprunggelenk sowie das mediale Anteil des Kniegelenks, im speziellen der Innenmeniskus und das Lig. collaterale mediale, betroffen. Bei etwa jeder vierten Verletzung klagt der Golfspieler über Beschwerden im Rückenbereich, vor allem im Bereich der lumbalen und cervikalen Wirbelsäule. Der sog. "Golfer-Rücken" wird nicht zuletzt durch die ausgeprägte Rumpfdrehung verursacht. Das Becken wird während der Abschlagbewegung um ca. 45° und die Schulter um ca. 90° gedreht. Dabei kommt es am Schwungende zu einer extremen Hyperlordosierung der Lendenwirbelsäule. Laut Blakeman [26] kann für die Probleme an der Wirbelsäule auch eine fehlerhafte Griffhaltung verantwortlich sein.

Verletzungen der Hand bzw. im Handgelenk betreffen zu großen Teilen die ligamentären oder muskulären Strukturen und resultieren oftmals aus dem Berühren des Bodens mit dem Schlägerkopf kurz vor dem Ballauftreff-Zeitpunkt.

Häufiger treten Verletzungen des Ellbogengelenks auf, vor allem bei Amateurspielern und speziell bei Frauen [192,281]. So stellen Ellbogengelenksverletzungen bei Amateurspielern einen Anteil an Gesamtverletzungen von 25% bis 33 % dar. Bei professionellen Golfern ist der Anteil mit 7% bis 10% deutlich geringer. Am geläufigsten ist der so genannte "Golfer-Ellbogen", eine Insertionstendopathie der am Epicondylus humeri ulnaris ansetzenden Hand- und Fingerbeuger.

In einem Überblick der aktuellen Fachliteratur über Verletzungen im Golfsport stellten McHardy und Pollard [192] fest, dass die Verletzungen des Ellbogengelenks zwar hinlänglich bekannt sind, die genauen Mechanismen jedoch bisher nicht näher untersucht worden sind. Die Computermodellierung bietet hier die Möglichkeit der genauen Analyse der Verletzungsmechanismen im Arm- und Handbereich.

Die Abschlagbewegung im Golf ist ein sehr komplexer Bewegungsablauf, der den ganzen Bewegungsapparat des Menschen betrifft. Liegt das Hauptaugenmerk auf den Verletzungsmechanismen am Ellbogengelenk, muss der komplexe Aufbau an Unterarm, Hand und Finger im Detail betrachtet werden. Am Ellbogengelenk setzt die Muskulatur von Unterarm, Hand und Fingern an.

Während der Bewegungsablauf mit entsprechenden Analyseverfahren untersucht und beurteilt werden kann, sind muskuläre Vorgänge messtechnisch kaum zu erfassen. Das Ziel dieser Arbeit ist es daher, ein detailliertes mechanisches MKS-Modell der oberen Extremität mit Finger, Hand und Unterarm zu entwickeln (Abbildung 6-3). Mit dem Modell sollen die Belastungen am Ellbogengelenk während des Golfabschlags, unter Verwendung experimentell ermittelter Daten, genauer analysiert werden.

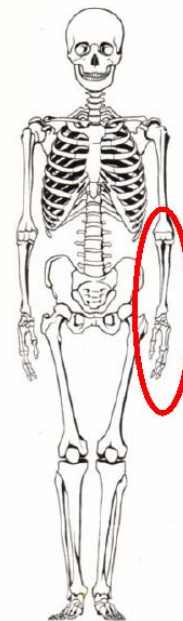


Abbildung 6-3: Körperregion des Bewegungsapparates, von dem ein physikalisches Modell zur Analyse von Sportverletzungen im Bereich Finger, Hand und Unterarm erstellt wurde.

In Abbildung 6-4 ist das unter möglichst exakter Berücksichtigung der anatomischen Strukturen und der Biomechanik entwickelte MKS-Modell Finger-Hand-Unterarm dargestellt. Das MKS-Modell setzt sich aus dem distal des Ellbogengelenks liegenden Knochen und Weichteilstrukturen zusammen. Als passive Weichteilstrukturen wurden die Kraftelemente der biologischen Einzelstrukturen Sehnen und Bänder sowie Gelenkknorpel modelliert. Zudem wurden weitere biologische Strukturen wie Sehnenscheiden berücksichtigt. Die modellierte Muskulatur umfasst sämtliche an der Bewegung der Finger, des Handgelenks und des Unterarms beteiligten Muskelzüge mit einer detaillierten Darstellung der komplexen Sehnenverläufe in den einzelnen Fingern.

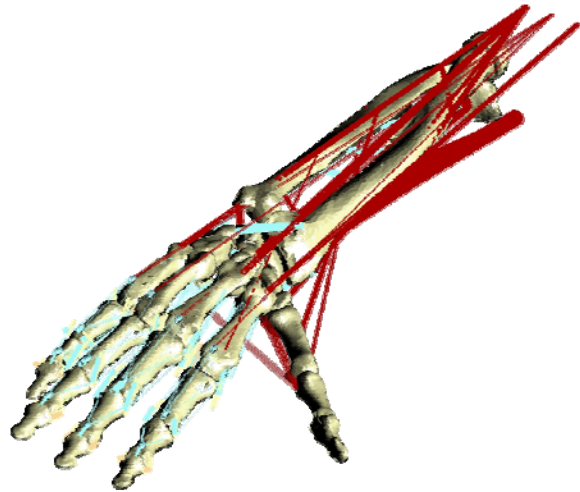


Abbildung 6-4: Entwickeltes MKS-Modell Finger-Hand-Unterarm (Ansicht von dorsal).

Zur Ermittlung der Bewegungsverläufe an der oberen Extremität wurden in Bewegungsanalysen zunächst experimentell Abschlagbewegungen von Golfspielern mit unterschiedlichem Handicap aufgezeichnet. Zur Anpassung der Anthropometrie des MKS-Modells Finger-Hand-Unterarm an die unterschiedlichen Anthropometrien der analysierten Golfspieler wurde in der Simulation der Golfabschlagbewegung das MKS-Modell Finger-Hand-Unterarm zunächst ebenso kinematisch geführt, wie das Modell des Golfschlägers. Die angepassten Bewegungen in Unterarm und Handgelenk wurden anschließend in einer Vorwärtssimulation unter Einsatz des entwickelten Kraftelements für die Muskulatur (siehe Abschnitt 3.5) verwendet. Damit konnte auf die Sehnen- und Muskelbelastungen am Ellbogengelenk geschlossen werden.

Da die Belastungen im Ellbogengelenk während der Golfabschlagbewegung experimentell kaum quantifizierbar sind, standen für den dargestellten Simulationsfall keine direkten Vergleichs- bzw. Validierungsmöglichkeiten zur Verfügung.

Es wurden daher experimentell "äußere" Messungen durchgeführt und zur Überprüfung der Ergebnisse herangezogen. Neben einer Bewegungsanalyse der oberen Extremitäten wurden die Druckverteilungen am Griff während der Abschlagbewegung experimentell gemessen und als Maß für die Sehnenbelastungen verwendet.

6.2 Entwicklung des Modells

6.2.1 Anatomie

Die anatomische Bezeichnung der Finger erfolgt durch fortlaufende Nummerierung von Daumen (I) zu Kleinfinger (V) (Abbildung 6-5). Die Fingerknochen unterscheiden sich in

- Phalanx proxima (hinterer Fingerknochen in Richtung Handwurzel),
- Phalanx media (Mittelfingerknochen - der Daumen hat keinen Mittelfingerknochen) und
- Phalanx distal (vorderster Fingerknochen in Richtung Fingerspitze)

und sind mit folgenden Gelenken miteinander verbunden:

- Articulationes metacarpophalangeales (MCP): Fingergrundgelenke
- Articulationes proximales interphalangeales (PIP): Fingermittelgelenke
- Articulationes distales interphalangeales (DIP - Fingerendgelenke).

Die Articulationes carpometacarpales verbinden die fünf Ossa metacarpi (Mittelhandknochen) mit der distalen Reihe der Handwurzelknochen (Abbildung 6-5):

- Daumen und Zeigefinger mit dem Os trapezium (großes Vieleckbein)
- Zeigefinger und Mittelfinger mit dem Os trapezoidum (kleines Vieleckbein)
- Mittel- und Ringfinger mit dem Os capitatum (Kopfbein)
- Ringfinger und kleinen Finger mit dem Os hamatum (Hackenbein)

Die distale Handwurzelreihe bildet mit der proximalen Reihe das distale Handwurzelgelenk Articulatio mediocarpalis. Die Gelenke zwischen den Handwurzelknochen einer Reihe werden als Articulatio intercarpales bezeichnet. In der proximalen Handwurzelreihe (direkt am Handgelenk) liegen (von Finger I nach V):

- Os scaphoideum oder Os naviculare (Kahnbein)
- Os lunatum (Mondbein)
- Os triquetrum (Dreieckbein)
- Os pisiforme (Erbsenbein)

1. Os naviculare (Kahnbein)
2. Os lunatum (Mondbein)
3. Os triquetrum (Dreieckbein)
4. Os pisiforme (Erbsenbein)
5. Os trapezium (großes Vieleckbein)
6. Os trapezoidum (kleines Vieleckbein)
7. Os capitatum (Kopfbein)
8. Os hamatum (Hackenbein)
9. Processus styloideus radii
10. Radius (Speiche)
11. Ulna (Elle)
12. Processus styloideus ulnae
13. Os metacarpale (Mittelhandknochen)
14. Phalanx proxima



Abbildung 6-5: Knochenstrukturen der Hand [294].

Die proximale Handwurzelreihe bildet mit dem Os radius (Speiche) das Articulatio radiocarpalis (proximales Handwurzelgelenk). Die Articulationes metacarpophalangeales besitzen relativ schlaife Gelenkkapseln, die palmar durch die Ligg. palmaria unterstützt werden. Die Ligamenta palmaria sind Faserknorpel, die mit dem Pfannenrand der Grundphalangen der Finger volarseitig verwachsen sind (Abbildung 6-6). Abbildung 6-7 zeigt die Ligg. collateralia (3). Im MCP setzen diese dorsal am Drehpunkt an den Köpfen der Metakarpalknochen an (4) und schränken dabei die Beweglichkeit des MCP ein.

Da die proximale Insertion am Kopf der Metacarpale ansetzt und dorsalseitig zum Drehpunkt der Flexions-Extensions-Bewegung liegt, sind sie in Extension schlaff und spannen sich mit zunehmender Flexion. Die Insertionsstellen der collateralen Bänder an den proximalen Segmenten der Gelenke stimmen mit den Achsen der Flexions-Extensions-Bewegung überein [236]. Die Ligg. collateralia schränken die Pronation und die Umfänge der seitlichen Bewegungen ein. In Flexionsstellung des MCP sind Abduktionsbewegungen unter physiologischen Gegebenheiten nahezu nicht möglich. Die Spannung der radialen und ulnaren Bänder nimmt mit Abduktion und Adduktion des MCP zu. In den Articulationes interphalangeales setzen ebenso Ligg. collateralia (5) sowie Ligg. palmaria an.

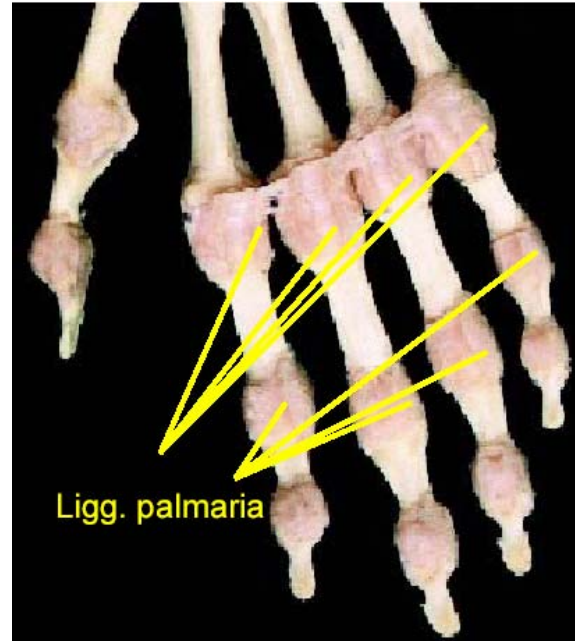


Abbildung 6-6: Bandapparat an den Fingern (Ansicht von palmar) [298].



Abbildung 6-7: Anatomischer Aufbau der Finger [222].

Die Sehnen der langen Fingermuskeln über Hand- und Fingergelenke werden durch die digitalen Sehnenscheiden geführt. Abbildung 6-8 zeigt die Pars anularis vaginae fibrosae und die Pars cruciformis vaginae fibrosae. An den distalen und proximalen Enden setzen jeweils die Sehnenzüge der Flexoren an.

Fingergelenke weisen sog. volare (oder auch palmare) Platten auf, die distal scharnierartig an der Basis der entsprechenden Phalanx fixiert sind (Abbildung 6-9). Bei Flexion erhöht die volare Platte den Flächenkontakt im Gelenk. Der proximale Ansatz ähnelt einem Schwalbenschwanz und tritt aus den distalen Ausgängen der ossären Ringbandkanals aus.

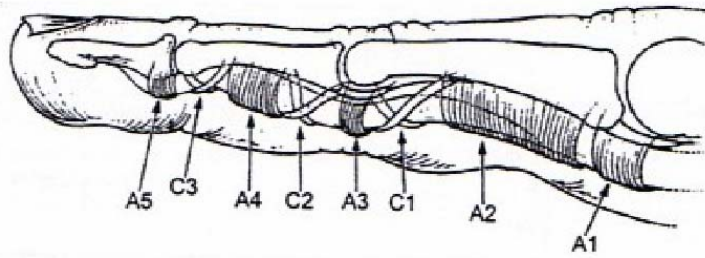


Abbildung 6-8: Sehnscheiden an den Fingern: Vagina fibrosa mit den partes annulares (A1 bis A5) und partes cruciformes (C1-C3) [67].

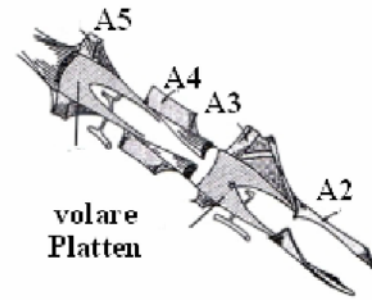


Abbildung 6-9: Volare Platte an DIP und PIP [67].

Alle Handwurzelknochen sind durch feste Bänder eng miteinander verbunden. Die Beweglichkeit der einzelnen Knochen gegeneinander ist begrenzt (Abbildung 6-10). Zwischen den Unterarmknochen und der ersten Reihe der Handwurzelknochen finden sich folgende ligamentäre Strukturen:

- Lig. collaterale carpi ulnare (von Processus styloideus ulnarii zu Os triquetrum und Os pisiform)
- Lig. collaterale carpi radiale (von Processus styloideus radii zu Os scaphoideum)
- Lig. radiocarpale palmare (von Processus styloideus radii zu Os lunatum, Os triquetrum, Os capitatum, Os hamatum)
- Lig. radiocarpale dorsale (von posteriorem Bereich des distalen Radius zu Os lunatum, Os triquetrum)
- Lig. ulnocarpale palmare (von Processus styloideus ulnarii zu Os capitatum)

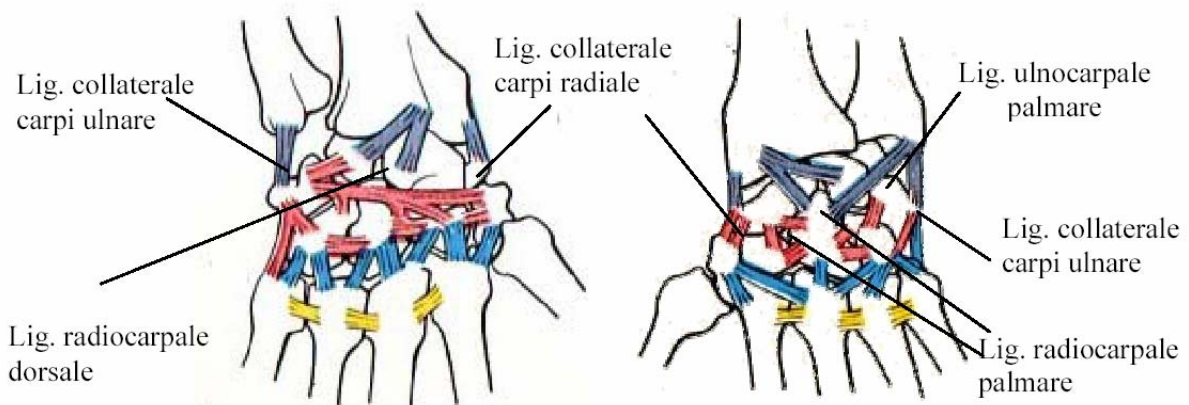


Abbildung 6-10: Bandstrukturen zwischen Unterarmknochen und Karpalknochen (links: Ansicht von dorsal; rechts: Ansicht von palmar) [222].

Zwischen Radius und Ulna spannt sich die Membrana interossea (**Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.**). Durch die Ausrichtung der Fasern von proximal lateral am Radius nach distal medial zur Ulna wirken die Fasern einer Relativverschiebung von Radius zur Ulna (z.B. beim Abstützen der Hand) in Längsrichtung entgegen. Das Chodra oblique verläuft in entgegengesetzter Richtung.

Im Articulatio radioulnaris proximalis rotiert der zylinderförmige proximale Radius geführt von dem ringförmigen Lig. annulare radii. Im Articulatio radioulnaris distalis befinden sich volar- als auch dorsalseitig die radioulnaren Bänder (Lig. radioulnar anterior und Lig. radioulnar posterior).

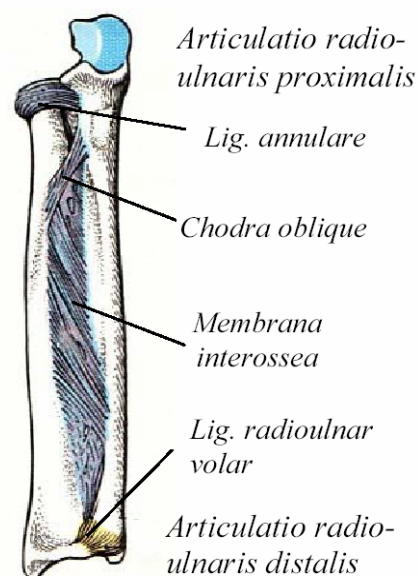


Abbildung 6-11: Weichteilstrukturen zwischen Radius und Ulna [222].

6.2.2 Biomechanik

Für die Interphalangeal- und Metacarpophalangeal-Gelenke ist die Neutral-Null-Stellung als die Stellung definiert, in welcher die Richtung der proximalen und distalen Segmente jeweils ausgerichtet ist. Die Bewegungsumfänge der Gelenke der Finger II bis V betragen (Flexion/Neutral-Null-Stellung/Extension):

- MCP-Gelenke: $90^{\circ}/0^{\circ}/0^{\circ}-30^{\circ}$
- PIP-Gelenke: $100^{\circ}/0^{\circ}/0^{\circ}$
- DIP-Gelenke: $90^{\circ}/0^{\circ}/0^{\circ}$

Die Abduktion- und Adduktions-Bewegung beschreibt das Spreizen und Schließen der Finger II-V (ausgenommen Daumen). Die Abduktion- und Adduktions-Bewegung wird nur in den Metacarpophalangeal-Gelenken (MCP) ausgeführt.

Die Radiocarpal-Gelenke ermöglichen die Bewegung der Handwurzelknochen gegenüber dem Radius. Zwischen den Handwurzelknochen liegen die Intercarpal-Gelenke. Durch die straffe Bandverbindung innerhalb der einzelnen Handwurzelknochen untereinander, besteht zwischen der ersten und zweiten Handwurzelreihe nur eine geringe Beweglichkeit (Metacarpal-Gelenk).

Die zweite Handwurzelreihe bildet mit dem Mittelhandknochen der Hand das Carpometacarpal-Gelenk (Handwurzel-Mittelhand-Gelenk), das ebenfalls nur einen geringen Bewegungsumfang besitzt. In Abbildung 6-12 sind die Bewegungsumfänge aus der Neutral-Null-Stellung des Handgelenks gezeigt. Der Bewegungsumfang der Palmarflexion beträgt 50° bis 60° , der Extension bzw. Dorsalflexion 35° bis 60° . Der Bewegungsumfang der radialen Abduktion beträgt 25° bis 30° , der ulnaren Abduktion 30° bis 40° .

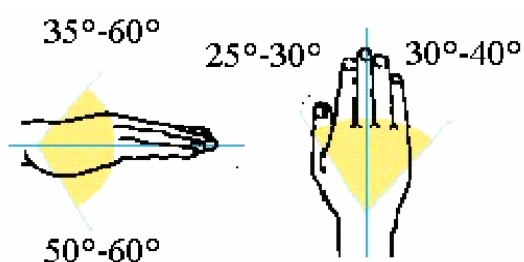


Abbildung 6-12: Bewegungs-umfänge im Handgelenk [234].

Das radioulnare Gelenk setzt sich zusammen aus dem *Articulatio radioulnaris proximalis* (am Ellenbogen) und dem *Articulatio radioulnaris distalis* (am Handgelenk) (Abbildung 6-13). Das *Articulatio radioulnaris proximalis* ist ein Radgelenk (ein zylinderförmiger Körper (Radius) dreht sich innerhalb eines ligamentären Ringes (Lig. anulare)), das *Articulatio radioulnaris distalis* ist ein Zapfengelenk (ein Scharniergelenk, welches nur eine Rotation um die longitudinale Achse erlaubt). Abbildung 6-14 zeigt die Bewegungsumfänge aus der Neutral-Null-Stellung des Unterarms. Der Umfang von Supination (Daumen nach außen) und Pronation (Daumen nach innen) beträgt jeweils 80° bis 90° .



Abbildung 6-13: Pronation (links) und Supination (rechts) des Unterarms [293].

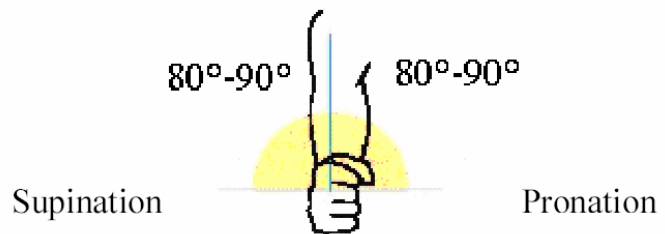


Abbildung 6-14: Bewegungsumfänge des Unterarms [233].

Das Ellenbogengelenk setzt sich aus drei Teilgelenken zusammen:

- *Articulatio humeroulnaris*: Scharniergelenk zwischen Humerus und Ulna zur Flexion und Extension des Unterarms gegenüber dem Oberarm
- *Articulatio humeroradialis*: Kugelgelenk zwischen Humerus und Radius mit zwei Freiheitsgraden: Supination und Pronation sowie Flexion und Extension
- *Articulatio radioulnaris proximalis*: Radgelenk zwischen proximalen Radius und Ulna

Das Ellenbogengelenk erlaubt somit die Flexion und Extension des Unterarms gegenüber dem Oberarm über einen Beugebereich von 0° bis 150° sowie eine Supination und Pronation des Radius gegenüber der Ulna um jeweils 80° bis 90° .

6.2.3 Aufbau des MKS-Modells Finger-Hand-Unterarm

6.2.3.1 Knochen sowie Lage der Koordinatensysteme und Gelenke

Die im Mehrkörpersystem berücksichtigten Knochenstrukturen wurden aus einem CT-Datensatz gewonnen. Die CT-Daten wurden von der Klinik für Orthopädie am Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München zur Verfügung gestellt. Abbildung 6-15 zeigt die segmentierten Phalangen und Metacarpale am Beispiel des Fingers III. Die Massen der modellierten Knochen wurden aus der Literatur übernommen [148].

Die Festlegung der Koordinatenachsen erfolgte nach einer Empfehlung der International Society of Biomechanics (ISB) [293].

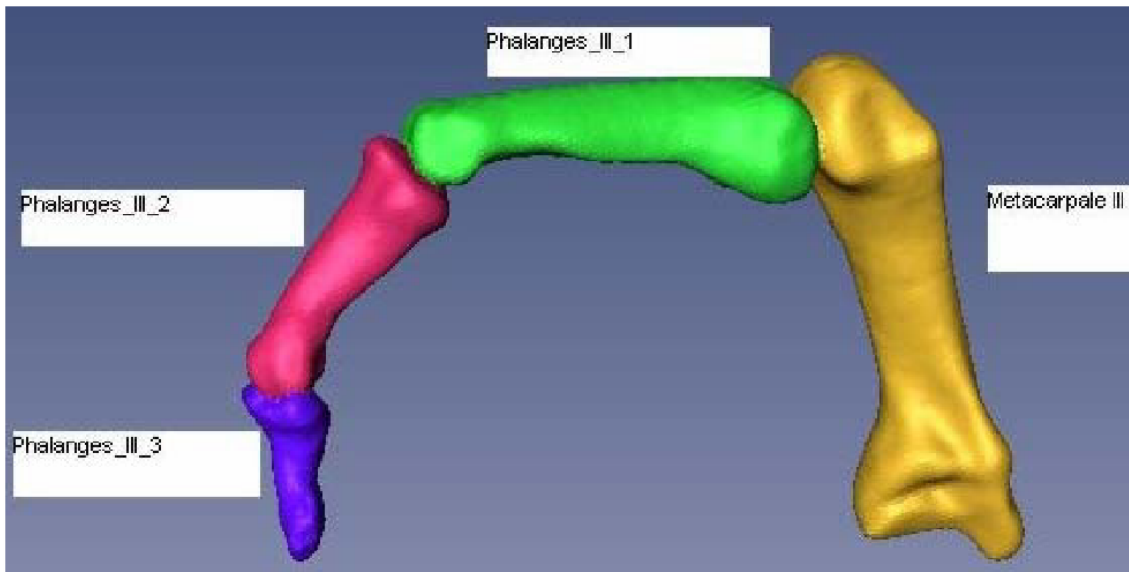
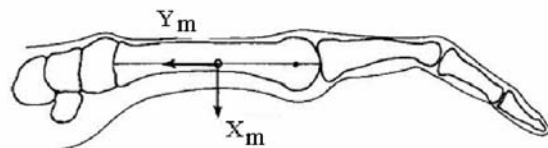


Abbildung 6-15: Oberflächenmodelle der Knochen von Finger III.

Koordinatensystem: Metacarpale (X_m, Y_m, Z_m) und Phalanx (X_p, Y_p, Z_p)

Unabhängig von Form und Bewegungsumfang liegt der Koordinatenursprung der körperfesten Referenzsysteme der fünf Metacarpale in longitudinaler Richtung jeweils in der Mitte zwischen Basis und Spitze, in der Transversalebene liegt er im Zentrum der röhrenförmigen Knochen



(Abbildung 6-16). **Abbildung 6-16: Metacarpale mit Lage des Ursprungs des Koordinatensystems [293].**

Die Y_m -Achse verläuft jeweils durch das Zentrum des distalen Kopfes zum Mittelpunkt der Basis der Metacarpale mit positiver Richtung nach proximal. Die X_m -Achse bildet mit der Y_m -Achse eine Sagittalebene, welche die Metacarpale in zwei gleich große Hälften unterteilt. Die Z_m -Achse steht senkrecht zur X_m - und Y_m -Achse.

Die körperfesten Referenzsysteme der insgesamt 14 Phalangen einer Hand entsprechen in Ursprung und Richtung der Beschreibung der körperfesten Referenzsysteme der fünf Metacarpalen.

Segment-Koordinatensystem: Radius (X_r, Y_r, Z_r) und Ulna (X_u, Y_u, Z_u)

Der Koordinatenursprung des körperfesten Referenzsystems des Radius O_r liegt in der Mitte zwischen der Kante an Fossa radioscaphoid und Fossa radiolunate am distalen Ende des Radius und der Vertiefung des proximalen Kopfes des Radius (Abbildung 6-17). In der Transversalebene liegt der Ursprung im Zentrum des Knochens. Die Y_r -Achse verläuft durch den Ursprung parallel zur Radius-Längsachse. Sie teilt die Kante

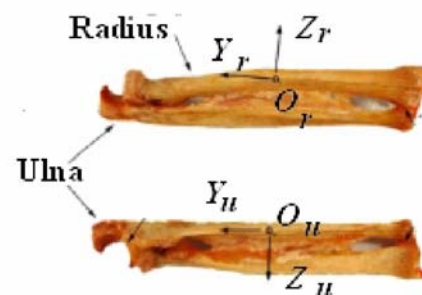


Abbildung 6-17: Definition der Segment-Koordinatensysteme von Radius und Ulna [293].

zwischen Fossa radioscaphoid und Fossa radiolunate am distalen Ende des Radius auf halber Höhe in dorsaler und volarer Richtung. Die Z_r -Achse steht senkrecht auf der Y_r -Achse und verläuft in der durch die Spitze des Processus styloideus radii, dem Ursprung und der konkaven Grundfläche der sigmoidalen Aussparung, beschriebenen Ebene. Die X_r -Achse steht senkrecht zur Z_r - und Y_r -Achse und zeigt nach rechts. Der Koordinatenursprung des körperfesten Referenzsystems der Ulna O_u liegt in der Mitte zwischen dem Zentrum des proximalen Ulnakopfes und dem Processus coronoideus ulnae Verlauf am proximalen Ende der Ulna. In der Transversalebene liegt der Ursprung im Zentrum des tubularen Knochens. Die Y_u -Achse verläuft durch den Ursprung parallel zur Radius-Längsachse und schneidet das Zentrum des proximalen Ulnakopfes. Die X_u -Achse verläuft parallel zur X_r -Achse in Neutral-Null-Stellung des Radius. Die Z_u -Achse steht senkrecht zur X_u - und Y_u -Achse.

Segment-Koordinatensystem: Carpale (X_c , Y_c , Z_c)

Die Richtungen der drei Achsen X_c , Y_c , Z_c der Segment-Koordinatensysteme der acht Handwurzelknochen entsprechen den Richtungen der Segment-Koordinatensysteme des Radius (X_r , Y_r , Z_r) (Abbildung 6-18).

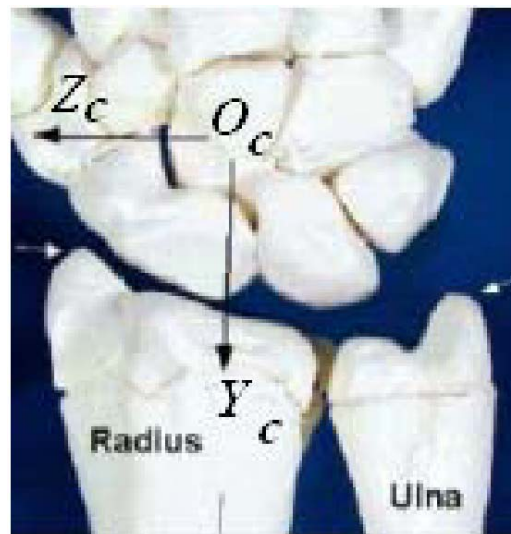


Abbildung 6-18: Definition des Segment-Koordinatensystems der Handwurzelknochen [293].

6.2.3.2 Gelenkknorpel

Das Materialverhalten der mit Gelenkknorpel überzogenen Gelenkflächen der als starre Körper modellierten Knochen wurde mit dem Polygonal Contact Model von Hippmann [120] beschrieben.

6.2.3.3 Muskulatur

In Tabelle 6-1 sind die im MKS-Modell berücksichtigten Muskelzüge mit der Beschreibung der resultierenden Gelenkbewegungen aufgeführt. Die physiologischen Querschnittsflächen $PCSA$ der einzelnen Muskelgruppen wurden aus der Literatur übernommen. Die Maximalkräfte der Muskelzüge basierend auf den physiologischen Querschnittsflächen wurden mit der max. Spannung von $\sigma = 35 \text{ N/cm}^2$ errechnet [304]. Eine detaillierte Beschreibung der Muskulatur an Finger, Hand und Unterarm ist in Anhang B zu finden.

Die Muskelzüge wurden mit dem entwickelten Reglerelement modelliert. (siehe Kap. 3.5). In der Modellierung werden die an einer Bewegung (z.B. Dorsalflexion der Hand) mitwirkenden Muskelzüge in Abhängigkeit der jeweiligen physiologischen Querschnittsflächen bzw. der daraus resultierenden Maximalkräfte an der aufsummierten Kraft aller beteiligten Muskelzüge an einer Bewegung berücksichtigt.

Tabelle 6-1: Beschreibung der modellierten Muskulatur an Fingern, Hand und Unterarm mit resultierender Bewegung.

Muskel	Bez.	Bereich	Bewegung
M. abductor digiti minimi	ADM	Finger V	Abduktion
M. adductor pollicis brevis	APB	Finger I	Abduktion
M. abductor pollicis longus	APL	Finger I	Abduktion, Extension im CMC Gelenk
		Hand	palmare Flexion, radiale Abduktion
M. adductor pollicis	AP	Finger I	Adduktion, Flexion
M. brachioradialis	BR	Unterarm	Supination, Flexion
M. extensor carpi radialis brevis	ECRB	Hand	Extension, radiale Abduktion
		Unterarm	Flexion
M. extensor carpi radialis longus	ECRL	Hand	Extension, radiale Abduktion
		Unterarm	Flexion
M. extensor carpi ulnaris	ECU	Hand	Extension, ulnare Abduktion
M. extensor digiti minimi	EDM	Finger V	Extension
		Hand	Extension, ulnare Abduktion
M. extensor digitorum (communis)	EDC	Finger II-V	Extension der MCP & PIP, ulnare Abduktion
		Hand	Extension
M. extensor indicis (proprius)	EIP	Finger II	Extension der MCP & PIP & DIP
		Handwurzel	Extension (Dorsalflexion)
M. extensor pollicis brevis	EPB	Finger I	Extension MCP & IP, Abduktion
M. extensor pollicis longus	EPL	Finger I	Extension MCP & IP
		Hand	Extension, ulnare Abduktion
M. flexor carpi radialis	FCR	Hand	Flexion, radiale Abduktion
M. flexor carpi ulnaris	FCU	Hand	Flexion, ulnare Abduktion
M. flexor digiti minimi brevis	FDMB	Finger V	Flexion
M. flexor digitorum profundus	FDP	Finger II-V	Flexion der MCP & PIP & DIP
		Hand	Flexion
M. flexor digitorum superficialis	FDS	Finger II-V	Flexion der MCP & PIP
		Hand	Flexion
M. flexor pollicis brevis	FPB	Finger I	Flexion
M. flexor pollicis longus	FPL	Finger I	Flexion
		Hand	Flexion, radiale Abduktion
Mm. interossei dorsalis	DI	Finger II,III,V	Flexion der MCP, Extension der PIP, DIP, Abduktion
Mm. interossei palmaris	PI	Finger II,IV,V	Flexion der MCP, Extension der PIP, DIP, Adduktion
M. lubricalis	LU	Finger II-V	Flexion der MCP, Extension der PIP, DIP
M. opponens digiti minimi	ODM	Finger V	Zieht nach anterior, laterale Rotation
M. opponens pollicis	OP	Finger I	Zieht nach lateral, mediale Rotation
M. palmaris longus	PL	Hand	Flexion
M. pronator quadratus	PQ	Unterarm	Pronation
M. pronator teres	PT	Unterarm	Pronation
M. supinator	SU	Unterarm	Supination

Handmuskulatur

Der Aufbau der Handmuskulatur ist sehr komplex. Einige Muskelgruppen setzen an mehreren Knochen an, haben Auswirkungen auf mehrere Gelenke und verschiedene Bewegungen. In Tabelle 6-2 sind die modellierten Muskelgruppen mit Ansatz- und Ursprungsstellen sowie der Maximalkraft aufgeführt. Die Querschnittsflächen *PCSA* der einzelnen Muskelgruppen wurden aus der Literatur übernommen [33,49,67,179,283]. Zudem werden die einzelnen Muskelgruppen hinsichtlich ihres funktionellen Anteils unterschieden. Ist ein Muskelzug in erster Linie für eine Bewegung - zum Beispiel der M. extensor digitorum an der Dorsalflexion - mitverantwortlich, so wird dies als seine Primärfunktion mit einem Faktor 1,0 gewertet. Hat der Muskelzug zudem einen untergeordneten Anteil an der Ausführung einer weiteren

Bewegung - zum Beispiel der M. extensor digitorum an der Ulnarabduktion -, so wird dies als seine Sekundärfunktion mit einem Faktor 0,5 gewertet.

Tabelle 6-2: Modellierter Muskel zur Palmarflexion - Dorsalflexion (Extension) sowie Radialabduktion - Ulnarabduktion des Handgelenks mit Angabe der physiologischen Querschnittsfläche PCSA, des funktionellen Anteils (Primär- oder Sekundärfunktion), der Maximalkraft F_{max} und dem Anteil der Kraft an der Gesamtbewegung.

Funktion	Muskel	Abk.	PCSA [cm ²]	prim./sek.	F(max) [N]	F [%]
Dorsalflexion:						
	M. extensor digitorum	ED	3,4	1,0	123	21,2
	M. extensor carpi radialis longus	ECRL	2,5	1,0	200	34,5
	M. extensor carpi radialis brevis	ECRB	2,8	1,0	111	19,1
	M. extensor indices	EIP	0,8	0,5	15	2,5
	M. extensor pollicis longus	EPL	1,0	0,5	19	3,3
	M. extensor digiti minimi	EDM	0,4	0,5	9	1,5
	M. extensor carpi ulnaris	ECU	2,7	1,0	103	17,9
Palmarflexion:						
	M. flexor digitorum superficialis	FDS	8,8	1,0	306	31,1
	M. flexor digitorum profundus	FDP	10,1	1,0	353	35,9
	M. flexor carpi ulnaris	FCU	4,2	1,0	145	14,8
	M. flexor pollicis longus	FPL	2,4	0,5	42	4,3
	M. flexor carpi radialis	FCR	2,2	1,0	76	7,7
	M. abductor pollicis longus	APL	2,0	0,5	34	3,5
	M. palmaris longus	PL	0,8	1,0	27	2,7
Radialabduktion:						
	M. extensor carpi radialis longus	ECRL	2,5	1,0	86	24,4
	M. extensor carpi radialis brevis	ECRB	2,8	1,0	99	28,0
	M. abductor pollicis longus	APL	2,0	0,5	34	9,7
	M. extensor pollicis longus	EPL	1,0	0,5	17	4,8
	M. flexor carpi radialis	FCR	2,2	1,0	76	21,4
	M. flexor pollicis longus	FPL	2,4	0,5	42	11,8
Ulnarabduktion:						
	M. extensor carpi ulnaris	ECU	2,7	1,0	103	31,1
	M. flexor carpi ulnaris	FCU	4,2	1,0	159	47,8
	M. extensor digitorum	ED	3,4	0,5	62	18,5
	M. extensor digiti minimi	EDM	0,4	0,5	9	2,6

Unterarm

Tabelle 6-3 zeigt die an der Supinations- und Pronations-Bewegung des Radius gegenüber der Ulna beteiligten und modellierten Muskelgruppen [33,49,67,179,283].

Tabelle 6-3: Modellierter Muskelzüge zur Supination - Pronation des Radius gegenüber der Ulna mit Angabe der physiologischen Querschnittsfläche PCSA, des funktionellen Anteils (Primär- oder Sekundärfunktion), der Maximalkraft F_{max} und dem Anteil der Kraft an der Gesamtbewegung.

Funktion	Muskel	Abk.	PCSA [cm ²]	prim./sek.	F(max) [N]	F [%]
Supination						
	M. supinator	SU	2,8	1,0	277	62,9
	M. brachioradialis	BRA	1,9	1,0	163	37,1
Pronation						
	M. pronator teres	PT	3,6	1,0	340	81,6
	M. pronator quadratus	PQ	2,0	1,0	77	18,4

Fingermuskulatur

Tabelle 6-4 zeigt die physiologischen Querschnittsflächen $PCSA$ bzw. Maximalkräfte F_{max} der an der Flexion und Extension der Finger beteiligten Muskelgruppen sowie den prozentualen Anteil der für die Bewegung verantwortlichen Muskelkraft [33,49,127,180,268,283].

Tabelle 6-4: Modellierte Muskulatur an Fingern mit Angabe der physiologischen Querschnittsfläche $PCSA$, der Maximalkraft F_{max} und dem Anteil der Kraft an der Gesamtbewegung.

Funktion	Muskel	Abk.	Finger	PCSA [cm ²]	F(max) [N]	F [%]	
Flexion	M. flexor digitorum superficialis	FDS	II	2,73	95	30,2	
			III	3,09	108	36,4	
			IV	1,95	68	23,1	
			V	1,00	35	10,2	
	M. flexor digitorum profundus	FDP	II	2,68	94	25,7	
			III	2,70	95	26,9	
			IV	2,43	85	23,5	
			V	2,28	80	23,9	
	Extension	M. extensor digitorum	ED	II	0,70	25	20,1
				III	1,23	45	36,1
IV				0,99	36	30,1	
V				0,46	17	13,7	
M. extensor indices		EIP	II		29		
Mm. interossei palmaris		PI	II	1,4	49	100,0	
			IV	1,20	42	100,0	
			V	1,30	46	100,0	
Mm. interossei dorsalis		DI	II	2,79	98	100,0	
			III	1,75	61	100,0	
			IV	1,45	51	100,0	
			V	1,40	49	100,0	
M. lubricalis		LU	II	0,30	11	25,7	
			III	0,20	7	32,6	
			IV	0,20	7	25,5	
			V	0,20	7	16,2	
M. extensor digiti minimi		EDM	V	0,43	17	100,0	
M. extensor pollicis longus		EPL	I	0,97	38	100,0	
M. extensor pollicis brevis		EPB	I	0,80	30	100,0	
M. abductor pollicis		AP	I	4,00	140	100,0	
M. abductor pollicis brevis	APB	I	0,68	24	100,0		
M. adductor digiti minimi	ADM	V	0,40	14	100,0		
M. flexor pollicis brevis	FPB	V	0,40	14	100,0		
M. flexor digiti minimi brevis	FDMB	V	0,40	14	100,0		

6.2.3.4 Sehnen

Die an der Extension der Finger beteiligten Muskelgruppen, bzw. deren Sehnen, laufen ineinander und setzen letztendlich an der medialen und distalen Phalanx an. In das Modell wird der berechnete Anteil der Muskelkräfte, den der jeweilige Sehnenverlauf zur Extension beiträgt, übernommen. Der unterschiedliche Verlauf der Sehnen in den Fingern ist in Abbildung 6-19 dargestellt. An Finger III setzen zum Beispiel zwei Muskelstränge der Mm.

interossei dorsales (*DI*) an, jedoch kein Anteil des *Mm. interossei palmaris (PI)*. Tabelle 6-5 zeigt die berechneten prozentualen Anteile der Sehnenverläufe an der Gesamtkraft bei Extension der Finger II bis V [268].

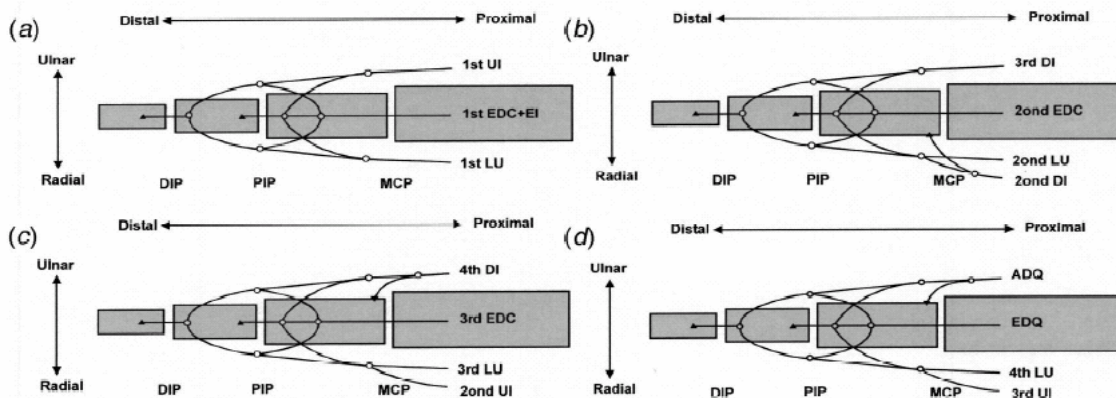


Abbildung 6-19: Sehnenverteilung der Extensoren-Mechanismen im Zeigefinger II (a), Mittelfinger III (b), Ringfinger IV (c) und kleinen Finger V (d) (Ansicht von dorsal, Abkürzungen: *Mm. interossei palmaris (PI - hier UI)*, *Mm. interossei dorsalis (DI)*, *M. lubricalis (LU)*, *M. extensor digitorum (ED - hier EDC)*, *M. extensor digitorum minimi (ED - hier EDQ)*) [235]

Tabelle 6-5: Berechnung der zur Extension der Finger II bis V beteiligten Sehnenanteile.

Sehne	Abk.	Finger II	Finger III	Finger IV	Finger V
		F [%]	F [%]	F [%]	F [%]
		EIP + ED	ED	ED	ED + EDM
	EI	25,78	39,58	26,55	28,56
radial-diagonale Sehne		75% LU II	75% DI III + LU III	75% PI IV + LU IV	75% PI V + LU V
	DBR	3,72	45,32	27,06	33,30
ulnar-diagonale Sehne		75% PI II	75% DI IV	75% DI V	75% ADM
	DBU	17,37	28,03	31,08	0,00
laterale Sehne - radial		25% LU II	25% DI III + LU III	25% PI IV + LU IV	25% PI V + LU V
	LBR	1,24	15,11	9,02	11,10
laterale Sehne - ulnar		25% PI II	25% DI IV	25% DI V	25% ADM
	LBU	5,79	9,34	10,36	0,00
zentrale Sehne		50% EI II	50% EI III	50% EI IV	50% EI V
	CB	12,89	19,79	13,28	14,28
radial-laterale Sehne		25% EI II	25% EI III	25% EI IV	25% EI V
	RLB	6,44	9,89	6,64	7,14
ulnar-laterale Sehne		25% EI II	25% EI III	25% EI IV	25% EI V
	ULB	6,44	9,89	6,64	7,14
Extensor slip		DBR+DBU+CB	DBR+DBU+CB	DBR+DBU+CB	DBR+DBU+CB
	ES	33,98	93,13	71,41	47,58
Terminal Extensor - radial		LBR+RB	LBR+RB	LBR+RB	LBR+RB
	TER	7,69	25,00	15,66	18,24
Terminal Extensor - ulnar		LBU+UB	LBU+UB	LBU+UB	LBU+UB
	TEU	12,23	19,24	17,00	7,14
Terminal Extensor		TER + TEU	TER + TEU	TER + TEU	TER + TEU
	TE	19,92	44,24	32,66	25,38

Zur Führung der Sehnen der langen Fingermuskeln über Hand- und Fingergelenke, müssen die Sehnenscheiden berücksichtigt werden, modelliert werden die partes annulares (Abbildung 6-20). An den distalen und proximalen Enden setzen jeweils die Sehnenzüge der Flexoren an.

Um die Umwicklung der Sehnen der Extensoren um die Gelenkflächen der Finger zu berücksichtigen, wurden zusätzlich elastische, freibewegliche (Dummy-)Körper an die Muskel- und Sehnen-Elemente im proximalen Bereich der Phalanx angekoppelt (Abbildung 6-20). Diese artikulieren mit den Knochenoberflächen und gewährleisten die Umwicklung der Sehnen um die Knochen bei großen Beugstellungen der Finger.

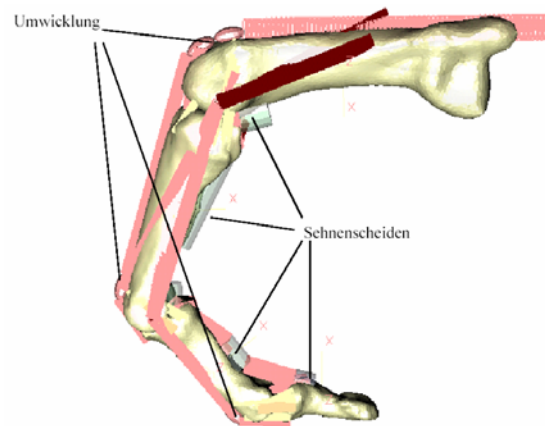


Abbildung 6-20: MKS-Modell von Finger II mit den Sehnenscheiden, in welchen die Sehnen der Flexoren verlaufen, und den modellierten freibeweglichen (Dummy-)Körpern, die zur Umwicklung der Sehnen der Extensoren beitragen.

6.2.3.5 Bänder

Zwischen Radius und Ulna wurde das Membrana interossea mit vier Faserbündeln und das Chodra oblique mit einem Kraftelement modelliert. Auf das ringförmige Lig. annulare radii als Führung des proximalen Radius wurde verzichtet, da im Articulatio radioulnaris proximalis das Gelenk die Rotationsführung übernimmt. Im Articulatio radioulnaris distalis wurden die Aufgaben der volar- und dorsalseitigen radioulnaren Bänder (Lig. radioulnar anterior und Lig. radioulnar posterior) ebenfalls durch Vorgabe der Rotationsfreiheitsgrade übernommen.

Die palmarseitige Verbindung des distalen Radius und der ersten Reihe der Handwurzelknochen wurde mit vier Faserbündeln des Lig. radiocarpale palmare von Processus styloideus radii zu Os lunatum, Os triquetrum, Os capitatum und Os hamatum realisiert. Das Lig. ulnocarpale palmare bildet ein Faserbündel von Processus styloideus ulnarii zu Os capitatum. Dorsal verbinden zwei Faserbündel des Lig. radiocarpale dorsale den posterioren Bereich des distalen Radius mit Os lunatum und Os triquetrum. Die ulnarseitige Verbindung des Lig. collaterale carpi ulnare bilden zwei Faserbündel vom Processus styloideus ulnarii zum Os triquetrum bzw. Os pisiform, radially ein Faserbündel von Processus styloideus radii zum Os scaphoideum.

Um den flächigen Ansatz der Ligg. collateralia einzubeziehen, wurden diese an den Fingergelenken (*DIP*, *PIP*, *MCP*) ulnar- und radially mit jeweils in drei Faserbündeln (dorsal, central, palmar) modelliert. Die Ligg. palmaria (*LP*) wurden durch ein radiales und ein ulnare Bündel (zusammen mit den volaren Platten) dargestellt [178].

In Abbildung 6-21 und Abbildung 6-22 ist der modellierte Extensor-Mechanismus mit Sehnen und Bandstrukturen am Beispiel des Fingers II dargestellt. Palmarseitig befinden sich die Sehnenscheiden zur Führung der Flexoren der Finger.

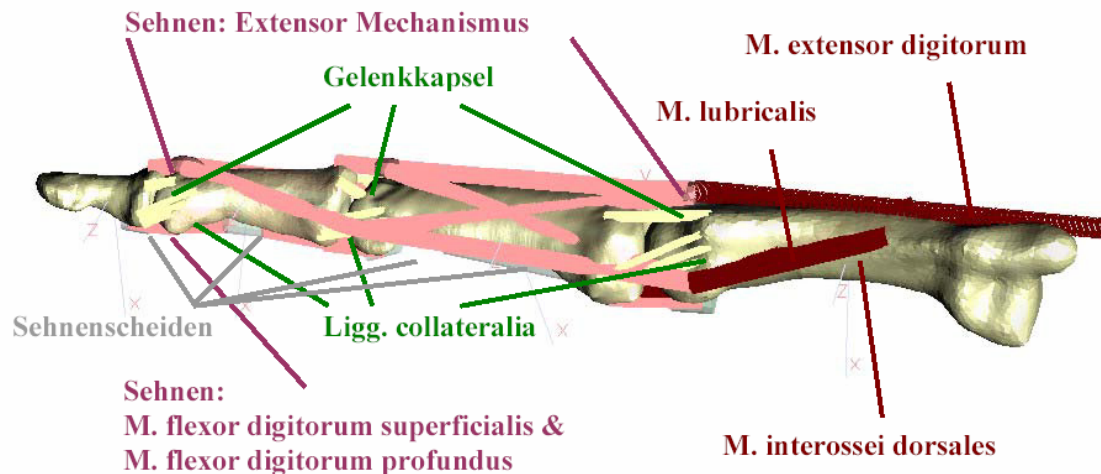


Abbildung 6-21: MKS-Modell Finger II mit Sehnenverlauf des Extensormechanismus, den Sehnscheiden der Flexoren, den Bandstrukturen und den Muskelansätzen (Ansicht von radial).

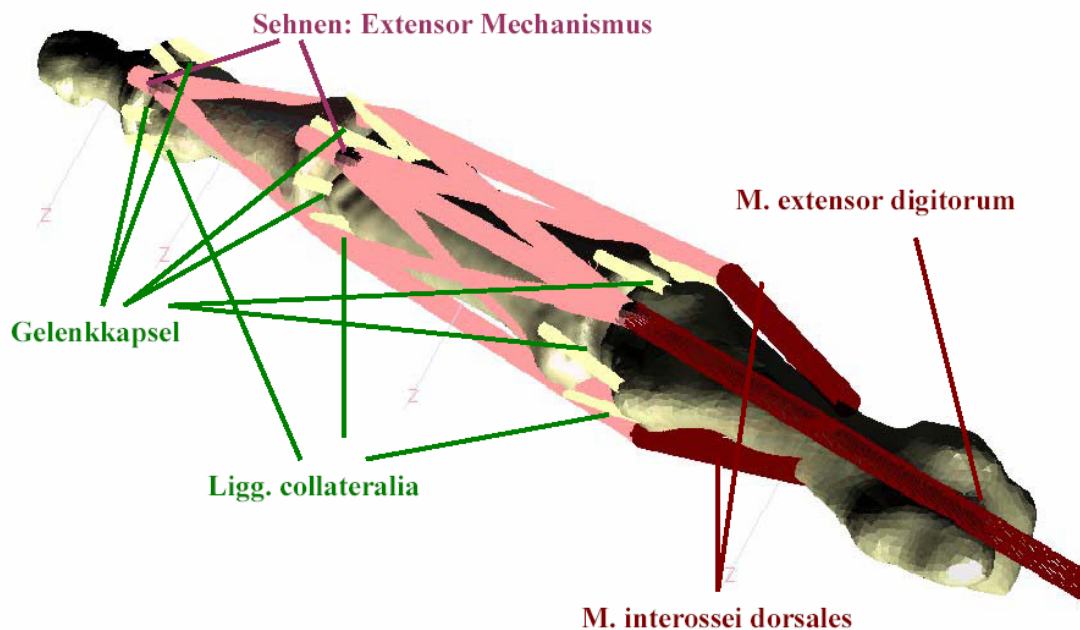


Abbildung 6-22: MKS-Modell Finger II mit Sehnenverlauf des Extensormechanismus, den Bandstrukturen und den Muskelansätzen (Ansicht von dorsal).

6.3 Experimentelle Untersuchungen zur Analyse der Verletzungen am Ellbogengelenk im Golfsport

6.3.1 Experimentelle Versuchsdurchführung

Für die Analyse des Golfschwungs mit dem MKS-Modell Finger-Hand-Unterarm wurden zunächst die Kinematik des Bewegungsablaufs und die Druckverteilung am Griff des Golfschlägers an Golfspielern mit verschiedenen Handicaps experimentell ermittelt. Die Messung der Druckverteilung wurde bei zwei Golflehrern, zwei Golfspielern mit Handicap zwischen 4 und 5, drei Goldspielern mit Handicap 14 bis 15, einem Goldspieler mit Handicap 21 und einem Golfspieler kurz vor Erlangen der so genannten Platzreife durchgeführt.

Die Druckverteilung und Bewegungen wurden am Beispiel eines Golflehrers und eines Golfspielers kurz vor Erlangen der Platzreife analysiert.

Druckverteilungsmessung am Griff des Golfschlägers¹⁰

Zur Ermittlung der Druckverteilung am Griff während einer Abschlagbewegung wurden am Griff eines 3er Holzes (Fa. PING, Phoenix, Arizona) insgesamt 48 Drucksensoren (Fa. PAROMED, Neubeuern) angebracht (Abbildung 6-23). Die Druckfläche eines jeden Sensors betrug $A = 1 \text{ cm}^2$.

Die Auswertung ergab einzelne Druckwerte für jeden Sensor. Für den Bereich der Finger oder auch der beiden Hände konnte durch Aufsummierung die Druckverteilung in definierten Bereichen der beiden Hände ermittelt werden.



Abbildung 6-23: Sensoren am Griff des Golfschlägers zur Ermittlung der Druckverteilung.

Bewegungsanalyse

Die Bewegungsanalyse wurde mit dem VICON Motion Capture System (OMG, Oxford, Großbritannien) mit einer Frequenz von $f = 250 \text{ Hz}$ durchgeführt. Zur Analyse der Bewegungen von Unterarm und Handgelenk wurden Marker an der lateralen und medialen Seite des Ellenbogengelenks, der lateralen und medialen Seite des Handgelenks, der dorsalen Seite der Hand (im Bereich des Os metacarpale III) sowie an vier Stellen des Golfschlägers positioniert (Abbildung 6-24).

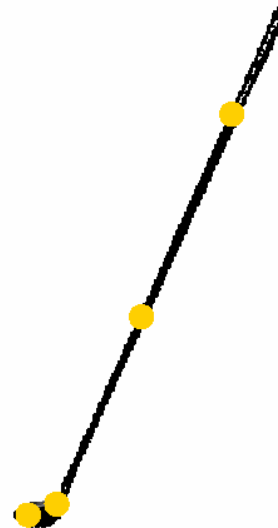


Abbildung 6-24: Markerpositionen am Golfschläger.

¹⁰ Die der Druckverteilungsmessung am Schlägergriff wurde von Prof. M. Grosser und K. Burgardt am ehemaligen Lehrstuhl für Trainings- und Bewegungslehre der Technischen Univesität München entwickelt.

Abbildung 6-25 zeigt den analysierten Bewegungsablauf einer kompletten Abschlagbewegung. Am Griff waren Drucksensoren angebracht, so dass die momentane Druckverteilungen am Griff synchron zur Bewegung aufgezeichnet werden konnten.

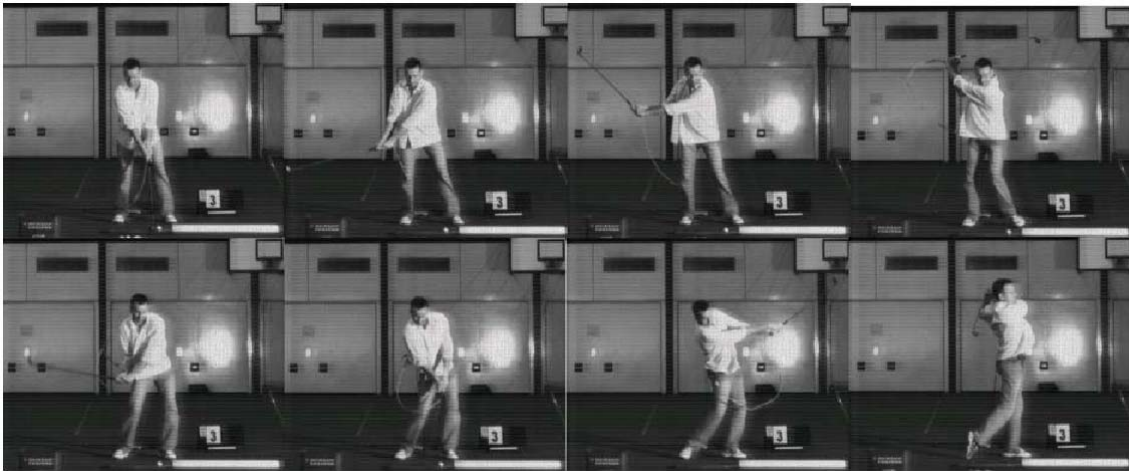


Abbildung 6-25: Analyse des kompletten Golfschwungs. Durch Verwendung des Schlägers mit Drucksensoren am Griff erfolgte synchron die Ermittlung der Druckverteilung.

6.3.2 Ergebnisse der experimentellen Untersuchungen

Druckverteilungsmessung am Griff des Golfschlägers

Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden. bis 6-29 zeigen die über alle Sensoren aufsummierten Druckverläufe, welche von der rechten und linken Hand während der kompletten Abschlagbewegungen ermittelt wurden. Der Ballauftreff-Zeitpunkt ist jeweils bei $t = 0\text{ s}$.

Analysiert wurden jeweils drei Schwünge von

- zwei Golflehrern mit Handicap 0 (Spieler 1 und 2),
- zwei Golfspielern mit Handicap zwischen 4 und 5 (Spieler 3 und 4),
- drei Golfspielern mit Handicap 14 bis 15 (Spieler 5, 6 und 7) und
- einem Golfspieler mit Handicap 21 (Spieler 8).

Ein Vergleich der aufsummierten Druckverläufe am Griff der rechten Hand, zeigte eine Abnahme der Drücke am Schlägergriff in Abhängigkeit von der Höhe des Handicaps. Je besser der Golfspieler, desto geringer sind die eingeleiteten Druckkräfte. Dagegen ergaben die aufsummierten Drücke der linken Hand wesentlich geringere Unterschiede zwischen Spielern mit unterschiedlicher Leistungsstärke.

Der Einfluss des Handicaps auf die Reproduzierbarkeit der vom Golfspieler während des Abschlags benötigten Druckkräfte zeigt sich vor allem an der rechten Hand des Golfers mit Handicap 21. Im Gegensatz zu besseren Spielern mit geringerem Handicap wurden größere inter-individuelle Unterschiede im Druckverlauf ermittelt.

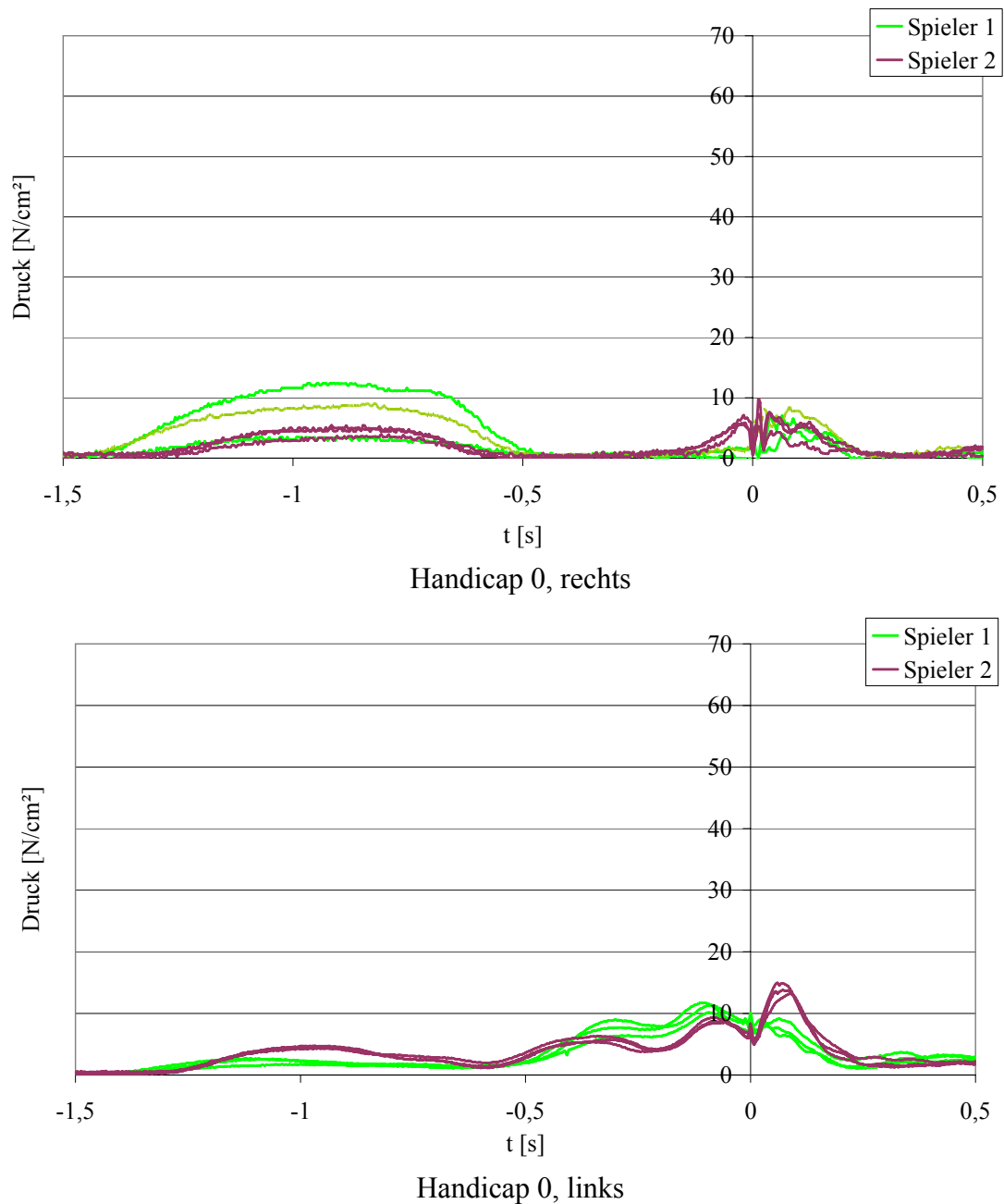
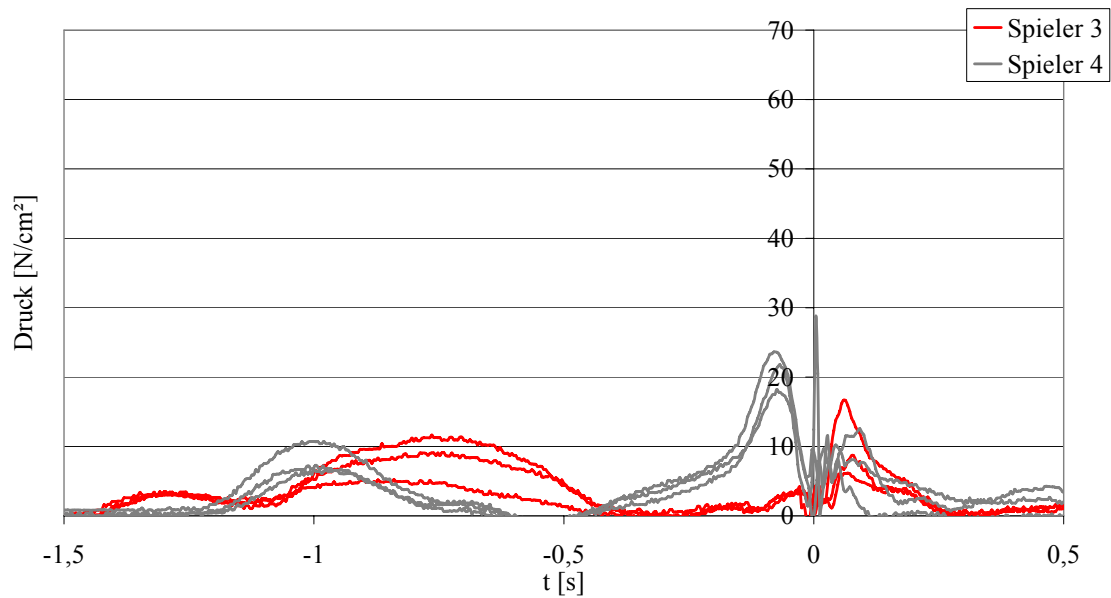
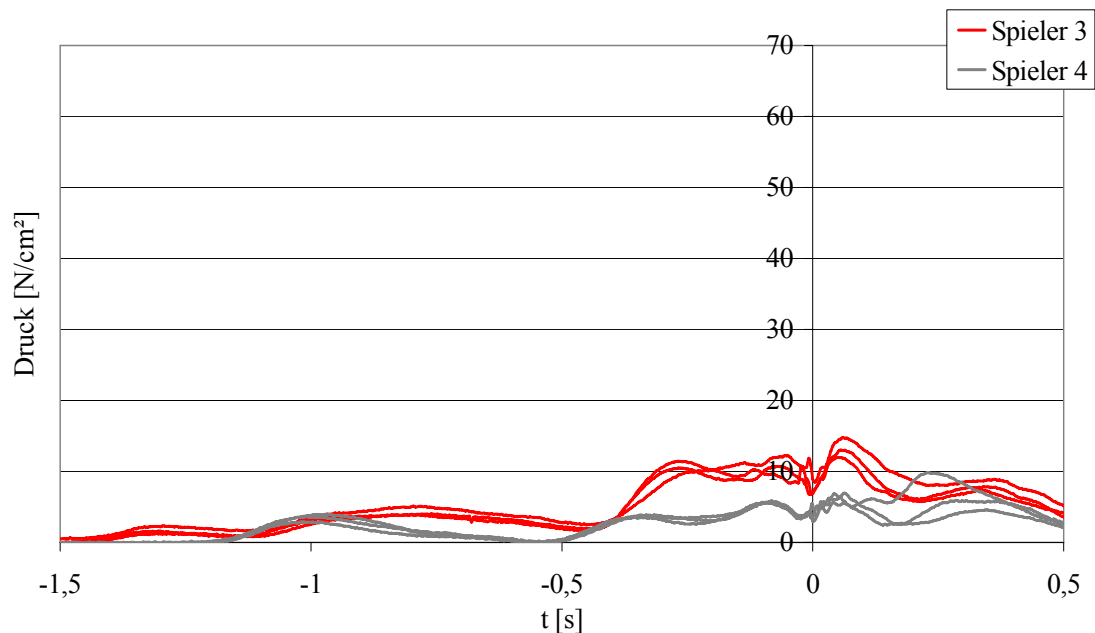


Abbildung 6-26: Druckverläufe an rechter (oben) und linker Hand (unten) bei zwei Golflehrern (Golfspielern mit Handicap 0) während des Schlagbewegung. Dargestellt sind die aufsummierten Druckwerte aller Sensoren einer Hand, ermittelt während jeweils drei Abschlagen jedes Golfspielers.



Handicap 4/5, rechts



Handicap 4/5, links

Abbildung 6-27: Druckverläufe an rechter (oben) und linker Hand (unten) bei zwei Golfspielern mit Handicap 4 und 5 während des Schlagbewegung. Dargestellt sind die aufsummierten Druckwerte aller Sensoren einer Hand, ermittelt während jeweils drei Abschlagen jedes Golfspielers.

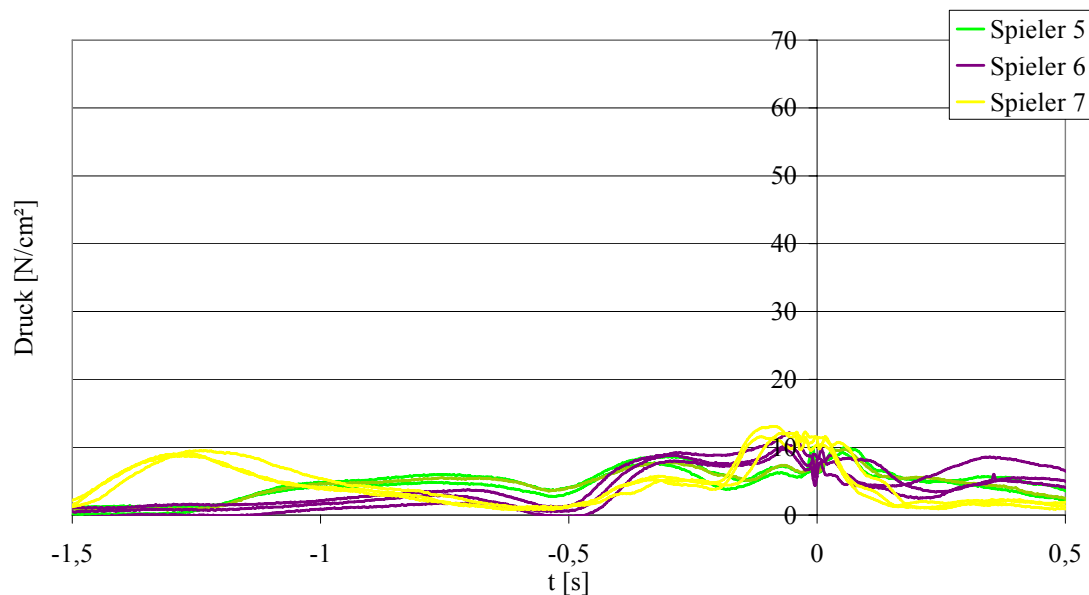
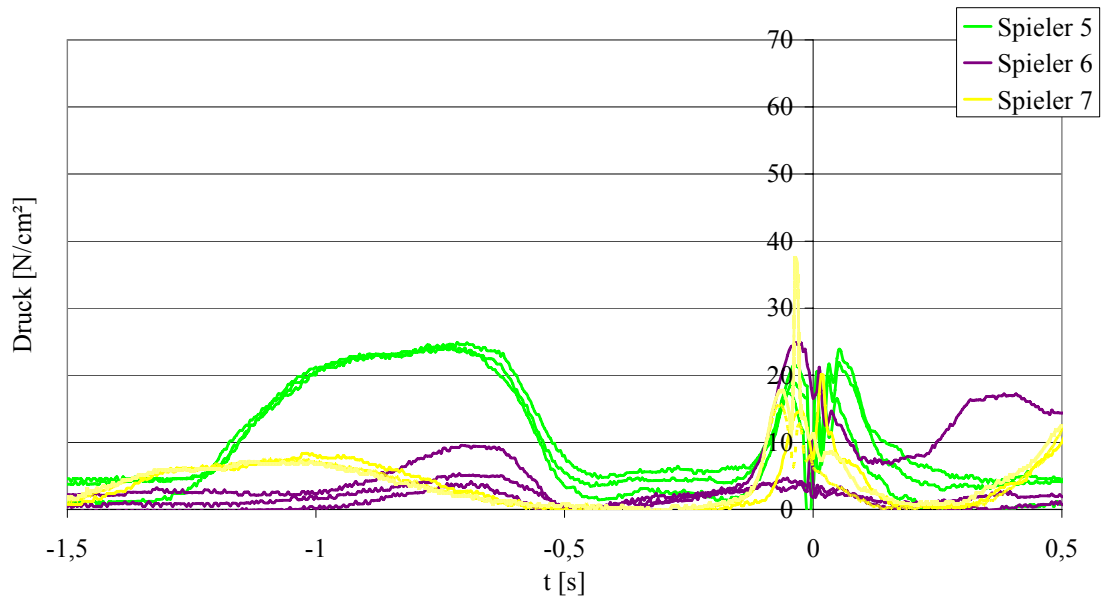
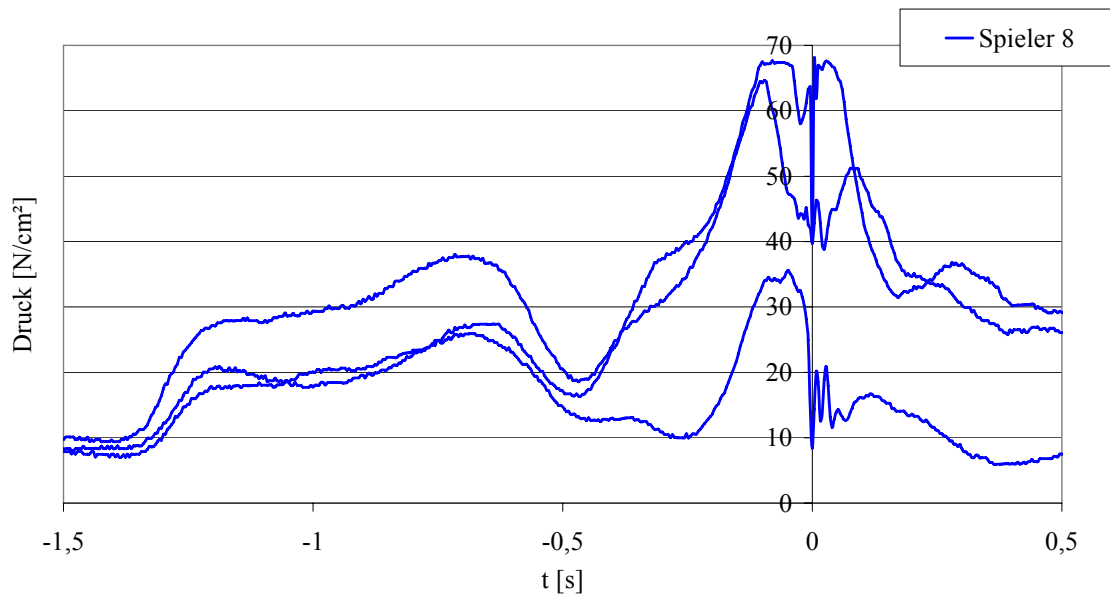
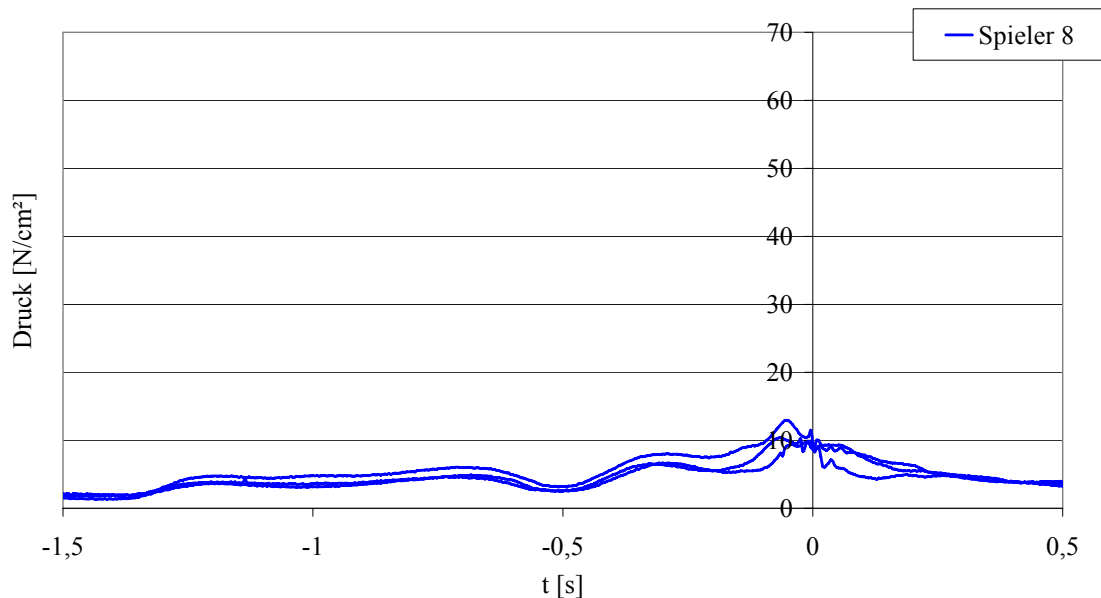


Abbildung 6-28: Druckverläufe an rechter (oben) und linker Hand (unten) bei drei Golfspielern mit Handicap 14 während des Schlagbewegung. Dargestellt sind die aufsummierten Druckwerte aller Sensoren einer Hand, ermittelt während jeweils drei Abschlägen jedes Golfspielers.



Handicap 21, rechts



Handicap 21, links

Abbildung 6-29: Druckverläufe an rechter (oben) und linker Hand (unten) eines Golfspielers mit Handicap 21 während der Schlagbewegung. Dargestellt sind die aufsummierten Druckwerte aller Sensoren einer Hand, ermittelt während drei Abschlägen des Golfspielers.

Da Verletzungen auch am linken Ellbogengelenk bei Golfspielern auftreten, jedoch an der linken Hand geringere Unterschiede zu erkennen waren, wurden die ermittelten Druckverläufe noch detaillierter untersucht. Abbildung 6-30 zeigt die aufsummierten Druckverteilungen am Griff des Golfschlägers ab der Schwungphase bis zum Ende der Abschlagbewegung für den Kontaktbereich der Finger IV und V der linken Hand eines Golf-Anfängers (Spieler CE) und des Golflehrers (Spieler DM). Abbildung 6-31 stellt die Druckverläufe an der zentralen Phalanx des Fingers III dar. In beiden Bereichen war ein höherer resultierender Druck am Griff des Schlägers des Golflehrers zu beobachten.

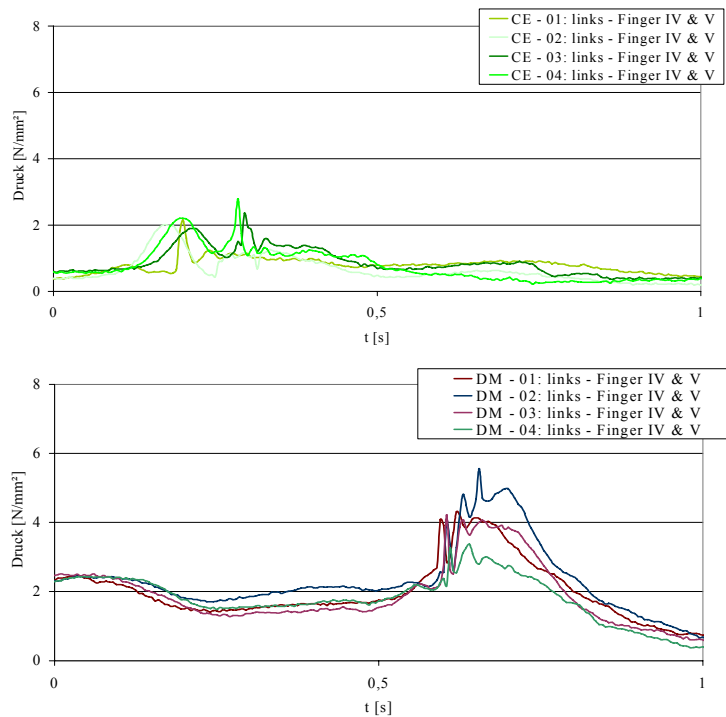


Abbildung 6-30: Druckverläufe an Finger IV und V der linken Hand des Golf-Anfängers (CE - oben) und des Golflehrers (DM - unten) während jeweils vier Abschlagbewegungen.

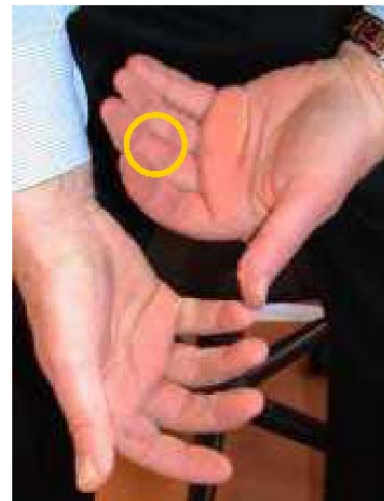
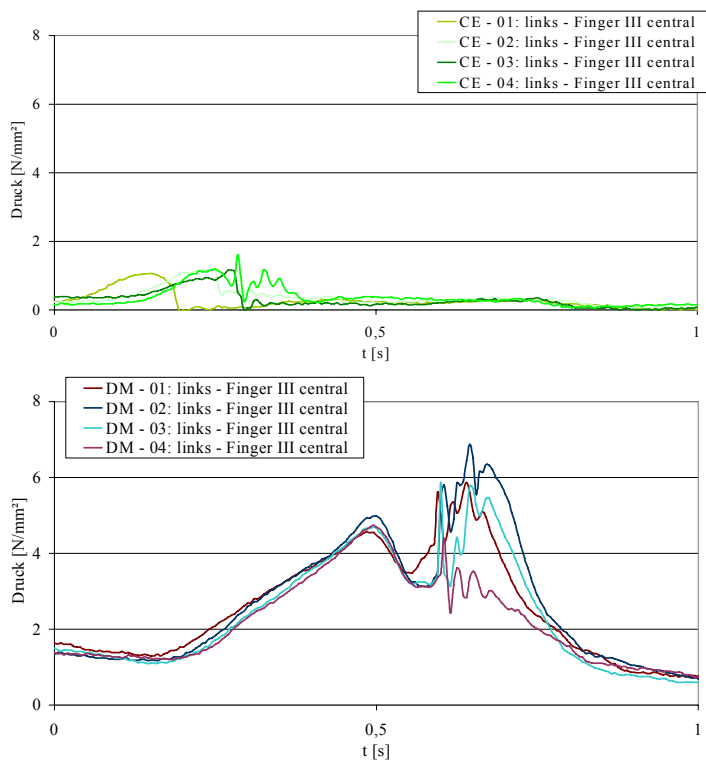


Abbildung 6-31: Druckverläufe an zentraler Phalanx von Finger III der linken Hand des Golf-Anfängers (CE - oben) und des Golflehrers (DM - unten) während jeweils vier Abschlagbewegungen.

In Abbildung 6-32 sind die von dem Golfspieler mit Handicap 21 am Griff ausgeübten Druckverläufe an verschiedenen Bereichen der rechten Hand von der Schwungphase bis nach Ballauftreff-Zeitpunkt dargestellt. Der deutlich größte Druck wurde während des Schwungverlaufs von den Fingern IV und V ausgeübt.

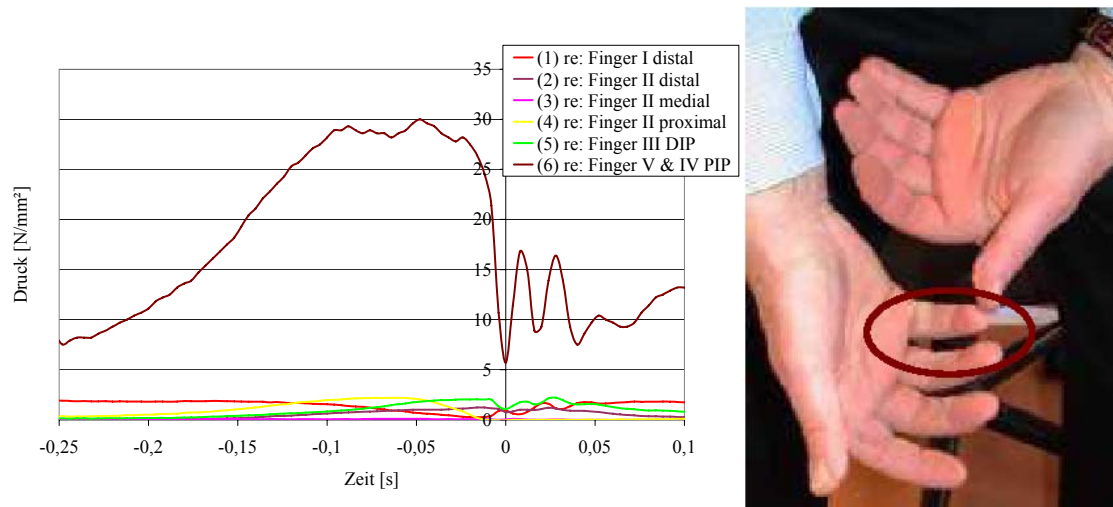


Abbildung 6-32: Druckverläufe an den verschiedenen Phalangen der rechten Hand des Golfspielers mit Handicap 21 während einer Abschlagbewegung (Ballauftreff-Zeitpunkt $t = 0$ s).

Bewegungsanalyse

Abbildung 6-33 zeigt einen Vergleich der Körperhaltungen und der Schlägerpositionen von Spieler mit Handicap 21 (jeweils links) und mit Handicap 4 (jeweils rechts) während der Beschleunigungsphase (linke Abbildung) und zum Ballauftreff-Zeitpunkt. Bereits in der Schwungphase (linke Abbildung) kann aufgrund des größeren Winkels ($99,5^\circ$ zu $88,5^\circ$) zwischen Unterarm und Schlägerschaft von einer höheren Muskelaktivität im Handgelenk ausgegangen werden. Dies stimmt mit den deutlich höheren Druckkräften am Griff des Schlägers bei dem Spieler mit dem höheren Handicap überein. Die ermittelte hohe Muskelspannung und die daraus resultierende starre, aufrechte Haltung des Spielers mit Handicap 21 im Vergleich zu der lockeren Haltung des Spielers mit besserem Handicap ist deutlich am Verlauf der gesamten Körperlängsachse - v.a. an der Beinstellung und der Schulterlinie - zum Ballauftreff-Zeitpunkt zu erkennen.

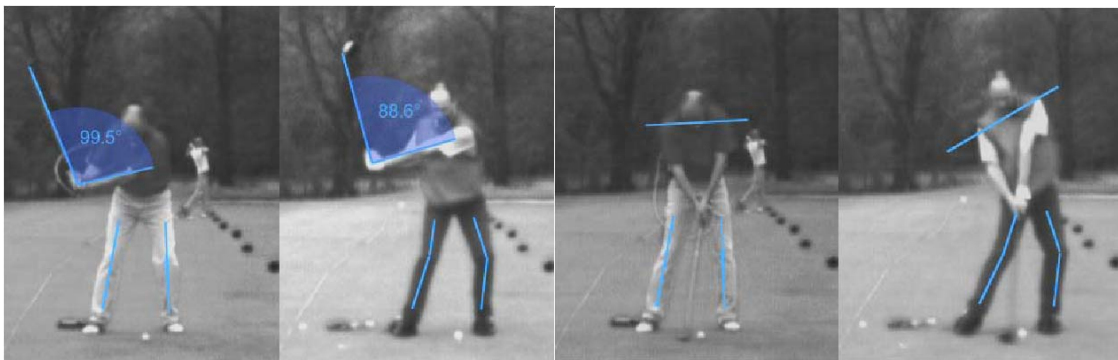


Abbildung 6-33: Vergleich der Körperpositionen eines Golfspielers mit Handicap 21 (jeweils links) und eines Golfspielers mit Handicap 4 (jeweils rechts) während der Beschleunigungsphase (linke Abbildung) und zum Ballauftreff-Zeitpunkt (rechte Abbildung).

Die dreidimensionalen Verläufe der Markerpositionen $(x(t), y(t), z(t))$ während des Golfschwungs wurden analysiert und die Markerverläufe an der lateralen und medialen Seite des Ellenbogens, der lateralen und medialen Seite des Handgelenks, der dorsalen Seite der Hand (im Bereich des Os metacarpale III) sowie an vier Stellen des Golfschlägers ermittelt. Für die Simulation des Golfschwungs mit dem MKS-Modell Finger-Hand-Unterarm wurden die Winkelverläufe für den Unterarm und das Handgelenk zur Berechnung der Muskelkräfte mit dem Muskelmodell (siehe Abschnitt 3.5) benötigt. Zudem war eine Anpassung der ermittelten Daten der Bewegungsanalyse an die Anthropometrie des Modells erforderlich.

6.4 Computersimulation der Abschlagbewegung

Anpassung der Bewegungsanalysedaten an die Anthropometrie des MKS-Modells

Das MKS-Modell Finger-Hand-Unterarm basiert auf einem von der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der Technischen Universität München zur Verfügung gestellten CT-Datensatz für das Skelettsystem eines Unterarms. Da die Anthropometrien der beiden analysierten Golfer nicht exakt mit den Abmessungen des Knochenmodells des auf den CT-Datensatz basierenden Mehrkörpersystems übereinstimmen, musste eine Anpassung der analysierten Bewegungsdaten auf das MKS-Modell durchgeführt werden. Die ermittelten zeitlichen Verläufe der Markerkoordinaten $(x(t), y(t), z(t))$ während des Golfschwungs wurde vorgegeben und mit den entsprechenden Markern an den anatomischen Strukturen (lateraler und medialer Bereich des Ellenbogens, laterale und mediale Seite des Handgelenks und Handrücken) sowie den vier Markern am Golfschläger mit Feder-Dämpfer-Elementen verbunden (Abbildung 6-34). In dem Anpassungsmodell wurden keine aktiven und passiven Weichteilstrukturen berücksichtigt.

Die Position der beiden Hände am Schlägergriff wurde durch die Einführung sog. Zwangsbedingungen in Position und Richtung definiert. Das MKS-Modell der Finger-, Hand- und Unterarmknochen wird jeweils an den entsprechenden Punkten durch die Feder-Dämpfer-Elemente an die kinematisch geführten Marker gezogen. Die angepassten Bewegungen in Unterarm und Handgelenk errechneten sich aus den durch das Kräftegleichgewicht in den Feder-

Markerpositionen, ermittelt in der Bewegungsanalyse an den beschriebenen anatomischen Landmarken

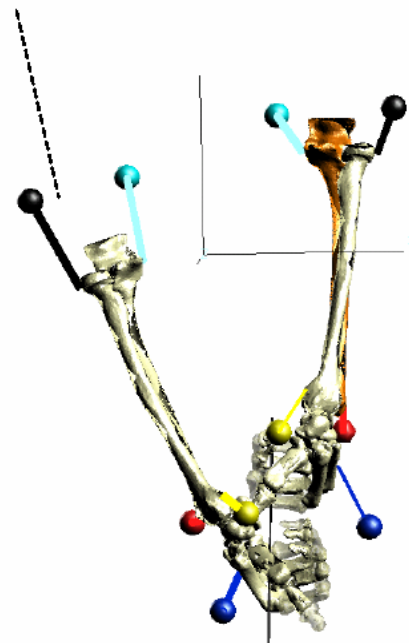


Abbildung 6-34: MKS-Modell der oberen Extremitäten distal des Ellbogengelenks, basierend auf CT-Datensatz. Die in einer Bewegungsanalyse ermittelten kinematischen Daten von Probanden wurden auf dieses MKS-Modell transferiert.

Dämpfer-Elementen resultierenden Gelenkstellungen während der gesamten Abschlagbewegungen. Die ermittelten Bewegungsverläufe wurden als Sollwinkelverläufe der Muskel-Regler-Elemente in dem MKS-Modell benötigt.

Erweiterung des MKS-Modells Finger-Hand-Unterarm mit Golfschläger

Das MKS-Modell des Unterarms, der Hand und der Finger wurde an den beiden Ellbogengelenken jeweils mit Markern verbunden, welche die analysierte und angepasste dreidimensionale Bewegung während des Abschlages ausführten. Für Pronation und Supination in den radioulnaren Gelenken sowie für Flexion und Extension bzw. Adduktion und Abduktion in den Handgelenken wurden die analysierten und angepassten Rotationsbewegungen als Sollfunktionen für die Muskel-Reglerelemente vorgegeben. Die Position des Golfschlägers war durch die Stellung der beiden Hände festgelegt (Abbildung 6-35).



Abbildung 6-35: MKS-Modell der beiden oberen Extremitäten mit modellierten Weichteilstrukturen und Modell des Golfschlägers.

Nach Maier [185] ändert sich der im Rückschwung gebildete Winkel im Handgelenk in der ersten Phase des Abschwungs nicht. Erst in der zweiten Phase des Abschwungs verändert sich die Stellung der Handgelenke. Vor allem in dem zeitlichen Abschnitt kurz vor und kurz nach dem Ballauftreffen. In dieser Phase waren in den experimentellen Untersuchungen auch jeweils Druckspitzen am Schlägergriff zu beobachten. Deshalb wurde in den ersten Simulationen das Hauptaugenmerk auf diese entscheidende Phase gelegt.

6.4.1 Ergebnisse der Simulation

Anpassung der Bewegungsanalysedaten an die Anthropometrie des MKS-Modells

Da bei den sehr guten Spielern etwas höhere Druckkräfte an der linken Hand und somit am Führungsarm ermittelt wurden, wurden die zur Anpassung der Bewegungsdaten im MKS-Modell ermittelten Bewegungen in Unterarm und Handgelenk der linken Extremität im Detail analysiert.

Abbildung 6-36 zeigt die in der Simulation ermittelten Bewegungen der linken Hand des Spielers mit Handicap 0. Der Spieler leitet unmittelbar vor dem Ballauftreff-Zeitpunkt $t = 0 \text{ s}$ eine Supination des linken Unterarms und eine Pronation des rechten Unterarms ein. Zusätzlich war vor dem Ballauftreff-Zeitpunkt ein Übergang von einer Flexion in eine Extension im linken Handgelenk zu beobachten.

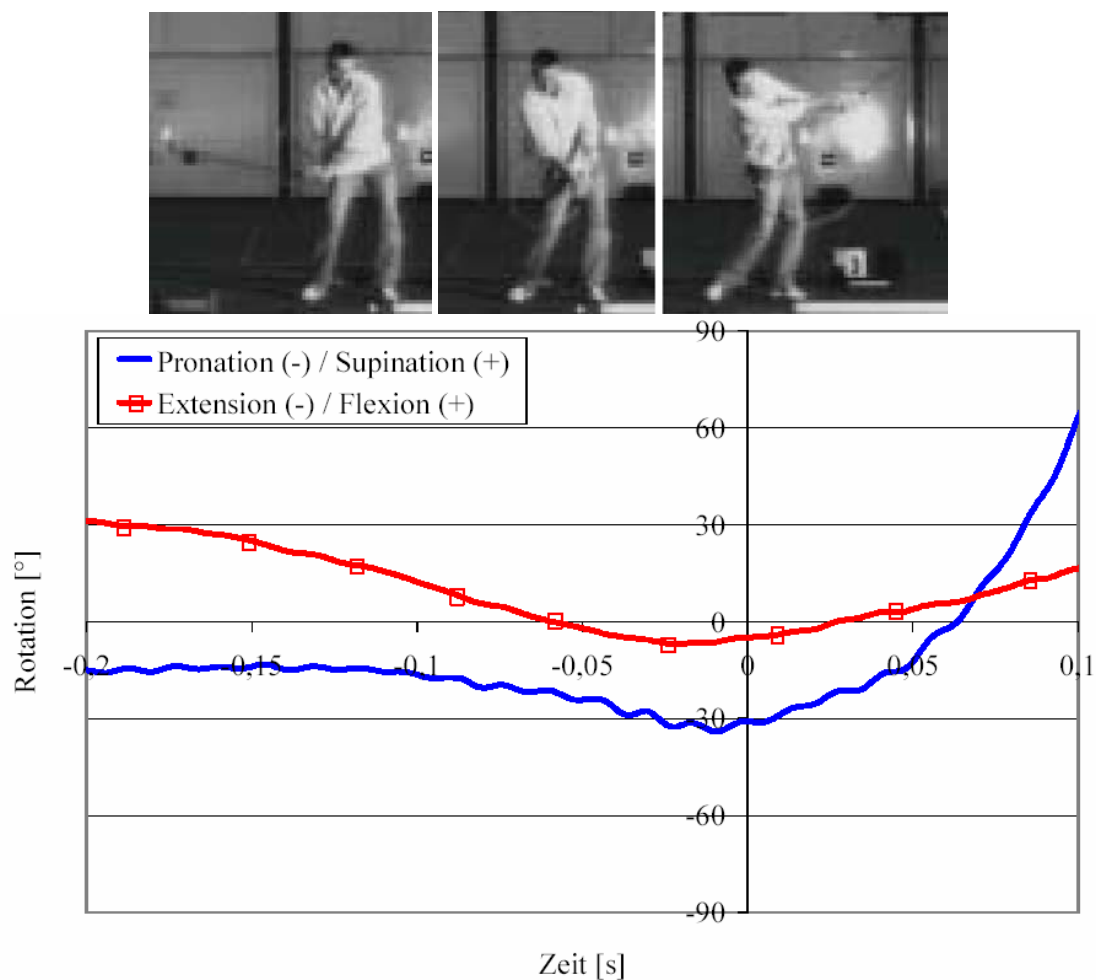


Abbildung 6-36: In der Simulation ermittelte Pronations- und Supinations-Bewegung sowie Flexions- und Extensions-Bewegung der linken Extremität des Golfspielers mit Handicap 0 kurz vor und nach dem Balltreffzeitpunkt ($t = 0 \text{ s}$).

Bei dem Golfspieler mit hohem Handicap zeigten sich deutlich höhere Druckkräfte an der rechten Hand und somit am Schwungarm. Abbildung 6-37 zeigt die ermittelte Bewegungen der rechten Hand. Im Gegensatz zu dem besseren Spieler ist vor dem Auftreffzeitpunkt $t = 0 \text{ s}$ keine kontinuierliche Flexion des rechten Handgelenks zu beobachten. Unmittelbar vor dem Balltreffpunkt kommt es zu einer schnellen Flexion im rechten Handgelenk. Die Bewegung

des rechten Unterarms zeigt eine ausgeprägte Pronation erst unmittelbar nach dem Kontakt Schlägerkopf und Ball.

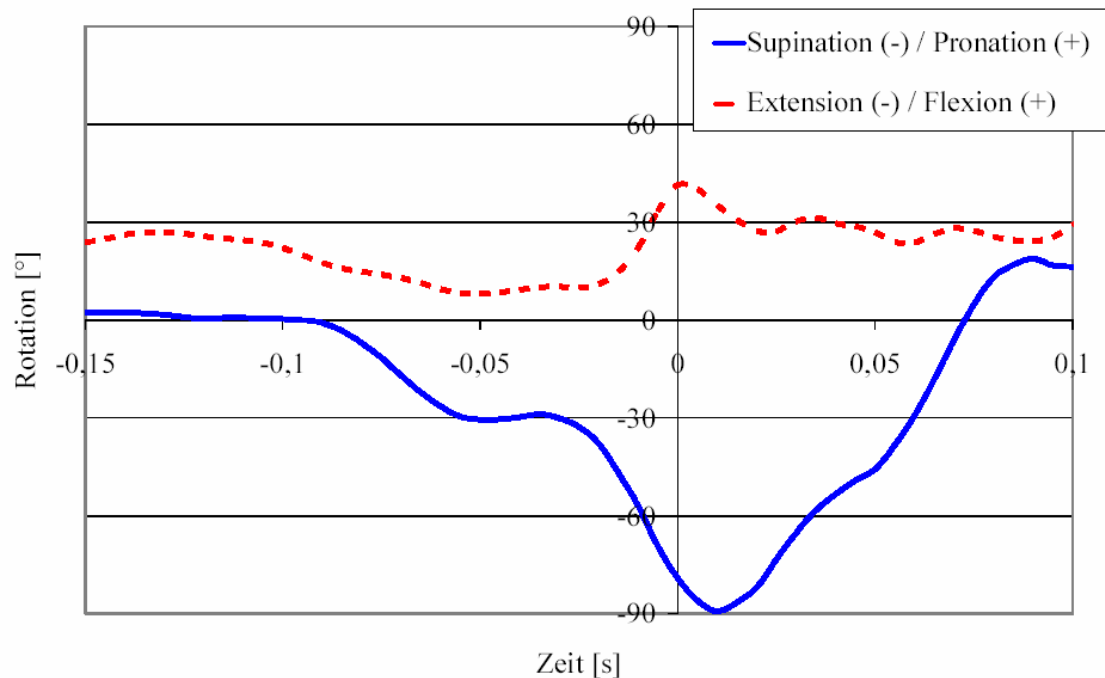


Abbildung 6-37: In der Simulation ermittelte Pronations-Supinations-Winkel und Flexions-Extensions-Winkel der rechten Hand des Golfspielers mit hohem Handicap kurz vor und nach dem Balltreff-Zeitpunkt ($t = 0$ s).

Erweiterung des MKS-Modells Finger-Hand-Unterarm mit Golfschläger

Da die Beschwerden am Ellbogengelenk vor allem bei Amateurspielern auftreten, wurden die berechneten Bewegungsverläufe des Golfspielers mit dem höheren Handicap 21 in das mit den Weichteilstrukturen erweiterte MKS-Modell eingegeben. In Abbildung 6-38 und Abbildung 6-39 sind die resultierenden relativen Längenänderungen in den modellierten Muskel-Reglerelementen (siehe Kapitel 3.5) für die Flexoren Extensoren und des rechten Handgelenks dargestellt. Abbildung 6-40 und Abbildung 6-41 zeigen die relativen Längenänderungen für das linke Handgelenk.

Handgelenk - rechte obere Extremität:

Von den sieben modellierten Flexoren haben der M. flexor carpi radialis, der M. flexor carpi ulnaris, der M. flexor digitorum superficialis und der M. palmaris longus ihren Ursprung am medialen Epicondylus (Epicondylus humeri ulnaris), nicht jedoch der M. flexor digitorum profundus (an der Ulna), der M. flexor pollicis longus (am Radius) und der zum Daumen führende M. abductor pollicis longus.

Bis auf den M. flexor carpi ulnaris zeigten sich bei den Flexoren der rechten Hand nur geringe relative Längenänderungen (unter 1%) der modellierten Muskel-Reglerelemente (siehe Kapitel 3.5) im simulierten Bewegungsabschnitt (Abbildung 6-38). Der M. flexor carpi ulnaris zeigte mit mehr als 4% eine deutlichere relative Längenabnahme im Bereich kurz vor und zum Balltreff-Zeitpunkt.

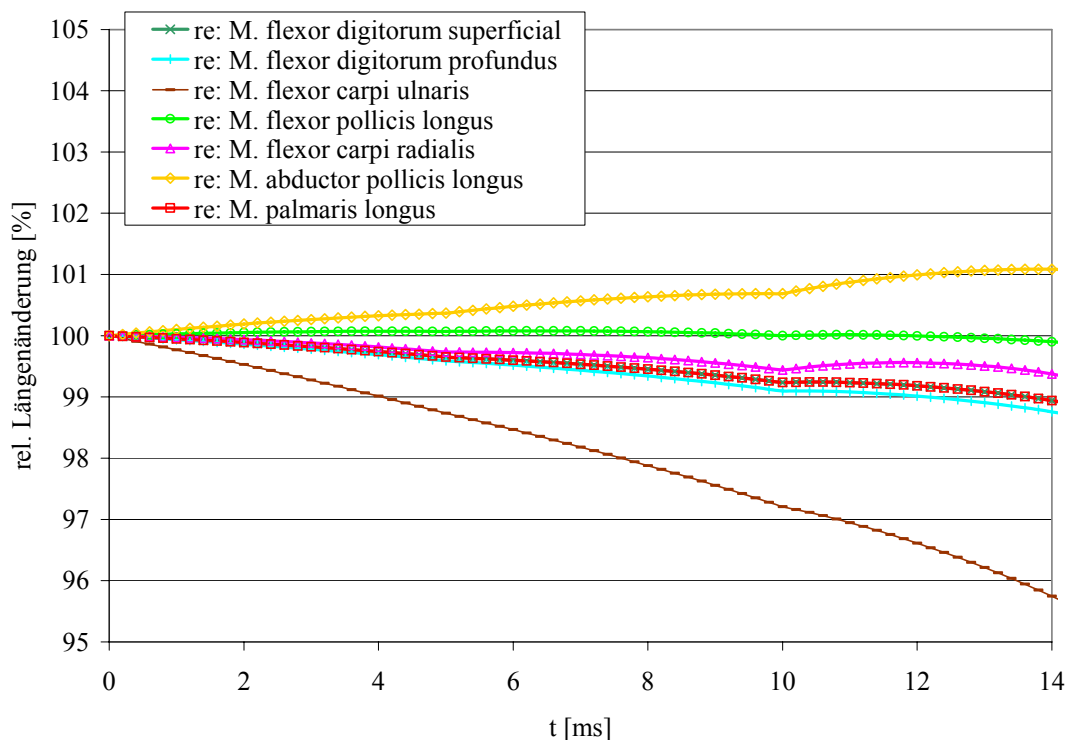


Abbildung 6-38: In der Simulation ermittelte relative Längenänderungen der Flexoren der rechten Hand im Zeitabschnitt kurz vor und zum Balltreff-Zeitpunkt.

Von den sieben modellierten Extensoren setzen am lateralen Epicondylus (Epicondylus humeri radialis) der M. extensor carpi radialis brevis, der M. extensor carpi ulnaris, der M. extensor digiti minimi und der M. extensor digitorum an.

Diese Muskel-Sehnen-Komplexe zeigten eine Verkürzung im simulierten Bewegungsabschnitt (Abbildung 6-39). Lediglich im M. extensor digitorum war die relative Längenänderung unterhalb 1%.

Von den drei weiteren Extensoren zeigte sich nur beim M. extensor indices eine deutliche Reduzierung der Länge (4,0%). Dagegen hatte der M. extensor carpi radialis longus im simulierten Abschnitt die geringste relative Längenänderung (0,5%), auch geringer als der benachbarte M. extensor carpi radialis brevis (1,9%). Lediglich der M. extensor pollicis longus zeigte von den Extensoren im simulierten Bewegungsabschnitt eine relative Längenzunahme (2%).

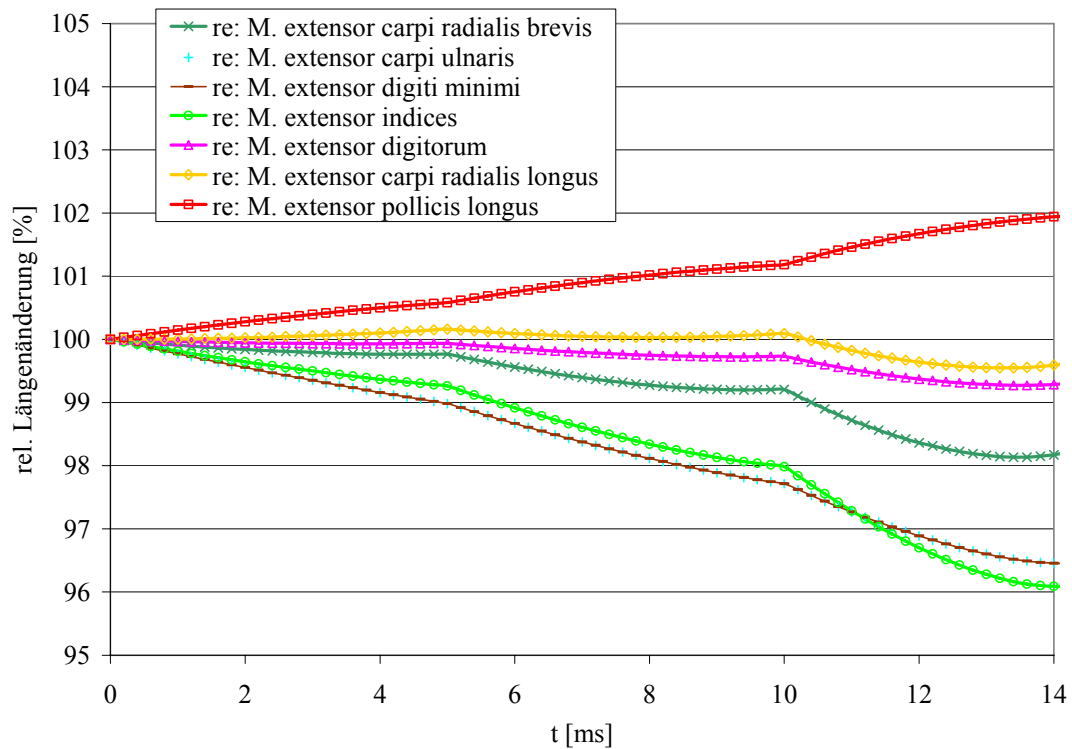


Abbildung 6-39: In der Simulation ermittelte relative Längenänderungen der Extensoren der rechten Hand im Zeitabschnitt kurz vor und zum Balltreff-Zeitpunkt.

Handgelenk - linke obere Extremität:

Eine Palmarflexion im rechten Handgelenk geht mit einer Dorsalflexion / Extension im linken Handgelenk einher. Die Muskel-Reglerelemente der Extensoren des linken Handgelenks unterstützen die Bewegung, sind aber nicht in dem Umfang aktiv wie die Flexoren des rechten Handgelenks.

Von den sieben modellierten Extensoren der des Handgelenks der linken oberen Extremität haben der M. extensor carpi radialis brevis, der M. extensor carpi ulnaris, der M. extensor digiti minimi und der M. extensor digitorum ihren Ursprung am lateralen Epicondylus. Diese Muskel-Sehnen-Komplexe zeigten eine relative Längenänderung im simulierten Bewegungsabschnitt von weniger als 1% (Abbildung 6-40). Lediglich beim M. extensor digitorum ergab sich im simulierten Bewegungsabschnitt eine relative Längenzunahme von 4,0%.

Von den drei weiteren Extensoren zeigte sich beim M. extensor indices eine relative Zunahme der Länge mit über 5%. Dagegen waren die relativen Verkürzungen des M. extensor carpi radialis longus und des M. extensor pollicis longus innerhalb des simulierten Bewegungsabschnitts nur bei etwa 1%.

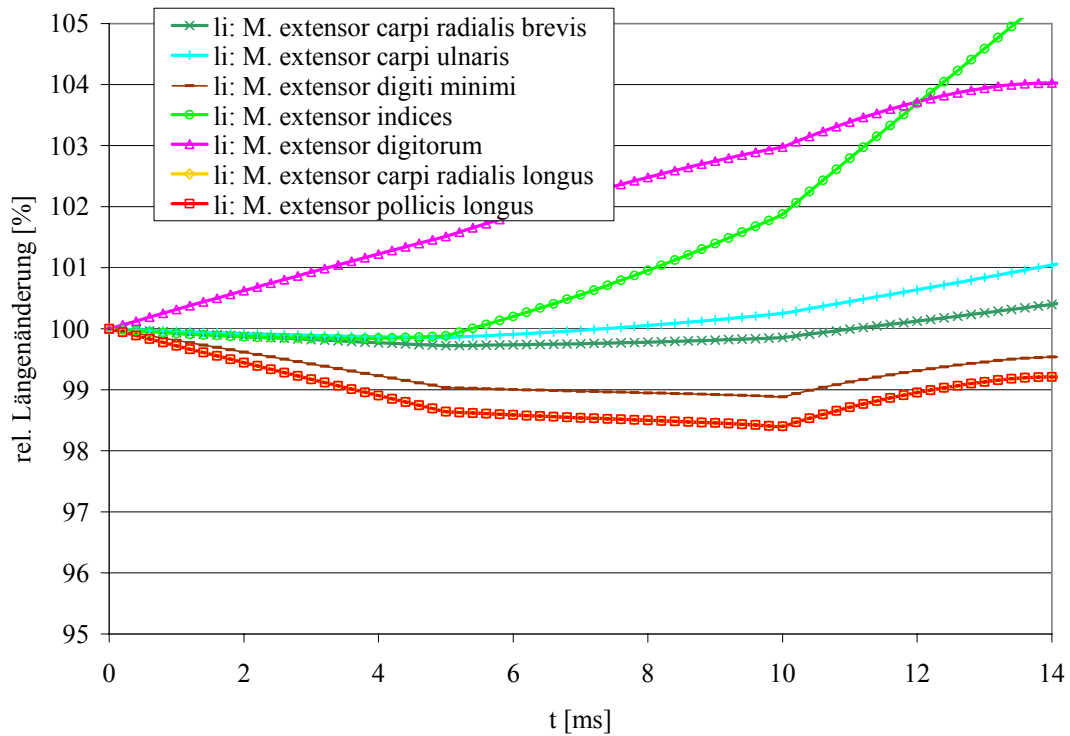


Abbildung 6-40: In der Simulation ermittelte relative Längenänderungen der Extensoren der linken Hand im Zeitabschnitt kurz vor und zum Balltreff-Zeitpunkt.

Bei den sieben modellierten Muskel-Reglerelementen der Flexoren der linken Hand kam es jeweils zu einer geringen relativen Längenzunahme während des simulierten Bewegungsabschnitts (Abbildung 6-41). Am deutlichsten fällt die Längenzunahme des M. flexor pollicis longus aus, dessen Sehne ihren Ursprung nicht am medialen Epicondylus hat.

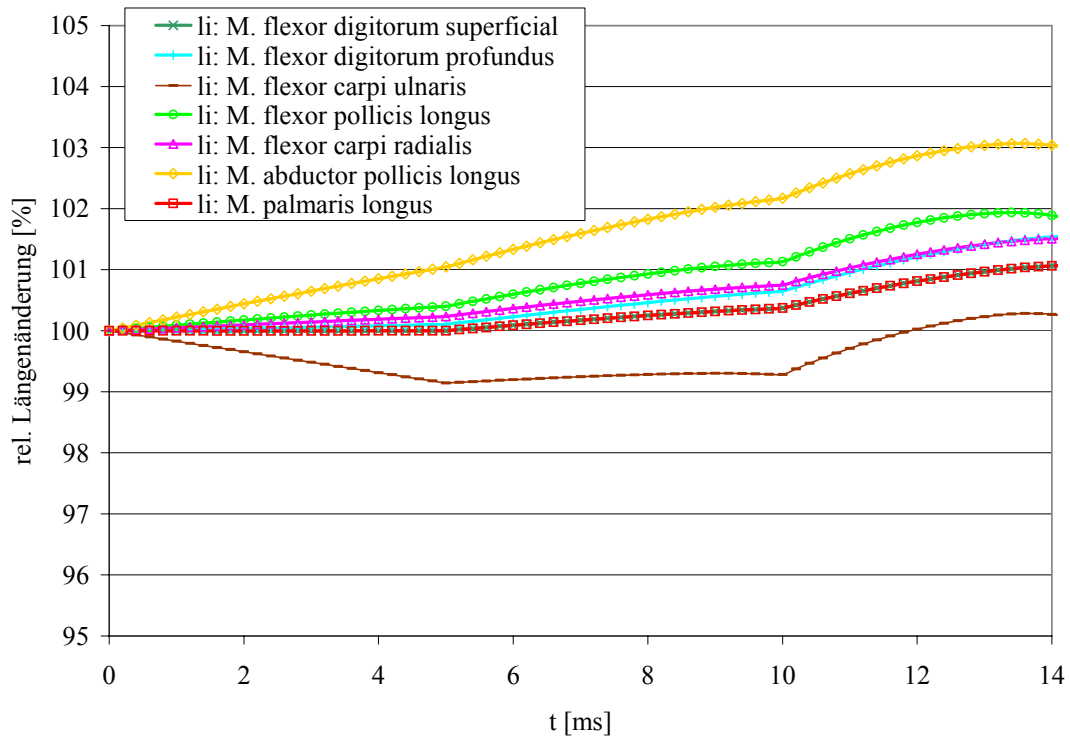


Abbildung 6-41: In der Simulation ermittelte relative Längenänderungen der Flexoren der linken Hand im Zeitabschnitt kurz vor und zum Balltreff-Zeitpunkt.

Unterarm - rechte obere Extremität:

Neben dem M. pronator quadratus, welcher von der Vorderfläche der Ulna zur Vorderfläche des Radius verläuft, ist der M. pronator teres für die Pronation des Unterarms verantwortlich. Dieser Muskel hat seinen Ursprung am medialen Epicondylus (Epicondylus humeri ulnaris). Erst unmittelbar nach dem Ball-Treffpunkt zeigt die Bewegungsanalyse des Golfspielers mit dem höheren Handicap 21 eine deutliche Pronation des rechten Unterarms (Abbildung 6-37). Vor dem Ball-Treffpunkt ist eine Supination des rechten Unterarms zu beobachten.

In der Simulation dieser Bewegung mit dem mit den Weichteilstrukturen erweiterten MKS-Modell ergab sich eine deutliche relative Zunahme der Länge des M. pronator quadratus von 11% (Abbildung 6-42). Dagegen zeigten die beiden modellierten Muskelmodelle des M. pronator teres (mit Ansatz am Epicondylus medialis humeri und am Processus coronoideus der Ulna) im simulierten Bewegungsabschnitt eine nahezu konstante Länge (relative Längenänderungen unter 2%).

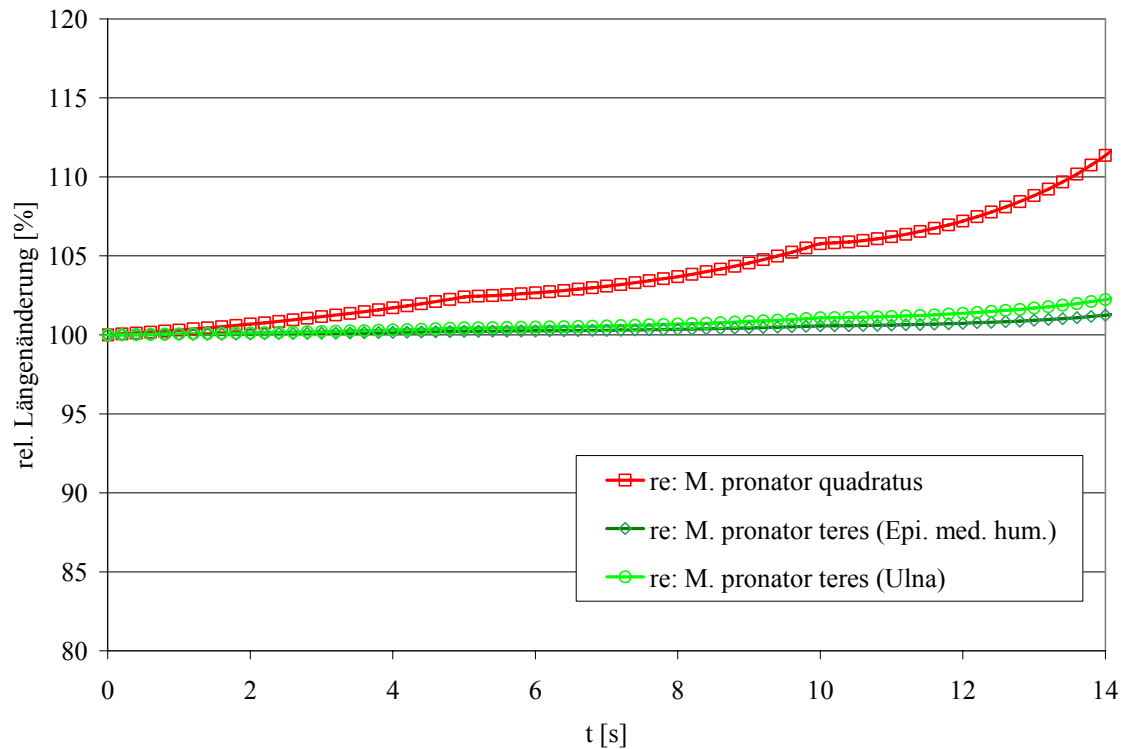


Abbildung 6-42: In der Simulation ermittelte relative Längenänderungen des M. pronator quadratus und M. pronator teres, also für die Pronatoren des rechten Unterarms, im Zeitabschnitt kurz vor und zum Balltreff-Zeitpunkt.

Die modellierten Muskelmodelle des M. supinator (mit Ursprung am Epicondylus lateralis humeri und an der Seitenfläche der Ulna) sowie des M. brachioradialis zeigten im simulierten Bewegungsabschnitt eine nahezu konstante Länge mit relativen Längenänderungen unter 2%.

Unterarm - linke obere Extremität:

Aufgrund der fixierten Position der Hände am Griff des Golfschlägers ist eine Pronation des rechten Unterarms mit einer Supination im linken Unterarm verbunden.

Bei den beiden Muskelmodellen des M. supinator zeigte der mit dem lateralen Epicondylus (Epicondylus lateralis humeri) verbundene Muskelzug im simulierten Bewegungsabschnitt eine relative Längenzunahme von 7%, während die Länge des an der Seitenfläche der Ulna beginnenden Muskelzugs relativ konstant blieb (Abbildung 6-43). Die Länge des M. brachioradialis verlängerte sich um 3%.

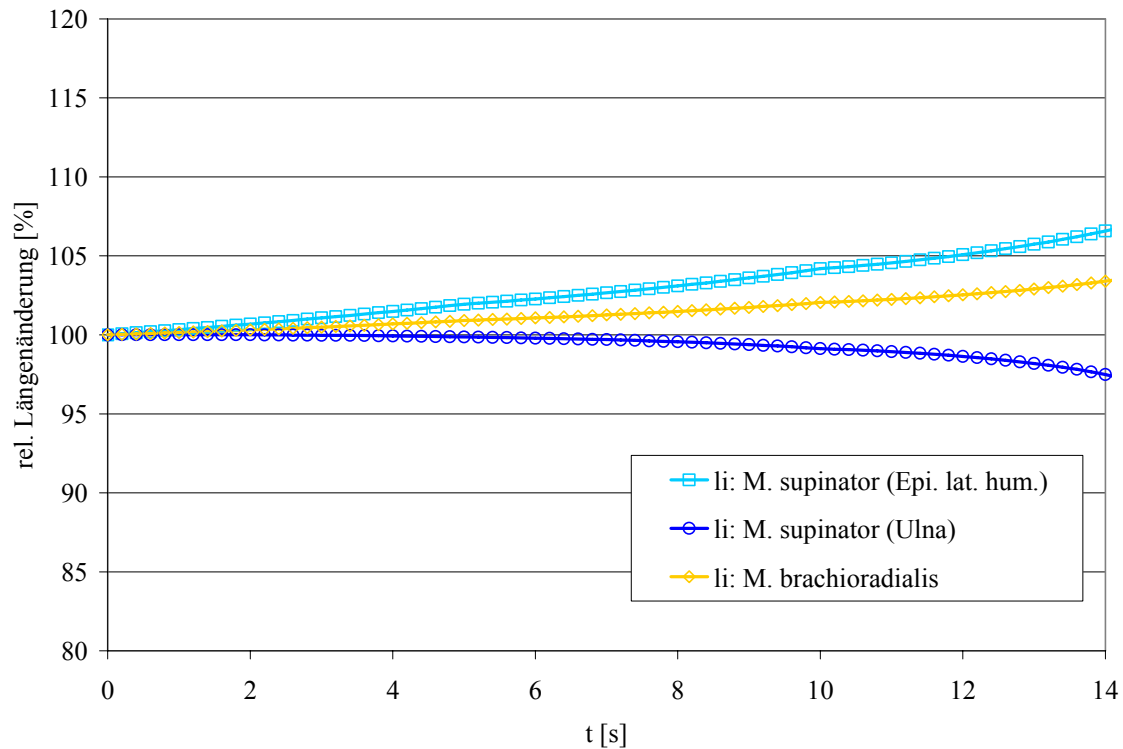


Abbildung 6-43: In der Simulation ermittelte relative Längenänderungen des M. supinator und M. brachioradialis, also für die Supinatoren des linken Unterarms, im Zeitabschnitt kurz vor und zum Balltreff-Zeitpunkt.

Die modellierten Muskelmodelle der Pronatoren zeigten durchweg eine Verkürzung der Länge ihres Muskel-Sehnen-Komplexes. Während sich der M. pronator quadratus mehr als 20% verlängerte, nahm die Länge der beiden modellierten Muskeln des M. pronator teres (mit Ansatz am Epicondylus medialis humeri und am Processus coronoideus der Ulna) im simulierten Bewegungsabschnitt um Länge 5% zu (Abbildung 6-44).

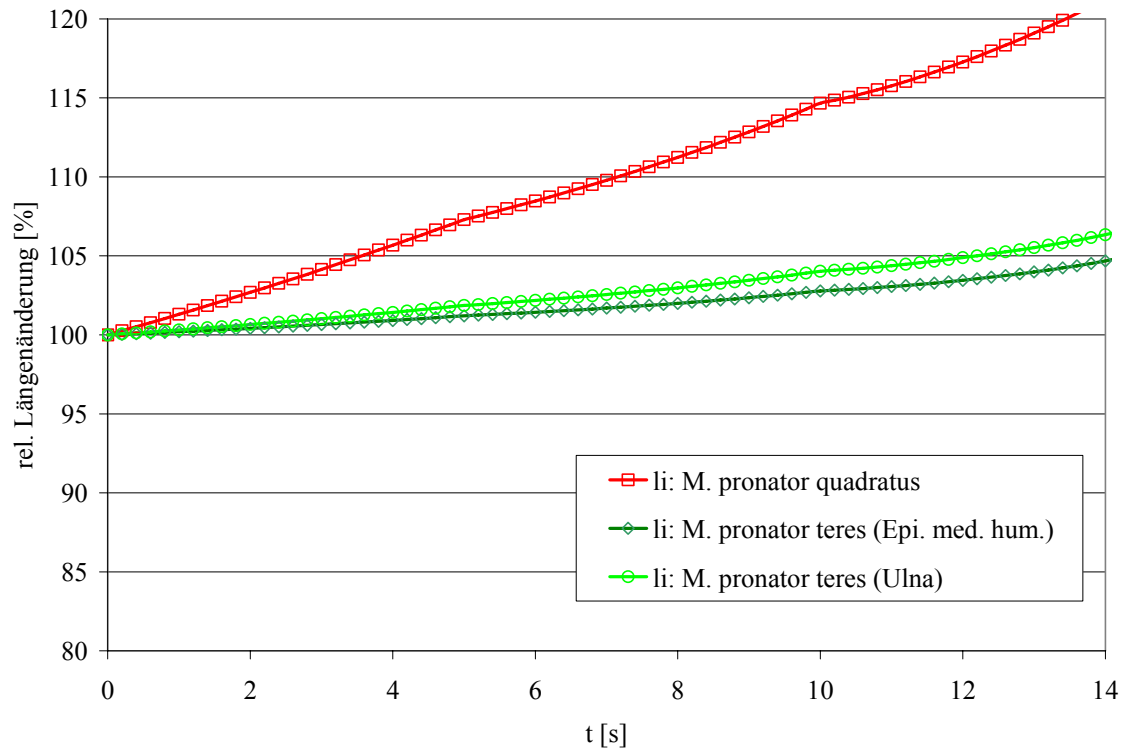


Abbildung 6-44: In der Simulation ermittelte relative Längenänderungen des M. pronator quadratus und M. pronator teres, also für die Pronatoren des linken Unterarms, im Zeitabschnitt kurz vor und zum Balltreff-Zeitpunkt.

Interpretation der Ergebnisse

Im Rahmen dieser Arbeit lag das Hauptaugenmerk in einer ersten Analyse der Belastung am Epicondylus humeri ulnaris während der Phase kurz vor und zum Auftreffens des Schlägerkopfes auf den Ball in der Abschlagbewegung eines Golfspielers mit höherem Handicap. Um Aussagen über die Belastungen der einzelnen biologischen Strukturen treffen zu können, wurde das MKS-Modell Finger-Hand-Unterarm entwickelt, das den entsprechenden Muskel-Sehnen-Apparat repräsentiert. Mit Hilfe dieses Modells ist es möglich, die Schlagbewegung zu simulieren und die dabei auftretenden Längenänderungen der beteiligten Muskeln zu bestimmen und zu interpretieren, um auf diese Weise auf die inneren Belastungen zu schließen.

In der experimentellen Untersuchung zeigten sich bei dem analysierten Spieler hohe Druckkräfte am Schlägergriff, vor allem verursacht durch die Finger IV und V der rechten Hand (Abbildung 6-32).

Von den sieben modellierten Flexoren haben der M. flexor carpi radialis, der M. flexor carpi ulnaris, der M. flexor digitorum superficialis und der M. palmaris longus am medialen Epicondylus (Epicondylus humeri ulnaris) ihren Ursprung. Bis auf den M. flexor carpi ulnaris zeigten sich bei den Flexoren der rechten Hand nur geringe relative Längenabnahmen (unter 1%) der modellierten Muskel-Reglerelemente im simulierten Bewegungsabschnitt (Abbildung 6-38), so dass man hier von einer vorwiegend isometrischen Kontraktion sprechen kann. Der M. flexor carpi ulnaris zeigte mit mehr als 4% eine deutlichere relative Verkürzung im Bereich des Balltreffpunkts, so dass man hier von einer konzentrischen Kontraktion ausgehen kann.

Da bereits zu Schlagbeginn - durch einen festen, verkrampften Griff des Golfschlägers - mit der rechten Hand hohe Druckkräfte ermittelt wurden (Abbildung 6-32), deutet dies auf eine isometrische Kontraktion (zur statischen Arbeit) aller Flexoren hin.

Die Verkürzung ist zwar im geringen Umfang bei allen Flexoren zu sehen, die größte konzentrische Kontraktion zur Einleitung der Flexion des Handgelenks (also zur dynamischen Arbeit) ist vor allem beim M. flexor carpi ulnaris zu beobachten.

Der M. flexor carpi ulnaris trägt zur Ulnarabduktion bei und ist nach dem M. flexor digitorum der kräftigste Muskel unter den Muskeln, die zur Palmarflexion des Handgelenks beitragen können (siehe Tabelle 6-2).

Da in der experimentellen Untersuchungen bei dem analysierten Spieler eine Erhöhung der Druckkräfte während der Schlagbewegung vor allem im Bereich des Schlägergriffs an dem die Finger IV und V der rechten Hand ansetzen beobachtet wurde, bestätigt dies das Ergebnis der Simulation.

Im Gegensatz zu den Extensoren des rechten Handgelenks sind die Muskelreglerelemente der Flexoren des linken Handgelenks während des simulierten Abschnitts kaum aktiv. Auch dies stimmt mit den Ergebnissen der experimentellen Untersuchungen überein. In den drei analysierten Abschlagbewegungen des Spielers mit höherem Handicap wurden im Vergleich zur rechten Hand deutlich geringere Druckwerte ermittelt (**Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.**).

In der Bewegungsanalyse wurde - neben der Flexion des rechten Handgelenks - eine Pronation des rechten Unterarms erst nach dem Treffpunkt des Balles ermittelt. Zum Balltreffpunkt war ein Übergang von Supination in Pronation zu beobachten.

Im simulierten Bereich konnte für keinen der Supinatoren und Pronatoren des rechten Unterarms eine Verkürzung des Muskel-Sehnen-Komplexes ermittelt werden. Während die modellierten Muskelmodelle des M. pronator teres (mit Ansatz am Epicondylus medialis humeri und am Processus coronideus der Ulna) des rechten Unterarms eine nahezu konstante Länge (relative Längenänderungen unter 2%) zeigten, nahm die Länge der beiden modellierten Muskelmodelle des M. pronator teres im linken Unterarm im simulierten Bewegungsabschnitt um etwa 5% zu (Abbildung 6-44). Eine exzentrische Kontraktion lässt auf einen Abbremsvorgang einer Bewegung schließen, der Muskel verrichtet also eine dynamisch-negative Arbeit. Während des Zeitraums kurz vor und nach dem Balltreffzeitpunkt wurde ein Übergang von Supination in Pronation des rechten Unterarms analysiert. Eine konzentrische Kontraktion, also eine Verkürzung der Pronatoren des rechten Unterarms war im simulierten Abschnitt nicht zu beobachten.

6.4.2 Diskussion

Auch wenn Golf auf den ersten Blick nicht zu den gefährlichen Sportarten zählt, kommt es immer wieder zu Reizungen oder gar Entzündungen von Muskel und Sehnen am Ellbogengelenk kommen. Vor allem bei Amateurspielern treten solche Verletzungen an der oberen Extremität häufig auf. Diese Verletzungen des Ellbogengelenks im Golfsport sind zwar hinlänglich bekannt, die genauen Mechanismen sind jedoch bisher nicht näher untersucht worden [192].

Es gibt am Ellbogengelenk zwei Stellen, an denen schmerzhafte Veränderungen auftreten. Während oftmals Beschwerden an der Außenseite des Ellbogengelenks als "Tennisarm" bezeichnet werden, werden Beschwerden an der Innenseite des Ellbogengelenks als "Golfer-

Ellbogen" beschrieben. Eine einheitliche Terminologie ist in der Literatur nicht zu finden. Dies liegt daran, dass Beschwerden beim Golfspieler sowohl an der Innenseite des dominanten Ellbogengelenks des Schwungarms (rechts beim Rechtshänder) aber auch an der Außenseite des Ellbogengelenks des führenden Arms (links beim Rechtshänder) auftreten können.

Eine traumatische Ursache für eine Epicondylitis humeri kann die plötzliche Abbremsung des Schlägerkopfes beim Aufprall auf den Bodens sowie der damit verbundene Anstieg der Kraft im medialen Bereich des Ellenbogens sein (Epicondylitis humeri ulnaris). Darüber hinaus kann ein plötzlich eingeleiteter Widerstand während der Schwungbewegung zu einer plötzlichen Dehnung der Muskulatur des rechten Handgelenks führen, die sich bis hin zur proximalen Insertion am lateralen Epicondylus (Epicondylitis humeri radialis) fortsetzt. Untersucht wurden in dieser Arbeit jedoch die Ursachen der Entzündungen, die nicht durch ein Trauma hervorgerufen werden, sondern durch eine wiederholte, übermäßige Kontraktion der betroffenen Muskelstrukturen verursacht werden.

Nach Hosea und Gatt [130] sowie Jobe et al. [143] haben Profigolfer trotz höherer Schlägergeschwindigkeiten geringere muskuläre Belastungen als Amateurspieler. Auch die in dieser Arbeit ermittelten Druckverläufe zeigten deutlich höhere Krafteinwirkung bei Spielern mit höherem Handicap. Die erhöhte Druckkraft war vor allem an der rechten Hand, also dem Schwungarm bei Rechtshändern, zu beobachten. Dies stimmt mit den Ergebnissen von Wolff und Boldt [287] überein, die einen festen, verkrampften Griff des Golfschlägers mit der rechten Hand beobachteten. Am Führungsarm, also am linken Arm bei Rechtshändern, zeigten sich in den im Rahmen dieser Arbeit experimentell durchgeführten Druckverteilungsmessungen vor allem an den Fingern III bis V höhere Drücke bei den guten bis sehr guten Golfern im Vergleich zu Spielern mit höherem Handicap. Auch Kawashima und Nagata (In: [18]) beobachteten bei guten Golfspielern ein festeren Griff an Mittel-, Ring- und kleinen Finger der linken Hand (bei Rechtshändern) im Vergleich zu Anfängern.

Sehr gute Spieler mit geringem Handicap versuchen mit einer Pronation des Unterarms verbunden mit einer Flexion des Handgelenks der rechten Extremität, kurz vor dem Ballauftreff-Zeitpunkt eine zusätzliche Beschleunigung des Balls zu erreichen [18]. Auch bei der in der Bewegungsanalyse ermittelten und im MKS-Modell auf die Anthropometrie des CT-Datensatzes angepassten Bewegung konnte dieses Verhalten beobachtet werden. Auch hier wurde bei dem analysierten sehr guten Golfspieler eine Extension des linken Handgelenks und somit eine Flexion des rechten Handgelenks sowie eine Supination des linken Unterarms und somit einer Pronation des Unterarms der rechten oberen Extremität ermittelt. Am auffälligsten war die Pronation des rechten Unterarms bei dem Golfspieler. Auch Wolff und Boldt [287] beobachteten den forcierten Übergang des rechten Arms aus einer Mittelstellung in die Pronation im Treffmoment des Balls. Für die Autoren liegt darin - neben dem festen, verkrampften Griffs - eine Hauptursache bei Beschwerden am rechten Ellbogengelenk.

Zur Analyse der genauen Mechanismen der Verletzungen des Ellbogengelenks im Golfsport reichen die funktionell anatomischen Betrachtungen und die experimentellen Untersuchungen jedoch nicht aus. Die Computermodellierung bietet hier die Möglichkeit der genauen Analyse der Verletzungsmechanismen im Arm- und Handbereich. In ihrer Übersicht über Computermodelle zur Analyse des Golfschwungs stellte Maier [185] fest, dass nur wenige dreidimensionale Ganzkörper-Modelle existieren. Diese erlauben eine Analyse der Kinematik und Kinetik der Gelenke des Golfers, die Wechselwirkungen zwischen Golfer, Schläger und Boden sowie das Verhalten des Schlägers während des Schwungs. In der Literatur findet sich

jedoch kein Computermodell, welches eine detaillierte Analyse der biologischen Strukturen ermöglicht. Auch findet sich laut Maier kaum wissenschaftliche Literatur zur Muskelfunktionsanalyse der Golfschwungbewegung.

Folgende Arbeiten wurden mit den Ergebnissen dieser Arbeit verglichen:

- Bazzle (2002): Anatomy of the perfect golf swing
In der Arbeit findet man nur ungenaue Ausführungen ohne Übertragung der Funktionen auf die Bewegungen beim Golfschwung. Übereinstimmend mit dem Ergebnis der eigenen Untersuchung ermittelte auch Bazzle für das Handgelenk eine Kontraktion des M. flexor carpi ulnaris der rechten Hand.
- Madalozza (1987): An anatomical and biomechanical analysis of the full golf swing
Reine Bewegungsbeschreibung ohne Funktionsanalyse einzelner Muskeln.
- Wolkodoff (1999): Physical golf
Ausführlichere, jedoch oftmals zu allgemeine und nicht sportartspezifische Angaben der Muskelfunktionen. Laut Wolkodoff wird der Handgelenkwinkel während des Abschwungs durch Aktivität der Mm. extensores carpi radialis (longus und brevis) vergrößert und schließlich gelöst. Zum Treffpunkt des Balles strecken diese beiden Muskeln das Handgelenk. Zudem leitet der M. flexor carpi ulnaris eine Supination des Handgelenks ein.
- Grosser und Knauss (2001): Universal Golf Learning System
Hier findet sich nach Maier eine erste umfassende funktionell anatomische Betrachtung der Golfbewegung. Jedoch findet man auch in dieser Arbeit keine Analyse, in der alle beteiligten Muskelgruppen bewertet werden.
Im rechten Handgelenk halten die Mm. extensores carpi radialis und der M. extensor carpi ulnaris die Dorsalabduktion bis kurz vor dem Treffpunkt des Balles aufrecht. Diese wird in den letzten Momenten vor dem Ballauftreffpunkt vermindert, d.h. Mm. extensores carpi radialis und der M. extensor carpi ulnaris entspannen sich. In Übereinstimmung mit den eigenen Ergebnissen kontrahiert sich anschließend der M. flexor carpi ulnaris laut Grosser und Knauss konzentrisch.
Eine exzentrische Kontraktion des M. flexor carpi radialis sowie des Mm. extensores carpi radialis im rechten Handgelenk konnte zum Balltreff-Zeitpunkt in der eigenen Arbeit nicht ermittelt werden.

Mit dem in dieser Arbeit entwickelten MKS-Modell Finger-Hand-Unterarm ist nun eine detaillierte Analyse der Muskelbelastungen während einer Abschlagbewegung im Golfsport möglich. Im Zusammenhang mit den zusätzlich durchgeführten experimentellen Analysen der Bewegungen und der Druckverteilungen am Griff erlaubte das MKS-Modell Untersuchungen der Muskelbelastungen während einer Abschlagbewegung im Golfsport in einem Zeitraum kurz vor und nach dem Ballauftreff-Zeitpunkt. Dieser Zeitraum wurde gewählt, da in dieser Phase experimentell die höchsten Drücke ermittelt und größere Bewegungen in Handgelenk und Unterarm beobachtet wurden. Die Plausibilität der mit dem MKS-Modell Finger-Hand-Unterarm berechneten Ergebnisse konnte anhand des Vergleichs mit den eigenen experimentellen Untersuchungen und auch anhand von Aussagen aus der Literatur gezeigt werden.

Eine Analyse der muskulären Belastungen an den Ellbogengelenken über den gesamten Schlagbewegungen und den damit verbundenen Rotationsumfängen über 90°, konnte nicht zuletzt aufgrund der Komplexität des Modell und der hochdynamischen Bewegung bisher noch nicht komplett durchgeführt werden. Mit dem MKS-Modell Finger-Hand-Unterarm sollen in Zukunft auch Analysen in weiteren Sportarten durchgeführt werden. Als konkreter

weiterer Einsatzbereich ist z.B. eine Belastungsuntersuchung in den Fingergelenken beim Klettern angedacht.

7 Zusammenfassung und Ausblick

Die Biomechanik umfasst natur-, ingenieur- und sportwissenschaftliche sowie medizinische Aspekte. Unter Berücksichtigung all dieser Aspekte leistet die vorliegende Arbeit einen Beitrag zum besseren Verständnis von Verletzungsmechanismen ausgewählter Sportarten. Dabei stellen numerische Verfahren ein adäquates Mittel dar, wenn Messtechnik an ihre Grenzen stößt oder experimentelle Untersuchungen aus ethischen Gründen nicht oder nur bedingt durchführbar sind. Den Schwerpunkt in dieser Arbeit bildet daher der Aufbau und die Überprüfung detaillierter physikalischer Modelle, sog. Mehrkörpersysteme (MKS), ausgesuchter Regionen des menschlichen Körpers. Die entsprechenden Bereiche des Bewegungsapparates wurden anatomisch detailliert besprochen und die mechanischen Eigenschaften der einzelnen Strukturen untersucht.

Die exakte Beschreibung der Freiformflächen der beteiligten Knochenstrukturen erfolgte anhand dreidimensionaler Oberflächenmodelle. Die hierfür benötigten Daten wurden aus bildgebenden Verfahren der Medizin gewonnen. Zur physikalischen Beschreibung der Kraftübertragung wurde das Materialverhalten der passiven Weichteilstrukturen - wie Knochen, Knorpel, Sehnen, Bänder, Menisken - und der aktiven Strukturen - wie Muskulatur - des Bewegungsapparates berücksichtigt. Zur Beschreibung des viskoelastischen Materialverhaltens wurden für die Modellierung von Mehrkörpersystemen Kraftelemente von Bändern, Sehnen, Zwischenwirbelscheiben, Menisken und Gelenkknorpeln unter Berücksichtigung der anatomischen Geometrien entwickelt. Die Überprüfung der Funktionsweise der Kraftelemente erfolgte durch den Aufbau der experimentell verwendeten Prüfvorrichtungen als Mehrkörpersysteme und die Computersimulation der damit experimentell durchgeführten Versuchsabläufe. Der Entwicklungs- und Validierungsprozess des Modells von Sehnen und Bändern beruht auf selbst durchgeführten experimentellen Untersuchungen an Tierpräparaten. Für die Entwicklung und Validierung der Kraftelemente zur Beschreibung des Materialverhaltens der Zwischenwirbelscheiben, des Gelenkknorpels und der Menisken konnte auf Daten experimenteller Untersuchungen der Abteilung Biomechanik der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der Technischen Universität München zurück gegriffen werden.

Unter Verwendung der jeweils beteiligten Einzelmodelle der Weichteilstrukturen wurden folgende drei sportartspezifische Verletzungen genauer untersucht:

Der alpine Skisport birgt ein hohes Risiko an ernsthaften Verletzungen. Speziell das vordere Kreuzband ist eine im alpinen Skilauf häufig verletzte Struktur. Das Ziel dieser Arbeit ist es, durch Durchführung detaillierter Studien, zum Verständnis der exakten Mechanismen von Kreuzbandverletzungen beizutragen. Zunächst wurden aufwendige experimentelle Untersuchungen *in vitro* durchgeführt. Das MKS-Modell des Kniegelenks zeichnet sich dadurch aus, dass einerseits nichtvitalen Material untersucht wurde, andererseits die Simulation dieser Experimente exakt durchgeführt wurde, d.h. dass identische Präparate *in vitro* und *in silico* Einsatz fanden. Bei gegebener Hyperflexion wurde eine tibiale Rotation induziert und ein Valgus- oder Varus-Moment sowie eine Quadriceps-Kraft variiert. Der Einfluss auf die im vorderen Kreuzband wirkende Kraft sowie das resultierende Moment in der Bindung wurden ermittelt. Als gefährlich für das vordere Kreuzband erwies sich in Hyperflexion des Kniegelenks die Einleitung einer Innenrotation der Tibia sowie eine Valgus-Belastung bei tibialer Außenrotation.

Da *in vivo* Kräfte im vorderen Kreuzband wirken, die in *in vitro* Untersuchungen messtechnisch nicht quantitativ ermittelt werden können, stellt das vorgestellte Verfahren der Computersimulation ein vielversprechendes Werkzeug für weitere Untersuchungen dar.

Zur Überprüfung der Effektivität eines Kopfschutzes im Fußball hinsichtlich einer Reduzierung des Verletzungsrisikos in Kontaktsituationen Kopf-Kopf und Kopf-Ball wurde ein detailliertes MKS-Modell von Kopf und Nacken entwickelt. Das Modell wurde zur Kollision mit einem Ball gebracht und experimentell mittels Bewegungsanalyse validiert. Die Beurteilung der Effektivität des Kopfschutzes mit dem MKS-Modell Kopf-Nacken erforderte die experimentelle Ermittlung der Materialeigenschaften des Balles und des untersuchten Kopfschutzes. Das Verletzungsrisiko wurde mit Hilfe des Head Impact Power (HIP) Index quantifiziert. Ein erhöhtes Verletzungsrisiko für Kopfverletzungen für die Kontaktsituation Ball-Kopf nach dem HIP-Index ergab sich nur bei einer Ball-Auftreffgeschwindigkeit ab $v = 30,0 \text{ m/s}$. Mit den untersuchten Ballgeschwindigkeiten konnte keine deutliche Reduzierung des Verletzungsrisikos bei Verwendung des Kopfschutzes ermittelt werden.

Um die Effektivität des untersuchten Kopfschutzes abschließend beurteilen zu können, sollen in weiteren Studien auch andere Kontaktsituationen - wie zum Beispiel Kopf-Kopf-Zusammenstöße - mit dem entwickelten MKS-Modell simuliert werden. Vor allem die im Spiel immer häufiger auftretenden Kontaktsituationen Kopf-Ellbogengelenk und Kopf-Unterarm/Hand/Handgelenk sind aktuell von großem Interesse.

Golf als Sport mit wachsender Popularität dient als Beispiel autogener, nicht traumatischer Sportverletzungen. Dabei stellen Verletzungen des Ellbogengelenks bei Amateurspielern einen Anteil von 25% bis 33% an allen sportartspezifischen Verletzungen dar. Zur Untersuchung der Entstehung des sog. "Golfer-Ellbogens" wurde ein detailliertes MKS-Modell der oberen Extremität mit Finger, Hand und Unterarm entwickelt. Parallel wurden experimentell während Abschlagbewegungen Druckverteilungsmessungen am Griff des Golfschlägers und Bewegungsanalysen von Golfspielern auf verschiedenem Leistungsniveau durchgeführt.

Im Rahmen dieser Arbeit lag das Hauptaugenmerk auf einer ersten Analyse mit Hilfe des entwickelten MKS-Modells Finger-Hand-Unterarm auf der durch eine Flexion des rechten Handgelenks und der Bewegung des rechten Unterarms verursachten Belastung des rechten Epicondylus humeri ulnaris eines Spielers mit höherem Handicap.

Da bereits zu Schlagbeginn - durch einen festen, verkrampten Griff des Golfschlägers - mit der rechten Hand experimentell hohe Druckkräfte ermittelt wurden, deutet dies auf eine isometrische Kontraktion aller Flexoren hin.

Die Verkürzung der Flexoren ist zwar in der Simulation in geringem Umfang bei allen Flexoren zu sehen, die größte konzentrische Kontraktion zur Einleitung der Flexion des Handgelenks ist jedoch beim M. flexor carpi ulnaris zu beobachten

Der M. flexor carpi ulnaris trägt zur Ulnarabduktion bei und ist nach dem M. flexor digitorum der kräftigste Muskel unter den Muskeln, die zur Palmarflexion des Handgelenks beitragen können. Er inseriert am Os metacarpale V. Da bei dem analysierten Spieler in den experimentellen Untersuchungen eine Erhöhung der Druckkräfte während der Schlagbewegung vor allem im Bereich des Schlägergriffs an dem die Finger IV und V der rechten Hand ansetzen, beobachtet wurde, bestätigt dies das Ergebnis der Simulation.

Die experimentelle Untersuchung der Greifkräfte und der Schlagbewegung im Feld zeigten die Plausibilität des Modells auf. Modell und Experiment belegen die Unterschiede zwischen Amateuren und Profis aus der Literatur, speziell bzgl. der Flexion/Extension im Handgelenk sowie der Supination/Pronation des Unterarms der rechten Extremität.

Das anatomisch detaillierte Modell stieß an Machbarkeitsgrenzen hinsichtlich hochdynamischer Prozesse, wie sie die Abschlagbewegung im Golf darstellt. Basierend auf weiteren experimentellen Untersuchungen soll das Modell weiter optimiert werden.

Die vorliegende Arbeit zeigt an den Beispielen der Körperregionen Kniegelenk, obere Extremität und Kopf-Nacken-Bereich die ingenieurwissenschaftliche Anwendung eines

kommerziellen MKS-Programms und dessen Anpassung an spezielle Anforderungen der Biomechanik. Die Überprüfung der Modelle erfordert - im Rahmen der ethischen Möglichkeiten - experimentelle Untersuchungen sowohl an biologischen Einzelstrukturen als auch an den untersuchten Körperregionen. Dabei wurden die Möglichkeiten des universitären und medizinischen Umfelds genutzt, d.h. aktuelle Messverfahren (3D-Hochgeschwindigkeitsbewegungsanalyse, hochspezielle Labortechnik zur Erfassung von Winkeln, Distanzen, Kräften und Drücken im Raum) eingesetzt. Die betrachteten Körperregionen wurden in ihrer gesamten Komplexität anatomisch hoch detailliert abgebildet, was die volle Ausschöpfung der gegebenen Rechenkapazität zur Folge hatte.

Insgesamt zeigt die Arbeit, dass die Simulation mit MKS eine adäquate Methode darstellt, um die Dynamik des Bewegungsapparates zu analysieren und zum Wohle des Patienten, Sportlers oder Kunden bei der Auslegung oder Optimierung von Produkten oder der Erforschung von Verletzungsmechanismen einzusetzen.

8 Literaturverzeichnis

- 1 Abdel-Rahman E, Hefzy MS: A two-dimensional dynamic anatomical model of the human knee joint. *J Biomech Eng* 115 (1993) 357-365
- 2 Ahmad CS, Kwak SD, Athesian GA, Warden WH, Steadman JR, Mow VC: Effects of patellar tendon adhesion to the tibia on knee kinematics. *Am J Sports Med* 26(5) (1998) 715-249
- 3 Ahmed AM, Duncan NA, Tanzer M: In vitro measurement of the tracking pattern of the human patella. *J Biomech Eng* 121 (1999) 222-228
- 4 Amiel D, Frank C, Harwood F, Fronck J, Akeson W: Tendons and ligaments: A morphological and biochemical comparison. *J Orthop Res* 1 (1984) 257-265
- 5 Amis AA, Dawkins GPC: Functional anatomy of the anterior cruciate ligament: fibre bundle actions related to the ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg* 73-B (1991) 260-267
- 6 An KN, Berglund L, Cooney WP, Chao EY, Kovacevic N: Direct in vivo tendon force measurement system. *J Biomech* 23(12) (1990) 1269-1271
- 7 Andriacchi TP, Mikosz RP, Hampton SJ, Galante JO: Model studies of the stiffness characteristics of the human knee joint. *J Biomech* 16(1) (1983) 23-29
- 8 Appel M, Gradinger R: Die Architektur des Kreuzbandaufbaus. *Praktische Sport-Traumatologie und Sportmedizin* 1 (1989) 12-16
- 9 Arms S, Boyle J, Johnson R, Pope M: Strain measurement in the medial collateral ligament of the human knee: an autopsy study. *J Biomech* 16 (1983) 291-496
- 10 Arms SW, Pope MH, Johnson RJ, Fischer RA, Arvidsson I, Eriksson E: The biomechanics of anterior cruciate ligament rehabilitation and reconstruction. *Am J Sports Med* 12(1) (1984) 8-18
- 11 Arnoczky SP: Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop Relat Res* 172 (1983) 19-25
- 12 Athanasiou KA, Rosenwasser MP, Buckwalter JA, Malinin TI, Mow VC: Interspecies comparison of in situ intrinsic mechanical properties of distal femoral cartilage. *J Orthop Res* 9 (1991) 330-340
- 13 Atkinson TS, Ewers BJ, Haut RC: The tensile and stress relaxation responses of human patellar tendon varies with specimen cross-sectional area. *J Biomech* 32(9) (1999) 907-914
- 14 Aune AK, Cawley PW, Ekeland A: Quadriceps muscle contraction protects the anterior cruciate ligament during anterior tibial translation. *Am J Sports Med* 25(2) (1997) 187-190
- 15 Bach JM, Hull ML, Patterson HA: Direct measurement of strain in the posterolateral bundle of the anterior cruciate ligament. *J Biomech* 30(3) (1997) 281-283
- 16 Bagadia N, Berta J, Burke J, Manthei D: The redesign of a ski-binding system to reduce the incidence and/or grade of knee injuries. University of Wisconsin (2001)
- 17 Bahr R, Krosshaug T: Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *Br J Sports Med* 39(6) (2005) 324-329
- 18 Ballreich R, Mund R: Biomechanik des Golfspiels. Lehrbrief 2. Hrsg: Deutscher Golf Verband. 1. Auflage. Albrecht Verlag. Gräfelfing (1999)
- 19 Barber F: Snow skiing combined anterior cruciate ligament/medical collateral ligament disruptions. *Arthroscopy* 10 (1994) 85-89
- 20 Barfield WR: Skills and mechanics of football. In: Dvorak J, Kirkendall D (Hrsg.) *International Football and Sports Medicine. Caring for the soccer athlete worldwide.* American Orthopaedic Society for Sports Medicine, Rosemont, IL, USA (2005) 53-69
- 21 Barry D, Ahmend AM: Design and performance of a modified buckle transducer for the measurement of ligament tension. *J Biomech Eng* 108 (1986) 149-152

- 22 Bergmann, G.; Graichen, F.; Rohlmann, A.: Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech* 26(8) (1993) 969-990
- 23 Beusenberg MC: Biomechanics of head injuries in contact sports: New methods to assess und reduce the risk of cConcussion. In: Dvorak J, Kirkendall DT (Hrsg.): *International Football and Sports Medicine: Caring for the Soccer Athlete worldwide*. Rosemont, IL, USA (2005) 163-170
- 24 Beynnon BD, Fleming BC, Johnson RJ, Nichols CE, Renstrom PA, Pope MH: Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo. *Am J Sports Med* 23(1) (1995) 24-34
- 25 Beynnon BD, Uh BS, Johnson RJ, Fleming BC, Renstrom PA, Nichols CE: The elongation behavior of the anterior cruciate ligament graft in vivo. A long-term follow-up study. *Am J Sports Med* 29(2) (2001) 161-16
- 26 Blakeman D: Technikvariierende Maßnahmen bei Golfern mit Rückenproblemen. In: Denner, A. (Hrsg.) *Mit einem gesunden Rücken Golf in einer neuen Dimension spielen*; Stadtparkasse Köln (2001) 107-111
- 27 Blankevoort L, Huiskes R, deLange A: The envelope of passive knee joint motion. *J Biomech* 21 (1988) 705-720
- 28 Blankevoort L, Huiskes R: Ligament-bone interaction in a three-dimensional model of the knee. *J Biomech Eng* 113(3) (1991) 263-269
- 29 Blankevoort L, Kuiper JH, Huiskes R, Grootenboer HJ: Articular contact in a three-dimensional model of the knee. *J Biomech* 24 (1991) 1019-1031
- 30 Bley H: *Kompedium Medizin + Technik: Grundlagen und Anwendungen der Elektrophysiologie, Elektromedizin, Elektrotherapie, bildgebende Verfahren, Labordiagnostik, Informatik, Sicherheitsaspekte in Praxis und Klinik*. Forum-Medizin-Verlagsgesellschaft, Gräfelfing (1994) ISBN 3-910075-11-8
- 31 Böhm H: *Computer simulation of muscle series elastic element function in drop jumping*. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität Tübingen (2002)
- 32 Brand RA, Pedersen DR, Friederich JA: The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area. *J Biomech* 19(8) (1986) 589-596
- 33 Brand, PW, Beach RB, Thompson DE: Relative tension and potential excursion of muscles in forearm and hand. *J Hand Surg* 6 (1981) 209-219
- 34 Broglio SP, Ju YY, Broglio MD, Sell TC: The efficacy of soccer headgear. *J Athletic Training* 38(3) (2003) 220-224
- 35 Brown CA, Bergstroem TS, Rod KR: Load modeling and ACL injuries. 15th International Congress on Ski Trauma and Skiing Safety. 27.04.-02.05.2003, St. Moritz, Switzerland
- 36 Bull AMJ, Amis AA: Knee joint motion: description and measurement. *Proc Inst Mech Eng [H]* 212(5) (1998) 357-372
- 37 Bull AMJ, Katchburian MV, Shih YF, Amis AA: Standardisation of the description of the patellofemoral motion and quantitative comparison between different techniques. 12th Conference of the European Society of Biomechanics, Dublin (2000)
- 38 Bull AMJ, Katchburian MV, Shih YF, Amis AA: Standardisation of the description of the patellofemoral motion and comparison between different techniques. *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc* 10 (2002) 184-193
- 39 Bullough PG, Munuera L, Murphy J, Weinstein M: The strength of the menisci of the knee as it relates to their fine structure. *J Bone Joint Surg Br* 52(3) (1970) 564-567
- 40 Burgkart R, Gradinger R: Anatomie und Biomechanik des vorderen Kreuzbandes. In: *Fortbildung Orthopädie: die ASG-Kurse der DGOT - Bd. 3: Knie*. Hrsg. Imhoff AB, Steinkopff Verlag, Darmstadt (2000)
- 41 Butler DL, Grood ES, Noyes FR, Sodd AN: On the interpretation of our anterior cruciate ligament data. *Clin Orthop* 196 (1985) 26-34

- 42 Butler DL, Guan Y, Kay MD: Location-dependent variations in the material properties of the anterior cruciate ligament. *J Biomech* 25 (1992) 511-518
- 43 Butler DL, Kay MD, Stouffer DC: Comparison of material properties in fascicle-bone units from human patellar tendon and knee ligaments. *J Biomech* 19(6) (1986) 425-432
- 44 Butler DL, Noyes FR, Grood ES, Paulos L, Brackett K: The effects of structure and strain measurement technique on the material properties and failure mechanics of young human tendons and fascia. *J Biomed* 17 (1984) 579 - 586
- 45 Butler DL, Noyes FR, Grood ES: Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee: a biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am* 62 (1980) 259-270
- 46 Butler DL, Sheh MY, Stouffer DC, Samaranayake VA, Levy MS: Surface strain variation in human patellar tendon and knee cruciate ligaments. *J Biomech Eng* 112 (1990) 38-45
- 47 Butler DL: Anterior cruciate ligament: its normal response and replacement. *J Orthop Res* 7 (1989) 910-921
- 48 Carlstedt CA, Nordin M: Biomechanics of tendons and ligaments. In: Basic biomechanics of the musculoskeletal system. In: Nordin M, Frankel VH (Hrsg.), Williams & Wilkins, Media PA (1989)
- 49 Chao EYS, An KN, Cooney III WP, Linscheid RL: Biomechanics of the hand. A basic research study. World Scientific (1989)
- 50 Cleas L: Biomechanische Eigenschaften humaner Bänder. In: Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie. Alloplastischer Bandersatz. Burri C, Herfarth C, Jäger M (Hrsg.), Verlag Hans Huber Bern (1983)
- 51 Covey DC, Sapega AA, Marshall RC: The effects of varied joint motion and loading conditions on posterior cruciate ligament fiber length behaviour. *Am J Sports Medicine* 32(8) (2004) 1866-72
- 52 Covey DC, Sapega AA, Sherman GM: Testing for isometry during reconstruction of the posterior cruciate ligament. *Am J Sports Medicine* 24(6) (1996) 740-746
- 53 Crowninshield R, Pope MH, Johnson RJ: An analytical model of the knee. *J Biomech* 9(6) (1976) 397-405
- 54 Debrunner AM: Orthopädie, Orthopädische Chirurgie. Hans Huber Verlag, Bern (1994) ISBN 3-456-81962-5
- 55 Deibert MC, Aronsson DD, Johnson RJ: Skiing injuries in children, adolescents, and adults. *J Bone Joint Surg* 80(1) (1998) 25-32
- 56 Diehl P, Naal FD, Schauwecker J, Steinhauser E, Milz S, Gollwitzer H, Mittelmeier W: Biomechanische Eigenschaften von Gelenkknorpel nach hydrostatischer Hochdruckbehandlung. *Biomed Tech* 51 (2006) 8-14
- 57 DIN ISO 9462 (2005-03): Skibindungen für den alpinen Skilauf - Sicherheitstechnische Anforderungen und Prüfungen.
- 58 Dowson D: Bio-triobolgy of natural and replacement synovial joints. Biomechanics of Diarthrodial joints (Hrsg. Mow VC, Ratcliffe A, Woo SLY) Springer Verlag, New York (1990) 305-345
- 59 Draganich LF, Vahey JW: An in vitro study of anterior cruciate ligament strain induced by quadriceps and hamstrings forces. *J Orthop Res* 8(1) (1990) 57-63
- 60 Dubbel. Taschenbuch für den Maschinenbau. 18. Auflage, ISBN 3540221425
- 61 Duncan JB, Hunter R, Purnell M, Freeman J: Meniscal injuries associated with acute anterior cruciate ligament tears in alpine skiers. *Am J Sports Med* 23(2) (1995) 170-172
- 62 Dvorak J, Fröhlich D, Penning L, Baumgartner H, Panjabi MM: Functional radiographic diagnosis of the cervical spine: flexion/extension and lateral bending. *Spine* 13(7) (1988) 726-730

- 63 Ebstrup JF, Bojsen-Moller F: Anterior cruciate ligament injury in indoor ball games. *Scand J Med Sci Sports* 10 (2000) 114-116
- 64 Edwards AG, Laerty JF, Lange KO: Ligament strain in the human knee joint. *J Basic Engineering* 92 (1970) 131-136
- 65 Ekeland A, Sulheim S, Rodven A: Injuries in Norwegian ski resorts 2000-2002. 15th International Congress on Ski Trauma and Skiing Safety. 27.04.-02.05.2003, St. Moritz, Switzerland
- 66 Ekeland A, Thoresen BO: Isolated rupture of the anterior cruciate ligament by knee hyperflexion. In: Mote C, Johnson R (Hrsg.): *Skiing trauma and safety: 6th International Symposium, ASTM STP 938*. Balitmore, MD, 1987, 61-67
- 67 Emrich F: Biomechanische Analyse der Kraftübertragung an den menschlichen Phalangen. Modellierung und Simulation unterschiedlicher Griffornen am Beispiel des Sportkletterns. Dissertation - Deutsche Sporthochschule Köln (2000)
- 68 Erdemir A: Three-dimensional modelling of the human knee joint. Thesis Middle East Technical University (1998)
- 69 Erdemir A: Three-dimensional modelling of the human knee joint. Thesis Middle East Technical University (1998)
- 70 Essinger JR, Leyvraz PF, Heegard JH, Robertson DD: A mathematical model for the evaluation of the behaviour during flexion of condylar-type knee prostheses. *J Biomech* 22(11-12) (1989) 1229-1241
- 71 Ettlinger CF, Johnson RJ, Shealy JE: A method to help reduce the risk of serious knee sprains incurred in alpine skiing. *Am J Sports Med* 23(5) (1995) 531-537
- 72 Faller A: *Der Körper des Menschen. Einführung in Bau und Funktion*. Georg Thieme Verlag. Stuttgart (1988) ISBN 3 13 329711 2
- 73 Fischer JF, Loureiro O, Leyvraz PF, Bally A: Injury mechanism of the anterior ligament in alpine skiing: case studies. In: Mote C, Johnson R, Hauser W, Schaff PS (Hrsg.): *Skiing trauma and safety: 10th International Symposium, ASTM STP 1266*, 1996, 270-279
- 74 Fithian DC, Kelly MA, Mow VC: Material properties and structure-function relationships in the menisci. *Clin Orthop Relat. Res* 252 (1990) 19-31
- 75 Fleming BC, Beynnon BD, Renstrom PA, Johnson RJ, Nichols CE, Peura GD, Uh BS: The strain behavior of the anterior cruciate ligament during stair climbing: an in vivo study. *Arthroscopy* 15(2) (1999) 185-191
- 76 Fleming BC, Beynnon BD, Renstrom PA, Peura GD, Nichols CE, Johnson RJ: The strain behavior of the anterior cruciate ligament during bicycling. An in-vivo study. *Am J Sports Med* 26(1) (1998) 109-118
- 77 Fleming BC, Beynnon BD, Tohyama H, Johnson RJ, Nichols CE, Renström P, Pope MH: Determination of a zero strain reference for the anteromedial band of the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res* 12 (1994) 789-795
- 78 Fleming BC, Beynnon BD: In vivo measurement of ligament/tendon strains and forces: a review. *Annals of Biomedical Engineering* 32(3) (2004) 318-328
- 79 Fleming BC, Peura GD, Beynnon BD: Factors influencing the output of an implantable force transducer. *J Biomech.* 33(7) (2000) 889-893
- 80 France PE, Daniels AU, Goble ME, Dunn HK: Simultaneous quantitation of knee ligament force. *J Biomech* 16 (1983) 553-564
- 81 Frank C, Amiel D, Woo SLY, Akeson W: Normal ligament properties and ligament healing. *Clin Orthop Rel Res* 196 (1985) 15-25
- 82 Frey M, Riener R, Michas C, Regenfelder F, Burgkart R: Elastic properties of an intact and ACL-ruptured knee joint: Measurement, mathematical modelling, and haptic rendering. *J Biomech* 39(8) (2006) 1371-82

- 83 Friederich NF: Kniegelenkfunktion und Kreuzbänder. Biomechanische Grundlagen für Rekonstruktion und Rehabilitation. *Orthopäde* 22 (1990) 334-342
- 84 Fujie H, Livesay GA, Fujita M, Woo SLY: Forces and moments in six-DOF at the human knee joint: mathematical description for control. *J Biomech* 29 (1996) 1577-1585
- 85 Fung YC: Biomechanics. Mechanical properties of living tissues. Springer Verlag, New York (1993)
- 86 Fung YC: Elasticity of soft tissues in simple elongation. *Am J Physiol* 213(6) (1967) 1532-1544
- 87 Funk JR, Hall GW, Crandall JR, Pilkey WD: Linear and quasi-linear viscoelastic characterization of ankle ligaments. *J Biomech Eng* 122 (2000) 15-22
- 88 Fuss FK: atomy of the cruciate ligaments and their function in extension and flexion of the human knee joint. *Am J Anatomy* 184 (1989) 165-176
- 89 Gardiner JC, Weiss JA, Rosenberg TD: Strain in the human medial collateral ligament during valgus loading of the knee. *Clin Orthop* (2001) 266-274
- 90 Gardiner JC, Weiss JA: Subject-specific element analysis of the human medial collateral ligament during valgus knee loading. *J Orthop Res* 21 (2003) 1098-1106
- 91 Garg A, Walker PS: Prediction of total knee motion using a three-dimensional computer-graphics model. *J Biomech* 23(1) (1990) 45-58
- 92 Geyer M, Wirth CJ: Ein neuer Verletzungsmechanismus des vorderen Kreuzbandes. *Unfallchirurg* 94 (1991) 69-72
- 93 Girgis FG, Marshall JL, Monajem ARS: The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop* 106 (1975) 216-231
- 94 Gläser H, Henke T: Sportunfälle - Häufigkeit, Kosten, Prävention. ARAG Allgemeine Versicherungs-AG (Hrsg.) (2001)
- 95 Godest AC, de Cloke CS, Taylor M, Gregson PJ, Keane AJ, Sathasivan S, Walker PS.: A computational model for the prediction of total knee replacement kinematics in the sagittal plane. *J Biomech* 33(4) (2000) 435-442
- 96 Gollehon DL, Torzilli PA, Warren RF: The role of the posterolateral and cruciate ligaments in the stability of the human knee. *J Bone Joint Surg* 68-A (1987) 233 - 242
- 97 Goodship AE, Birch HL: Cross sectional area measurement of tendon and ligament in vitro: a simple, rapid, non-destructive technique. *J Biomech* 38(3) (2005) 605-608
- 98 Gorschewsky O: Der vordere Kreuzbandschaden und die protektive Komponente der Skibindung.
www.sportortho.ch/bereiche/sportverletzungen/kreuzband_und_skibindung.htm
- 99 Gosheger G, Liem D, Ludwig K, Greshake O, Winkelmann W: Injuries and oversues syndromes in golf. *American Journal of Sports Medicine* 31(3) (2003) 438-443
- 100 Greenwald RM, Swanson SC, McDonald TR: Towards the creation of a new release envelope for protecting the knee in alpine skiing. *Sportorthopädie Sporttraumatologie* 15(4) (1999) 197-204
- 101 Grood ES, Hefzy MS: An analytical technique for modeling knee joint stiffness--Part I: Ligamentous forces. *J Biomech Eng* 104(4) (1982) 330-337
- 102 Grood ES, Stowers SF, Noyes FR: Limits of movement in the human knee. Effect of sectioning the posterior cruciate ligament and posterolateral structures. *J Bone Joint Surg Am* 70(1) (1988) 88-97
- 103 Grood ES, Suntay WJ, Noyes FR: Biomechanics of the knee-extension exercise: effect of cutting the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am* 66 (1984) 725-734
- 104 Grood ES, Suntay WJ: A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng* 105 (1983) 136-144.
- 105 Gruber K, Ruder H, Denoth J, Schneider K: A comparative study of impact dynamics: wobbling mass model versus rigid body models. *J Biomech* 31 (5) (1998) 439-444

- 106 Gruber K: Entwicklung eines Modells zur Berechnung der Kräfte im Knie- und Hüftgelenk bei sportlichen Bewegungsabläufen mit hohen Beschleunigungen. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität Tübingen (1987)
- 107 Gupte CM, Bull AMJ, de Thomas RW, Amis AA: A review of the function and biomechanics of the meniscofemoral ligaments. *Arthroscopy* 19(2) (2003) 161-171
- 108 Hacker SA, Woo SLY, Wayne JS, Kwan MK: Compressive properties of the human meniscus. *Trans Orthop Res Soc* 17 (1992) 627
- 109 Haimes JL, Wroble RR, Grood ES, Noyes FR: Role of the medial structures in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Am J Sports Med* 22(3) (1994) 402-409
- 110 Hame SL, Oakes DA, Markolf KL: Injury to the Anterior Cruciate Ligament During Alpine Skiing: A Biomechanical Analysis of Tibial Torque and Knee Flexion Angle. *Am J Sports Med* 30 (2002) 537-540
- 111 Hanavan E: A mathematical model of the human body, Technical Report NO. AMRL-TR-64-102 (1964)
- 112 Harner CD, Xerogeanes JW, Livesay GA, Carlin GL, Smith BA, Kusayama T, Kashiwaguchi S, Woo SLY: The human posterior cruciate ligament complex: an interdisciplinary study. *Am J Sports Med* 23(6) (1995) 736-745
- 113 Hatze H: A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. *J Biomech* 13 (10) (1980) 833-843
- 114 Haut Donahue TL, Hull ML, Rashid MM, Jacobs CR: How the stiffness of meniscal attachments and meniscal material properties affect tibial-femoral contact pressure computed using a validated finite element model of the human knee. *J Biomech* 36 (2003) 19-34
- 115 Haut Donahue TL, Hull ML, Rashid MM, Jacobs CR: How the stiffness of meniscal attachments and meniscal material properties affect tibial-femoral contact pressure computed using a validated finite element model of the human knee. *J Biomech* 36 (2003) 19-34
- 116 Heegaard J, Leyvraz PF, Curnier A, Rakotomanana L, Huiskes R: The biomechanics of the human patella during passive knee flexion. *J Biomech* 28(11) (1995) 1265-1279
- 117 Hefzy MS, Grood ES: Sensitivity of insertion locations on length patterns of anterior cruciate ligament fibers. *J Biomech Eng* 108 (1986) 73-82
- 118 Hill AV: The heat of shortening and the dynamic constant of muscle. *Proceedings of the Royal Society, London* (1938) B126 136-195
- 119 Hinterwimmer S, Plitz W, Krammer M, Baumgardt R: Banddehnungsmessung am Kniegelenk - Der Dehnungsmessstreifen und seine Alternativen. *Biomed Technik* 47 (2002) 130-135
- 120 Hippman G: An algorithm for compliant contact between complexly shaped surfaces in multibody dynamics. In: *Multibody Dynamics*, A.C. Jorge (Hrsg.) IDMEC/IST, Lissabon, Portugal, 1.-4. Juli 2003
- 121 Hirokawa S, Solomonw M, Lu Y, Lou ZP, D'Ambrosia R: Anterior-posterior displacement and rotational displacement of the tibia elicited by quadriceps contraction. *Am J Sports Med* 20(6) (1992) 299-306
- 122 Hirokawa S, Tsuruno R: Three-dimensional deformation and stress distribution in an analytical/computational model of the anterior cruciate ligament. *J Biomech* 33(9) (2000) 1069-1077
- 123 Hirokawa S: Three-dimensional mathematical model analysis of the patellofemoral joint. *J Biomech* 24(8) (1991) 659-671
- 124 Holdon JP, Grood ES, Korvick DL, Cummings JF, Butler DL, Bylski-Austrow DI: In vivo forces in the anterior cruciate ligament: Direct measurements during walking and trotting in a quadruped. *J Biomech* 27 (5) (1994) 144-150

- 125 Hollis JM, Lee EB, Ballock RT, Gomez MA, Woo SLY: The effect of loading direction on the failure properties of the femur - anterior cruciate ligament - tibia complex. *Adv Bioengng* 2 (1986) 168-169
- 126 Hollister AM, Jatana S, Singh AK, Sullkivan WW, Lupichul AG: The Axes of Rotation of the Knee. *Clin Orthop Rel Res* 290 (1993) 259-268
- 127 Holzbaur KR, Murray WM, Delp SL: A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Ann Biomed Eng.* 33(6) (2005) 829-840
- 128 Hong G: Virtual-Reality Methoden für ein MKS-Kontaktmodell. Diplomarbeit an der Technischen Universität München, Lehrstuhl für Angewandte Mechanik (2003)
- 129 Horst van der MJ: Human head neck response in frontal, lateral and rear end impact loading-modeling and validation. PhD thesis, Technical University of Eindhoven, Eindhoven, Niederlande (2002)
- 130 Hosea TM, Gatt CJ: Back pain in golf. *Clin Sports Med* 15(1) (1996) 37-53
- 131 Hoy MG, Zajac FE, Gordon ME: A musculoskeletal model of the human lower extremity: The effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. *J Biomech* 23(2) (1990) 157-169
- 132 Hull ML: Analysis of skiing accidents involving combined injuries to the medial collateral and anterior cruciate ligaments. *Am J Sports Med* 25(1) (1997) 35-40
- 133 Hunter RE: Skiing injuries. *Am J Sports Med* 27(3) (1999) 381-389
- 134 Hüter-Becker A, Schewe H, Heipertz W: Physiotherapie. Biomechanik, Arbeitsmedizin, Ergonomie. Thieme Verlag, Stuttgart (1999) ISBN 3-13-101251-X
- 135 Inderster A, Benedetto KP, Klestil T, Künzel KH, Gaber O: Fiber orientation of posterior cruciate ligament: An experimental morphological and functional study. Part 2. *Clin Anatomy* 8 (1995) 315-322
- 136 Inderster A, Benedetto KP, Klestil T, Künzel KH, Gaber O: Fiber orientation of posterior cruciate ligament: An experimental morphological and functional study. Part 2. *Clin Anatomy* 8 (1995) 315-322
- 137 ISB recommendation on definitions of joints coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion - part I: ankle, hip, and spine. *J Biomech* 35 (2002) 543-548
- 138 Ishii T, Mukai Y, Hosono N, Sakaura H, Fujii R, Nakajima Y, Tamura S, Iwasaki M, Yoshikawa H, Sugamoto K: Kinematics of the cervical spine in lateral bending. In vivo three-dimensional analysis. *Spine* 31(2) (2006) 155-160
- 139 Ishii T, Mukai Y, Hosono N, Sakaura H, Nakajima Y, Sato Y, Sugamoto K, Yoshikawa H: Kinematics of the upper cervical spine in lateral bending. In vivo three-dimensional analysis. *Spine* 29(7) (2004) 139-144
- 140 ISO 7207/1: 1994: Chirurgische Implantate - Knie-Teil- und -Vollprothesen - Teil 1: Klassifikation, Definitionen und Bezeichnung der Abmessungen
- 141 Jager de M: Mathematical head-neck models for acceleration impacts. PhD thesis, University of Eindhoven, Niederlande (1996)
- 142 Jendrusch G, Henke T, Gläser H: Developments in the occurrence of skiing accidents in the period from 1980 to 2002. 15th International Congress on Ski Trauma and Skiing Safety. 27.04.-02.05.2003, St. Moritz, Switzerland
- 143 Jobe FW, Moynes DR, Antonelli DJ: Rotator cuff function during a golf swing. *Am J Sports Med* 14(5) (1986) 388-392
- 144 Johnson GA, Livesay GA, Woo SLY, Rajagopal KR: A single integral finite strain viscoelastic model of ligaments and tendons. *J Biomech Eng* (1996) 221-226
- 145 Johnson RJ, Beynon BD, Nichols CE, Renstrom PA: The treatment of injuries of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg* 74A (1992) 140-151

- 146 Jung B: Verletzungen beim Sport. www.debeka.gesundheitsportal-privat.de (2006)
- 147 Kamibayashi LK, Richmond FJR: Morphometry of human neck muscles. *Spine* 23 (12) (1998) 1313-1323
- 148 Kamper DG, George Hornby T, Rymer WZ: Extrinsic flexor muscles generate concurrent flexion of all three finger joints. *J Biomech* 35(12) (2002) 1581-1589
- 149 Kasperczyk WJ, Rosocha S, Bosch U, Oestern HJ, Tscherne H: Alter, Aktivität und die Belastbarkeit von Kniebändern. *Unfallchirurg* 94 (1991) 371-375
- 150 Kennedy JC, Hawkins RJ, Willis RB, Danylchuk KD: Tension studies of human knee ligaments. Yield point, ultimate failure and disruption of the cruciate and tibial collateral ligaments. *J Bone Joint Surg* 58-A (1976) 350-355
- 151 Kirkendall D, Jordan S, Garrett W: Heading and head injuries in soccer. *Sports Med* 31 (2001) 369-386
- 152 Kirstukas SJ, Lewis JL, Erdman AG: 6R instrumented spatial linkages for anatomical joint motion measurement - Part 1: Design. *J Biomech Eng* 114 (1992) 92-100
- 153 Kirstukas SJ, Lewis JL, Erdman AG: 6R instrumented spatial linkages for anatomical joint motion measurement - Part 2: Calibration. *J Biomech Eng* 114 (1992) 101-110
- 154 Kirstukas SJ: A model for studying loss of knee extension. Thesis University of Minnesota (1995)
- 155 Koehle MS, Lloyd-Smith R, Taunton JE: Alpine ski injuries and their prevention. *Sports Med* 32(12) (2002) 785-793
- 156 Koh TJ, Grabiner MD, De Swart RJ: In vivo tracking of the human patella. *J Biomech* 25(6) (1992) 637-643
- 157 Komistek RD, Kane TR, Mahfouz M, Ochoa JA, Dennis DA: Knee mechanics: A review of past and present techniques to determine in vivo loads. *Clin Biomech* 38 (2005) 215-228
- 158 Korvick DL, Cummings JF, Grood ES, Holden JP, Feder SM, Butler DL: The use of an implantable force transducer to measure patellar tendon forces in goats. *J Biomech* 29(4) (1996) 557-561
- 159 Krosshaug T, Andersen TE, Olsen OEO, Myklebust G, Bahr R: Research approaches to describe the mechanisms of injuries in sport: limitations and possibilities. *Br J Sports Med* 39(6) (2005) 330-339
- 160 Kryszohn F: Entwicklung eines Muskelmodells für Mehrkörperprogramme zur Simulation der Streckung des Kniegelenks. Diplomarbeit, FH Hamburg (1999)
- 161 Kummer B, Yamamoto M: Morphologie und Funktion des Kreuzbandapparates des Kniegelenks. *Arthroskopie* 1 (1988) 2-10
- 162 Kurosawa H, Yamakoshi KI, Yasuda K, Sasaki T: Simultaneous measurement of changes in length of cruciate ligaments during knee motion. *Clin Orthop Rel Res* 265 (1991) 233-240
- 163 Kwan MK, Woo SLY: A structural model to describe the non-linear stress-strain behaviour for parallel-fibered collagenous tissues. *J Biomech Eng* 111 (1989) 361-363
- 164 Kwan MK, Woo SLY: A structural model to describe the non-linear stress-strain behaviour for parallel-fibered collagenous tissues. *J Biomech Eng* 111 (1989) 361-363
- 165 La Prade RF, Ly TS, Wentorf FA, Engebretsen L: The posterolateral attachments of the knee. *Am J Sports Med* 31(6) (2003) 854-860
- 166 La Prade RF, Tso A, Wentorf FA: Force Measurements on the fibular collateral ligament, popliteofibular ligament, and popliteus tendon to applied loads. *Am J Sports Med* 32(7) (2004) 1695-1701
- 167 Lafortune MA, Cavanagh PR, Sommer HJ, Kalenak A: Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *J Biomech* 25(4) (1992) 347-357
- 168 Laporte JD, Binet MH, Bally A: Why the ski binding international standards have been modified in 2001. In: Johnson RJ, Lamont M and Shealy JE (Eds.) *Skiing*

- Trauma and Safety: Fourteenth Volume, ASTM STP 1440, American Society for Testing and Materials International, West Conshohocken, 64-94 (2003)
- 169 Larsen NP, Forwood MR, Parker AW: Immobilization and retraining of cruciate ligaments in the rat. *Acta Orthop Scand* 58(3) (1987) 260-264
- 170 Lauterburg M: Der Golfer und sein Ellbogen. *Drive* (2002) 52-54
- 171 Lehmann T, Hiltner J, Handels H: Medizinische Bildverarbeitung. In: Lehmann T (Hrsg.) *Handbuch der Medizinischen Informatik*. Hanser Verlag München (2002) ISBN 3-446-22701-6
- 172 Lehner S, Senner V: Computer simulation to evaluate the effect of a rear-releasable ski boot for ACL-protection. 15th International Congress on Ski Trauma and Skiing Safety. 27.04.-02.05.2003, St. Moritz, Switzerland
- 173 Lehner S, Steinhauser E, Mittelmeier W, Gradinger R: Tribologische Testung neuer Materialpaarungen für eine Knieendoprothese. *Biomaterialien* 2(1) (2001) 6-10
- 174 Lehner S, Steinhauser E, Mittelmeier W, Stur S, Gradinger R: Neue Werkstoffpaarungen zur Verbesserung des Verschleißverhaltens einer Tumor-Knieendoprothese. *Biomed Technik* 46(3) (2001) 75-79
- 175 Lehner S, Wallrapp O, Schaff P, Gradinger R: Behaviour of the patella during knee flexion obtained in a 3D computer model. *Med Biol Eng Comput*, Vol 37, Suppl. 2 (1999) 1134-1135
- 176 Lehner S: 3D-Simulation des menschlichen Kniegelenks. Diplomarbeit an der Fachhochschule München, Fachbereich Feinwerk- und Mikrotechnik, 1995
- 177 Leijnse JNAL, Kalker JJ: A two-dimensional kinematic model of the lumbrical in the human finger. *J Biomech* 28(3) (1995) 237-355
- 178 Leijnse JNAL: A method and device for measuring force transfers between the deep flexors in the musician's hand. *J Biomech* 31(9) (1998) 769-871
- 179 Leijnse JNAL: Anatomical factors predisposing to focal dystonia in the musician's hand-Principles, theoretical examples, clinical significance. *J Biomech* 30(7) (1997) 659-761
- 180 Lemay MA, Crago PE: A dynamic model for simulating movements of the elbow, forearm, and wrist. *J Biomech* 29 (1996) 1319-1330
- 181 Lewis JL, Lew WD, Schmidt J: A note on the application and evaluation of the Buckle transducer for knee ligament force measurement. *J Biomech Eng* 104 (1982) 125-128
- 182 Livesay GA, Fujie H, Kashiwaguchi S, Morrow DA, Fu FH, Woo SLY: Determination of the in situ force distribution within the human anterior cruciate ligament. *An Biomed Eng* 23 (1995) 467-474
- 183 Loch DA, Luo ZP, Lewis JL, Stewart NJ: A theoretical model of the knee and ACL: theory and experimental verification. *J Biomech* 25(1) (1992) 81-90
- 184 Maier D, Braeun K, Steinhauser E, Ueblacker P, Roos N, Martinek V, Imhoff AB: In vitro analysis of an allogenic scaffold for tissue engineered meniscus replacement. *J Orthop Res* (in press)
- 185 Maier S.: Theoretische und empirische Betrachtungen und Untersuchungen biomechanischer und funktionell-anatomischer Parameter des Golfschwungs. Dissertation Fakultät für Sportwissenschaft der Technischen Universität München (2003)
- 186 Makris CA, Georgoulis AD, Papageorgiou CD, Moebius UG, Soucacos PN: Posterior cruciate ligament architecture: evaluation under microsurgical dissection. *Arthroscopy* 16(6) (2000) 627-632
- 187 Mann H, Schiffelgen H, Froriep R: Einführung in die Regelungstechnik. Analoge und digitale Regelung, Fuzzy-Regler, Regeler-Realisierung, Software. Hanser Verlag, München (1997) ISBN 3-446-17672-1

- 188 Mannel H, Marin F, Cleas L, Dürselen L: Establishment of a knee-joint coordinate system from helical axes analysis - a kinematic approach without anatomical referencing. *IEEE Transactions on biomedical engineering* 51(8) (2004) 1341-1347
- 189 Markolf KL, Gorek JF, Kabo JM, Shapiro MS: Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique. *J bone joint surg* 72(4)-A (1990) 557-567
- 190 Markolf KL, Wascher DC, Finerman GA: Direct in vitro measurement of forces in the cruciate ligaments. Part II: The effect of section of the posterolateral structures. *J Bone Joint Surg Am* 75(3) (1993) 387-94.
- 191 Markolf KL, Wascher DC, Finerman GA: Direct in vitro measurement of forces in the cruciate ligaments. Part II: The effect of section of the posterolateral structures. *J Bone Joint Surg Am* 75(3) (1993) 387-94.
- 192 McHardy AJ, Pollard HP: Golf and upper limb injuries: A summary and review of the literature. *Chiropractic & Osteopathy* 13(7) (2005) 1-7
- 193 Meakin JR, Shrive NG, Frank CB, Hart DA: Finite element analysis of the meniscus: the influence of geometry and material properties on its behaviour. *The knee* 10 (2003) 33-41
- 194 Meister D: Bilddaten getriebene Kinematik-Simulation für den Roboter gestützten Kreuzband- und Kniegelenkersatz. Dissertation. Fakultät für Informatik der Universität Karlsruhe (2003)
- 195 Menschik A: Mechanik des Kniegelenks. I. Teil *Z Orthop* 112 (1974) 481-495
- 196 Menschik A: Mechanik des Kniegelenks. II. Teil: Schlußrotation. *Z Orthop* 113 (1975) 388-401
- 197 Mills OS, Hull ML: Apparatus to obtain rotational flexibility of the human knee under moment loads in vivo. *J Biomech* 24 (1991) 351-369
- 198 Moeinzadeh MH, Engin AE, Akkas N: Two-dimensional dynamic modelling of human knee joint. *J Biomech* 16(4) (1983) 253-264
- 199 Mommersteeg TJ, Blankevoort L, Huiskes R, Kooloos JG, Kauer JM: Characterization of the mechanical behavior of human knee ligaments: A numerical-experimental approach. *J Biomech* 29(2) (1996) 151-160
- 200 Mommersteeg TJA, Blankevoort L, Huiskes R, Kooloos JGM, Kauer JMG, Hendriks JCM: The effect of variable relative insertion orientation of human knee bone-ligament-bone complexes on the tensile stiffness. *J Biomechanics* 28(6) (1995) 745-752
- 201 Morrison J B: The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech* 3 (1970) 51-61
- 202 Morrison JB: Bioengineering analysis of force actions transmitted by the knee joint. *J Biomed Eng* (1968) 164-170
- 203 Morrison JB: Function of the knee joint in various activities. *J Biomed Eng* 4(12) (1969) 573-580
- 204 Mow VC, Athesian GA: Lubrication and Wear of Diarthrodial Joints. In: Mow VC, Hayes WC (Hrsg.) *Basic Orthopaedic Biomechanics*, 2nd ed., Lippincott-Raven Publishers, Philadelphia (1997)
- 205 Müller W: Menisken und Kniestabilität. *Orthopäde* 23 (1994) 93-97
- 206 Newman J, Shewchenko N, Welbourne E: A proposed new biomechanical head injury index assessment function - the maximum power index. *SAE International: 44th Stapp Car Crash Conference*, 6-8 November 2000, Atlanta, Georgia.
- 207 Ng HW, Teo EC, Lee VS: Statistical factorial analysis on the material property sensitivity of the mechanical responses of the C4-C6 under compression, anterior and posterior shear. *J Biomech* 37 (2004) 771-777

- 208 Nieminen MT, Töyräs J, Laasanen MS, Silvennoinen J, Helminen HJ, Jurvelin JS: Prediction of biomechanical properties of articular cartilage with quantitative magnetic resonance imaging. *J Biomech* 37 (2004) 321-328
- 209 Noyes FR, Grood ES: The strength of the anterior cruciate ligament in humans and rhesus monkeys. Age-related and species-related changes. *J Bone Joint Surg* 58-A (1976) 1074 - 1082
- 210 Noyes FR: Functional properties of knee ligaments and alterations induced immobilization. *Clin Orthop* (1977) 210-242
- 211 Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R: Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball. A Systematic Video analysis. *Am J Sports Med* 32 (2004) 1002-1012
- 212 Pandy MG, Sasaki K, Kim S: A three-dimensional musculoskeletal model of the human knee joint. Part 1: Theoretical construction. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 1 (1997) 87-108
- 213 Pandy MG, Zajac FE, Sim E, Levine WS: An optimal control model for maximum-height human jumping. *J Biomech* 23 (1990) 1185-1191
- 214 Panjabi MM, Crisco JJ, Vasavada A, Oda T, Cholewicki J, Nibu K, Shin E: Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacements curves. *Spine* 26 (24) (2001) 2692-2700
- 215 Panjabi MM, Myers BS: Cervical spine protection report. http://www.nocsae.org/nocsae/RESEARCH/ProgRep/CSpine_Report.pdf (1995)
- 216 Pennock GR, Clark KJ: An anatomy-based coordinate system for the description of the kinematic displacements in the human knee. *J Biomech* 23 (1990) 1209-1218
- 217 Pfeiffer F, Glocker C: *Multibody dynamics with unilateral contacts*. Wiley Verlag, New York (1996)
- 218 Pfeiffer F, Glocker C: *Multibody dynamics: review of past and recent developments*. Wiley, New York (1996) ISBN 0471155659
- 219 Piazza SJ, Cavanagh PR: Measurement of the screw-home motion of the knee is sensitive to errors in axis alignment. *J Biomech* 33(8) (2000) 1029-1034
- 220 Pioletti DP, Rakotomanana LR, Benvenuti JF, Leyvraz PF: Viscoelastic constitutive law in large deformations: Application to human knee ligaments and tendons. *J Biomech* 31 (1998) 753-757
- 221 Piziali RL, Rastegar JC, Nagel DA, Schurman DJ: The contribution of the cruciate ligaments to the load-displacement characteristics of the human knee joint. *J Biomech Eng* 102 (1980) 277-283
- 222 Platzer W (Hrsg.): *Atlas der Anatomie. Band 1: Bewegungsapparat*. Georg Thieme Verlag Stuttgart (1991)
- 223 Pressman A, Johnson DH: A review of ski injuries resulting in combined injury to the anterior cruciate ligament and medial collateral ligaments. *Arthroscopy* 19(2) (2003) 194-202
- 224 Putz R., Pabst, R. (Hrsg.): *Sobotta - Atlas der Anatomie des Menschen*, 21. Aufl. München: Urban und Fischer, 2002
- 225 Quapp KM, Weiss JA: Material characterization of human medial collateral ligament. *J Biomech Eng* 120(6) (1998) 757-763
- 226 Race A, Amis AA: The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament. *J Biomech* 27(1) (1994) 13-24
- 227 Rauber H, Kopsch: *Anatomie des Menschen. Lehrbuch und Atlas. Bewegungsapparat*. Tillmann B, Töndury G (Hrsg.) Thieme Verlag, Stuttgart (1987) ISBN 3-13-503301-5
- 228 Rauch G, Allzeit B, Gotzen L: Biomechanische Untersuchungen zur Zugfestigkeit des vorderen Kreuzbandes unter besonderer Berücksichtigung der Altersabhängigkeit. *Unfallchirurg* 91 (1988) 437-443

- 229 Renstrom P, Arms SW, Stanwyck TS, Johnson RJ, Pope MH: Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity. *Am J Sports Med* 14(1) (1986) 83-87
- 230 Robinson JR, Bull AM, Amis AA: Structural properties of the medial collateral ligament complex of the human knee. *J Biomech* 38(5) (2005) 1067-1074
- 231 Robinson JR, Snachez-Ballester J, Bull AMJ, Thomas R, Amis AA: The posteromedial corner revisited. An anatomical description of the passive restraining structures of the medial aspect of the human knee. *J Bone Joint Surg* 86-B (2004) 674-681
- 232 Rutherford A, Stephens R, Potter D, Fernie G: Neurophysiological impairment as a consequence of football (soccer) play and football heading: preliminary analyses and report on university footballers. *J Clin Experimental Neuropsychology* 27 (2005) 299-319
- 233 Ryf C, Weymann A: Range of Motion - AO Neutral-0-Stellung. Messung und Dokumentation. Thieme Verlag, Stuttgart (1999)
- 234 Sakane M, Fox, RJ, Woo SL, Livesay GA, Li G, Fu FH: In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in respond to anterior tibial loads. *J Orthop Res* 15 (1997) 285-293
- 235 Sancho-Bru JL, Perez-Gonzalez A, Vergara-Monedero M, Giurintano D: A 3-D biomechanical model of hand for power grip. *J Biomech Eng* 125 (2003) 78-83
- 236 Sancho-Bru JL, Perez-Gonzalez A, Vergara-Monedero M, Giurintano D: A 3-D dynamic model of human finger for studying free movements. *J Biomech* 34(11) (2001) 1491-1500
- 237 Sanders TG, Linares RC, Lawhorn KW, Tirman PFJ, Houser C: Oblique Meniscomeniscal Ligament: Another Potential Pitfall for a Meniscal Tear-Anatomic Description and Appearance at MR Imaging in Three Cases. *Radiology* 213 (1999) 213-216
- 238 Sathasivam S, Walker PS.: A computer model with surface friction for the prediction of total knee kinematics. *J Biomech* 30(2) (1997)177-184
- 239 Saziorski WM: Biomechanik des menschlichen Bewegungsapparates. Sportverlag Berlin (1984)
- 240 Schaff P, Hauser W: Skischuh versus Kniegelenk. Teil III: Die Risikosituation Rückwärtsfall. *Sportverl.Sportschad.* 4 (1990) 151-205
- 241 Schiehlen W: Unilateral contacts in machine dynamics. In: Pfeiffer F, Clocker C (Hrsg): IUTM Symposium on Unilateral Multibody Contacts. Kluwer Academics Publishers, Niederlande (1999) 287-298
- 242 Schreiber U: Die Wirbelsäulensegmentsteifigkeit. Biomechanische in vitro Untersuchungen. Dissertation. Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie, Technische Universität München (2004)
- 243 Schwab T: Veränderungen der Knochenstruktur der Tibia, quantifiziert mit der pQCT, bei kleinwüchsigen Kindern und Jugendlichen unter Therapie mit Wachstumshormon. Dissertation an der Medizinischen Fakultät der Eberhard-Karls-Universität Tübingen (2003)
- 244 Schwertassek R, Wallrapp O: Dynamik flexibler Mehrkörpersysteme. Friedrich Vieweg Verlag, Braunschweig (1999)
- 245 Senner V, Wallrapp O, Ehrenspiel H, Schaff P: Application of biomechanical methods in the development of safety equipment in sports: a selected example from alpine skiing. XVIIth Congress of the International of Biomechanics. 8.-13.8.1999, Calgary, Kanada
- 246 Senner V: 14th ISSS-conference, Queenstown, New Zealand

- 247 Senner, Veit: Biomechanische Methoden am Beispiel der Sportgeräteentwicklung. Dissertation, Technische Universität München, 2001
- 248 Shelburne KB, Pandy MG: A musculoskeletal model of the knee for evaluating ligament forces during isometric contractions. *J Biomech* 30(2) (1997) 163-176
- 249 Shewchenko N, Withnal C, Keown M, Gittens R, Dvorak J: Effect of ball properties on head response. *Br. J Sports Med* 39 (2005) 33-39
- 250 Shewchenko N, Withnall C, Keown M, Gittens R, Dvorak J: Heading in football. Part 1: Development of biomechanical methods to investigate head response. *Br. J Sports Med.* 39 (2005) 10-25
- 251 Siebels W: Optimierung von Werkstoffen für die Bandersatzchirurgie. Hieronymus Verlag, München (1994) ISBN 3-928286-3
- 252 Silbernagel S, Despopoulos A: Taschenbuch der Physiologie. Thieme Verlag, Stuttgart (1991) ISBN 3-13-567704-0
- 253 Stäubli HU, Schatzmann L, Brunner P, Rincon L, Nolte LP: Mechanical properties of the quadriceps tendon and patellar ligament in young adults. *Am J Sports Med* 27(1) (1999) 27-34
- 254 Steckel H, Klinger HM, Baums MH, Schultz W: Langzeiterfahrungen mit der Kniegelenkendoprothese nach Blauth - Stellenwert achsgeführter Kniegelenkendoprothesen. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 143 (2005) 30-35
- 255 Stein LA, Endicott AN, Sampalis JS, Kaplow MA, Patel MD, Mitchell NS: Motion of the patella during walking: a video digital-fluoroscopic study in healthy volunteers. *Am J Roentgen* 161 (1993) 617-620
- 256 St-Onge N, Chevalier Y, Hagemester N, van de Putte M, de Guise J: Effect of Ski binding parameters on knee biomechanics: A three-dimensional computational study. *Med Sci Sports Exerc* 36(7) (2004) 1218-1225
- 257 Stur S: Experimentelle und numerische Untersuchung von koronaren Gefäßstützen. Hieronymus Verlag München (2001) ISBN 3-89791-238-4
- 258 Sugita T, Amis A: Anatomic and biomechanical study of the lateral collateral and popliteofibular ligaments. *Am J Sports Med* 29(4) (2001) 466-472
- 259 Sweigart MA, Zhu CF, Burt DM, DeHoll PD, Agrawal CM, Clanton TO, Athanasiou KA: Intraspecies and interspecies comparison of the compressive properties of the medial meniscus. *An Biomed Eng* 32 (2004) 1569-1579
- 260 Takai S, Woo SLY, Livesay GA, Adams DJ, Fu FH: Determination of the in situ loads on the human anterior cruciate ligament. *J Orthop Res* 11 (1993) 686-695
- 261 Taylor SJG; Walker PS; Perry SJ; Cannon SR; Woledge R: The forces in the distal femur and the knee during walking and other activities measured by telemetry. *J Arthropl* 13(4) (1998) 428-437
- 262 Tecmath AG, RAMSIS Handbuch Version 3.7, 2001
- 263 Torzilli PA, Deng X, Warren RF: The effect of joint-compressive load and quadriceps muscle force on knee motion in the intact and anterior cruciate ligament-sectioned knee. *Am J Sports Med* 22 (1994) 105-112
- 264 Trent PS, Walker PS, Wolf B: Ligament length patterns, strength and rotational axes of the knee joint. *Clin Orthop* 117 (1976) 263-270
- 265 Tümer ST, Engin AE: Three-body segment dynamic model of the human knee. *J Biomech Eng* 115 (1993) 350-356
- 266 Tysvaer A: Head and neck injuries in soccer, impact of minor trauma. *Sports Med* 14 (1992) 200-213
- 267 Vahey JW, Draganich LF: Tensions in the anterior and posterior cruciate ligaments of the knee during passive loading: predicting the ligament loads from in situ measurements. *J Orthop Res* 9 (1991) 529-538

- 268 Valero-Cuevas FJ, Zajac FE, Burgar CG: Large index-fingertip forces are produced by subject-independent patterns of muscle excitation. *J Biomech* 31 (1998) 693-703
- 269 Vasavada AN, Li S, Delp SL: Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment-generating capacity of human neck muscles. *Spine* 23 (4) (1998) 412-422
- 270 Vasavada AN, Li S, Delp SL: Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment-generating capacity of human neck muscles. *Spine* 23 (4) (1998) 412-422
- 271 Vasavada AN, Li S, Delp SL: Three-dimensional isometric strength of neck muscles in humans. *Spine* 26(17) (2001) 1904-1909
- 272 Walker PS, Blunn GW, Broome DR, Perry J, Watkins A, Sathasivam S, Dewar ME, Paul JP: A knee simulating machine for performance evaluation of total knee replacement. *J Biomech* 1 (1997) 83-89
- 273 Wallace MP, Howell SM, Hull ML: In vivo behavior of a four-bundle hamstring graft as a replacement for the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res* 15 (1997) 539-545
- 274 Wallrapp O: Biomechanik II: Analyse und Simulation der Bewegungen des Menschen. Manuskript Fachhochschule München, Fakultät 06, WS 2005
- 275 Wallrapp O: Review of past developments in multibody system dynamics at DLR - from FADYNA to SIMPACK. *Vehicle System Dynamics* 41(5) (2004) 339-348
- 276 Wang CCB, Hung CT, Mow VC: An analysis of the effects of depth-dependent aggregate modulus on articular cartilage stress-relaxation behavior in compression. *J Biomech* 34 (2001) 75-84
- 277 Wank V: Aufbau und Anwendung von Muskel-Skelett-Modellen zur Bestimmung biomechanischer Muskelparameter. Habilitationsschrift, Friedrich-Schiller-Universität Jena (2000)
- 278 Warme WJ, Feagin Jr JA, King P: Skiing injury statistics, 1982 to 1993, Jackson Hole Ski Resort. *Am J Sports Med* 23(5) (1995) 597-600
- 279 Wascher DC, Markolf KL, Shapiro MS, Finerman GA: Direct in vitro measurement of forces in the cruciate ligaments. Part I: The effect of multiplane loading in the intact knee. *J Bone Joint Surg Am* 75(3) (1993) 377-386
- 280 White AA, Panjabi MM (Hrsg.): *Clinical Biomechanics of the spine*. 2nd ed. JP Lippincott Verlag, Philadelphia, USA (1990) ISBN 0397507208
- 281 Wiesler ER, Lumsden B: Golf injuries of the upper extremity. *J Surg Orthop Adv* 14(1) (2005) 1-7
- 282 Wimmer MA: Wear of the polyethylene component created by rolling motion of the artificial knee joint. Shaker Verlag, Aachen (1999) ISBN 3-8265-6634-3
- 283 Winters JM, Woo SLY (Hrsg.): *Multiple Muscle Systems. Biomechanics and Movement Organization*. Springer Verlag, New York (1990)
- 284 Wismans J, Veldpaus F, Janssen J, Huson A, Struben P: A three-dimensional mathematical model of the knee-joint. *J Biomech* 13(8) (1980) 677-685
- 285 Withnall C, Shewchenko N, Gittens R, Dvorka J: Biomechanical investigation of head impacts in football. *Br J Sports Med* 39 (2005) 49-57
- 286 Withnall C, Shewchenko N, Wonnacott M, Dvorak J: Effectiveness of headgear in football. *Br J Sports Med* 39 (2005) 40-48
- 287 Wolff R, Boldt F: Sportmedizinische Aspekte des Golfsports. *Deutsches Ärzteblatt* 98(37) (2001) A-2356
- 288 Wongchaisuwat C, Hemami H, Buchner HJ: Control of sliding and rolling at natural joints. *Transactions of the ASME* 106 (1984) 368-375
- 289 Woo SLY, Chan SS, Yamaji T: Biomechanics of knee ligament healing, repair and reconstruction. *J Biomech* 30(5) (1997) 431-439
- 290 Woo SLY, Hollis JM, Adams DJ, Lyon RM, Takai S: Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. *Am J Sports Med* 19(3) (1991) 217-225

- 291 Woo SLY: Mechanical properties of tendons and ligaments I. Quasi-static and nonlinear viscoelastic properties. *Biorheology* 19 (1982) 385-396
- 292 Wu G, Cavanagh PR: ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *J Biomech* 28(10) (1995) 1257-1261
- 293 Wu G, van der Helm FC, Veeger HE, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, Nagels J, Karduna AR, McQuade K, Wang X, Werner FW, Buchholz B: ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech* 38(5) (2005) 981-992
- 294 www.dr-gumpert.de/html/hand.html
- 295 www.im.nrw.de/spo/26.htm
- 296 www.materialise.com/mimics/
- 297 www.rad.washington.edu/atlas/
- 298 www.schattauer.de
- 299 www.simpack.de
- 300 www.sportortho.ch/de/bereiche/sportverletzungen/kreuzband_und_skibindung.htm
- 301 Yoganandan N, Kumersan S, Pintar FA: Geometric and mechanical properties of human cervical spine ligaments. *J Biomech Eng* 122 (2000) 623-629
- 302 Young LR, Bush DJ, Blair KB: Rear-releasable ski boots for ACL protection: AN engineering evaluation. 15th International Congress on Ski Trauma and Skiing Safety. 27.04.-02.05.2003, St. Moritz, Switzerland
- 303 Zacharopoulos AN, Tzanakakis N, Mitsou A: Injury types in skiing and snowboarding - the Greek experience. 15th International Congress on Ski Trauma and Skiing Safety. 27.04.-02.05.2003, St. Moritz, Switzerland
- 304 Zajac FE: Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Crit Rev Biomed Eng* 17 (1989) 359-411
- 305 Zavatsky AB, Beard DJ, O'Connor JJ: Cruciate ligament loading during isometric muscle contractions. A theoretical basis for rehabilitation. *Am J Sports Med* 22(3) (1994) 418-423
- 306 Zavatsky AB, O'Connor JJ: A model of human knee ligaments in the sagittal plane. Part 1: Response to passive flexion. *Proc Inst Mech Eng [H]* 206(3) (1992) 125-134
- 307 Zavatsky AB, O'Connor JJ: A model of human knee ligaments in the sagittal plane. Part 2: Fibre recruitment under load. *Proc Inst Mech Eng [H]* 206(3) (1992) 135-145
- 308 Zavatsky AB, O'Connor JJ: Ligament forces at the knee during isometric quadriceps contractions. *Proc Inst Mech Eng [H]* 207(1) (1993) 7-18
- 309 Zavatsky AB, Wright HJK: Injury initiation and progression in the anterior cruciate ligament. *Clin Biomech* 16 (2001) 47-53
- 310 Zee de M, Hansen L, Andersen TB, Wong C, Rasmussen J, Simonsen EB: On the development of a detailed rigid-body spine model. *Int. Congress on Computational bioengineering* (2003)
- 311 Zhang J, He X, Li H, Wang D, Zhao W, Xu J, Lan B, Xu S: Biomechanical study of anterior cervical corpectomy and step-cut grafting with bioabsorbable screws fixation in cadaveric cervical spine model. *Spine* 31 (2006) 2195-2201

9 Anhang

9.1 Glossar

Dieser Abschnitt dient der Erklärung medizinischer und technischer Fachausdrücke.

9.1.1 Orientierung am Körper

In Abbildung 9-1 sind die verschiedenen Achsen, Ebenen und Richtungen des Körpers definiert:

Richtungen im Raum

1. proximal = auf den Rumpfansatz der Gliedmaße zu
2. distal = weiter vom Rumpf entfernt liegend
3. ulnar = nach der Elle bzw. Ulna hin
4. radial = nach der Speiche bzw. Radius hin
5. tibial = nach dem Schienbein bzw. Tibia hin
6. fibular = nach dem Wadenbein bzw. Fibula hin
7. dorsal = rückenwärts
8. palmar oder volar = in oder nach der Hohlhand zu
9. medial = zur Mitte, auf Medianebene zu
10. lateral = von der Mitte weg
11. kaudal = steißwärts
12. inferior = noch unten beim aufrechten Körper
13. kranial = schädelwärts
14. superior = noch oben beim aufrechten Körper
15. ventral = bauchwärts

Hauptachsen

- a) longitudinale Achse = Längsachse des Körpers
- b) transversale Achse = Querachse
- c) sagittale Achse = von der Hinter- zur Vorderfläche

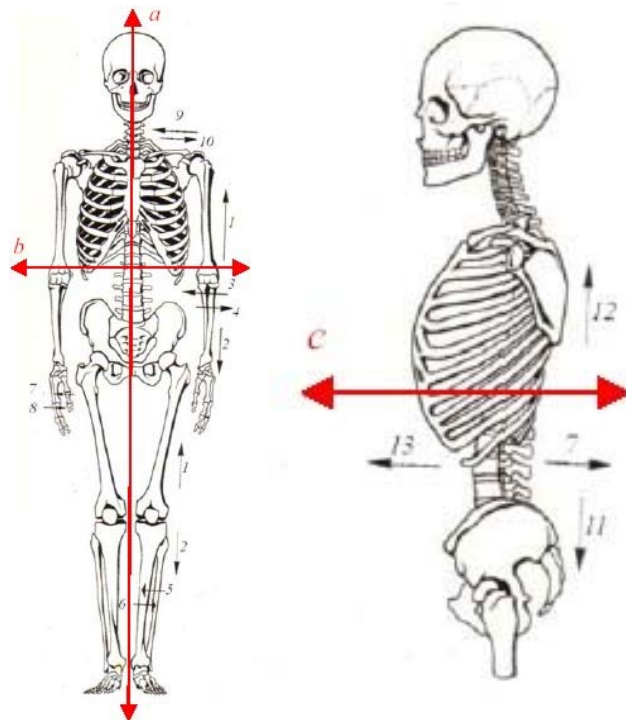


Abbildung 9-1: Achsen, Ebenen und Richtungen des Körpers.

Hauptebenen

Fontalebene = die durch die longitudinale und transversale Achse gelegte Ebene
Transversalebene = die durch die transversale und sagittale Achse gelegte Ebene
Sagittalebene = die durch die longitudinale und sagittale Achse gelegte Ebene
Medianebene = Sagittalebene, die Körper in zwei annähernd gleiche Hälften teilt (Symmetrieebene)

9.1.2 Fachausdrücke und Abkürzungen

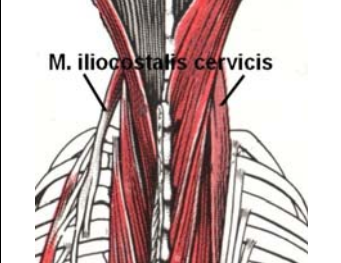
anisotrop	von der Belastungsrichtung abhängiges mechanisches Verhalten
Anulus fibrosus	der kollagen-faserknorpelige Randteil der Bandscheibe um den Nucleus pulposus
Autograft	Eigenknochen
bovin	das Rind betreffend
CAD	Computer Aided Design; Computergestütztes Zeichnen
CT	Computertomographie
Corticalis	Knochenrinde (der harte Knochen)
DIN	Deutsches Institut für Normung e.V.
Dysfunktion	Funktionsstörung
EMG/ Elektromyographie	Erfassung u. Darstellung der Aktionspotentiale der Muskeln
Endoprothese	Alloplastische Prothese zur Einpflanzung in das Körperinnere
Epidemiologie	Wissenschaft von der Entstehung und Verbreitung von Krankheiten
Extension	Streckung, Bewegung z.B. der Wirbelsäule aus der Beuge- in die Streckstellung
FEM	Finite-Elemente-Methode
Flexion	Beugung, Bewegung z.B. der Wirbelsäule aus der Streckstellung in die Beugstellung
Fluoroskopie	Röntgen-Durchleuchtung
Histologie	Untersuchung der Gewebestruktur, meist unter Verwendung verschiedener Färbeverfahren
in silico	"in Silizium", d.h. im Rechner
in vitro	"im (Reagenz-)Glas", d.h. unter Laborbedingungen
in vivo	im lebenden Organismus
interkorporell	Zwischen den Wirbelkörpern
ISO	International Organization for Standardization

isometrisch	unter gleichbleibendem Abstand
isotonisch	unter gleichbleibender Kraft
Kondylus	Gelenkkörper, in der Regel der konvexe Teil eines Gelenkes
Kortikalis	(Knochen-) Rinde
Läsion	<i>Path.</i> Schädigung, Verletzung des Gewebegefüges im lebenden Organismus
Ligament	<i>Anat.</i> (latein.) Band, zugfestes bindegewebiges, bandförmiges Gebilde
lumbal	Die Lende betreffend
MRT	Magnetresonanz-Tomographie / Kernspin-Tomographie
MKS / MBS	Mehrkörpersysteme / Multi Body Systems
nativ	Angeboren, natürlich, unverändert
Nucleus pulposus	Der zentrale, vom Anulus fibrosus umgebene Galertkern der Bandscheibe
physiologisch	normaler Lebensvorgang, natürlich
radiologisch	mittels Röntgenstrahlen
Spongiosa	Knochengewebe in Schwammstruktur
thorakal	den Brustkorb oder den –abschnitt des Rückenmarks betreffend

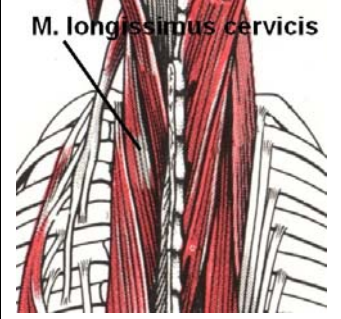
9.2 Kopf-Nacken-Muskulatur

Abbildungen aus [297]

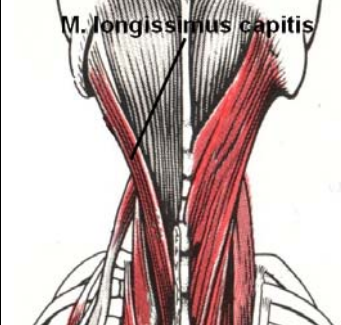
M. iliocostalis cervicis				
Funktion	Extension der cervikalen Wirbelsäule			
Ursprung	3-6 Rippe			
Ansatz	Querfortsätze C4-C6			
Modelldaten:				
F(max)	[N]	20	[270]	



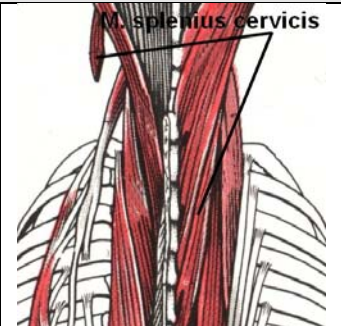
M. longissimus cervicis				
Funktion	Extension der cervikalen Wirbelsäule			
Ursprung	Querfortsätze T1-T6			
Ansatz	Querfortsätze C2-C5			
Modelldaten:				
PCSA	[cm ²]	0,6	[283]	
F(max)	[N]	20	[270]	
F(max)	[N]	26	∅	

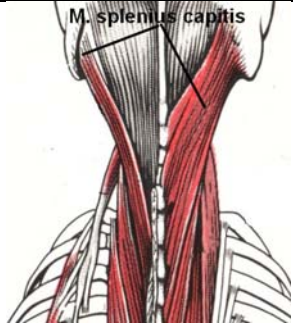


M. longissimus capitis				
Funktion	Extension der cervikalen Wirbelsäule			
Ursprung	Querfortsätze T1-T6			
Ansatz	Querfortsätze C2-C5			
Modelldaten:				
PCSA	[cm ²]	0,5	[283]	
F(max)	[N]	20	[270]	
F(max)	[N]	18,75	∅	





M. splenius cervicis				
Funktion	Extension der cervikalen Wirbelsäule			
Ursprung	Querfortsätze T3-T6			
Ansatz	Querfortsätze C1-C2			
Modelldaten:				
PCSA	[cm ²]	1,25	[283]	
F(max)	[N]	50	[270]	
F(max)	[N]	46,9	∅	



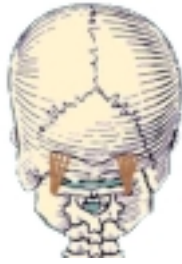
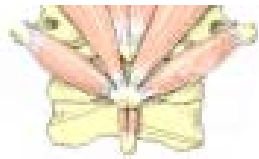


M. splenius capitis				
Funktion	Extension der cervikalen Wirbelsäule			
Ursprung	Dornfortsätze C4-T3			
Ansatz	Processus mastoideus			
Modelldaten:				
PCSA	[cm ²]	1,22	[283]	
F(max)	[N]	50	[270]	
F(max)	[N]	46,4	∅	

Mm. spinalis cervicis				
Funktion	Drehung der HWS zur selben Seite (einseitig) Dorsalextension in der HWS (doppelseitig)			
Ursprung	Processus spinosi von C2 – C4			
Ansatz	Dornfortsätze C2 - T6			
Modelldaten:				
F(max)	[N]	64	[270]	

M. semispinalis cervicis				
Funktion	Drehung der Wirbelsäule zur Gegenseite (einseitig) Extension der HWS (doppelseitig)			
Ursprung	Querfortsätze von C1 - C6			
Ansatz	Dornfortsätze von T2 - T7			
Modelldaten:				
F(max)	[N]	64	[270]	

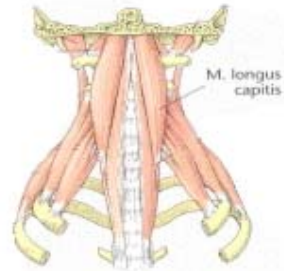
M. semispinalis capitis				
Funktion	Drehung der Wirbelsäule zur Gegenseite (einseitig) Extension der HWS (doppelseitig)			
Ursprung	Querfortsätze von C3 - T6			
Ansatz	Zwischen Linea nuchea superior und Linea nuchea inferior am Hinterhaupt			
Modelldaten:				
F(max)	[N]	64	[270]	

M. rectus capitis posterior minor				
Funktion	Neigung des Kopfes zur selben Seite (einseitig) Dorsalextension im Atlantooccipitalgelenk (doppelseitig)			
Ursprung	Tuberculum post. des Atlas			
Ansatz	Medial unterhalb der Linea nuchea inferior			
Modelldaten:				
F(max)	[N]	18	[270]	
M. rectus capitis posterior major				
Funktion	Drehung und Neigung des Kopfes zur selben Seite (einseitig) Dorsalextension im Atlantooccipitalgelenk (doppelseitig)			
Ursprung	Processus spinosus des Axis			
Ansatz	Mittleres Drittel der Linea nuchea inferior			
Modelldaten:				
F(max)	[N]	33	[270]	
M. obliquus capitis superior				
Funktion	Drehung und Lateralflexion Kopfes zur selben Seite (einseitig) Dorsalextension im Atlantooccipitalgelenk (doppelseitig)			
Ursprung	Processus transversus des Atlas			
Ansatz	Seitlich an der Linea nuchea inferior			
Modelldaten:				
F(max)	[N]	37	[270]	
M. obliquus capitis inferior				
Funktion	Drehung in der Articulatio atlantoaxialis mediana und lateralis (einseitig) Dorsalextension der HWS (doppelseitig)			
Ursprung	Processus spinosus des Axis			
Ansatz	Processus transversus des Atlas			
Modelldaten:				
F(max)	[N]	45	[270]	

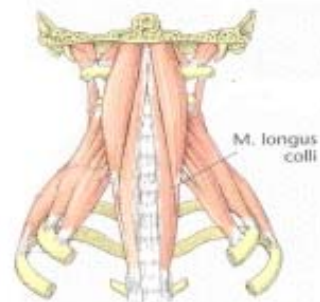
M. clevotrachezius			
Funktion	Die oberen Fasern ziehen das Schulterblatt nach oben-medial, die mittleren nach medial und die unteren nach unten medial; im Zusammenwirken mit anderen Muskeln dreht er das Schulterblatt oder hält es fest; Drehung des Kopfes und der Wirbelsäule; Dorsalextension des Kopfes und der HWS		
Ursprung	Protuberantia occipitalis ext. zwischen Linea nuchae sup. und suprema; durch das Lig. nuchae an den Proc. spinosi der HWS; an allen Proc. spinosi der BWS u. ihren Ligg. supraspinalia		
Ansatz	Laterales Drittel der Clavicula, Acromion, Spina scapulae (gegenüber dem Ursprung des M. deltoideus)		
Modelldaten:			
F(max)	[N]	78	[270]



M. longus capitis			
Funktion	Beugen der Halswirbelsäule bzw. des Kopfes nach ventral (doppelseitig) Neigen u. drehen des Kopfes zur gleichen Seite (einseitig)		
Ursprung	Tuberculum ant. Proc. transversus des 3.-6. Halswirbels		
Ansatz	Pars basilaris ossis occipitalis		
Modelldaten:			
F(max)	[N]	33	[270]



M. longus colli			
Funktion	Beugen der Halswirbelsäule bzw. des Kopfes nach ventral (doppelseitig) Neigen u. drehen des Kopfes zur gleichen Seite (einseitig)		
laterale, obere Fasern (pars oblique superior)			
Ursprung	Querfortsätze von C2 – C5		
Ansatz	Tuberculum ant. atlantis		
Modelldaten:			
F(max)	[N]	10	[270]
laterale, untere Fasern (pars oblique inferior)			
Ursprung	Körper von T1 – T3		
Ansatz	Tuberculum anterios des C6		
Modelldaten:			
F(max)	[N]	10	[270]
mediale Fasern (pars recta)			
Ursprung	Proc. transversi der oberen und unteren Halswirbel		
Ansatz	Proc. transversi der oberen Halswirbel		
Modelldaten:			
F(max)	[N]	10	[270]



Mm. scaleni				
Funktion	Hebung der 1. bzw. 2. Rippe (Atemhilfsmuskel) Neigung der HWS nach lateral Flexion der HWS			
M. scalenus anterior				
Ursprung	Proc. trans-versus 3.-6.HW			
Ansatz	Tuberculum m. scaleni der 1. Rippe			
Modelldaten:				
F(max)	[N]	51	[270]	
M. scalenus medius				
Ursprung	Proc. trans-versus 1.-7.HW			
Ansatz	1. Rippe			
Modelldaten:				
F(max)	[N]	72	[270]	
M. scalenus posterior				
Ursprung	Proc. trans-versus 5.-6. HW			
Ansatz	2. Rippe			
Modelldaten:				
F(max)	[N]	55	[270]	


Skalenus-Gruppe
1. Rippe
2. Rippe

M. sternocleidomastoid				
Funktion	Beugung der HWS zur gleichen Seite, Drehung des Gesichtes zur Gegenseite, Hebung des Gesichtes (einseitig) Beugung der HWS nach vorne, Hebung des Gesichtes, Atemhilfsmuskel (doppelseitig)			
M. sternomastoid (caput medialis)				
Ursprung	Manubrium sterni			
Ansatz	Proc. mastoideus			
Modelldaten:				
F(max)	[N]	69	[270]	
M. cleidomastoid (caput lateralis)				
Ursprung	Clavicula			
Ansatz	Proc. mastoideus			
Modelldaten:				
F(max)	[N]	34	[270]	
M. cleido occipital				
Funktion	Extensor			
Ursprung	Clavicula			
Ansatz	Linea nuchae superior			
Modelldaten:				
F(max)	[N]	34	[270]	

Kopfwendemuskel
M. sternocleidomastoideus


9.3 Hand- und Finger-Muskulatur

M. abductor pollicis longus (APL) – dorsal, tiefe Schicht							
Funktion	<u>Abspreizung des Daumens</u> Flexion des Handgelenks radiale Abduktion der Hand						
Ursprung	- Hinterseite v. Radius & Ulna - Membrana interossea	Ansatz	Os metacarpale I und proximale Phalanx Finger I				
Modelldaten:							
		I	II	III	IV	V	Lit.
		2,62	-	-	-	-	[283]
		1,3	-	-	-	-	[127]
PCSA	[cm ²]	1,96	-	-	-	-	∅
PCSA	[%]	100,00	-	-	-	-	∅
F(max)	[N]	75,60	-	-	-	-	∅




[297]

M. brachioradialis (BR) – radial			
Funktion	<u>Flexion des Unterarms</u> <u>Supination des Unterarms</u>		
Ursprung	- äußerer Rand des Humerus - Crista supracondylaris lat.	Ansatz	Processus styloideus radii
Modelldaten:			
		Unterarm	Lit.
		2,62	Lit.
		1,3	[283]
			[127]
PCSA	[cm ²]	1,96	∅
PCSA	[%]	100,00	∅
F(max)	[N]	75,60	∅





[297]


M. extensor carpi radialis brevis (ECRB) - radial			
Funktion	<u>Extension des Handgelenks</u> <u>Radiale Abduktion im Handgelenk</u> Flexion des Unterarms		
Ursprung	Epicondylus lateralis humeri	Ansatz	Basis des Os metacarpale III
Modelldaten:			
		Unterarm	Lit.
		3,47	[283]
		2,2	[127]
PCSA	[cm ²]	2,84	∅
PCSA	[%]	100	∅
F(max)	[N]	110,98	∅




[297]

M. extensor carpi radialis longus (ECRL) - radial					
Funktion	<u>Extension des Handgelenks</u> <u>Radiale Abduktion im Handgelenk</u> <u>Flexion des Unterarms im Ellenbogen</u>			 [297]	
Ursprung	Crista Supracondylaris lateralis humeri	Ansatz	Basis des Os metacarpale II		
Modelldaten:					
PCSA	[cm ²]	Unterarm	Lit.		
		2,73	[283]		
		2,2	[127]		
PCSA	[cm ²]	2,47	Ø		
PCSA	[%]	100	Ø		
F(max)	[N]	200,23	Ø		

M. extensor carpi ulnaris (ECU) – ventral, oberflächige Schicht					
Funktion	<u>Extension des Handgelenks</u> <u>ulnare Abduktion der Hand</u>			 [297]	
Ursprung	<u>Caput humerale:</u> Epicondylus lateralis humeri <u>Caput ulnare:</u> Olecranon Hinterrand der Ulna	Ansatz	Basis des Os metacarpale V		
Modelldaten:					
PCSA	[cm ²]	Unterarm	Lit.		
		3,25	[283]		
		2,1	[127]		
PCSA	[cm ²]	2,68	Ø		
PCSA	[%]	100,00	Ø		
F(max)	[N]	103,48	Ø		

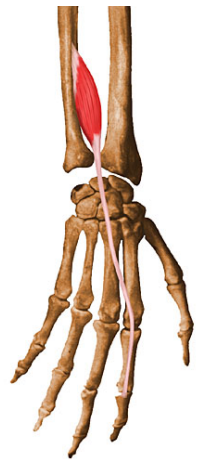
M. extensor digiti minimi (EDM)								
Funktion	<u>Extension aller Gelenke Finger V</u> <u>Extension des Handgelenks</u> <u>Ulnare Abduktion im Handgelenk</u>						 [297]	
Ursprung	Epicondylus lateralis humeri	Ansatz	Dorsalaponeurose Finger V					
Modelldaten:								
PCSA	[cm ²]	I	II	III	IV	V		Lit.
		-	-	-	-	0,25		[283]
		-	-	-	-	0,6		[127]
PCSA	[cm ²]	-	-	-	-	0,43	Ø	
PCSA	[%]	-	-	-	-	100	Ø	
F(max)	[N]	-	-	-	-	17,03	Ø	

M. extensor digitorum (communis) (ED)							
Funktion	Extension des Handgelenks & der Fingergrund- & -mittelgelenke II-V						
Ursprung	Epicondylus lateralis humeri	Ansatz		Dorsalaponaurose der Finger II-V (alle Phalangen)			
Modelldaten:							
		I	II	III	IV	V	Lit.
		-	1,1	1,7	1,2	0,5	[49]
		-	0,77	1,38	1,09	0,64	[283]
		-	0,52	1,02	0,86	0,4	[180]
		-	0,4	0,8	0,8	0,3	[127]
PCSA	[cm ²]	-	0,70	1,23	0,99	0,46	∅
PCSA	[%]	-	20,06	36,14	30,06	13,73	∅
F(max)	[N]	-	25,49	44,70	36,06	16,75	∅




[297]

M. extensor indicis (proprius) (EIP)							
Funktion	- Extension / Dorsalflexion in Handwurzelgelenken - Extension aller Gelenke Finger II						
Ursprung	- Posteriore Fläche der Ulna (distal) - Interosseous membrane	Ansatz		Finger II- Dorsalaponaurose			
Modelldaten:							
		I	II	III	IV	V	Lit.
		-	1,3	-	-	-	[49]
		-	0,84	-	-	-	[283]
		-	0,56	-	-	-	[180]
		-	0,5	-	-	-	[127]
PCSA	[cm ²]	-	0,80	-	-	-	∅
PCSA	[%]	-	100	-	-	-	∅
F(max)	[N]	-	29,05	-	-	-	∅



[297]

M. extensor pollicis brevis (EPB)							
Funktion	Extension des Daumens Abduktion des Daumens						
Ursprung	-dorsaleitige Fläche der Ulna -Membrana interossea -Facies dorsalis radii	Ansatz		- Grundglied des Daumens			
Modelldaten:							
		I	II	III	IV	V	Lit.
		1,29	-	-	-	-	[283]
		0,3	-	-	-	-	[127]
PCSA	[cm ²]	0,80	-	-	-	-	∅
PCSA	[%]	100	-	-	-	-	∅
F(max)	[N]	29,68	-	-	-	-	∅

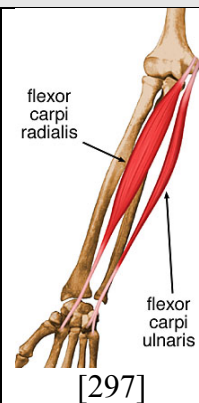


[297]

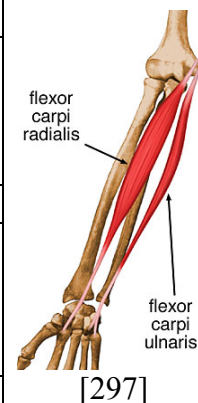
M. extensor pollicis longus (EPL) – dorsal, tiefe Schicht							
Funktion	<u>Extension der distalen Phalanx des Daumens am MCP and IP</u> Extension des Handgelenks Radiale Abduktion im Handgelenk						
Ursprung	Dorsaleitige Fläche der Ulna, Membrana interossea	Ansatz	- Grundglied des Daumens				
Modelldaten:							
		I	II	III	IV	V	Lit.
		1,04	-	-	-	-	[283]
		0,9	-	-	-	-	[127]
PCSA	[cm ²]	0,97	-	-	-	-	∅
PCSA	[%]	100	-	-	-	-	∅
F(max)	[N]	37,95	-	-	-	-	∅



M. flexor carpi radialis (FCR) – ventral, oberflächige Schicht			
Funktion	<u>Flexion des Handgelenks</u> <u>radiale Abduktion der Hand</u>		
Ursprung	Epicondylus medialis humeri	Ansatz	Basis der Ossa metacarpalia II und III
Modelldaten:			
		Unteram	Lit.
		2,73	[283]
		1,60	[127]
PCSA	[cm ²]	2,17	∅
PCSA	[%]	100,00	∅
F(max)	[N]	84,78	∅



M. flexor carpi ulnaris (FCU) – ventral, oberflächige Schicht			
Funktion	<u>Flexion des Handgelenks</u> <u>Adduktion bzw. ulnare Abduktion der Hand</u>		
Ursprung	<u>Caput humerale:</u> Epicondylus medialis humeri <u>Caput ulnare:</u> Hinterfläche der Ulna	Ansatz	- Os pisiforme - Os hamatum - Os metacarpale V
Modelldaten:			
		Unteram	Lit.
		3,25	[283]
		2,1	[127]
PCSA	[cm ²]	2,68	∅
PCSA	[%]	100,00	∅
F(max)	[N]	103,48	∅



M. flexor digitorum profundus (FDP)							
Funktion	<u>Flexion der Fingers II-V am MCP, PIP und DIP</u> <u>Flexion des Handgelenks</u>						
Ursprung	<u>Ulnarer Teil</u> Palamare Fläche der Ulna		Ansatz	<u>Ulnarer & radialer Teil</u> Basis der Endphalangen Finger II-IV			
	<u>Radialer Teil</u> Membrana interossa						
Modelldaten:							
		I	II	III	IV	V	Lit.
		-	4,1	4,1	3,7	2,5	[49]
		-	3,35	2,68	2,9	2,61	[283]
		-	1,77	2,23	1,72	2,2	[180]
		-	1,5	1,8	1,4	1,8	[127]
PCSA	[cm ²]	-	2,68	2,70	2,43	2,28	∅
PCSA	[%]	-	25,73	26,89	23,52	23,86	∅
F(max)	[N]	-	93,80	94,59	85,05	79,71	∅



[297]

M. flexor digitorum superficialis (FDS)							
Funktion	<u>Flexion der Fingers II-V am MCP und PIP</u> <u>Flexion des Handgelenks</u>						
Ursprung	<u>Caput humero-ulnare</u> - Epicondylus medialis humeri		Ansatz	<u>Caput humero-ulnare & Caput radiale</u> In der Mitte der Mittelphalangen Finger II-IV			
	<u>Caput radiale</u> - palamare Fläche am Radius						
Modelldaten:							
		I	II	III	IV	V	Lit.
		-	3,6	4,2	2,4	2,1	[49]
		-	4,19	3,61	2,48	1,09	[283]
		-	1,71	2,53	1,61	0,4	[180]
		-	0,4	1,3	2	1,4	[127]
PCSA	[cm ²]	-	2,73	3,09	1,95	1,00	∅
PCSA	[%]	-	30,23	36,40	23,14	10,23	∅
F(max)	[N]	-	95,38	107,98	68,16	34,91	∅



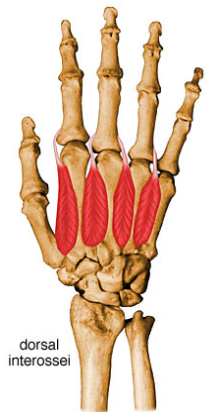
[297]

M. flexor pollicis longus (FPL) – ventral, tiefe Schicht			
Funktion	Flexion des Daumens Flexion des Handgelenks radiale Abduktion der Hand		
Ursprung	- Vorderseite des Radius - Membrana interossea - Epicondylus medialis humeri	Ansatz	Distale Phalanx des Daumens
Modelldaten:			
PCSA	[cm ²]	Unteram	Lit.
		3,08	[283]
		1,70	[127]
		2,39	∅
PCSA	[%]	100,00	∅
F(max)	[N]	92,50	∅




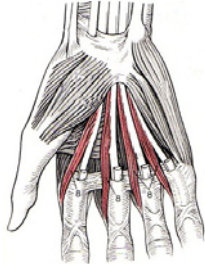
[297]


Mm. interossei dorsales (DI)							
Funktion	Finger II,III,V: Palmarflexion der Fingergrundgelenke Extension der Mittel- und Endgelenke abduktorische Wirkung (spreizt Finger II,III,V)						
Ursprung	zweiköpfig von den zueinandergekehrten Seiten der 5 Metakarpalknochen			Ansatz	Basen der proximalen Phalangen II-V I: radialseitig an Finger II II: radialseitig an Finger III III: ulnarseitig an Finger III IV: ulnarseitig an Finger IV		
Modelldaten:							
PCSA	[cm ²]	I	II	III	IV	V	Lit.
		-	0,10	0,70	0,70	0,60	[49]
		-	4,10	2,80	2,20	2,20	[49]
		-	4,16	n/a	n/a	n/a	[268]
PCSA	[%]	-	2,79	1,75	1,45	1,40	∅
PCSA	[%]	-	100,00	100,00	100,00	100,0	∅
F(max)	[N]	-	97,53	61,25	50,75	49,00	∅




[297]

Mm. interossei palmares (PI)																																							
Funktion	<ul style="list-style-type: none"> - Flexion im Grundgelenken - Extension in Mittel- und Endgelenken - Adduktion, d.h. Finger II, IV, V werden zum Finger III hin geführt 						 <p>[297]</p>																																
Ursprung	<ul style="list-style-type: none"> -Os metacarpale II (ulnarseitig) -Ossa metacarpalia IV, V (radialseitig) 	Ansatz	Dorsalaponeurosen der Finger II, IV, V																																				
Modelldaten: <table border="1" style="width:100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th></th> <th></th> <th>I</th> <th>II</th> <th>III</th> <th>IV</th> <th>V</th> <th>Lit.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>PCSA</td> <td>[cm²]</td> <td>-</td> <td>1,40</td> <td>---</td> <td>1,20</td> <td>1,30</td> <td>[49]</td> </tr> <tr> <td>PCSA</td> <td>[%]</td> <td>-</td> <td>100,00</td> <td>---</td> <td>100,00</td> <td>100,0</td> <td>[49]</td> </tr> <tr> <td>F(max)</td> <td>[N]</td> <td>-</td> <td>49,00</td> <td>---</td> <td>42,00</td> <td>45,50</td> <td>[49]</td> </tr> </tbody> </table>										I	II	III	IV	V	Lit.	PCSA	[cm ²]	-	1,40	---	1,20	1,30	[49]	PCSA	[%]	-	100,00	---	100,00	100,0	[49]	F(max)	[N]	-	49,00	---	42,00	45,50	[49]
		I	II	III	IV	V	Lit.																																
PCSA	[cm ²]	-	1,40	---	1,20	1,30	[49]																																
PCSA	[%]	-	100,00	---	100,00	100,0	[49]																																
F(max)	[N]	-	49,00	---	42,00	45,50	[49]																																

M. lumbricalis (LU)																																							
Funktion	<ul style="list-style-type: none"> - Palmarflexion der Fingergrundgelenke - Extension der Mittel- und Endgelenke - adduktorische Wirkung (zieht Finger II, IV, V zu Mittelfinger) 						 <p>[297]</p>																																
Ursprung	Sehnen des M. flexor digitorum profundus	Ansatz	Radialseitig an Dorsalaponeurosen der Finger II-V																																				
Modelldaten: <table border="1" style="width:100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th></th> <th></th> <th>I</th> <th>II</th> <th>III</th> <th>IV</th> <th>V</th> <th>Lit.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>PCSA</td> <td>[cm²]</td> <td>-</td> <td>0,30</td> <td>0,20</td> <td>0,20</td> <td>0,20</td> <td>[49]</td> </tr> <tr> <td>PCSA</td> <td>[%]</td> <td>-</td> <td>25,67</td> <td>32,60</td> <td>25,54</td> <td>16,19</td> <td>[49]</td> </tr> <tr> <td>F(max)</td> <td>[N]</td> <td>-</td> <td>10,50</td> <td>7,00</td> <td>7,00</td> <td>7,00</td> <td>[49]</td> </tr> </tbody> </table>										I	II	III	IV	V	Lit.	PCSA	[cm ²]	-	0,30	0,20	0,20	0,20	[49]	PCSA	[%]	-	25,67	32,60	25,54	16,19	[49]	F(max)	[N]	-	10,50	7,00	7,00	7,00	[49]
		I	II	III	IV	V	Lit.																																
PCSA	[cm ²]	-	0,30	0,20	0,20	0,20	[49]																																
PCSA	[%]	-	25,67	32,60	25,54	16,19	[49]																																
F(max)	[N]	-	10,50	7,00	7,00	7,00	[49]																																


M. palmaris longus (PL) – ventral, oberflächige Schicht																							
Funktion	Flexion des Handgelenks																						
Ursprung	- Epicondylus medialis humeri	Ansatz	Aponeurosis palmaris																				
Modelldaten: <table border="1" style="width:100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th></th> <th></th> <th>Unteram</th> <th>Lit.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td rowspan="3">PCSA</td> <td rowspan="3">[cm²]</td> <td>0,93</td> <td>[283]</td> </tr> <tr> <td>0,6</td> <td>[127]</td> </tr> <tr> <td>2,39</td> <td>∅</td> </tr> <tr> <td>PCSA</td> <td>[%]</td> <td>100,00</td> <td>∅</td> </tr> <tr> <td>F(max)</td> <td>[N]</td> <td>92,50</td> <td>∅</td> </tr> </tbody> </table>							Unteram	Lit.	PCSA	[cm ²]	0,93	[283]	0,6	[127]	2,39	∅	PCSA	[%]	100,00	∅	F(max)	[N]	92,50
		Unteram	Lit.																				
PCSA	[cm ²]	0,93	[283]																				
		0,6	[127]																				
		2,39	∅																				
PCSA	[%]	100,00	∅																				
F(max)	[N]	92,50	∅																				

M. pronator quadratus (PQ) – ventral, oberflächige Schicht			
Funktion	<u>Pronation des Unterarms</u>		
Ursprung	- Vorderfläche der Ulna	Ansatz	- Vorderfläche des Radius
Modelldaten:			
PCSA	[cm ²]	Unterarm	Lit.
		2,22	[283]
		1,7	[127]
		1,96	∅
PCSA	[%]	100,00	∅
F(max)	[N]	76,60	∅




[297]

M. pronator teres (PS) – ventral, oberflächige Schicht			
Funktion	<u>Pronation des Unterarms</u>		
Ursprung	- Epicondylus medialis humeri - Processus coronideus ulnae	Ansatz	Mitte der Aussenseite des Radius
Modelldaten:			
PCSA	[cm ²]	Unterarm	Lit.
		3,24	[283]
		4	[127]
		3,62	∅
PCSA	[%]	100,00	∅
F(max)	[N]	339,80	∅



[297]

M. supinator (S) – ventral, oberflächige Schicht			
Funktion	<u>Supination des Unterarms</u>		
Ursprung	- Epicondylus lateralis humeri - Seitenfläche der Ulna - Lig. anulare radii	Ansatz	Vorderfläche des Radius
Modelldaten:			
PCSA	[cm ²]	Unterarm	Lit.
		2,20	[283]
		3,4	[127]
		2,80	∅
PCSA	[%]	100,00	∅
F(max)	[N]	276,50	∅



[297]

10 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1-1: Möglichkeiten der Beschreibung von Verletzungsmechanismen [159].	3
Abbildung 1-2: Körperregionen des Bewegungsapparates, von denen physikalische Modelle zur Analyse von Sportverletzungen entwickelt wurden.	4
Abbildung 1-3: Entwickelte Kraftelemente biologischer Einzelstrukturen und die damit modellierten Mehrkörpersysteme einzelner Körperregionen mit Anwendungsbeispielen aus der Sportwissenschaft.	5
Abbildung 2-1: MKS Menschmodell: Simulation eines Skisprungs [299].	7
Abbildung 2-2: Übersicht über Entwicklungsprozess von starren (blau) und flexiblen (rot unterstrichen) MKS Programmen mit Autoren [275]. Die Größe der Beschriftung gibt einen Anhaltspunkt über die Marktanteile der Programme wieder.	8
Abbildung 2-3: Darstellung der Freiformfläche des Wirbelkörpers C7 als Wireframe (li.) und mit Smooth Shading (re.).	8
Abbildung 2-4: FE-Modell mit Verteilung der Beanspruchung in einer koronaren Gefäßstütze [257].	9
Abbildung 2-5: CT-Aufnahme des Kniegelenks in der Sagittalebene.	10
Abbildung 2-6: Hounsfieldskal: CT-Wertebereiche von Luft, Wasser und Knochen.	11
Abbildung 2-7: Querschnittsaufnahme eines Knochens im pQCT zur Ermittlung der Knochendichte.	11
Abbildung 2-8: MRT-Aufnahme: Kniegelenk in der Sagittalebene.	12
Abbildung 2-9: Iterativer Bearbeitungsprozess der digitalen Daten vom Bild der biologischen Struktur bis zur Gestaltung der Oberflächen für den Teilkörper eines MKS-Modells.	13
Abbildung 2-10: Bildbearbeitung und Segmentierung der knöchernen Anteile im Bereich des Beckens und der Lendenwirbelsäule sowie von Blutgefäßen mit dem Programm Mimics (Materialise, AnnArbor, NI, USA) [296]. Darstellung der Schnittbilder in den drei Hauptebenen Frontal ebene (oben links), Transversalebene (oben rechts) und Sagittalebene (unten links) sowie räumliche Darstellung der segmentierten Bereiche (unten rechts).	14
Abbildung 2-11: Ermittlung der potentiellen Kontaktpunkte der Körper i und j mit bewegten Markern C_i und C_j über die durch die Tangenten t_{n1} , t_{n2} beschriebenen, parallelen Ebenen.	16
Abbildung 2-12: Ermittlung der 3D-Kontaktpunkte mit bewegten Markern am Beispiel der medialen und lateralen Gelenkanteile des femorotibialen Gelenks.	17
Abbildung 2-13: Darstellung der Tibia-Gelenkflächen: Beschreibung der Gelenkflächen mit geraden Kanten bei Verwendung bewegter Marker vs. reale Form des Plateaus (skizziert mit Linien).	17
Abbildung 2-14: Keine Eindeutigkeit bei der Ermittlung des potentiellen Kontaktpunkts.	18
Abbildung 2-15: Durchdringung zweier Körper [60].	19
Abbildung 2-16: Randschichtmodell.	20
Abbildung 2-17: Komponenten einer Schnittfläche [120]. Die Kontaktelemente stehen senkrecht auf den Schwerpunkten der aktiven Flächen der als Master definierten Oberflächen.	21
Abbildung 2-18: Geometrische Darstellung der Kontakt-Erzeugung [120].	22
Abbildung 2-19: Kriechverhalten: Zeitabhängige De-formation bei konstanter Belastung	23
Abbildung 2-20: Relaxation: Kraft- bzw. Spannungs-abfall bei eingeleiteter konstanter Deformation.	23
Abbildung 2-21: Hystereseschleife während eines Be- und Entlastungszyklusses.	23
Abbildung 2-22: Maxwell-Element: Feder und Dämpfer in Reihe.	24
Abbildung 2-23: Mechanisches Verhalten des Modells nach Maxwell: a) resultierende Deformation bei Einleitung einer konstanten Belastung. b) resultierende Belastung bei	

Einleitung einer konstanten Deformation. c) Energieverlust in Abhängigkeit von der Frequenz.	24
Abbildung 2-24: Voigt-Element: Feder und Dämpfer parallel geschaltet.	25
Abbildung 2-25: Mechanisches Verhalten des Modells nach Voigt: a) resultierende Deformation bei konst. Lasteinleitung; b) resultierende Belastung bei konst. Deformation; c) frequenzabh. Energieverlust.	26
Abbildung 2-26: Kelvin-Element: Feder 2 und Dämpfer in Reihe parallel geschaltet mit Feder 1.	27
Abbildung 2-27: Mechanisches Verhalten des Modells nach Kelvin: a) resultierende Deformation bei konst. Lasteinleitung; b) resultierende Belastung bei konst. Deformation; c) frequenzabh. Energieverlust.	27
Abbildung 3-1: Chemischer Aufbau von Bändern [81]	28
Abbildung 3-2: Aufgefasertes Kreuzband [8]	29
Abbildung 3-3: Vergleich von Daten aus der Literatur: Reißkraft des humanen vorderen Kreuzbandes.	30
Abbildung 3-4: Charakteristischer Kraft-Dehnungs-Verlauf ermittelt im Zugversuch einer Hinterlaufsehne eines Schweins mit Konditionierung der Probe mit fünfmaliger Be- und Entlastung bis zu $F = 100\text{ N}$	32
Abbildung 3-5: Zugversuch an einer Quadricepssehne an eines humanen Knie-Präparats.	35
Abbildung 3-6: Ermittlung der lokalen Dehnungen.	36
Abbildung 3-7: Ermittlung des Sehnendurchmessers im pQCT-System XCT2000 (Fa. Stratec).	36
Abbildung 3-8: Ermittelte Steifigkeiten c von Sehnen in Abhängigkeit von der Querschnittsfläche CSA im unkonditionierten ($n = 10$) und konditionierten Zustand ($n = 10$).	37
Abbildung 3-9: Experimentell ermittelte Dehnungszustände ε_E , ε_H , ε_R in Abhängigkeit von der Querschnittsfläche CSA an 10 getesteten Proben mit gemittelten Dehnungsverläufen ($eps = \varepsilon$).	38
Abbildung 3-10: Ermittelte Kraftmaxima von Sehnen im unkonditionierten ($n = 10$) und konditionierten Zustand ($n = 10$) in Abhängigkeit von der Querschnittsfläche CSA	39
Abbildung 3-11: Aufbau des Kelvin-Elements: Feder und Dämpfer in Reihe parallel geschaltet mit weiterer Feder.	39
Abbildung 3-12: Charakteristischer Kraft-Dehnungs-Verlauf mit Konditionierung der Probe (d.h. mit fünf-maliger Be- und Entlastung bis zu einer Kraftgrenze $F = 100\text{ N}$) ermittelt im Zugversuch an einer Hinterlaufsehne eines Schweins.	41
Abbildung 3-13: Experiment vs. Simulation: Im Zugversuch ermittelte maximale Kräfte F_{max} über Querschnittsflächen CSA ermittelt an $n = 10$ Hinterlaufsehnen.	42
Abbildung 3-14: Experiment vs. Simulation: Im Zugversuch ermittelte Steifigkeiten $clin$ in Abhängigkeit von den Querschnittsflächen CSA ermittelt an $n = 10$ Hinterlaufsehnen. .	42
Abbildung 3-15: Experiment vs. Simulation: Hystereseverhalten am Beispiel einer Sehne während fünf Be- und Entlastungs-Vorgängen.	43
Abbildung 3-16: Experiment vs. Simulation: Hystereseverhalten während des fünften Be- und Entlastungs-Vorgangs am Beispiel einer Hinterlaufsehne.	44
Abbildung 3-17: Experiment: Geschwindigkeitsabhängiger Kraft-Deformations-Verlauf ermittelt an einer Hinterlaufsehne.	45
Abbildung 3-18: Simulation: Geschwindigkeitsabhängiger Kraft-Deformations-Verlauf berechnet für die experimentell getestete Hinterlaufsehne.	46
Abbildung 3-19: Verlauf der in der Simulation errechneten Kraftkurve der von Noyes et al. [209] durchgeführten experimentellen Zugversuche an humanen vorderen Kreuzbändern (Durchschnittswerte).	47

Abbildung 3-20: Mit Synovia gefüllter Gelenkspalt ohne Kontakt der Gelenkflächen - Flüssigkeitsreibung.....	49
Abbildung 3-21: Schematische Darstellung des Testaufbaus zur Untersuchung des mechanischen Verhaltens von Knorpel [56]	51
Abbildung 3-22: Resultierender Kraftverlauf bei zyklischer Belastung der drei Knorpelproben im Druckversuch. Der Einfluss der Konditionierung auf das Kraft-Relaxations-Verhalten ist durch die gestrichelten Linien dargestellt.....	52
Abbildung 3-23: Einfluss der Konditionierung auf Materialverhalten einer Knorpel-Probe: Zunahme der Steifigkeit während der fünf Belastungszyklen.	52
Abbildung 3-24: Experiment vs. Simulation mit unilateralen Feder-Dämpfer-Element: Hystereseschleife des fünften Be- und Entlastungszyklus.....	55
Abbildung 3-25: Experiment vs. Simulation mit Hertzchen-Kontakt-Element: Hystereseschleife des fünften Be- und Entlastungszyklus.	56
Abbildung 3-26: Experiment vs. Simulation mit PCM-Kontaktelement: Hystereseschleife des fünften Be- und Entlastungszyklus.	57
Abbildung 3-27: Medialer und lateraler Meniskus auf Tibiaplateau (Ansicht von oben) [227].	59
Abbildung 3-28: Medialer Meniskus mit Verbindung zu medialen Seitenband [230].	59
Abbildung 3-29: Verlauf der kollagenen Fasern innerhalb des Meniskus [39].	60
Abbildung 3-30: Verläufe der im Meniskus auftretenden Kräfte [39].....	60
Abbildung 3-31: Resultierender Kraft-Zeit-Verlauf bei zyklischer Belastung an fünf getesteten Meniskus-Proben entnommen am humanen Außenmeniskus.	62
Abbildung 3-32: Konditionierung der Kraft-Verformungs-Kurve während der fünf Belastungszyklen: Steifigkeitszunahme einer Meniskus-Probe (entnommen am humanen Außenmeniskus).....	62
Abbildung 3-33: Experiment vs. Simulation (Meniskus-Modell mit PCM-Kontaktelement): Resultierender Kraftverlauf im fünften Be- und Entlastungszyklus.	63
Abbildung 3-34: Intervertebrales Gelenk mit Discus intervertebralis und Bandstrukturen [227].	65
Abbildung 3-35: Gelenkflächen d. medialen und lateralen Facettengelenke [227].	65
Abbildung 3-36: Aufbau einer Zwischenwirbelscheibe mit Nucleus pulposus und Annulus fibrosus [242].	66
Abbildung 3-37: Gallertkern als Rotations-zentrum zweier Wirbelkörper [310].	66
Abbildung 3-38: Charakteristischer Verlauf der Rotation eines Wirbelgelenks in einer beliebigen Belastungsrichtung resultierend aus einem extern eingeleiteten Moment bei quasistatischer Belastung. Für eine Rotation innerhalb der sog. Neutral-Null-Zone in positiver (1) oder negativer Richtung (2) ist näherungsweise kein zusätzliches Moment erforderlich. Bei Einleitung eines Moments in das Wirbelgelenk erfolgt die Rotation bis zum maximalen Bewegungsumfang in positiver Rotationsrichtung (3) oder in negativer Rotationsrichtung (4) (nach Panjabi et al. [214]).	67
Abbildung 3-39: Charakteristischer Hystereseverlauf der Rotation eines Wirbelgelenks in einer beliebigen Belastungsrichtung resultierend aus einem extern eingeleiteten Moment [242].	68
Abbildung 3-40: links: Experimenteller Prüfaufbau zur Ermittlung der Steifigkeiten in den Wirbel-gelenken. Einleitung des Moments in der Frontal- oder Sagittalebene des bisegmentalen Wirbelabschnitts (je nach Ausrichtung des Präparats) über eine am Hebel exzentrisch eingeleitete Kraft und in der Transversalebene direkt über elektromechanischen Antrieb unterhalb des Präparats. rechts: Markerpositionierung am bisegmentalen Wirbelabschnitt für die Durchführung der Bewegungsanalyse [242].....	69

Abbildung 3-41: Aus der Einleitung externer Momente resultierende Rotationen im kranial und im kaudal gelegenen Gelenk sowie im bisegmentalen Wirbelabschnitt, am Beispiel der Flexion-Extensions-Bewegung in der Sagittalebene [242].	70
Abbildung 3-42: Arithmetische Mittelwerte experimentell ermittelter Bewegungsumfänge (mit Standardabweichung) in Extension (-) und Flexion (+) von sechs humanen Präparaten.	71
Abbildung 3-43: Arithmetische Mittelwerte der an sechs humanen Präparaten experimentell ermittelten Bewegungsumfänge (mit Standardabweichung) der Seit-neigungen in der Transversalebene nach rechts (-) und links (+).	73
Abbildung 3-44: Arithmetische Mittelwerte der an sechs humanen Präparaten experimentell ermittelten Bewegungs-umfänge (mit Standardabweichung) der Rotationen in der Transversalebene im (-) und gegen (+) den Uhrzeigersinn.	74
Abbildung 3-45: Bestimmung der Höhe und Tiefe der Bandscheibe.	76
Abbildung 3-46: rechts: Experimenteller Aufbau zur Ermittlung der Steifigkeiten in den Wirbelabschnitten. links: MKS-Modell des experimentellen Prüfaufbaus.	77
Abbildung 3-47: Experiment (oben) vs. Simulation (unten): Resultierende Extension (-) und Flexion (+) des bisegmentalen Abschnitts sowie der kaudal und kranial gelegenen Wirbelgelenke bei eingeleiteten Moment von $M = \pm 7,5 Nm$.	78
Abbildung 3-48: Experiment (oben) vs. Simulation (unten): Resultierende Seitneigung (links (-), rechts(+)) des bisegmentalen Abschnitts sowie der kaudal und kranial gelegenen Wirbelgelenke bei eingeleiteten Moment von $M = \pm 7,5 Nm$.	79
Abbildung 3-49: Experiment (oben) vs. Simulation(unten): Axiale Rotation (gegen (-) und im (+) Uhrzeigersinn) des bisegmentalen Abschnitts sowie der kaudal und kranial gelegenen Wirbelgelenke bei eingeleiteten Moment von $M = \pm 7,5 Nm$.	80
Abbildung 3-50: Experiment vs. Simulation: Bewegungsumfänge im cervikalen Wirbelabschnitt C7 bis C3 nach Zhang et al [311].	82
Abbildung 3-51: Schematischer Aufbau eines quergestreiften Skelettmuskels mit Faserbündel, Muskelfaser, Myofibrille und Aufbau eines Sarkomers mit Atkin- und Myosinfilamenten zwischen zwei Z-Scheiben (überarbeitet aus [252]).	83
Abbildung 3-52: Übersicht des Muskelmodells nach Kryszohn [160] mit Muskelkraft F_M und Fiederungswinkel α (aus [274]). Der durch die Aktivierungsdynamik AD aktivierte Muskel, setzt sich aus einem kontraktilem Element CE und einem parallel elastischen Element PE zusammen. Die Sehne des Muskels wird durch ein seriell elastisches Element SE modelliert.	85
Abbildung 3-53: Blockschaltbild des Regler-Muskelmodells nach Wallrapp [274] (Ersetze β durch φ).	85
Abbildung 4-1: Körperregion des Bewegungsapparates, von dem ein physikalisches Modell zur Analyse von Sportverletzungen im Kniegelenk erstellt wurden.	88
Abbildung 4-2: MKS-Modell des Kniegelenks mit den Oberflächenmodellen der beteiligten Knochen (Tibia, Fibula, Femur und Patella) und deren Knorpelschichten sowie den passiven Weichteilstrukturen (Bänder, Retinaculi, Gelenkkapsel, Menisken) und den drei Muskel-Kraftelementen des M. quadriceps mit Umwicklung der zentralen Sehne.	89
Abbildung 4-3: Erster künstlicher Kniegelenkersatz als Scharnier-gelenk aus Elfenbein nach Themistokles Gluck (1853-1942).	90
Abbildung 4-4: Totaler Kniegelenkersatz mit Scharniergelenk - Modell-Blauth (Aesculap, Tuttlingen) [254]	90
Abbildung 4-5: Verlauf der Fasern des vorderen Kreuzbandes in Extension und 90° Flexion des Kniegelenks.	92
Abbildung 4-6: Unterteilung des PCL in vier Faserbündel nach Covey et al. [52,51].	93
Abbildung 4-7: Unterteilung des MCL in drei Faserbündel nach Robinson et al. [230,231].	94

Abbildung 4-8: Posterolateraler Bereich des Kniegelenks mit lateralen Seitenband und popliteofibularen Band [165].	95
Abbildung 4-9: Anatomie des Lig. mieniscomeniscal obl. [237].	96
Abbildung 4-10: Verläufe des Lig. patellae und der Retinaculi patellae [222].	97
Abbildung 4-11: Oberflächenmodelle des lateralen und medialen Meniskus.	98
Abbildung 4-12: Extensoren: M. rectus femoris (links) und Mm. vasti (rechts) [297].	98
Abbildung 4-13: Flexoren: M. semimembranosus (links) und M. semitendinosus (rechts) [297].	98
Abbildung 4-14: M. biceps femoris: caput breve (links) und caput longum (rechts) [297].	99
Abbildung 4-15: M. sartorius & M. tensor fasciae latae (links); M. gracilis (mitte); M. popliteus (rechts) [297].	99
Abbildung 4-16: M. gastrocnemius (links) und M. plantaris (rechts) [297].	99
Abbildung 4-17: Menschmodelle: a) fünfgliedriges Schwabbelmassenmodell nach Gruber [105,106]; b) 15-gliedriges Menschmodell nach Hanavan [111], c) Menschmodell nach Saziorski [239], d) Menschmodell RAMSIS [262].	100
Abbildung 4-18: Simulation eines Flick-Flacks mit Modell nach Hanavan.	100
Abbildung 4-19: Viergelenkkette nach Menschik [195,196]. Schnittpunkt der starren Verbindungen des vorderen und hinteren Kreuzbandes beschreibt das Momentanzentrum des Kniegelenks.	101
Abbildung 4-20: Im MKS-Modell berücksichtigte Knochen mit Gelenkflächen: a) Tibia; b) Fibula; c) Femur im Schnittbild (Ansicht von posterior); d) Femur (Ansicht von anterior); e) Patella.	103
Abbildung 4-21: Ermittlung der Knorpeldicke der Femurkondylen.	103
Abbildung 4-22: Lage und Orientierung der körperfesten Koordinatensysteme an Tibia und Femur sowie der resultierenden gleitenden Achse y . (Zur besseren Darstellung der Koordinatenachsen wurde die Lage von Femur gegenüber der Tibia verändert). Das Gelenkkoordinatensystem zur Beschreibung der Bewegungen im tibiofemorale Gelenk setzt sich zusammen aus der körperfesten z -Achse der Tibia, der körperfesten x -Achse des Femurs und der gleitenden, orthogonalen y -Achse. (Die Darstellung der jeweiligen Drehachsen der drei Gelenkkoordinatensysteme erfolgt in der Abbildung durch Zylinder.)	104
Abbildung 4-23: Lage und Orientierung der körperfesten Koordinatensysteme an Patella und Femur sowie der resultierenden gleitenden Achse y . (Zur besseren Darstellung der Koordinatenachsen wurde die Lage der Patella gegenüber dem Femur verändert). Gelenkkoordinatensystem zur Beschreibung der Bewegungen im patellofemorale Gelenk setzt sich zusammen aus der körperfesten z -Achse der Patella, der körperfesten x -Achse des Femurs und der gleitenden, orthogonalen y -Achse. (Die Darstellung der jeweiligen Drehachsen der drei Gelenkkoordinatensysteme erfolgt in der Abbildung durch Zylinder.)	106
Abbildung 4-24: Oberflächenmodell des lateralen Seitenbands mit Angabe der Lage der Schnittebenen zur Ermittlung der Querschnittsflächen.	107
Abbildung 4-25: Entwickeltes MKS-Modell des distalen Anteils des Kniegelenks (ohne Femur und Patella) mit Knochen, Gelenkknorpel und Bandstrukturen mit Unterteilung der modellierten Bandstrukturen (hier dargestellt: ACL, PCL, LCL, MCL) in einzelne Faserbündel. (rechts: Ansicht von lateral; links: Ansicht von anterior).	109
Abbildung 4-26: MKS-Modell des Kniegelenks mit Gelenkknorpel, Weichteilstrukturen (Bänder, Retinaculi, Gelenkkapsel, Menisken), drei Muskel-Kraftelementen des M. quadriceps mit Umwicklung der zentralen Sehne jedoch ohne Oberflächenmodelle der beteiligten Knochen Tibia, Femur und Patella.	110
Abbildung 4-27: Aufbau des Prüfstands zur Ermittlung der Belastungen im Kniegelenk unter verschiedenen Flexionsstellungen [246].	111

Abbildung 4-28: Definition der Kräfte und Momente nach DIN ISO 9462 [57].	111
Abbildung 4-29: Bindungsaufbau mit Kraftsensor.	112
Abbildung 4-30: Zugrichtungen der Muskelkräfte.	112
Abbildung 4-31: Goniometer fixiert an humanem Knie-Präparat.	113
Abbildung 4-32: DMS zur Ermittlung der Dehnung an Ansatz-stelle des Bandes [119].	114
Abbildung 4-33: Positionierung des DVRT am ACL bei geöffneter Gelenkkapsel.	115
Abbildung 4-34: links: In Universalprüfmaschine an Hinterlaufsehne des Schweins (eigene Vorversuche); rechts: Buckle Transducer positioniert an Sehne des M. popliteus (aus Literatur [166]).	116
Abbildung 4-35: Skizzierter Aufbau der Kraftermittlung am vorderen Kreuzband (ACL).	116
Abbildung 4-36: Beschreibung der einzelnen Arbeitsschritte (a bis l) bei der Vorbereitung des humanen Knie-Präparates: Von der Freilegung des Knochenzylinders bis zum Einbau des Präparats und der Messtechnik im Prüfstand.	118
Abbildung 4-37: Versagen des Knochenzylinders während der zweiten Versuchsreihe. Die Richtung der Achse der Knochenschraube und der Längsachsen des Knochenzylinders verliefen nicht parallel, daher kam es zum Bruch des Knochenzylinders an der Austrittsstelle der Schraube.	121
Abbildung 4-38: Resultierende Längenänderungen im vorderen Kreuzband (dicke Linien, linke Ordinate) und resultierende Innen- und Außen-Rotation im Kniegelenk (dünne Linien, rechte Ordinate) während des dritten Belastungszyklus der durch den Schrittmotor eingeleiteten Innen- und Außen-Rotation von $\pm 20^\circ$.	122
Abbildung 4-39: Resultierende Kräfte im vorderen Kreuzband bei eingeleiteter Innen- und Außen-Rotation von $\pm 25^\circ$ mit Rotationsgeschwindigkeiten $v = 20 \text{ s/Zyklus}$ und $v = 8 \text{ s/Zyklus}$.	123
Abbildung 4-40: Einfluss eines Varus- bzw. Valgus-Belastung (eingeleitetes Moment jeweils $M = 15 \text{ Nm}$) auf resultierende Kräfte im vorderen Kreuzband. Eingeleitete Innen- und Außen-Rotation von $\pm 25^\circ$ mit einer Rotationsgeschwindigkeit von $v = 8 \text{ s/Zyklus}$.	124
Abbildung 4-41: Einfluss der eingeleiteten Kraft am M. quadriceps auf die resultierenden Kräfte im vorderen Kreuzband bei einer Rotationsgeschwindigkeit $v = 8 \text{ s/Zyklus}$ eingeleiteten tibialen Innen- und Außen-Rotation von $\pm 20^\circ$.	125
Abbildung 4-42: Einfluss der eingeleiteten Kraft am M. quadriceps auf die resultierende Innen- und Außenrotation im Kniegelenk bei eingeleiteter Innen- und Außenrotation von $\pm 20^\circ$.	127
Abbildung 4-43: Einfluss einer Varus- oder Valgus-Belastung von $M = 14,7 \text{ Nm}$ auf die resultierende Innen- und Außenrotation im Kniegelenk bei eingeleiteter Innen- und Außenrotation von $\pm 20^\circ$.	128
Abbildung 4-44: Einfluss einer Varus- und Valgus-Belastung von $M = 3,7 \text{ Nm}$ auf die resultierenden Innen- und Außenrotation im Kniegelenk bei eingeleiteter Innen- und Außenrotation von $\pm 20^\circ$.	129
Abbildung 4-45: Einfluss einer Varus- und Valgus-Belastung von $M = 14,7 \text{ Nm}$ auf die Kraft im vorderen Kreuzband jeweils zu Versuchsbeginn bei Variation der eingeleiteten Kraft des M. quadriceps.	130
Abbildung 4-46: MKS-Modell des Prüfstands mit eingebauten Modell eines linken Kniegelenks. Die Einleitung einer Innen- und Außenrotation erfolgt an der Tibia, eine Varus- oder Valgus-Belastung (abgebildet ist eine Varus-Belastung) wird am Femur eingeleitet.	131
Abbildung 4-47: Validierung des MKS-Modells Kniegelenk: resultierende Innen- und Außen-Rotation im Kniegelenk nach Einleitung einer Innen- und Außenrotation an der Tibia bei simulierter Kraft des M. quadriceps von $F = 150 \text{ N}$ zu Versuchsbeginn (Versuch 3-01).	132

Abbildung 4-48: Validierung des MKS-Modells Kniegelenk: resultierende Translation in antero-posteriorer Richtung in Abhängigkeit der resultierenden Innen- und Außen-Rotation nach Einleitung einer Innen- und Außenrotation an der Tibia und simulierter Kraft des M. quadriceps von $F = 150 N$ zu Versuchsbeginn (Versuch 3-01).....	133
Abbildung 4-49: Validierung des MKS-Modells Kniegelenk: resultierende Innen- und Außen-Rotation im Kniegelenk nach Einleitung einer Innen- und Außenrotation an der Tibia bei simulierter Kraft des M. quadriceps von $F = 340 N$ zu Versuchsbeginn (Versuch 3-02).	134
Abbildung 4-50: Validierung des MKS-Modells Kniegelenk: resultierende Varus- und Valgus Bewegung über resultierender Innen- und Außen-Rotation im Kniegelenk ohne Einleitung einer konstanten Valgus- oder Valgus-Belastung (Versuch 3-02).	134
Abbildung 4-51: Validierung des MKS-Modells Kniegelenk: resultierende Varus- und Valgus Bewegung im Kniegelenk nach Einleitung einer Innen- und Außenrotation an der Tibia bei simulierter Kraft des M. quadriceps von $F = 540 N$ zu Versuchsbeginn (Versuch 3-09).....	135
Abbildung 4-52: Validierung des MKS-Modells Kniegelenk: resultierende Innen- und Außen-Rotation im Kniegelenk nach Einleitung einer Innen- und Außenrotation an der Tibia bei simulierter Kraft des M. quadriceps von $F = 320 N$ zu Versuchsbeginn und Einleitung einer konstanten Valgus-Belastung (Versuch 3-04).....	136
Abbildung 4-53: Validierung des MKS-Modells Kniegelenk: resultierende Varus- und Valgus Bewegung über resultierender Innen- und Außen-Rotation im Kniegelenk nach Einleitung einer konstanten Valgus-Belastung (Versuch 3-04).	137
Abbildung 4-54: Validierung des MKS-Modells Kniegelenk: resultierende Innen- und Außen-Rotation im Kniegelenk nach Einleitung einer Innen- und Außenrotation an der Tibia bei simulierter Kraft des M. quadriceps von $F = 340 N$ zu Versuchsbeginn und Einleitung einer konstanten Varus-Belastung (Versuch 3-05).	138
Abbildung 4-55: Validierung des MKS-Modells Kniegelenk: resultierende Varus- und Valgus Bewegung über resultierender Innen- und Außen-Rotation im Kniegelenk nach Einleitung einer konstanten Vargus-Belastung (Versuch 3-05).....	139
Abbildung 4-56: Resultierende Kräfte im vorderen Kreuzband ermittelt an humanen Kniepräparaten ($n = 18$) von Hyperextension (-5°) bis zu einer passiven Beugung von etwa 150° [190,279].	139
Abbildung 4-57: Skibindungssystem: Auslösung in beiden Richtungen bei horizontaler Drehung (M_x) und bei Vorwärtsneigung (M_y).	141
Abbildung 4-58: Definition des Koordinatensystems nach DIN ISO 8061.....	141
Abbildung 4-59: Messung der Tibiabreite am Oberflächenmodell nach DIN ISO 8061.	141
Abbildung 4-60: Verletzungsmechanismus Außenrotation-Flexion-Valgus-Trauma [155].	142
Abbildung 4-61: Hauptsächlicher Verletzungsmechanismus des vorderen Kreuzbands im Handball: Plötzliche Drehung des Körpers während der Phase mit Bodenberührung des Fußes resultiert in einer tibialer Außenrotation und Valgus-Belastung bei leicht gebeugten Kniegelenk [159].	143
Abbildung 4-62: Verletzungsmechanismus BIAD: Boot Induced Anterior Drawer [155]. ..	144
Abbildung 4-63: Translation der Tibia nach anterior resultiert in einer Dehnung des vorderen und einer Entlastung, des hinteren Kreuzbandes.	144
Abbildung 4-64: Verletzungsmechanismus Phantom Foot bzw. Rückwärtsdrehsturz in großer Flexion des Kniegelenks [155].....	145
Abbildung 4-65: Valgus Belastung auf das Kniegelenk bei tibialer Innenrotation und großer Flexion.....	145
Abbildung 4-66: Verletzungsmechanismus Phantom Foot nahe Extension [16].	146
Abbildung 4-67: Valgus Belastung auf das Kniegelenk bei tibialer Außenrotation und nahe Extension.....	146

Abbildung 4-68: Resultierende Kraft im vorderen Kreuzband in Abhängigkeit von den resultierenden Rotationsumfängen der Innen- und Außenrotation im Kniegelenk bei Variation der eingeleiteten Kraft des M. quadriceps (Versuch 03-01: $F = 150\text{ N}$; Versuch 03-02: $F = 340\text{ N}$).	148
Abbildung 4-69: Resultierende Kräfte in den Faserbündeln des vorderen Kreuzbands in Abhängigkeit von der resultierenden Rotationsumfänge der Innen- und Außenrotation im Kniegelenk.	148
Abbildung 4-70: Resultierende Momente M_z an der Skibindung in Versuch 3-01.....	149
Abbildung 4-71: Resultierende Kraft im vorderen Kreuzband in Abhängigkeit vom resultierende Moment M_z an der Skibindung in Versuch 3-01.	150
Abbildung 4-72: Resultierende Kräfte im vorderen Kreuzband bei Innen- und Außenrotation im Kniegelenk in Abhängigkeit von einem eingeleiteten konstanten Varus- und Valgus-Moments von $M = 14,7\text{ Nm}$ (Versuch 03-09: ohne; Versuch 03-11: valgus).....	151
Abbildung 4-73: Resultierende Kräfte in den Faserbündeln des vorderen Kreuzbands in Abhängigkeit von der resultierenden Rotationsumfänge der Innen- und Außenrotation im Kniegelenk.	152
Abbildung 4-74: Resultierende Momente M_z an der Skibindung in Versuch 3-01.....	153
Abbildung 4-75: Resultierende Kraft im vorderen Kreuzband in Abhängigkeit vom resultierende Moment M_z an der Skibindung in Versuch 3-11.	153
Abbildung 5-1: Körperregion des Bewegungsapparates, von dem ein physikalisches Modell zur Analyse von Sportverletzungen im Bereich Kopf und Nacken erstellt wurde.	157
Abbildung 5-2: MKS-Modell Kopf-Nacken mit modellierten Knochen, passiven Weichteilstrukturen (Bänder, Zwischenwirbelscheiben) und Muskelementen.....	158
Abbildung 5-3: Aufbau des oberen und unteren Kopfgelenks [224].	159
Abbildung 5-4: Anatomische Struktur der Wirbelsäule mit Bereich der im Modell verwendeten Wirbelkörper T3 bis C1 [224].	159
Abbildung 5-5: Aufbau eines Wirbelkörpers am Beispiel des Halswirbels C4 (Ansicht von kranial) [224].	160
Abbildung 5-6: Wirbelkörper mit Knorpel-schicht und Zwischenwirbelscheibe [224].	160
Abbildung 5-7: Thorakaler Skelett-abschnitt [224].	160
Abbildung 5-8: Bänder im Bereich der Kopfgelenke [224].	161
Abbildung 5-9: Bänder entlang der Wirbelsäule [224].	161
Abbildung 5-10: Darstellung der Koordinatensysteme der proximal (X, Y, Z) und distal gelegenen Wirbelkörper (x, y, z) und den Gelenkkoordinatensystemen ($e1, e2, e3$). Die Achsen der Gelenkkoordinatensysteme beschreiben die Richtungen der rotatorischen und translatorischen Bewegungen der beiden Wirbelkörper relativ zueinander.....	163
Abbildung 5-11: Bewegungsumfänge bei Flexions- und Extensions-Bewegung [62,214,280]. Bewegungsumfang passiv bzw. aktiv: mit Muskulatur bzw. mit zusätzlich extern eingeleiteter Kraft.....	164
Abbildung 5-12: Bewegungsumfänge in allen drei Hauptbewegungsebenen [214]. In der Reihenfolge (von oben nach unten): Seitneigung in beide Richtungen, axiale Rotation in beide Richtungen, Flexion und Extension, nur Extension, nur Flexion.....	165
Abbildung 5-13: Modellierte Bandstrukturen der Halswirbelsäule: Ligg. longitudinale anterius (ALL), Ligg. interspinalia (LI), Ligg. supraspinalia (LS), Ligg. intertransversaria (LIT); nicht abgebildet: Ligg. longitudinale posterius (PLL).	166
Abbildung 5-14: MKS-Modell Kopf-Nacken mit den modellierten Muskelgruppen.....	168
Abbildung 5-15: Markerpositionen.	169
Abbildung 5-16: Materialeigenschaften des Balles: Im Druckversuch ermittelter Kraft-Deformations-Zusammenhang im fünften Be- und Entlastungszyklus.	170

Abbildung 5-17: Simulation der Kopfballbewegung bei Start der Simulation ($t = 0 \text{ ms}$), Ballaufprall ($t = 10 \text{ ms}$), max. Extension ($t = 100 \text{ ms}$), max. Flexion ($t = 270 \text{ ms}$) und Ende der Simulation ($t = 300 \text{ ms}$).	171
Abbildung 5-18: Ursachen für Gehirnerschütterungen im Fußball [286]. Die Verletzungen wurden durch Zusammenprall des Kopfes mit verschiedenen Kontaktpartnern verursacht.	172
Abbildung 5-19: Kopfschutz Full90 Premiere (Full90 Sports, San Diego, CA, USA).	174
Abbildung 5-20: Kraft-Deformations-Verhalten des Kopfschutzes im Druckversuch.....	175
Abbildung 5-21: MKS-Modell Kopf-Nacken: Kontakt Ball-Kopf mit und ohne Kopfschutz.	175
Abbildung 6-1: Lokalisation golfspezifischer Verletzungen Amateure vs. Professionals [99].	179
Abbildung 6-2: Häufigkeiten der Verletzungslokalisationen bei Amateurgolfern.	179
Abbildung 6-3: Körperregion des Bewegungsapparates, von dem ein physikalisches Modell zur Analyse von Sportverletzungen im Bereich Finger, Hand und Unterarm erstellt wurde.	180
Abbildung 6-4: Entwickeltes MKS-Modell Finger-Hand-Unterarm (Ansicht von dorsal). ..	181
Abbildung 6-5: Knochenstrukturen der Hand [294].	182
Abbildung 6-6: Bandapparat an den Fingern (Ansicht von palmar) [298].	183
Abbildung 6-7: Anatomischer Aufbau der Finger [222].	183
Abbildung 6-8: Sehnenscheiden an den Fingern: Vagina fibrosa mit den partes annulares (A1 bis A5) und partes cruciformes (C1-C3) [67].	184
Abbildung 6-9: Volare Platte an DIP und PIP [67].	184
Abbildung 6-10: Bandstrukturen zwischen Unterarmknochen und Karpalknochen (links: Ansicht von dorsal; rechts: Ansicht von palmar) [222].	184
Abbildung 6-11: Weichteilstrukturen zwischen Radius und Ulna [222].	185
Abbildung 6-12: Bewegungs-umfänge im Handgelenk [234].	185
Abbildung 6-13: Pronation (links) und Supination (rechts) des Unterarms [293].	186
Abbildung 6-14: Bewegungsumfänge des Unterarms [233].	186
Abbildung 6-15: Oberflächenmodelle der Knochen von Finger III.	187
Abbildung 6-16: Metacarpale mit Lage des Ursprungs des Koordinatensystems [293].	187
Abbildung 6-17: Definition der Segment-Koordinatensysteme von Radius und Ulna [293].	187
Abbildung 6-18: Definition des Segment-Koordinatensystems der Handwurzel-knochen [293].	188
Abbildung 6-19: Sehnenverteilung der Extensoren-Mechanismen im Zeigefinger II (a), Mittelfinger III (b), Ringfinger IV (c) und kleinen Finger V (d) (Ansicht von dorsal, Abkürzungen: Mm. interossei palmaris (<i>PI</i> - hier <i>UI</i>), Mm. interossei dorsalis (<i>DI</i>), M. lubricalis (<i>LU</i>), M. extensor digitorum (<i>ED</i> - hier <i>EDC</i>), M. extensor digitorum minimi (<i>ED</i> - hier <i>EDQ</i>)) [235]	192
Abbildung 6-20: MKS-Modell von Finger II mit den Sehnenscheiden, in welchen die Sehnen der Flexoren verlaufen, und den modellierten freibeweglichen (Dummy-) Körpern, die zur Umwicklung der Sehnen der Extensoren beitragen.	193
Abbildung 6-21: MKS-Modell Finger II mit Sehnenverlauf des Extensormechanismus, den Sehnenscheiden der Flexoren, den Bandstrukturen und den Muskelansätzen (Ansicht von radial).	194
Abbildung 6-22: MKS-Modell Finger II mit Sehnenverlauf des Extensormechanismus, den Bandstrukturen und den Muskelansätzen (Ansicht von dorsal).	194
Abbildung 6-23: Sensoren am Griff des Golfschlägers zur Ermittlung der Druck-verteilung.	195
Abbildung 6-24: Markerpositionen am Golfschläger.	195

Abbildung 6-25: Analyse des kompletten Golfschwungs. Durch Verwendung des Schlägers mit Drucksensoren am Griff erfolgte synchron die Ermittlung der Druckverteilung. ...	196
Abbildung 6-26: Druckverläufe an rechter (oben) und linker Hand (unten) bei zwei Golflehrern (Golfspielern mit Handicap 0) während des Schlagbewegung. Dargestellt sind die aufsummierten Druckwerte aller Sensoren einer Hand, ermittelt während jeweils drei Abschlagen jedes Golfspielers.	197
Abbildung 6-27: Druckverläufe an rechter (oben) und linker Hand (unten) bei zwei Golfspielern mit Handicap 4 und 5 während des Schlagbewegung. Dargestellt sind die aufsummierten Druckwerte aller Sensoren einer Hand, ermittelt während jeweils drei Abschlagen jedes Golfspielers.	198
Abbildung 6-28: Druckverläufe an rechter (oben) und linker Hand (unten) bei drei Golfspielern mit Handicap 14 während des Schlagbewegung. Dargestellt sind die aufsummierten Druckwerte aller Sensoren einer Hand, ermittelt während jeweils drei Abschlagen jedes Golfspielers.	199
Abbildung 6-29: Druckverläufe an rechter (oben) und linker Hand (unten) eines Golfspielers mit Handicap 21 während des Schlagbewegung. Dargestellt sind die aufsummierten Druckwerte aller Sensoren einer Hand, ermittelt während drei Abschlagen des Golfspielers.	200
Abbildung 6-30: Druckverläufe an Finger IV und V der linken Hand des Golf-Anfängers (CE - oben) und des Golflehrers (DM - unten) während jeweils vier Abschlagbewegungen.	201
Abbildung 6-31: Druckverläufe an zentraler Phalanx von Finger III der linken Hand des Golf-Anfängers (CE - oben) und des Golflehrers (DM - unten) während jeweils vier Abschlagbewegungen.	201
Abbildung 6-32: Druckverläufe an den verschiedenen Phalangen der rechten Hand des Golfspielers mit Handicap 21 während einer Abschlagbewegung (Ballauftreff-Zeitpunkt $t = 0 s$).	202
Abbildung 6-33: Vergleich der Körperpositionen eines Golfspielers mit Handicap 21 (jeweils links) und eines Golfspielers mit Handicap 4 (jeweils rechts) während der Beschleunigungsphase (linke Abbildung) und zum Ballauftreff-Zeitpunkt (rechte Abbildung).	202
Abbildung 6-34: MKS-Modell der oberen Extremitäten distal des Ellbogengelenks, basierend auf CT-Datensatz. Die in einer Bewegungsanalyse ermittelten kinematischen Daten von Probanden wurden auf dieses MKS-Modell transferiert.	203
Abbildung 6-35: MKS-Modell der beiden oberen Extremitäten mit modellierten Weichteilstrukturen und Modell des Golfschlägers.	204
Abbildung 6-36: In der Simulation ermittelte Pronations- und Supinations-Bewegung sowie Flexions- und Extensions-Bewegung der linken Extremität des Golfspielers mit Handicap 0 kurz vor und nach dem Balltreff-Zeitpunkt ($t = 0 s$).	205
Abbildung 6-37: In der Simulation ermittelte Pronations-Supinations-Winkel und Flexions-Extensions-Winkel der rechten Hand des Golfspielers mit hohem Handicap kurz vor und nach dem Balltreff-Zeitpunkt ($t = 0 s$).	206
Abbildung 6-38: In der Simulation ermittelte relative Längenänderungen der Flexoren der rechten Hand im Zeitabschnitt kurz vor und zum Balltreff-Zeitpunkt.	207
Abbildung 6-39: In der Simulation ermittelte relative Längenänderungen der Extensoren der rechten Hand im Zeitabschnitt kurz vor und zum Balltreff-Zeitpunkt.	208
Abbildung 6-40: In der Simulation ermittelte relative Längenänderungen der Extensoren der linken Hand im Zeitabschnitt kurz vor und zum Balltreff-Zeitpunkt.	209
Abbildung 6-41: In der Simulation ermittelte relative Längenänderungen der Flexoren der linken Hand im Zeitabschnitt kurz vor und zum Balltreff-Zeitpunkt.	210

Abbildung 6-42: In der Simulation ermittelte relative Längenänderungen des M. pronator quadratus und M. pronator teres, also für die Pronatoren des rechten Unterarms, im Zeitabschnitt kurz vor und zum Balltreff-Zeitpunkt.	211
Abbildung 6-43: In der Simulation ermittelte relative Längenänderungen des M. supinator und M. brachioradialis, also für die Supinatoren des linken Unterarms, im Zeitabschnitt kurz vor und zum Balltreff-Zeitpunkt.	212
Abbildung 6-44: In der Simulation ermittelte relative Längenänderungen des M. pronator quadratus und M. pronator teres, also für die Pronatoren des linken Unterarms, im Zeitabschnitt kurz vor und zum Balltreff-Zeitpunkt.	213
Abbildung 9-1: Achsen, Ebenen und Richtungen des Körpers.	235

11 Tabellenverzeichnis

Tabelle 3-1: Experiment vs. Simulation: Vergleich der von den Hystereseschleifen eingeschlossenen Flächen ermittelt in den experimentellen Untersuchungen $A(hys-exp)$ und berechnet in der Simulation $A(hys-sim)$ mit den Verhältnis der Flächen für die untersuchten Sehnen (n=10).	44
Tabelle 3-2: Maximale Bewegungsumfänge in Flexion und Extension in der Sagittalebene im gesamten bisegmentalen Wirbelabschnitt, im kranial gelegenen Gelenk und im kaudal gelegenen Gelenk an 6 humanen Präparaten [242]. (Kursiv gekennzeichnete Werte wurden nicht berücksichtigt).	71
Tabelle 3-3: Maximale Bewegungsumfänge der Seitneigung in der Frontalebene im gesamten bisegmentalen Wirbelabschnitt, im kranial gelegenen Gelenk und im kaudal gelegenen Gelenk an 6 humanen Präparaten [236]. (Kursiv gekennzeichnete Werte wurden nicht berücksichtigt).	72
Tabelle 3-4: Maximale Bewegungsumfänge der axialen Rotation in der Transversalebene im gesamten bisegmentalen Wirbelabschnitt, im kranial gelegenen Gelenk und im kaudal gelegenen Gelenk an 6 humanen Präparaten [236]. (Kursiv gekennzeichnete Werte wurden nicht berücksichtigt).	74
Tabelle 4-1: Im MKS modellierte Weichteilstrukturen mit Unterteilung in Faserbündel, Vorspannung in Extension des Kniegelenks und Anteil der Querschnittsfläche an Gesamtquerschnitt.	108
Tabelle 4-2: Übersicht über die durchgeführten Versuche der ersten Versuchsreihe mit Flexion des Kniegelenks, simulierter Kraft des M. quadriceps und Dehnungszustand zu Versuchsbeginn sowie der in den Untersuchungen eingeleiteten Innen- und Außenrotation, dem eingeleiteten Varus- oder Valgus-Moment und der eingeleiteten Kraft in anteroposteriorer Richtung.	119
Tabelle 4-3: Übersicht über die in der zweiten Versuchsreihe durchgeführten Versuche mit Flexion des Kniegelenks, simulierter Kraft des M. quadriceps und Dehnungszustand zu Versuchsbeginn sowie der in den Untersuchungen eingeleiteten Innen- und Außenrotation und dem eingeleiteten Varus- oder Valgus-Moment.	120
Tabelle 4-4: Übersicht über die in der dritten Versuchsreihe durchgeführten Versuche mit Flexion des Kniegelenks, simulierter Kraft des M. quadriceps und Dehnungszustand zu Versuchsbeginn sowie der in den Untersuchungen eingeleiteten Innen- und Außenrotation und dem eingeleiteten Varus- oder Valgus-Moment.	120
Tabelle 5-1: Aus acht humanen Präparaten ermittelte Durchschnittswerte der Querschnittsflächen (Cross sectional areas - CSA), Steifigkeiten und maximalen Dehnungen der modellierten Bandstrukturen [301].	166
Tabelle 5-2: Im MKS-Modell Kopf-Nacken berücksichtigte Muskulatur mit Maximalkräften und daraus resultierendem Anteil an der Gesamtbewegung [129,141,269,271,283]. ...	167

Tabelle 5-3: Übersicht von Verletzungsklassifizierungen für Kopfverletzungen [23].	173
Tabelle 5-4: Vergleich der ermittelten Kontaktzeiten t_K Kopf-Ball, der Kontaktkräfte FK_{max} und der maximalen Extension γ mit und ohne Kopfschutz.	176
Tabelle 5-5: Vergleich des in der Computer-Simulation ermittelten HIP-Index sowie der linearen Beschleunigungen und Winkelbeschleunigungen mit und ohne Kopfschutz (kursive Zahlen zeigen erhöhtes Verletzungsrisiko).	177
Tabelle 6-1: Beschreibung der modellierten Muskulatur an Fingern, Hand und Unterarm mit resultierender Bewegung.	189
Tabelle 6-2: Modellierter Muskel zur Palmarflexion - Dorsalflexion (Extension) sowie Radialabduktion - Ulnarabduktion des Handgelenks mit Angabe der physiologischen Querschnittsfläche $PCSA$, des funktionellen Anteils (Primär- oder Sekundärfunktion), der Maximalkraft F_{max} und dem Anteil der Kraft an der Gesamtbewegung.	190
Tabelle 6-3: Modellierter Muskelzüge zur Supination - Pronation des Radius gegenüber der Ulna mit Angabe der physiologischen Querschnittsfläche $PCSA$, des funktionellen Anteils (Primär- oder Sekundärfunktion), der Maximalkraft F_{max} und dem Anteil der Kraft an der Gesamtbewegung.	190
Tabelle 6-4: Modellierter Muskulatur an Fingern mit Angabe der physiologischen Querschnittsfläche $PCSA$, der Maximalkraft F_{max} und dem Anteil der Kraft an der Gesamtbewegung.	191
Tabelle 6-5: Berechnung der zur Extension der Finger II bis V beteiligten Sehnenanteile.	192