Universität Ulm
Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik
Direktor Professor Dr. Anita Ignatius

Entwicklung eines Finite-Elemente-Modells der Menisken und deren angrenzenden Strukturen

Beanspruchung der meniskotibialen Insertionsligamente in Abhängigkeit verschiedener Einflussgrößen

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Humanbiologie
(Dr. biol. hum.)
der medizinischen Fakultät der Universität Ulm

Anja Nadine Lubomierski

geboren in Berlin

2012

Amtierender Dekan: Prof. Dr. Thomas Wirth
1. Berichterstatter: Prof. Dr. Lutz Dürselen
2. Berichterstatter: Prof. Dr. Thomas Engleder
Tag der Promotion: 03.05.2013

Meinen Eltern

Sobald du dir vertraust,

sobald weißt du zu leben.

J. W. von Goethe, „Faust“

Inhaltsverzeichnis

Widmung i
Inhaltsverzeichnis ii
Abkürzungsverzeichnis iv
1 Einleitung 1
1.1 Menisken 2
1.2 Modellrechnungen in der Biomechanik 12
1.3 Verfikation, Sensitivitätsanalysen und Validierung 19
1.4 Ziele der Doktorarbeit 20
2 Material und Methoden 21
2.1 Modellerstellung eines humanen Kniegelenks 21
2.1.1 Geometrieerstellung 21
2.1.2 Finite-Elemente-Modell 25
2.1.3 Materialeigenschaften 29
2.1.4 Randbedingungen 39
2.1.5 Verifikation des Finite-Elemente-Modells 44
2.2 Partielle Meniskektomien und Meniskusersatz 48
2.3 Sensitivitätsstudien 50
2.3.1 Einfluss der Materialbeschreibung 50
2.3.2 Einfluss der Reibung 53
2.4 Validierung des Kniemodells 54
3 Ergebnisse 58
3.1 Verifikation des Finite-Elemente-Modells 58
3.1.1 Netzkonvergenzanalysen 58
3.1.2 Einfluss der Kontaktparameter 60
3.2 Beanspruchungen im intakten Kniegelenk 62
3.2.1 Kräfte in den tibialen Insertionsligamenten 62
3.2.2 Beanspruchungen des tibialen Knorpels und der Menisken 66
3.3 Auswirkungen partieller Meniskektomien und Meniskusersatz 69
3.4 Sensitivitätsanalysen 72
3.4.1 Einfluss der Materialbeschreibung 72
3.4.2 Einfluss der Geometrie 79
3.4.3 Einfluss der Reibung 81
3.5 Validierung des Finite-Elemente-Modells 83
4 Diskussion 87
4.1 Limitierungen 88
4.2 Validierungsstudien 93
4.3 Sensitivitätsanalysen 95
4.3.1 Einfluss der Materialbeschreibung 95
4.3.2 Einfluss der Geometrie 96
4.3.3 Einfluss der Reibung 97
4.4 Beanspruchungen im intakten Kniegelenk 100
4.5 Partielle Meniskektomien und Implementierung eines Ersatzes 106
5 Zusammenfassung 112
6 Literaturverzeichnis 114
Anhang 124

6.1 Submodell des lateralen Gelenkkompartiments 124
6.2 Vorversuch zu Verschiebungsrandbedingungen 128
6.3 Dehnungen im Meniskus in 30° und 60° Flexion 131

Danksagung 132
Lebenslauf 133

Abkürzungsverzeichnis

alIL	anterolaterales Insertionsligament
amIL	anteromediales Insertionsligament
APDL	engl. Ansys Parametric Design Language, Programmiersprache in der Software ANSYS
CT	Computertomographie; bildgebendes Verfahren
IGES	engl. Initial Graphics Exchange Specification; Dateiformat für computer-aided-design Programme
IL	Insertionsligament; hier: Ligament das den Meniskus auf dem Tibiaplateau knöchern verankert
MRT	Magnetresonanztomographie; bildgebendes Verfahren
NURBS	engl. non-uniform rational B-splines; mathematische definierte Kurven und Flächen zur Beschreibung in computer-aided-design Programmen
plIL	posterolaterales Insertionsligament
pmIL	posteromediales Insertionsligament

1 Einleitung

Im Kniegelenk wirken Kräfte in Höhe des mehrfachen Körpergewichts [68]. Die damit einhergehende hohe Beanspruchung des Gelenkknorpels wird durch den gesunden Meniskus reduziert. Degenerative Veränderungen des Knorpels im Kniegelenk infolge eines Verlusts der funktionellen Integrität der Menisken stellen ein großes klinisches Problem dar. Eine fortschreitende Degeneration des Gelenkknorpels sowie der Menisken führt beim Patienten langfristig zu chronischen Schmerzen und bedingt häufig eine chirurgische Intervention. In Deutschland wurden zwischen 1995 und 1996 etwa 350.000 arthroskopische Eingriffe am Kniegelenk vorgenommen, um Meniskusavulsionen zu rekonstruieren, partielle oder subtotale Resektionen vorzunehmen oder Meniskusrisse zu refixieren [65]. In der Klinik wird eine Schonung der peripheren Meniskusanteile bei der Meniskusteilresektion empfohlen [22, 54], da aus klinischen Beobachtungen ein direkter Zusammenhang zwischen Ausmaß der Meniskusteilresektion und der Arthroseprognose besteht [31].

Voraussetzung für die Funktion der Menisken sind die stark ausgeprägten tibialen Insertionsligamente, durch die die knöcherne Fixierung gewährleistet wird. Die Bedeutung der tibialen Insertionsligamente wird durch klinische Studien über eine deutliche Degeneration des artikulierenden Knorpels drei Monate nach Abriss eines tibialen Insertionsligaments verdeutlicht [93]. In verschiedenen *In-vitro*-Studien [3, 5, 24] konnte zudem gezeigt werden, dass künstliche Avulsionen bzw. Risse des posterioren medialen tibialen IL ähnlich einer totalen Meniskektomie zu einem Anstieg des tibiofemoralen Kontaktdruckes führen. Aufgrund klinischer Erfahrungen ist bekannt, dass Meniskektomien zu einem erhöhten Arthroserisiko führen.

Eine adäquate Refixierung der tibialen Insertionsligamente, die Wahl der Materialien bzw. die Umsetzung von Ersatzimplantaten sowie die Menge des mindestens zu erhaltenden Gewebes bei einer Teilresektion sind bedeutende Fragenstellungen in der Meniskusversorgung, die bis heute nicht zufriedenstellend gelöst werden konnten.

Um klinische Empfehlungen für die Meniskusteilresektion und die Fixierung zu ermöglichen sowie für die Konzeption von adäquaten, synthetischen Meniskusteilersatz, müssen die biomechanischen Anforderungen auf Grundlage des

gesunden Meniskus bekannt sein. Mit Hilfe eines Finite-Elemente-Modells können Aussagen über die Beanspruchung der tibialen Insertionsligamente sowie des Gelenkknorpels nach Teilresektionen getroffen werden, die eine Basis für die Entwicklung neuer klinischer Optionen in der Therapie darstellen könnten. Von besonderer Bedeutung ist bei der Entwicklung solcher Modelle die Beurteilung von Einflussfaktoren wie den Material- und geometrischen Eigenschaften der biologischen Strukturen, aber auch den numerischen Bedingungen.

1.1 Menisken

Das Kniegelenk ist eines der komplexesten Gelenke im menschlichen Körper [57], entsprechend den artikulierenden Komponenten wird zwischen Femorotibial- und Femoropatellargelenk unterschieden [157]. Die Menisken sind halbmondförmige fibrokartilaginäre Scheiben mit keilförmigem Querschnitt zwischen den Femurkondylen und dem Tibiaplateau und Teil des Femorotibialgelenks [33]. Innerhalb der Gelenkhöhle wird zwischen meniskotibialen und meniskofemoralen Anteilen unterschieden [157]. Nach einem kurzen Einblick in die Anatomie sowie die Zusammensetzung der Menisken werden im folgenden die wichtigsten Funktionen zusammengefasst.

Makroskopie

Im Kniegelenk wird zwischen medialem und lateralem Kompartiment und innerhalb der Kompartimente von anterior nach posterior in Vorderhorn, Pars Intermedia und Hinterhorn unterschieden. An den Enden der Menisken ist ein deutlicher Übergang in einen faserreichen Bereich erkennbar [34], der im folgenden als tibiales Insertionsligament (IL) [79, 85] bezeichnet wird. Über die tibialen IL werden die Menisken knöchern mit dem Tibiaplateau verankert (Abbildung 1). Das anteriore tibiale IL des medialen Meniskus (amIL) ist flach und fächerförmig und im Bereich der *Area intercondylaris* variabel 6 bis $8\,mm$ anterior der Insertion des vorderen Kreuzbandes lokalisiert [60, 64].

Posterior inseriert der mediale Meniskus im hinteren Bereich der *Fossa intercondylaris* zwischen der Insertion des lateralen Meniskus und der Insertion des hinteren Kreuzbandes, unmittelbar anterior der Kreuzbandinsertion [60, 64, 85].

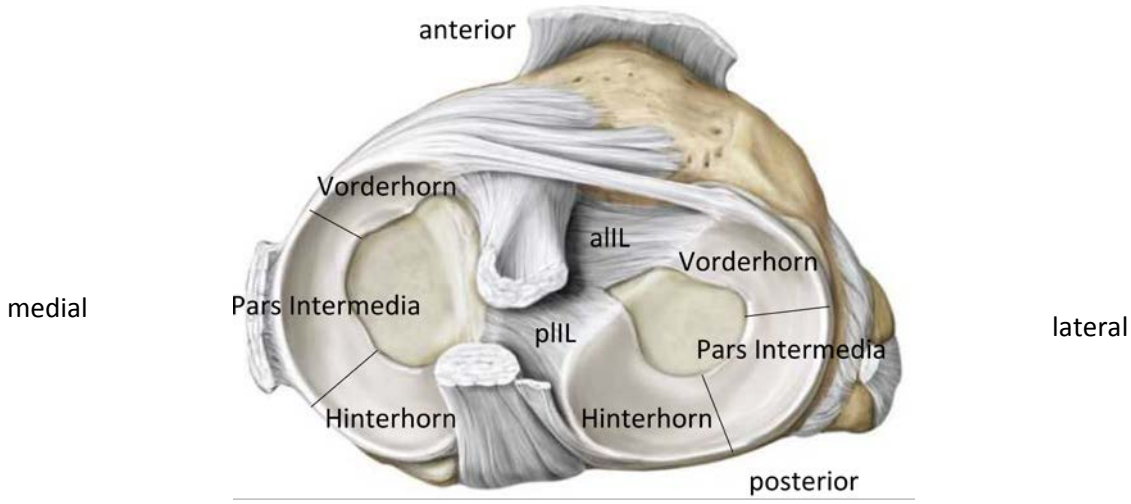


Abbildung 1: Draufsicht des Tibiaplateaus.
Tibiaplateau mit medialem und lateralem Meniskus einschließlich der tibialen Insertionsligamente der Menisken sowie der Kreuzbandinsertionen. (Abb. modifiziert nach [119]).

Die Insertionen des lateralen Meniskus sind im Bereich anterior bzw. posterior der *Eminentia intercondylaris* beschrieben und liegen deutlich näher beieinander (d~10 mm) als im medialen Kompartiment (Abbildung 2) [60, 72]. Das anteriore IL des lateralen Meniskus (alIL) inseriert dabei anterior des *Tuberculum intercondylare laterale*, seitlich der Insertion des vorderen Kreuzbandes [60]. Die Insertion des posterioren tibialen IL (plIL) wird als länglicher, schmaler Bereich vom lateralen zum medialen intercondylären Höcker beschrieben [64]. Form und Art der tibialen IL sowie der Insertionen sind stark von der Spezies abhängig [85].

Der periphere, konvexe ca. 7 mm hohe Rand des medialen Meniskus ist im Bereich der *Pars posterior* über den hinteren tiefen Anteil des medialen Kollateral-

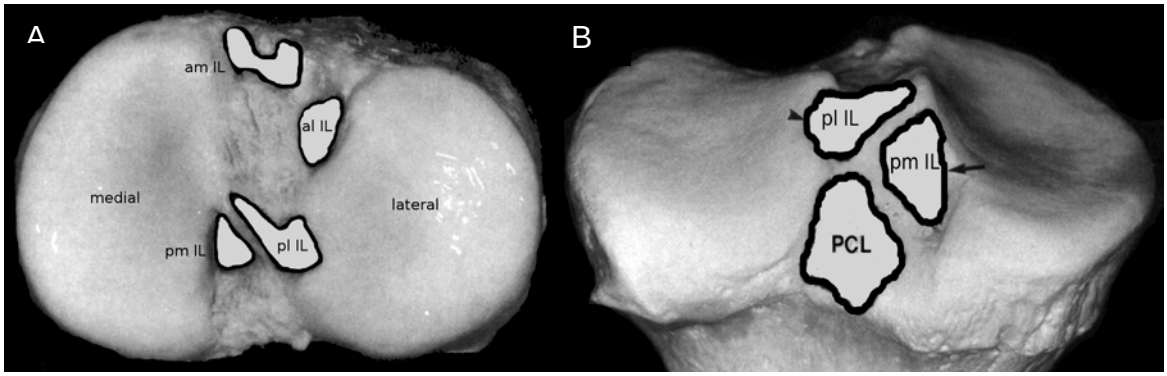


Abbildung 2: Darstellung der tibialen Meniskusinsertionen am humanen Kniegelenkspräparat.
A: Proximale Ansicht des Tibiaplateaus eines rechten Kniegelenkspräparats. B: Ansicht eines linken Kniegelenkspräparats von posterior mit Lokalisierung der Insertionen des hinteren Kreuzbandes (PCL) sowie der posterioren IL. (Abb. überarbeitet aus [64]).

ligaments sowie umlaufend mit der Gelenkkapsel verwachsen. Das koronare Ligament stellt eine direkte Verbindung des Meniskus zur Tibia dar [157]. Die in den Innenraum des Kniegelenks ragenden Ränder der Menisken sind freibeweglich. Die Vorderhörner der Menisken sind über das *Lig. transversum genus* miteinander verbunden [33]. Kohn und Moreno [64] bestimmten eine Prävalenz dieses Ligaments von 64%. Eine weitere Verbindung der Menisken zum Knochen stellen die meniskofemoralen Ligamente dar, sie verlaufen vom Hinterhorn (HH) des lateralen Meniskus zum interkondylären Bereich der medialen Femurkondyle [7]. Es wird zwischen einem anterior sowie einem posterior des hinteren Kreuzbandes verlaufenden Ligaments unterschieden, als Humphrey (*Lig. meniscofemorale anterius*) bzw. Wrisberg Ligament (*Lig. meniscofemorale posterius*) bezeichnet [85]. Für die Inzidenz der meniskofemoralen Ligamente wurde in $92\text{-}95\%$ der Fälle über mindestens eines der beiden meniskofemoralen Ligamente berichtet [43-44, 107] und in $32\text{-}64\%$ der Fälle über beide Ligamente [43-44, 67, 107]. *In vitro* [6] wurde gezeigt, dass die Entfernung der meniskofemoralen Ligamente einen signifikanten Anstieg ($+10\%$) des maximalen Druckes im lateralen Kompartiment zur Folge hat.

Der mediale Meniskus ist sichelförmig und weit geöffnet; mit einer anterior-posterior Ausdehnung von ca. $45\,mm$ [80, 140]. Die Breite variiert von anterior zwischen $4\text{-}7\,mm$ nach posterior zu $11\text{-}16\,mm$ [157]. In einer Anatomiestudie [64] wurde eine mittlere periphere Länge von $111\,mm$ (Bereich $75\text{-}134\,mm$) für beide Menisken einschließlich der tibialen IL ermittelt. Unter Last werden etwa $60\text{-}70\%$ [36, 152] und im unbelasteten Gelenk etwa 54% [72] der medialen Kontaktfläche durch den Meniskus bedeckt. Der laterale, kreisrunde Meniskus ist kleiner, anterior-posterior Ausdehnung $35\,mm$ [80], und beweglicher als der mediale Meniskus und bedeckt etwa $70\text{-}80\%$ der lateralen Kontaktfläche [72].

Morphologie, Vaskularisierung und Zusammensetzung

Histologisch besteht das Meniskusgewebe aus Fibrochondrozyten eingebettet in eine extrazelluläre Matrix. Die extrazelluläre Matrix stellt 80% des Meniskus dar, einen weiteren Hauptbestandteil bilden mit 78% des Trockengewichts die Kollagenfasern [58, 102]. Die extrazelluläre Matrix setzt sich aus fibrillären Strukturen, Proteoglykanen, Elastin und Wasser zusammen [142]. Wasser stellt

mit 70-75% die größte Komponente des Meniskusgwebes dar [102, 109, 142], wobei ein Anstieg des Wassergehalts auf bis zu 85% mit zunehmender Degeneration nachgewiesen wurde [53]. Über 90% der Kollagenfasern im Meniskus sind Kollagen-Typ-I Fasern [58].

Nur die peripheren, kapselnahen Bereiche der Menisken weisen eine Vaskularisierung auf [9, 25-26, 48]. Die Gefäße verlaufen vom perimeniskalen Plexus der Synovialis in das Gewebe [9]. Die inneren Bereiche der Menisken sind vollständig avaskulär und werden durch Diffusion ernährt [104]. Das Gewebe wird entsprechend des Grades der Vaskularisierung in drei Zonen unterteilt; das äußere Drittel wird als kapselnahe Zone mit „guter“ Vaskularisierung, das mittlere Drittel als Übergangszone und das innere Drittel als avaskuläre Zone bezeichnet [9, 83].

Rasterelektronenmikroskopisch wurde ein dreischichtiger Aufbau im Meniskusgewebe nachgewiesen (Abbildung 3) [103]. Den Hauptteil im Inneren des Meniskus stellen durchgängige, zu Bündeln zusammengefasste Kollagenfibrillen sowohl in der inneren als auch der äußeren Zirkumferenz dar. Diese werden von vereinzelten radialen Kollagenfasern aus der Peripherie durchwoben [103]. Die Kollagenfibrillen im Hauptteil des Meniskus sind ähnlich der Trabekelstruktur im Knochen entsprechend der Hauptbeanspruchung ausgerichtet [146]. Die radialen Fasern werden als Verbindungsfasern der zirkumferenten

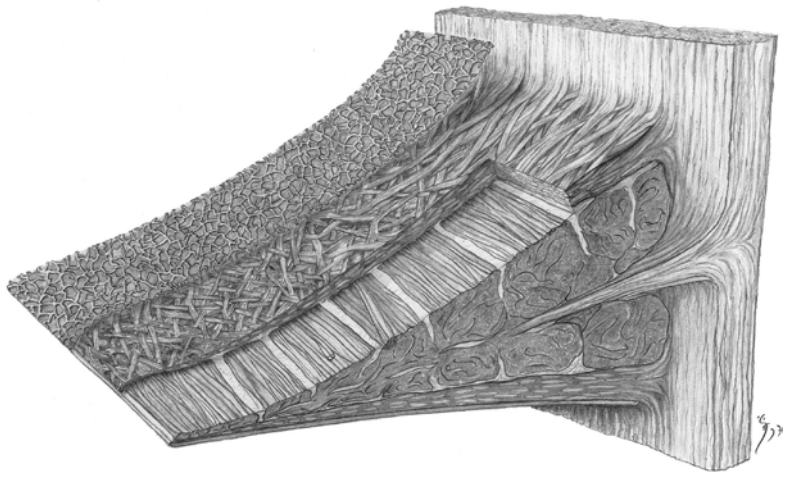


Abbildung 3: Kollagenfasernetzwerk im Meniskusquerschnitt.
Schematische Darstellung der drei unterschiedlichen Kollagenfaserschichten nach rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen von Petersen et al. (Abb. modifiziert aus [103]).

Faserbündel beschrieben [133], wodurch der Meniskus resistenter gegenüber Longitudinalrissen wird [21]. Skaggs et al. [133] beschrieben eine unterschiedlich starke Ausprägung der radialen Faseranteile von anterior nach posterior sowie eine Verjüngung der Fasern aus der Peripherie nach innen. Tibia- und femurseitig wird diese Schicht durch eine $150\text{-}200\ \mu m$ dicke lamellare Schicht begrenzt. Die Kollagenfibrillen sind in dieser Schicht zu $20\text{-}50\ \mu m$ dicken Bündeln zusammengefasst. Die Schichtdicke nimmt vom peripheren Rand zum inneren Rand bis auf $20\text{-}30\ \mu m$ ab. Die Meniskusoberfläche besteht aus einem $10\ \mu m$ dickem Fibrillennetzwerk mit einem Fibrillendurchmesser von $35\ nm$ [103].

Funktionen

Die Funktionen der Menisken umfassen die Lastübertragung, die Vergrößerung der Kontaktfläche durch Anpassung der inkongruenten Gelenkflächen von Femur und Tibia sowie die sekundäre Stabilisierung des Kniegelenks [83, 112].

Eine der wichtigsten Funktionen der Menisken ist die Lastübertragung sowie die Reduktion von Spannungskonzentrationen in den zentralen Bereichen der Kompartimente. Im lateralen Kompartiment werden etwa $60\text{-}70\%$ [24, 121], im medialen Kompartiment ca. 50% der Last über die Menisken übertragen [96, 121, 152]. Die Hinterhörner tragen etwa 50% der Last in Streckung und 85% bei einem Flexionswinkel von $90°$ [122]. Die Lokalisation des maximalen Kontaktdruckes innerhalb des Kniegelenks wurde in der Literatur unterschiedlich beschrieben. Chen et al. [24] beschrieben den Kontaktpunkt für Flexionswinkel zwischen $0°$ und $60°$ in den zentralen Bereichen des Kniegelenks, wohingegen in anderen Studien eine Verlagerung nach posterior mit zunehmenden Flexionswinkel beschrieben wurde.

Die Faserarchitektur sowie Form und Lage der Menisken stellen für die Lastübertragungsfunktion die Grundlage dar. Die Lastübertragung wird in der Literatur [21, 66, 83, 85, 136, 157] aufgrund der Makro- und Mikrostruktur der Menisken, wie folgt beschrieben; durch die Belastung des Kniegelenks werden die Menisken komprimiert, die resultierende Last wirkt dabei senkrecht auf der Meniskusoberfläche. Die wirkende Kraft kann in eine normale und eine radiale Komponente vektoriell zerlegt werden. Durch die radiale Komponente werden die Menisken in periphere Richtung gedrückt, eine Extrusion wird durch die tibialen IL verhindert. Durch diesen Mechanismus entstehen peripher in Umfangsrichtung

hohe Zugspannungen. Da kartilaginäre Strukturen nur gering zugbelastbar sind, werden die Zugbeanspruchungen von den zirkumferent verlaufenden Kollagenfasern aufgenommen, die über die tibialen IL auf die knöchernen Insertionen übertragen werden. Die Matrix wird dabei auf Druck beansprucht.
Durch Form und Beweglichkeit der Menisken wird die knöcherne Inkongruenz zwischen den Femurkondylen und dem Tibiaplateau in jeder Flexionsstellung ausgeglichen [145]. Die Menisken bewegen sich bei Flexion entsprechend des Roll-Gleit-Mechanismus zum Erhalt der Kongruenz nach dorsal und folgen ebenso einer Rotationsbewegung, wobei der laterale Meniskus größere Bewegungen als der mediale Meniskus vollführt und die Vorderhörner stärkeren Translationen unterliegen als die Hinterhörner [150]. Bei der Flexion bewirkt die Rollkomponente medial eine Verlagerung um etwa $5\,mm$, wohingegen der laterale Meniskus bei der Flexion um ca. $11\,mm$ verlagert wird [145]. Für die anterioren Aspekte der Menisken wurden gegenüber den posterioren signifikant größere Translationen ermittelt [150]. Ferner wurde ein Verschieben der Vorderhörner über das Tibiaplateau hinaus unter Extension sowie früher Flexion beobachtet [145, 150]. Durch das Zusammenwirken der verschiedenen Mechanismen wird die Beanspruchung des tibialen Gelenkknorpels reduziert und die Bedeutung der Menisken für das Kniegelenk verdeutlicht.

Mechanische Eigenschaften des Meniskusgewebes und der tibialen IL

Meniskusgewebe weist ein anisotropes und viskoelastisches Materialverhalten auf [87]. Das Gewebe wird vereinfacht als biphasisches Material, bestehend aus einer Festkörpermatrix und einer interstitiellen Flüssigkeit oder als multiphasisch mit im Wasser gelösten Elektrolyten und Ladungen in der Festkörperphase beschrieben [87]. Die Festkörperphase bewirkt bei Belastung eine elastische Antwort; die fluide Phase bewirkt aufgrund von Flüssigkeitsverschiebungen viskoelastische Eigenschaften [83]. Auch die soliden Struktur ist viskoelastisch, aufgrund des hohen Wasseranteils (70%) ist dieser Anteil an den viskoelastischen Eigenschaften des Meniskus jedoch vernachlässigbar.
Charakteristische Kraft-Verformungs-Kurven von Meniskusgewebeproben werden in drei Bereiche unterschieden; im progressiven Bereich werden die wellenförmigen Kollagenfasern unter Last parallel ausgerichtet, unter weiterer Belastung folgt ein linearer Bereich, in dem die parallelen Kollagenfasern gelängt

werden. Bei anschließender Laststeigerung kann ein Versagen einzelner Kollagenfasern durch unregelmäßige Lastabfälle beobachtet werden - degressiver Bereich, schließlich wird eine plastische Verformung eingeleitet und das vollständige Probenversagen tritt ein [83].

Die Materialeigenschaften des Meniskusgewebes sind abhängig von der Lokalisation der untersuchten Probe und der Belastungsrichtung in Relation zum Faserverlauf, wie in verschiedenen *In-vitro*-Studien [21, 34, 70, 109, 133, 147, 155] gezeigt wurde, in denen vor allem das elastische nichtlineare Spannungs-Dehnungs-Verhalten untersucht wurde. Für Proben des Meniskusgewebes mit zirkumferenter Probenausrichtung parallel zur Vorzugsfaserrichtung im Gewebe wurden in diesen Studien deutlich höhere lineare Elastizitätsmoduln [21, 70, 109, 147, 155] bestimmt als für Proben mit radialer Ausrichtung [109, 133] (Tabelle 1). Für Proben aus den Deckschichten der Menisken wurde ein isotropes Verhalten unter Zugbelastung gefunden [109, 155]. In einer kritischen Betrachtung der Probengewinnung konnten Lechner et al. [70] eine signifikante Abnahme des Elastizitätsmodul mit zunehmender Probendicke finden, wodurch Unterschiede zwischen den verschiedenen Literaturstellen erklärt werden können.

Tabelle 1: Elastizitätsmoduln in MPa für Meniskusgewebe in Abhängigkeit von der Lokalisation sowie der Ausrichtung in Relation zum Faserverlauf. Die angegebenen Werte wurden in In-vitro-Studien bestimmt; alle Werte wurden der Literatur entnommen.

Literatur	Spezies	Hauptteil		Deckschichten	
		radial	zirkumferent	radial	zirkumferent
Bullough 1970 [21]	human		170		
Lechner et al. 2000 [70]	human		50-120		
Tissakht u Ahmed 1995 [147]	human	6	80 lateral 110 medial		
Fithian et al. 1990 [34]	human		227 lateral 121 medial		
Proctor et al. 1989 [109]	bovin	2,8±1,2	198,4±87,5	71,4±41,6	48,3±29,2
Skaggs et al.1994 [133]	bovin	40-70			

Bei Kompression einer Meniskusprobe wird die interstitielle Flüssigkeit extrudiert, wobei die Extrusionsgeschwindigkeit durch die Permeabilität des Meniskusgewebes und die Viskosität des Fluids bestimmt wird [83]. Meniskus-gewebe zeigt charakteristische viskoelastische Eigenschaften wie Kriechen und

Relaxation auf. Gleichgewichtsmoduln (engl. aggregate modulus) zwischen $0{,}12$ und $0{,}51\,MPa$ wurden in *In-vitro*-Versuchen [109, 144] in Abhängigkeit von der Lokalisierung für unterschiedliche Spezies bestimmt. In den Deckschichten konnten Proctor et al. [109] keine Abhängigkeit des Gleichgewichtsmoduls von der Probenlokalisation nachweisen. Für humane Meniskusproben wurden Permeabilitäten von $1{,}8x10-15\,m4/Ns$ bzw. $2{,}0x10-15\,m4/Ns$ bestimmt [61, 143].

Messner et al. [85] schlussfolgerten aus den in verschiedenen *In-vitro*-Versuchen an den tibialen IL von Kaninchenmenisken bestimmten Zugfestigkeiten auf eine höhere Zugbeanspruchung der tibialen IL *in vivo* im lateralen Gelenkkompartiment als im medialen sowie eine höhere Beanspruchung der anterioren tibialen IL gegenüber den posterioren tibialen IL. Diese Ergebnisse werden durch weitere Untersuchungen [17, 42] sowie verschiedenen Studien von Haut Donahue und Mitarbeitern [28, 47, 151] bestätigt, die den Aufbau und die mechanischen Eigenschaften der tibialen IL unter verschiedenen Gesichtspunkten untersuchten. Für die humanen tibialen IL des lateralen Kompartiments wurden höhere Elastizitätsmoduln als für die des medialen Kompartiments bestimmt, ferner wurden anterior höhere Elastizitätsmoduln als für die posterioren tibialen IL bestimmt [28]. Innerhalb der tibialen IL wurde eine Abnahme der Elastizitätsmoduln von innen nach außen für humane Präparate nachgewiesen [28]. Für die vier humanen tibialen IL wurden die folgenden linearen Elastizitätsmoduln bestimmt: $E(alIL) = 166 \pm 113\,MPa$, $E(plIL) = 90 \pm 54\,MPa$, $E(amIL) = 88 \pm 75\,MPa$ sowie $E(pmIL) = 75 \pm 113\,MPa$ [28]. In einer weiteren Studie wurden mittlere lineare Elastizitätsmoduln für die anterioren und posterioren tibialen IL von $169 \pm 130\,MPa$ bzw. $91 \pm 65\,MPa$ ermittelt. In dieser Studie [47] wurden Versagenslasten von $F_{\text{Bruch}} = 501 \pm 232{,}5\,N$ bestimmt. In einer aufbauenden Studie [1] wurde das Verhalten der tibialen IL unter Zugbeanspruchung in transversaler Richtung untersucht und signifikant höhere Moduln für das pmIL gefunden. Die Autoren [1] schlussfolgerten, dass das pmIL im Gegensatz zu den übrigen tibialen IL *in vivo* auch auf Druck beansprucht wird [17]. Stärke et al. [137] konnten Belastungen zwischen 55 und $68\,N$ unter einer axialen Kompression von $480\,N$ in den anterioren tibialen IL in porcinen Gelenken *in vitro* bestimmen. Angaben über die Belastung aller vier tibialen IL im humanen Kniegelenk fehlen bisher.

Meniskuspathologien und Behandlungsoptionen

Laut Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Traumatologie [91] ist eine Meniskusläsion eine Kontinuitätsunterbrechung von Meniskusgewebe, eine Degeneration von Meniskusgewebe oder eine Kombination von beiden, wobei verschiedenen Lebensaltern typische Läsionen zugeordnet werden können.
Bezüglich der Ätiologie wird zwischen degenerativen und traumatischen Meniskusläsionen unterschieden [89, 156]. Degenerative oder chronische Läsionen sind Folge einer vorzeitigen Alterung des Meniskusgewebes, wiederholter Mikrotraumata, einer Achsfehlstellung des Beines oder einer Kombination dieser Faktoren [57, 134]. Bei degenerativen Schädigungen sind zumeist komplexe Rissformen sowie Horizontalrisse vorwiegend im Hinterhorn zu finden [81, 89]. Traumatische Meniskusverletzungen sind in der Regel die Folge von Rotationen bei flektiertem Kniegelenk (Außen- und Innenrotation) und fixierter Tibia, wie sie z.B. beim Fußball spielen oder beim Ski fahren vorkommen und treten häufig in Kombination mit einer vorderen Kreuzbandruptur auf, in 56% der Fälle ist hier das laterale Kompartiment betroffen [89, 134]. Grundsätzlich wird der stärker fixierte mediale Meniskus aufgrund seiner geringeren Beweglichkeit weitaus häufiger verletzt als der laterale Meniskus [120]. Traumatisch bedingte Läsionen treten in der Regel kapselnah in Form von Meniskuslängsrissen oder als Radiärrisse auf [156].
Weitere typische Rissformen sind periphere Längsrisse und Lappenrisse [92, 106]. Radiärrisse führen zu einer stärkeren Beeinflussung der Meniskusfunktion als Longitudinalrisse, da die zirkumferenten Kollagenfaserbündel und somit die Lastübertragungsfunktion gestört wird [79, 81, 142], zudem werden Längsrisse durch die Funktionsweise des Meniskus unter Belastung stabilisiert [12, 136]. Durch die Lokalisierung der Läsion sowie die Gelenkstabilität wird die Behandlungsoption bestimmt. Risse im vaskularisierten Bereich können nach Primärnaht in 80-90% der Fälle heilen [57], Läsionen in der avaskulären Zone sind irreparabel und indizieren i.d.R. eine partielle Meniskektomie [134].
Grundsätzlich stehen für die Behandlung von Meniskusrissen zwei Möglichkeiten zur Verfügung, die Resektion sowie die Refixierung bzw. Resektion des geschädigten Meniskusgewebes. Partielle Meniskektomien werden als Standardversorgungen nach Meniskusläsionen angesehen.

Für die Refixation eignen sich insbesondere Längsrisse im durchbluteten, kapselnahen Bereich (rot-rot-Zone). Zu den nicht-refixierbaren Rissen zählen Radiärrisse, Horizontalrisse sowie Lappenrisse [63]. Bei der Meniskusresektion wird zwischen partieller, subtotaler und totaler Meniskekomie unterschieden [156]. Im Fokus arthroskopischer Resektionen nach Meniskusläsion sollte in jedem Fall der Erhalt der funktionellen Integrität stehen. Bereits 1948 beschrieb Fairbank [32] die radiologisch sichtbaren Langzeitfolgen von totalen Meniskektomien für das Kniegelenk mit Osteophytenbildung und Gelenkspaltverschmälerung. Aus *In-vitro*-Studien [5, 10, 24] ist bekannt, dass eine totale Meniskektomie zu einer Abnahme der Kontaktfläche und folglich zu einer Kontaktdruckzunahme führt. Es wird angenommen, dass der erhöhte Kontaktdruck zu einer Überbeanspruchung des Gelenkknorpels führt, die zu biochemischen und biomechanischen Veränderung führt und schließlich zu einer Gonarthrose [69, 141]. Nach partieller oder totaler Meniskektomie wurden in 48% der Fälle im operierten Kniegelenk und in 27% der Fälle im kontralateralen Kniegelenk radiologische Anzeichen für eine Osteoarthrose 15 bis 20 Jahre post-operativ gefunden. Stein et al. [139] konnten bereits mittelfristig minimale degenerative Veränderungen nach partieller Resektion finden, langfristig wurde eine signifikante Zunahme bei 60% der Patienten im radiologischen Befund nachgewiesen. Ein direkter Zusammenhang zwischen Umfang der Meniskusresektion und Arthrosewahrscheinlichkeit ist wahrscheinlich [10, 13, 22, 31]. Eine Schonung des peripheren Randes ist für die Funktion des Meniskus nach Teilresektion für eine günstige Langzeitprognose bedeutsam [22, 54].

Für den Meniskusteil- sowie -totalersatz stehen neben dem allogenen Meniskustransplantat [74, 82] künstliche Teilersatzimplantate [114] zur Verfügung [85]. *In vitro* konnte gezeigt werden, dass die Allograft-Transplantation eine Verbesserung der Biomechanik im Vergleich zur totalen Meniskektomie darstellt, der intakte Zustand jedoch nicht wiederhergestellt werden konnte [4, 94]. Ähnliche Resultate wurden nach Autograft-Transplantation mit knöcherner Fixierung beschrieben [3, 24, 27]. Eine besondere Herausforderung bei der Allograft-Transplantation stellt die Fixierung des Transplantats dar [74], verschiedene Techniken wie Nähte, Knochenbrücken oder Knochenstifte [74, 113] werden in der Klinik eingesetzt und wurden *in vitro* getestet [3]. Eine inadäquate oder fehlende knöcherne Refixierung der tibialen IL bei allogenen bzw. autologen Meniskusersatz führte *in vitro* zu einer

Veränderung im Druckprofil und damit in der Lastübertragung im Kniegelenk [3, 24, 126, 138].

Für den künstlichen Meniskusteilersatz steht aktuell ein Implantat für den klinischen Einsatz zur Verfügung; das Actifit Implantat aus Polyurethan-Polycaprolakton [134]. Das Meniskus-Scaffold wird intraoperativ an die Defektgröße angepasst und am intakten Meniskusrand vernäht. Für die Implantation müssen mindestens 20% des Meniskus sowie eine intakte Meniskusaufhängung vorhanden sein. In einer klinischen Studie [115] konnte die Gewebeneubildung eines meniskusähnlichen Gewebes mit ädaquaten biomechanischen Eigenschaften bei Patienten mit chronischen Meniskusläsionen gezeigt werden. 10 Jahre nach Implantation konnten für ein anderen Teilersatz deutlich bessere klinische Ergebnisse als nach partieller Meniskektomie gefunden werden [164].

Für die Refixation von Meniskusrissen stehen verschiedene Nahttechniken (Horizontalnaht, Vertikalnaht) sowie intraartikuläre Implantate (Pfeilsysteme, Fast-Fix®-System) zur Verfügung [134].

1.2 Modellrechnungen in der Biomechanik

Die Biomechanik wird als Teilgebiet der Mechanik angesehen. Gegenstand der Bio-mechanik ist es Kräfte und deren Auswirkungen in biologischen Systemen zu untersuchen. Um Erkenntnisse über die Auswirkungen mechanischer Einflüsse auf den Haltungs- und Bewegungsapparat zu gewinnen, stehen verschiedene Methoden zur Verfügung. Eine Herausforderung stellt dabei immer die Vereinbarkeit von *In-vitro*- bzw. *In-silico*-Bedingungen und den *In-vivo*-Bedingungen dar. Akzeptierte Methoden sind: die Durchführung von *In-vitro*-Untersuchungen an humanen oder Tierpräparaten, die Untersuchung von Eigenschaften auf Zellebene in Zellkulturen, in beschränktem Maße *In-vivo*-Experimente und die Durchführung biomechanischer Modellrechnungen [20]. Voraussetzung für die Durchführung biomechanischer Modellrechnungen ist das Treffen von Vereinfachungen und Annahmen [20] bezüglich des zu untersuchenden Systems unter Berücksichtigung der Zielstellung. Mit Hilfe solcher mechanischen Modelle können Belastungen und Beanspruchungen in Geweben unter bestimmten Zuständen untersucht werden.

Die Finite-Elemente-Methode ist ein Diskretisierungs- und Näherungsverfahren zur Lösung von Feldproblemen. Der Grundgedanke der Finite-Elemente-Methode

ist die Zerlegung (Diskretisierung) eines beliebigen Körpers in kleine analytisch lösbare Gebiete, die Elemente, und die Einführung von Ansatzfunktionen in den Knoten dieser Elemente. Die Lösung einer Finite-Elemente-Simulation stellt immer eine approximierte Lösung dar, da die zu lösenden Differentialgleichungen (DGL) des Problems in der schwachen Form (integrativ) gelöst werden. Grundprinzip ist die Lösung eines Gleichungssystem für das Gleichgewicht, wobei gilt: $\underline{K}\ \underline{u}=\underline{F}$ ($\underline{K}$-Steifigkeitsmatrix, $\underline{u}$-Verschiebungsvektor, $\underline{F}$-Lastvektor). Aus den Knotenverschiebungskomponenten ui können die Knotenkräfte, Elementdehnungen und Spannungen in jedem Element bestimmt werden. Die Struktursteifigkeitsmatrix eines Systems wird aus den Elementsteifigkeitsmatrizen zusammengesetzt.

Ein Kontakt stellt in der Finite-Elemente-Methode eine nichtlineare Randbedingung dar (Änderung der geometrischen Randbedingungen mit zunehmender Belastung). Unter Kontakt wird in der vorliegenden Arbeit die gegenseitige Deformation zweier Körper nach der Berührung verstanden. Die Berührungszone ist dabei vorher nicht bekannt [117]. Unter Kontakt wird weiter eine einseitige Bindung von Körpern verstanden, wobei diese einander nicht durchdringen dürfen, sich jedoch von einander lösen können. Bei der Kontaktmodellierung wird der Kontakt durch spezielle Elemente modelliert, die die Kontaktgeometrie beschreiben und die Kontaktkräfte auf die zugehörigen Knoten aufbringen [117]. Das kinematische Durchdringungsverbot wird durch die Abstandsfunktion $g \geq 0$ (Ungleichheitsnebenbedingung) ausgedrückt. Während eines Kontakts können nur Druckkräfte übertragen werden, es gilt ein Adhäsionsverbot $t_n \leq 0$. Das Durchdringungsverbot sowie das Adhäsionsverbot können zur Kuhn-Tucker-Komplementaritätsbedingung kombiniert werden. In der Kontaktmechanik werden diese als Hertz-Signorini-Moreau-Bedingungen bezeichnet. Es gilt: $g \geq 0,\ t_n \leq 0,\ gt_n = 0$. Wegen der Kontaktbedingungen wird das Prinzip der virtuellen Verschiebungen zu einer Ungleichung. Die Ungleichung resultiert aus dem Durchdringungsverbot, lässt man nun kleine Durchdringungen zu, kann diese Bedingung aufgehoben werden. Die unilateralen Bindungen können dann durch bilaterale Bindungen ersetzt werden. Diese Bindungen werden als Zwangsbedingungen ('constraint enforcement methods') in das Gleichungssystem eingeführt. Bei der Kontaktformulierung wird zwischen einem harten Kontakt und einem weichen Kontakt unterschieden, wobei wie beim harten

Kontakt die Kontaktbedingung $g \geq 0$ exakt erfüllt (Lagrange Verfahren) wird und beim weichen Kontakt kleine Durchdringungen möglich sind (Penalty-Verfahren, Augmented Lagrange). Im Kontaktfall ist neben dem Spannungsrand und dem Verschiebungsrand noch der Kontaktrand einzuführen.

Finite-Elemente-Modelle des Kniegelenks

Finite-Elemente-Modelle des Kniegelenks wurden unter den verschiedensten klinischen Gesichtspunkten entwickelt: Untersuchung der Auswirkungen von partiellen Resektionen des Meniskus sowie totalen Meniskektomien und des Einflusses einer Größenänderung des Meniskus (Allograft-Transplantation) auf die Biomechanik des Kniegelenks [15, 96, 98, 131, 148, 165], Untersuchung der Effekte von Kreuzbandinstabilitäten [161] auf den Meniskus oder das tibiofemorale Gelenk, Untersuchung der Beanspruchung des patellofemoralen Gelenks [18-19] sowie der Ligamente [39, 56, 75, 111, 153] unter verschiedenen Belastungen, Entwicklung und Beanspruchung von Knietotalendoprothesen [11, 41, 45] oder Patellarersatz [35]. Entsprechend der Vielfalt der untersuchten Aspekte wurden in der Literatur, Finite-Elemente-Modelle mit verschiedenen Schwerpunkten in der Modellierung beschrieben.
Im Folgenden wird ein Einblick in die verschiedenen Modellierungsansätze für die Menisken sowie für die tibialen IL und die bedeutendsten Finite-Elemente-Modelle des Kniegelenks mit Schwerpunkt auf den Menisken gegeben werden.

Meniskusbeschreibung und Gelenkknorpelbeschreibung

In Finite-Elemente-Untersuchungen zur Biomechanik des Meniskus wurde das Gewebe häufig mit einem isotropen, linear elastischen Materialverhalten beschrieben [96, 98]. Haut Donahue et al. [50] zeigten jedoch, dass die Annahme einer transversalen Isotropie mit linear elastischen Eigenschaften unverzichtbar ist, um das biomechanische Verhalten des Kniegelenks wiederzugeben. In nachfolgenden Finite-Elemente-Studien [46, 161, 165] des Kniegelenks wurden die anisotropen Eigenschaften der Menisken dementsprechend oft als homogen, transversal isotrop und linear elastisches Materialverhalten berücksichtigt.
In umfangreicheren Modellierungsansätzen [15, 101, 130] wurde der Meniskus als Verbundwerkstoff aus einer Grundsubstanz mit eingebetteten Kollagenfasern dargestellt. Shirazi et al. beschrieben die komplexe Matrix des Meniskus [130-131]

als Verbund einer nicht-porösen Festkörpermatrix, der Grundsubstanz, sowie nichtlinearen Kollagenfasern, die durch Membranelemente mit quadratischen Verschiebungsansätzen beschrieben wurden. Das nichtlineare Spannungs-Dehnungs-Verhalten der Kollagenfasern wurde mit Daten von Haut und Little 1972 [52] beschrieben. Die nichtlinearen Steifigkeitseigenschaften der Kollagenfasern wurden in Membranelemente implementiert. Unterschiedliche Kollagenfaseranteile innerhalb des Meniskus wurden über die Dicke der Membranelemente gesteuert. In diesem Modell wurden die zirkumferenten sowie die radialen Kollagenfasern berücksichtigt. Desweiteren wurde zwischen dem Hauptteil mit Vorzugsrichtung und den Deckschichten mit ungeordneter Faserstruktur unterschieden. Zur Beschreibung der Grundsubstanz wurde ein kompressibles Materialverhalten mit $v = 0{,}45$ und einem linearen Elastizitätsmodul von $12\ MPa$ verwendet [131]. Eine weitere Möglichkeit zur Modellierung des Meniskus unter Berücksichtigung des anisotropen, nichtlinearen Materialverhaltens als Verbundwerkstoff wurde zuerst 1995 von Bendjaballah et al. [15] beschrieben, die die zirkumferenten und radialen Kollagenfaserbündel mit Stabelementen modellierten. Zur Materialbeschreibung wurden hypoelastische konstitutive Beziehungen verwendet. Für die Beschreibung der Kollagenfasern wurde das nichtlineare Verhalten von Kollagen-Typ-I-Fasern aus der Bandscheibe angenommen [15]. In beiden zuvor beschriebenen Modellen wurden die Volumenanteile basierend auf den in der Literatur beschriebenen Ergebnissen aus Zugversuchen an Meniskusgwebe bestimmt [15, 131]. Ein linear elastisches Verhalten zur Beschreibung der Kollagenfasern wurde von Penrose et al. [101] verwendet, dabei wurde zwischen Zugbelastung ($E = 1200\ MPa$) und Druckbelastung ($E = 10\ MPa$) unterschieden. In diesem Modell wurde ein Gesamtfaseranteil von 15% angenommen und im Gegensatz zu den zuvor beschriebenen Studien wurden nur die zirkumferenten Kollagenfasern berücksichtigt [101].

Nur in wenigen Studien wurde der Mehrphasen-Aufbau der Menisken berücksichtigt [73, 135]. In diesen Studien [73, 135, 148] wurde der Meniskus z.B. mit einem linearen transversal isotropen Zweiphasenmodell (Gemisch aus einem Fuid und einer soliden Matrix) in einer stark simplifizierten Geometrie (z.B. axialsymmetrische toroidale Geometrie mit keilförmigen Querschnitt) beschrieben.

Der Gelenkknorpel wurde in den meisten Studien als einphasig und homogen mit isotropen, linear elastischen Materialverhalten angenommen [49, 96, 101, 161, 165]. Für das lineare Elastizitätsmodul wurden in den verschiedenen Modellen Werte zwischen 5 und $15\,MPa$ [15, 46, 49, 96, 98, 101] und für die Querkontraktionszahl zwischen $0{,}45$ und $0{,}475$ [15, 49] verwendet. Eine komplexere Modellierung des Gelenkknorpels wurde in den Studien von Shirazi und Mitarbeitern [128-132] beschrieben. Der Gelenkknorpel wurde in diesen Arbeiten als kompositäres Modell mit unterschiedlicher Faserausrichtung und Eigenschaften in verschiedenen Schichten modelliert.

Die Bedeutung der Materialbeschreibung des Gelenkknorpels sowie der Menisken auf den maximalen Kontaktdruck im tibiofemoralen Kontaktbereich konnte in verschiedenen Studien [50, 97, 160] gezeigt werden. Eine Variation des linearen Elastizitätsmoduls für den Gelenkknorpel zwischen 5 und $15\,MPa$ führte zu einem Anstieg im maximalen Kontaktdruck um 7% [97]. Die Reduzierung des Elastizitäts-moduls des Meniskusgewebes um 66% bzw. Erhöhung um 100% ausgehend von $E = 59\,MPa$ [96, 98] führte in derselben Studie [97] zu einer Änderung im maximalen Kontaktdruck um 13 bzw. 56%. Die Erhöhung der Querkontraktionszahl von $0{,}3$ auf $0{,}46$ bzw. von $0{,}4$ auf $0{,}49$ führte in beiden Fällen ebenfalls zu einer Erhöhung des maximalen Kontaktdruckes um 10% [97].

Durch diese Studien wird die Bedeutung der gewählten Materialparameter auf die Resultate verdeutlicht und zugleich die Bedeutung einer kritischen Betrachtung der Ergebnisse einer Finite-Elemente-Studie bei der klinischen Interpretation unterstrichen. Die Ergebnisse von Modellrechnungen müssen folglich immer in Sensitivitätsanalysen geprüft werden.

Beschreibung der tibialen Insertionsligamente

Die große Bedeutung der tibialen IL für das Kontaktverhalten sowie die Kniegelenkskinematik wurde in Sensitivitätsstudien am Kniegelenksmodell [50, 160] bestätigt, trotzdem wurden die tibialen IL sowie die peripheren Fixierungen des medialen Meniskus häufig nicht oder stark simplifiziert mit rigiden Verbin-dungselementen modelliert [14-16, 95-96]. In verschiedenen Finite-Elemente-Modellen [46, 49, 161, 165] wurden die Fixierungen mit Federelementen beschrieben. Die zur Materialbeschreibung verwendeten linearen Steifigkeiten wurden auf der Grundlage von Annahmen bzw. Messungen aus MRT-Aufnahmen

sowie anschließender Adaption an das vorhandene Meniskusmodell zur Länge sowie der Querschnittsfläche [50, 161] aus den Elastizitätsmoduln der Kollateralligamente oder der Kreuzbänder [50] bestimmt. Yao et al. [161] gaben für die Querschnittsflächen der tibialen IL des medialen Meniskus in ihrem Finite-Element-Modell $A(amIL) = 17{,}8\,mm^2$ sowie $A(pmIL) = 19{,}1\,mm^2$ und für die Längen $10{,}5\,mm$ bzw. $6{,}7\,mm$ an, wobei für beide ein lineares Elastizitätsmodul von $600\,MPa$ angenommen wurde. In dieser Studie wurde im Initialzustand von einer Vordehnung von 5% ausgegangen. In anderen Studien [49-50] wurden deutlich abweichende Material- und Geometrieeigenschaften ($E = 111\,MPa, A = 50\,mm^2 \rightarrow k = 2000\,N/mm$) angenommen. In einer Parameteranalyse [50] wurde durch Reduktion der Struktursteifigkeit auf $50\ N/mm$ der maximale Kontaktdruck um 56% erhöht, dies entsprach einer Erhöhung des Fehlers gegenüber den experimentell bestimmten maximalen Kontaktdruck für $k = 2000\,N/mm$ um 55%. Nur Shirazi und Shirazi-Adl [131] beschrieben die tibialen IL als solide Strukturen mit einem konstanten Faseranteil mit richtungsabhängigen Steifigkeiten, indem die Enden der Menisken bis zur knöchernen Fixierung verlängert wurden.

Beschreibung der knöchernen Strukturen

In Finite-Elemente-Modellen des Kniegelenks, in denen das Augenmerk auf der Beanspruchung der Menisken lag, wurde auf eine Berücksichtigung der Patella sowie Patellarsehne und der Fibula häufig verzichtet [131, 160-161].

Haut Donahue et al. [49] zeigten, dass der Einfluss auf Kontaktparameter im tibiofemoralen Gelenk durch eine Unterscheidung in spongiöse und kortikale Anteile innerhalb des Femur und der Tibia und eine Betrachtung beider Strukturen als Starrkörper kleiner 2% ist. In dieser Studie wurden Femur und Tibia sowohl homogen, linear elastisch und orthotrop als auch als Starrkörper beschrieben.

Randbedingungen

Auf eine Beschreibung der komplexen Kinematik des Kniegelenks wurde häufig verzichtet. In den meisten Finite-Elemente-Studien wurden fixierte Gelenkstellungen unter verschiedenen Axiallasten [49, 96, 130] und/ oder anterior-posterior Lasten durchgeführt [16, 96, 131, 161]. Für die Belastung des Kniegelenkmodells wurden Axiallasten zwischen 600 und $3600\,N$ verwendet [46, 49-50, 95-96, 130]. Ergänzend wurden zusätzliche Belastungen wie eine anterior-

posterior wirkende Kraft ($45 - 134\ N; 200\ N$) [97, 131] oder ein Varus-Valgus Moment ($10\ Nm$) [97] auf das Femur- oder Tibiamodell aufgebracht. Die Freiheitsgrade eines der beiden simulierten Knochen wurden zumeist vollständig fixiert, während für den jeweiligen anderen mindestens die Flexion-Extension-Bewegung [49, 51] und eine weitere Rotation (Innen-Außenrotation oder Varus-Valgus) [15, 96] fixiert wurden. Es wurde gezeigt, dass die Fixierung eines weiteren Rotationsfreiheitsgrades zu einer Verlagerung der Lastübertragung zwischen dem medialen und lateralen Kompartiment [49] oder zu einer Versteifung des Systems (Innen-Außenrotation fixiert) [130] führt.

Komplexere Randbedingungen wurden u.a. durch Papaioannou et al. [95] beschrieben, die die Kinematik der verschiedenen Komponenten des Kniegelenks in magnetresonanz- sowie computertomographischen Aufnahmen *in vitro* z.B. mittels Tantalum-Kugelmarkern aufzeichneten und auf das Modell applizierten. Das dreidimensionale Verschiebungsfeld der Tantulum-Marker der proximalen Tibia wurde verwendet, um die translatorischen und rotatorischen Freiheitsgrade der Tibia zu beschreiben, wobei das Femur unverschieblich gelagert wurde [95]. Yao et al. [161] bestimmten unter der Annahme von Festkörperbewegungen der knöchernen Komponenten die translatorischen und rotatorischen Freiheitsgrade im geometrischen Schwerpunkt von Femur und Tibia unter definierten anterior-posterior Lasten für einen Flexionswinkel des Kniegelenks von $30°$ *in vitro* und applizierten diese als kinematische Randbedingungen auf das Modell.

Modellierung von partiellen Meniskektomien

In verschiedenen Studien [96, 99, 131, 165] wurden partielle Meniskektomien im medialen und/ oder lateralen Meniskus simuliert, um die Auswirkung auf den tibiofemoralen Kontaktdruck zu untersuchen. Zielinska und Haut Donahue [165] simulierten Resektionen sowohl im Vorderhorn als auch im Hinterhorn und in den zentralen Bereichen des medialen Meniskus und untersuchten die Auswirkungen auf den Kontaktdruck sowie die Kontaktfläche sowohl im medialen als auch im lateralen Kompartiment. Partielle Meniskektomien im lateralen Meniskus, die typischerweise nach Längsrissen durchgeführt werden, wurden in einer anderen Studie [98] untersucht. Über den Umfang der Resektion, durch Entfernen von finiten Elementen, wurde in dieser Studie keine explizite Aussage getroffen [98]. In einer weiteren Arbeit aus dieser Arbeitsgruppe [96] wurden die Auswirkungen par-

tieller Meniskektomien nach unterschiedlichen Rissausbildungen im medialen Meniskus untersucht. Welchen Einfluss partielle Meniskektomien auf die Belastung der tibialen IL hat, wurde in diesen Studien nicht untersucht.

1.3 Verfikation, Sensitivitätsanalysen und Validierung

Die Finite-Elemente-Modellentwicklung umfasst neben der Geometrieerstellung und der Netzgenerierung die Implementierung von Materialeigenschaften und Randbedingungen. Ferner ist die Verifikation sowie die Validierung des Finite-Elemente-Modells ein bedeutender Teil der Modellentwicklung, die eine Voraussetzung für die Verwertbarkeit der ermittelten Ergebnisse darstellt. Verifikation und Validierung sind Prozesse, mit denen die Eindeutigkeit und Glaubwürdigkeit eines Finite-Elemente-Modells überprüft wird, dabei ist es das Ziel sicherzustellen, dass das Modell Ergebnisse mit hinreichender Genauigkeit für den bestimmungsgemäßen Gebrauch liefert (ASME Committee (PT60)). Zudem müssen die möglichen sehr unterschiedlichen Morphologien der zu untersuchenden Strukturen und die Breite an Materialeigenschaften bei der Modellentwicklung in der Biomechanik berücksichtigt werden und deren Auswirkungen auf die Ergebnisparameter untersucht werden. Diese Betrachtung erfolgt in Sensitivitäts- bzw. Parameteranalysen.
Unter der Verifikation eines numerischen Modells versteht man den Nachweis, dass das Modell die zugrundeliegende kontinuierliche mathematische Beschreibung hinreichend genau approximiert. Insbesondere muss sichergestellt sein, dass die Näherungslösung mit steigender Auflösung der räumlichen und zeitlichen Diskretisierung gegen die analytische Lösung bzw. der Approximationsfehler gegen Null konvergiert. Ein konsistentes Diskretisierungsschema, das keine konvergente Lösung liefert, ist nicht verwendbar. Für die Finite-Elemente-Simulation bedeutet dies, dass sich mit steigender Netzdichte die berechneten Werte asymptotisch dem analytischen Ergebnis annähern müssen.
Validierung ist ein Prozess, in dem die rechnerischen Vorhersagen, die mit einem Modell gemacht wurden, mit experimentellen Daten („Gold-Standard“) verglichen werden, um die Gültigkeit eines Modells bzgl. der getroffenen Modellvorhersagen zu bestimmen [8]. Es muss überprüft werden, mit welcher Genauigkeit das Modell die Realität abbilden kann, wobei die Realität z.B. ein Experiment darstellt.
Da das vorliegende Modell auf der Basis einer Kniegeometrie generiert wird, ist es von besonderer Bedeutung die Sensitivität der Ergebnisparameter (Kräfte in den

tibialen IL, maximaler Kontaktdruck und Kontaktfläche) bzgl. veränderter Eingabeparameter (Material, Geometrie) zu untersuchen.

1.4 Ziele der Doktorarbeit

Für die Funktion des Kniegelenks sind die Menisken und deren tibiale IL von großer Bedeutung. Eine Schädigung der tibialen IL oder eine Fehlpositionierung bei einer Allograft-Transplantation führen zu einem Funktionsverlust der Menisken und somit zu einer Degeneration des Gelenkknorpels.

Ziel der vorliegenden Doktorarbeit war deshalb die Entwicklung eines Finite-Elemente-Modells eines Kniegelenks unter Berücksichtigung der besonderen Materialeigenschaften der Menisken unter quasi-statischen Bedingungen. Mit dem Modell soll die Beanspruchung der tibialen IL der Menisken sowie des tibialen Gelenkknorpels im intakten Kniegelenk und nach Meniskusteilresektion mit und ohne Ersatzmaterial untersucht werden. Als Teil der Modellentwicklung ist es erforderlich, das Modell zu verifzieren und die Sensitivität der ermittelten Ergebnisse Belastung der tibialen IL, maximaler Kontaktdruck sowie Kontaktfläche im tibialen Gelenkknorpel unter verschiedenen Zuständen bzgl. verschiedener Eingangsgrößen (Material, Geometrie) zu untersuchen, um zuverlässige Resultate zu erzeugen. In einer im Haus durchgeführten Untersuchung [123] wurde die Belastung der tibialen Insertionsligamente untersucht. In dieser Studie wurden Kräfte ermittelt, die weit unterhalb der ermittelten Reißkräfte lagen. Aufgrund der geometrischen Abmessungen dieser IL sind jedoch deutlich höhere Kräfte zu erwarten. Mögliche Gründe für die geringen Kräfte könnte die Beanspruchung einzelner Bereiche abhängig von der Belastungssituation oder der Einfluss von Reibungsphänomenen im Kniegelenk sein. Es gibt bisher keine Erkenntnisse darüber, welche Bedeutung die Reibung zwischen Gelenkknorpel und Meniskus sowie Gelenkknorpel und Gelenkknorpel für die Lastübertragung im Kniegelenk und somit für die Belastung der tibialen IL hat. Diese Aspekte sind bisher ungeklärt und sollen mit dem Modell untersucht werden.

Das Verständnis für die biomechanische Belastung des gesunden Meniskus bzw. deren Verankerungen ist eine wichtige Voraussetzung für die Konzeption von Ersatzmaterialien und deren Anforderungsprofil. Im Idealfall können auf Basis der Modellvorhersagen Empfehlungen für die Art und den Umfang der Fixierungen von Meniskustotalersatz sowie die Entwicklung von Teilersatz getätigt werden.

2 Material und Methoden

Im folgenden Kapitel wird die Entwicklung des Finite-Elemente-Modells einschließlich der Verifikation dargelegt. Die klinische Problemstellung umfasst die Berechnung der wirkenden Kräfte in den tibialen IL unter verschiedenen Lasten, die Bewertung des Einflusses von stufenweise eingeführten Meniskusteilresektionen im medialen Hinterhorn auf die Kräfte in den tibialen IL sowie die Bedeutung eines isotropen Ersatzmaterials im resezierten Areal. In Parameteranalysen wird die Sensitivität der Ergebnisse (Kräfte in den tibialen IL, maximaler Kontaktdruck im tibialen Knorpel, maximale von Mises Vergleichspannung im tibialen Knorpel) gegenüber den gewählten Materialparametern und verschiedenen Modellierungsaspekten untersucht. Für die Validierung des Modells bzgl. des maximalen Kontaktdruckes sowie der Kontaktfläche im tibialen Knorpel wurde im Rahmen der vorliegenden Arbeit ein *In-vitro*-Experiment an 10 Kniegelenkspräparaten durchgeführt. Aufbau und Durchführung der Untersuchungen werden im Anschluss dargelegt.

2.1 Modellerstellung eines humanen Kniegelenks

Für die Untersuchungen wurde ein dreidimensionales, nichtlineares Finite-Elemente-Modell eines humanen Kniegelenkspräparats (weiblich, 29 Jahre; Southeast Tissue Alliance, Gainesville, FL) generiert. Schwerpunkte wurden dabei auf die Materialbeschreibung des Meniskus und der tibialen IL sowie die applizierten Randbedingungen gelegt. Die Erstellung umfasste chronologisch aufbereitet; die Geometrieerstellung, die Finite-Elemente-Netzerstellung, die Implementierung von Materialeigenschaften, die Definition von Last- und Randbedingungen sowie die Verfikation des Modells.

2.1.1 Geometrieerstellung

Das Präparat wurde für die Geometrieerzeugung ausgewählt, nachdem in röntgenologischen Aufnahmen keine degenerativen Veränderungen des Gelenkknorpels sowie der Menisken festgestellt wurden. Um die Menisken sowie den Gelenkknorpel darstellen zu können, wurden 160 magnetresonanztomographische (MRT) Aufnahmen (Siemens Avanto, 1,5 Tesla) des Präparats in der Frontalebene angefertigt. Für eine hohe Wiedergabegenauigkeit der Geometrie bei der Segmentie-

rung wurde eine Schichtdicke von $500\ \mu m$ mit einer Auflösung von $(468x468)\ \mu m$ gewählt.

Für die Aufzeichnung der Verschiebungsrandbedingung des Kniegelenkmodells sowie für die zur Validierung vorgegebenen *In-vitro*-Experimente musste das Kniegelenk zunächst erhalten werden. Es war nicht möglich das Kniegelenk vor der Modellerstellung vollständig zu präparieren. Nach Abschluss aller im Rahmen der vorliegenden Arbeit durchgeführten *In-vitro*-Untersuchungen und der vollständigen Präparation, wurden Fotografien des Tibiaplateaus einschließlich der Menisken und deren tibialen IL sowie der Kreuzbandansätze angefertigt. Anhand der Aufnahmen wurden ergänzend die Lage der Insertionen und die Längen der tibialen IL am Präparat bestimmt. In den Übersichtsaufnahmen des Kniegelenks nach Kapsulotomie wurden die maximale mediolaterale Ausdehnung des Femurs sowie die des Tibiaplateaus gemessen. In den distalen Ansichten des Tibiaplateaus wurden die folgenden Parameter bestimmt: die maximale anterior-posterior Ausdehnung des medialen bzw. lateralen Meniskus, der Umfang des medialen sowie lateralen Meniskus bis zum Ansatz der tibialen IL, die Breite der Menisken im Vorderhorn, im Bereich der Pars Intermedia sowie im Hinterhorn, die mittleren Längen und Breiten der tibialen IL, die Länge der Strecke, über die der mediale Meniskus mit dem medialen Kollateralligament bzw. der Tibia verbunden ist ($l = 17\ mm$; für die Verbindung wurde ein Abstand von $18\ mm$ vom Meniskusansatz bestimmt) sowie der Abstand zwischen den Insertionen in jedem Kompartiment. Die gemessenen Werte wurden in Tabelle 2 zusammengefasst.

Tabelle 2: Übersicht der anatomischen Abmessungen des Kniegelenkspräparats sowie der tibialen Insertionsligamente (IL). Alle Angaben in mm.

	Femur	Tibia	medialer Meniskus		lateraler Meniskus	
mediolateral	86,0	80,0	-		-	
anterior-posterior			41,7		37,2	
Länge der IL			anterior	posterior	anterior	posterior
			16,0	8,5	11,5	8,0
Breite der IL			8,5	7,0	7,4	10,8
Breite: Vorderhorn				7,4		9,0
Pars intermedia				7,0		10,0
Hinterhorn				11,0		9,5
Abstand der IL				25,3		11,0
Abstand amIL - alIL						16,7
Umfang				68,0		70,0

Segmentierung und Erstellung der Geometrie

Für die Rekonstruktion der dreidimensionalen Geometrie aus den MRT-Aufnahmen wurde die Visualisierungssoftware amira® (amira® 4.1 - 5.2, Visage Imaging GmbH, Deutschland, Berlin) verwendet. Die in amira® generierten triangulären Oberflächenmodelle (Abbildung 4) wurden in der Flächenrückführungssoftware Geomagic Studio® (Version 11/ 12 ,Geomagic Inc., North Carolina, USA) bzgl. ihrer Qualität überarbeitet und in definierte Grundflächen unterteilt, um ein Oberflächenmodell im IGES-Format beruhend auf non-uniform-rational B-Splines (NURBS) zu erzeugen (Abbildung 5). Auf der Grundlage dieser sogenannten NURBS-Oberflächenmodelle wurden im Präprozessor ANSYS® Classic (Version 11.0 bzw. 12.0.1, ANSYS Europe, Ltd.) Volumina (Abbildung 6) erzeugt. Durch diese Art der Modellentwicklung mussten keine weiteren Punkte erzeugt und die Oberflächen nicht modifiziert werden. Im Inneren der Komponenten wurden zwischen den vorhandenen Fixpunkten zusätzliche Linien und auf deren Grundlage Flächen erzeugt. Durch eine geschickte Wahl der Flächenanordnung in Geomagic Studio® konnten in ANSYS® sechsseitige Volumina generiert und im Folgenden mit Hexaederelementen automatisch vernetzt werden.

Für die Erstellung der Oberflächenmodelle der Komponenten Femur, Tibia und Fibula, tibialer und femoraler Knorpel, medialer und lateraler Meniskus sowie der

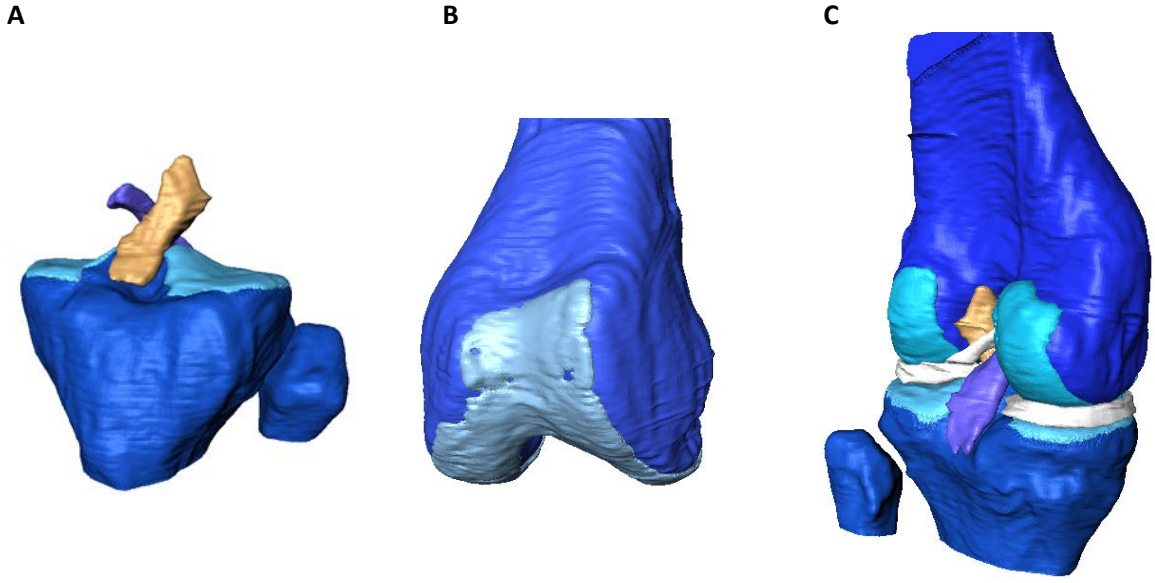


Abbildung 4: Polygonale Oberflächenmodelle der verschiedene Komponenten in amira®.
A - Modell der Tibia, Fibula und des tibialen Gelenkknorpels einschließlich des vorderen sowie hinteren Kreuzbandes von anterior. B - Modell des Femurs mit femoralem Gelenkknorpel. C – Kniemodell einschließlich der Menisken und posteriorem meniskofemoralen Ligament aus posteromedialer Sicht.

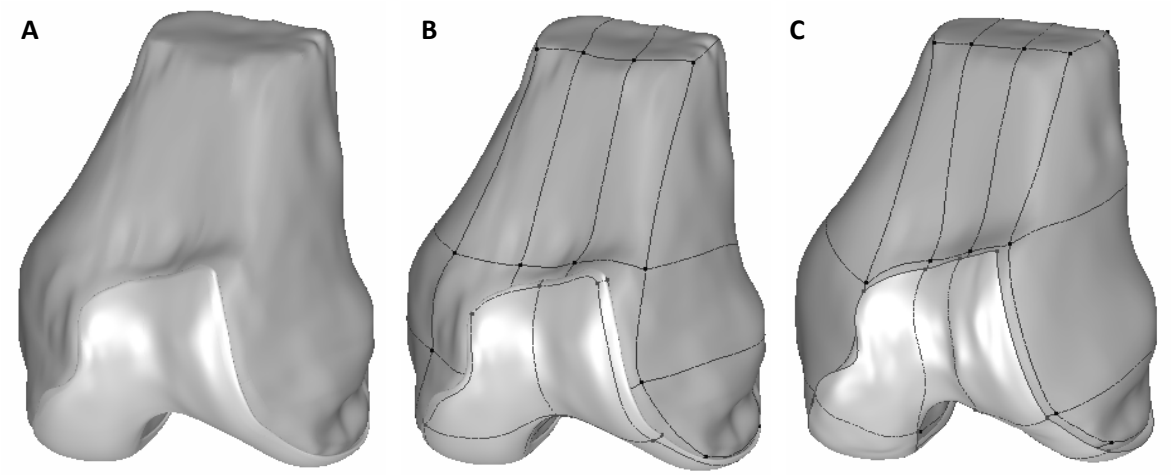


Abbildung 5: Geometrieentwicklung von Femur und femoralem Knorpel in Geomagic Studio.
Das polygonale Oberflächenmodell des Femurs sowie des femoralen Knorpels (A) wurden in Geomagic Studio optimiert und für die Flächenrückführung in definierte Grundflächen unterteilt (B+C). Um Nichtlinearitäten im Finite-Elemente-Modell zu reduzieren, wurden zwei unterschiedliche Modelle des femoralen Knorpels sowie des unterliegenden Femurs entwickelt.

Kreuzbänder wurde in amira® auf eine manuelle Segmentierung zurückgegriffen, da ein automatisches Schwellwertverfahren für die MRT-Aufnahmen nicht angewendet werden konnte. Für jede Modellkomponente wurden aus dem segmentierten Kniemodell einzelne Oberflächenmodelle (stl-Format) generiert. Für die Knorpelkomponenten wurden jeweils zwei Modelle in Geomagic Studio® erstellt; ein eigenständiges Oberflächen- (iges-Format) bzw. Volumenmodell und ein Oberflächenmodell nur der Außenkontur der Knorpel. Für dessen Flächenunterteilung wurde die gleiche Struktur gewählt wie für den darunter liegenden Knochen in diesem Bereich, so dass die Volumina des Knorpels jeweils eine identische Fläche mit dem entsprechenden Knochenvolumen aufwiesen (Abbildung 5 B+C). Diese Unterteilung resultierte in einer aufwändigeren Geometrieerstellung. Im Finite-Elemente-Modell konnte so jedoch auf die Einführung zusätzlicher Kontaktbedingungen verzichtet werden. In den folgenden Simulationen wurden beide Modelle verwendet, wobei das erste Modell als native Geometrie (Abbildung 5 B) und das zweite Modell als idealisierte Geometrie bezeichnet wurde (Abbildung 5 C). Das idealisierte Modell wurde als Referenzmodell gewählt.

Bei der Flächenunterteilung des Oberflächenmodells in Geomagic Studio® wurde der Schwerpunkt auf die Erstellung von Subvolumina mit guter Vernetzbarkeit gelegt. Für die Menisken wurde bei der Geometrieerstellung zudem besonderer Wert auf die Anordnung der resultierenden finiten Elemente gelegt, da durch diese

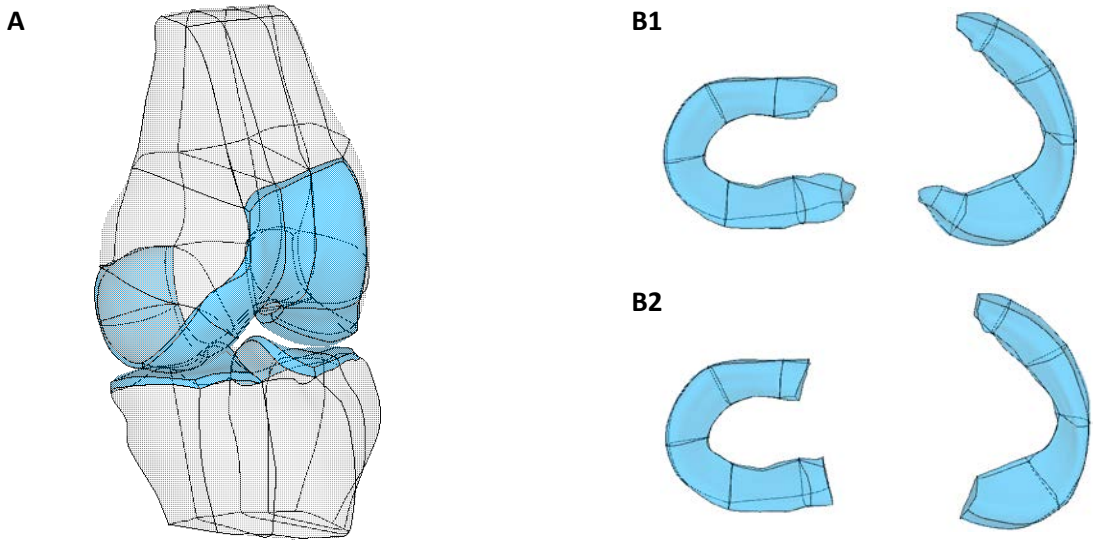


Abbildung 6: Resultierende Volumendarstellung des Kniemodells in ANSYS® Classic.
A: Die knöchernen Komponenten (hellgrau) einschließlich des idealisierten femoralen und tibialen Knorpels (hellblau) aufgebaut aus definierten, vernetzbaren Volumina. B: Die Referenzgeometrie der Menisken (B1) sowie das modifizierte Meniskusmodell nach Abgleich der anatomischen Landmarken (B2).

der Verlauf der zu modellierenden Kollagenfasern festgelegt wurde. Die Kreuzbänder wurden im Finite-Elemente-Modell nicht berücksichtigt, stehen aber für eine Weiterentwicklung zur Verfügung (Abbildung 4A). Ferner konnte die Lage der Insertionen der Kreuzbänder bei der Modellentwicklung für die Lokalisierung der tibialen IL herangezogen werden. Da der Übergang vom Meniskus zu den tibialen IL bei der Segmentierung nur schwer abgegrenzt werden konnte, wurde nach Erfassen des peripheren Umfangs der Menisken und der Lage der tibialen IL zueinander am Präparat ein zweites Modell der Menisken erzeugt. In diesem Modell wurden die Meniskushörner kürzer modelliert (Abbildung 6 B2) und die Insertionspunkte entsprechend den Abmaße verlagert. Der Einfluss dieser Änderungen auf die Ergebnisse wurde für einzelne Randbedingungen gesondert betrachtet. Als Referenzmodell wurde das auf Grundlage der MRT-Aufnahmen generierte Meniskusmodell (B1) verwendet. Diese Modifikation sowie die Verlagerung der Insertionen und die daraus resultierenden Längen der tibialen IL stellen auch ein wichtiges klinisches Problem z.B. nach Allograft-Transplantation dar.

2.1.2 Finite-Elemente-Modell

Als Präprozessor für die Netzerstellung sowie für die Erstellung von Elementgruppen wurde ANSYS® Classic (Version 11.0 bzw. 12.0.1, ANSYS

Europe, Ltd.) verwendet. Als Solver sowie für die Ergebnisauswertung wurde Abaqus/Standard (Version 6.7.2 bis 6.9-1, Dassault Systèmes Simulia Corp., Providence, RI, USA) verwendet, da durch die Software der Zugriff auf eine umfassende Materialbibliothek zur Verfügung gestellt wird. Der Vorteil der Software ANSYS® Classic lag dabei in der Anwendung der APDL (ANSYS Parametric Design Language) während der Geometrieerzeugung, die zukünftig eine Parametrisierung der Geometrie erlaubt. Durch den Wechsel der Software zwischen den verschiedenen Prozessen Netzerstellung, Lösung sowie Auswertung musste das in ANSYS® Classic mit Hilfe von APDL-Skripten erstellte Netz in ein in Abaqus/Standard lesbares Eingabeskript umgeschrieben werden. Für diesen Transfer wurden umfangreiche Makros entwickelt. Die Basis für diese Makros stellten von Dr. Hendrik Schmidt entwickelte und zur Verfügung gestellte Transfermakros eines Wirbelsäulenmodells dar.

Finite-Elemente-Netz für Femur und Tibia

Die Netzdichte wurde für beide Knochenmodelle von der Gelenkmittellinie zu den Knochenenden reduziert, um die Anzahl an Knotenfreiheitsgraden und somit die Rechenzeit zu reduzieren. Das Referenzmodell des Femur wurde mit 22302 linearen Hexaederelementen und das Tibiamodell mit 9600 Hexaederelementen vernetzt.

Finite-Elemente-Netz für den artikulierenden Knorpel

Der femorale sowie tibiale Gelenkknorpel wurde entsprechend den beiden zugrundeliegenden Geometriebeschreibungen vernetzt (Abbildung 5). Das Modell 1 des femoralen Gelenkknorpels wurde mit 4470 linearen Hexaederelementen vernetzt. Die Netzdichte wurde für dieses Modell entsprechend dem Finite-Elemente-Netz des Meniskus feiner gewählt. Das idealisierte Modell des femoralen Knorpels wurde mit 3987 linearen Hexaederelementen vernetzt, wobei die Vernetzung auf dem Finite-Elemente-Netz des angrenzenden Knochens basierte. Für den tibialen Gelenkknorpel wurden jeweils zwei Modelle für das mediale sowie das laterale Kompartiment modelliert. Auch hier wurden basierend auf den idealisierten Volumina (2400 Elemente) und basierend auf der nativen Geometrie Finite-Elemente-Netze mit linearen Hexaederelementen (5400 Elemente) generiert.

Finite-Elemente-Netz des Meniskusmodells

Grundlage für die Meniskusmodelle war die Vernetzung der Volumina mit linearen Hexaederelementen (Abaqus/Standard: C3D8; ANSYS® Classic: SOLID185). Im Referenzmodell wurden beide Menisken ähnlich fein vernetzt. Das Netz des lateralen Meniskus wurde aus 2860 und das des medialen Meniskus aus 2990 Elementen aufgebaut (Abbildung 7).

Zur Darstellung der aus rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen [103] und Zugversuchen an Meniskusproben [21, 34] bekannten Anisotropie des Meniskus wurde ein kompositäres Modell des Meniskus entwickelt. Bei der Modellierung wurde zwischen einer Grundsubstanz und denen in zirkumferenter sowie radialer Richtung eingebetteten Kollagenfasern unterschieden. Die Grundsubstanz wurde durch die vorhandenen Volumenelemente beschrieben. Für die Entwicklung des Verbundmodells in Abaqus/Standard wurden in ANSYS® Classic zwischen den Volumenelementen schichtweise Membranelemente erzeugt. Eine Gruppe von Membranelementen wurde entlang der Zirkumferenz und eine zweite Gruppe parallel zu den femoralen und tibialen Deckschichten (Abbildung 7 B) definiert. Im medialen und lateralen Meniskusmodell wurden jeweils 14 zirkumferent (Abbildung 7 B1) und 6 parallel (B2) zu den Deckschichten verlaufende Membranelementschichten erzeugt. Die Membranelemente wurden in Abaqus/Standard als Trägerelemente für die Anwendung von Rebar-Optionen (Versteifungskomponenten) benötigt. Die Optionen ermöglichen die Definition von richtungsabhängigen Versteifungen.

Um die Ausrichtung der Versteifungskomponenten, die im Modell die Kollagenfasern darstellen, steuern zu können, wurde bei der Elementdefinition eine gleichbleibende Orientierung der Elementkoordinatensysteme festgelegt. Für die Beschreibung der Eigenschaften der Versteifungskomponenten wurde die mittlere Breite jedes Membranelements bestimmt, um den Abstand zwischen den Versteifungskomponenten innerhalb eines Elements definieren zu können. Jedes Membranelement sollte exakt eine Versteifungskomponente enthalten, dementsprechend wurde für den Abstand innerhalb eines Elements die zuvor bestimmt mittlere Breite vorgegeben. Länge und Breite jedes Membranelements wurden im Präprozessor ANSYS® Classic bestimmt und direkt in die Abaqus-Eingabedatei geschrieben.

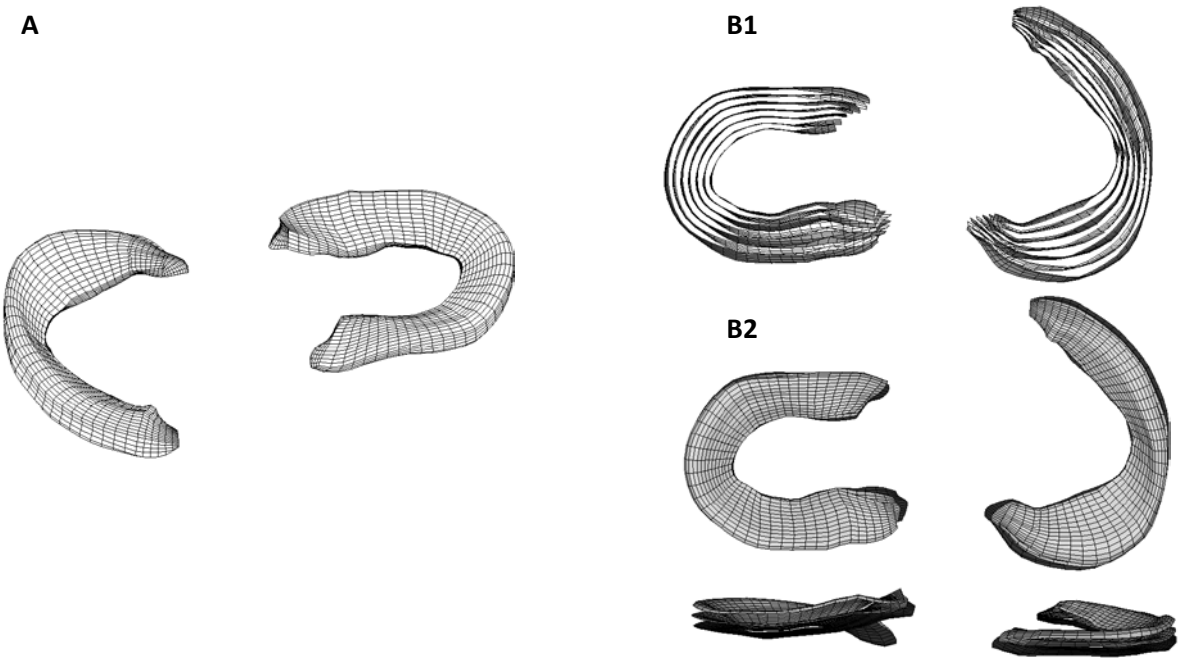


Abbildung 7: Kompositäres Meniskusmodell.
Zur Darstellung der Grundsubstanz wurden Hexaederelemente (A) verwendet, zwischen den Volumenelementen wurde Membranelemente (B) als Trägerelementen für radial (B2) und zirkumferent (B1) verlaufende Versteifungskomponenten definiert. Für eine bessere Übersichtlichkeit wurde in der Abbildung nur jede zweite Schicht mit Membranelementen dargestellt.

Aus der mittleren Länge der Membranelemente wurde durch Summation die Länge einer Faser bestimmt. Diese Länge wurde für die Herleitung der Querschnittsfläche einer Kollagenfaser und somit der Versteifungskomponenten benötigt. Allen Versteifungskomponenten, die eine Kollagenfaser bildeten, wurden im Fall der zirkumferenten Kollagenfasern die gleiche Querschnittsfläche zugewiesen. Im Fall der radialen Kollagenfasern wurde die Querschnittsfläche entsprechend der Lage im Keilquerschnitt von außen nach innen gewichtet. In jedem Meniskusmodell wurden auf diese Weise 70 zirkumferent verlaufende und 252 (medial) bzw. 264 (lateral) radial verlaufende Fasern definiert.

Tibiale Insertionsligamente und periphere Fixierungen

Die tibialen IL wurden im Finite-Elemente-Modell mit nichtlinearen Federelementen (Abaqus/Standard Elementtyp: *SPRING A*) modelliert. Die Anzahl der Elemente folgte aus der Vernetzung des Meniskus, da jeder Knoten an den Endflächen der Menisken mit einem Federelement verbunden wurde. Die Elemente wurden von anterior nach posterior in drei Bündel zusammengefasst, um Spannungsspitzen bei der Lasteinleitung am Knochen zu minimieren (Abbildung 8A). Die resultierenden Kräfte wurden in jedem der drei Bündel

ausgewertet. Die Positionierung der Insertionen auf dem Tibiaplateau wurde entsprechend den anatomischen Landmarken gewählt, dazu wurden die, in den MRT-Aufnahmen segmentierten Kreuzbandansätze als Orientierung herangezogen. Für die entsprechend generierten Federelemente wurden mittlere Längen von $6{,}5\,mm$ (alIL), $8{,}3\,mm$ (plIL), $16{,}6\,mm$ (amIL) sowie $8{,}2\,mm$ (pmIL) bestimmt. Für das zweite modifizierte Meniskusmodell wurden für die Federelemente mittlere Längen von $10{,}7\,mm$ (alIL), $8\,mm$ (plIL), $16{,}1\,mm$ (amIL), $9{,}5\,mm$ (pmIL) bestimmt. Die unterschiedlichen Längen resultierten aus der Änderung der Meniskusgeometrie und der Verlagerung der Insertionen entsprechenden den am Präparat bestimmten Abmaßen.

Die periphere Fixierung des medialen Meniskus durch die koronaren Ligamente, die den Meniskus mit der Tibia im Bereich der Pars posterior direkt verbinden [157], wurden mit zehn Federelementen in einem Abstand von $18\,mm$ zum Vorderhorn über eine Länge von etwa $17\,mm$ modelliert. Die Elemente wurden zwischen Knoten auf der peripheren Fläche des Meniskus und Knoten auf der Außenfläche des Tibiamodells am Übergang zum tibialen Gelenkknorpel definiert (Abbildung 8B).

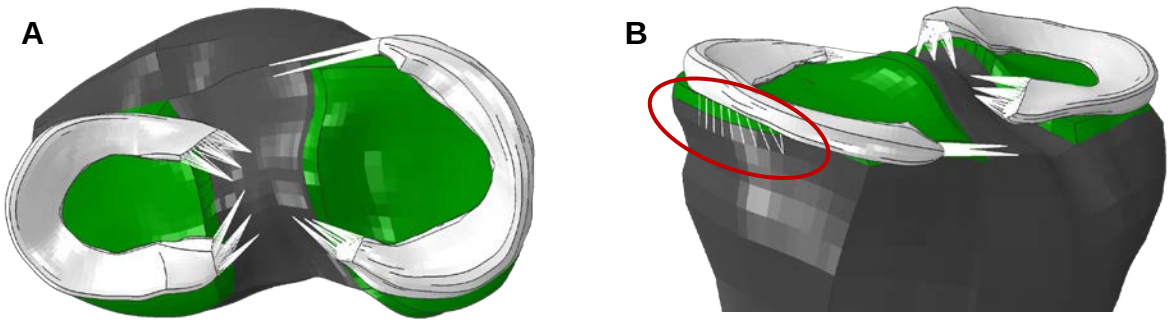


Abbildung 8: A. Draufsicht des Tibiaplateaus mit Darstellung der Federelementbündel zur Beschreibung der tibialen Insertionsligamente. B. Anteromediale Darstellung des Modells mit peripherer Fixierung des Meniskus (rot umrandet) über lineare Federelemente.

2.1.3 Materialeigenschaften

Materialmodelle zur Beschreibung von Werkstoffen werden entsprechend dem zu untersuchenden Belastungszustand gewählt, wobei immer die Notwendigkeit einer umfangreicheren Modellierung und der daraus resultierenden Vergrößerung des numerischen Aufwands gegenüber der Bedeutung für die zu untersuchenden Resultate berücksichtigt werden muss. In der vorliegenden Arbeit wurden nur quasi-

statische Lastzustände untersucht, dementsprechend wurden ausschließlich Einphasen-Modelle untersucht. Eine Zusammenfassung aller verwendeten Materialeigenschaften sowie die untersuchten Bereiche in den Sensitivitätsanalysen wurden am Ende des Kapitels in Tabelle 8 gegeben. Im Folgenden wurde die Materiabeschreibung im Referenzmodell dargelegt.

Meniskus

Aufgrund der großen Variation der Werte zur Zusammensetzung des Meniskus (Tabelle 3), wurden folgende Annahmen über die Zusammensetzung und den Aufbau des Meniskusgewebes auf Grundlage von Literaturangaben getroffen:

(1) das Gesamtvolumen des Meniskusgewebes enthält zu 75% Wasser,

(2) 75% des TGW stellen Kollagenfasern dar,

(3) 90% der Kollagenfasern sind Typ-1-Fasern,

(4) es existieren zwei relevante Bereiche mit unterschiedlichen Vorzugsrichtungen der Kollagenfasern: tibiale und femorale Deckschichten sowie Hauptteil,

und (5) innerhalb der Bereiche herrscht eine homogene Verteilung der Kollagenfasern in Bezug auf den Querschnitt. Unter Berücksichtigung der Annahmen 1 bis 3 wurde ein Kollagenfaser-Typ-1-Gehalt von 16,9% am Gesamtvolumen bestimmt.

Tabelle 3: Literaturangaben zum Kollagengehalt am Gesamtvolumen in % des Meniskusgewebes.

Referenz	Kollagen am Gesamtvolumen
Peters und Smillie 1972 [102]	20,6
Ingman et al. 1974 [58]	17,5 (Kollagen-Typ-I: 15,8)
Tissakht und Ahmed 1995 [147]	19,1
Gabrion et al. 2005 [38]	22,5

Für die Beschreibung des Meniskusgewebes als Komposit wurden die Materialeigenschaften von Kollagenfasern benötigt. Kollagenfasern weisen viskoelastische Eigenschaften auf. Da keine Daten aus Zugversuchen an einzelnen Kollagenfasern aus dem Meniskusgewebe vorlagen, wurden u.a. die Daten für Kollagen-Typ-1-Fasern aus Rattenschwänzen für die Materialbeschreibung verwendet [52]. Dabei wurde, wie in anderen Finite-Elemente-Studien [15] zuvor, die Annahme getroffen, dass reine Kollagenfasern immer das gleiche

Materialverhalten besitzen. Die Kollagenfasern im Referenzmeniskusmodell wurden mit Daten nach Shirazi-Adl [127] beschrieben (Abbildung 9).

Die Nichtlinearität der Kollagenfasern wurde mit hyperelastischen und inkompressiblen Materialformulierungen wiedergegeben. Für die Beschreibung in Abaqus/Standard wurde das Marlow-Modell [Abaqus Manual] gewählt, da lediglich die Spannungs-Verzerrungs-Beziehungen aus uniaxialen Zugversuchen zugrunde gelegt werden konnten.

Für den äquivalenten Kollagenfasergehalt wurden Werte aus der Literatur herangezogen [15, 101, 130], wobei die angegebenen Werte basierend auf den Ergebnissen aus Zugversuchen [34, 109, 133, 155] berechnet wurden. Bendjaballah et al. [15] berechneten aus einfachen Grundgleichungen für Verbundwerkstoffe für den zirkumferenten Kollagenfaseranteil im Hauptteil einen Volumenanteil von 14% und in den Deckschichten von 7% in jede Richtung. Shirazi et al. [130] gaben ebenfalls für die zirkumferenten Kollagenfasern einen Volumenanteil von 14% an. Zusätzlich wurde in dieser Studie ein Anteil von $2{,}5\%$ für die radialen Fasern für den Hauptteil basierend auf den Zugversuchen von Skaggs et al. [133] angenommen. Für die Deckschichten wurde ein Kollagenfasergehalt von 12% angegeben. Beide Autoren [15, 130] sind von einem isotropen

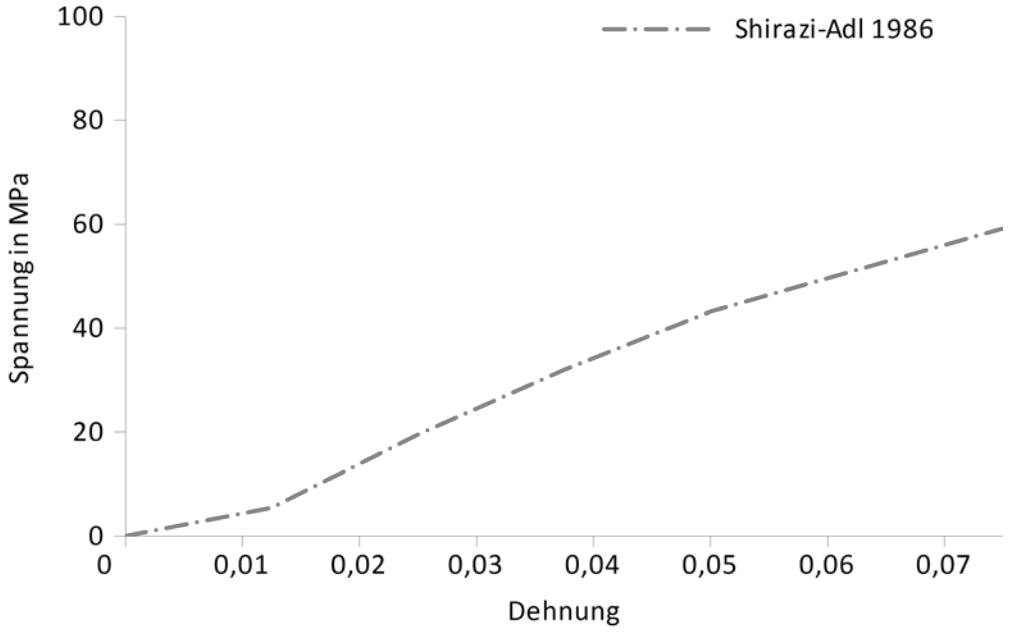


Abbildung 9: Spannungs-Dehnungs-Kurve nach Shirazi-Adl [127] zur Beschreibung der Rebar-Optionen in Abaqus/Standard. Die Daten wurden visuell aus der Literatur ermittelt.

Zustand in den Deckschichten ausgegangen [109]. Ein ähnlicher Wert für den

Anteil der Kollagenfasern in zirkumferenter Richtung (15%) wurde von Penrose et al. [101] basierend auf den Materialeigenschaften des Meniskus angenommen. Unter Berücksichtigung der genannten Daten wurden für den zirkumferenten Faseranteil im Hauptteil 14% und für die radialen Fasern ein Anteil von 2,5% angenommen. Zusätzlich zum Hauptteil wurden superior und inferior Schichten mit gleichen Anteilen (7%) radialer und zirkumferenter Kollagenfasern beschrieben. Die Meniskusoberfläche, die in der Literatur als Geflecht feiner ungeordneter Fibrillen beschrieben wird, wurde im Modell vernachlässigt. Im Referenzmodell ergibt sich somit ein Gesamtkollagenfasernanteil von etwa 16,3%.

Für die Bestimmung der Faservolumina in den tibialen und femoralen Deckschichten wurde die jeweilige Fläche der Deckschichten im Meniskusmodell bestimmt und unter Berücksichtigung der abnehmenden Höhe von $200\,\mu m$ auf $30\,\mu m$ [103], das theoretische Volumen V(D) berechnet. Aus den Volumina der Deckschichten V(D) superior bzw. inferior und des Hauptteils (V(HT)) wurde mit den zuvor festgelegten Faservolumenanteilen das Volumen der zirkumferenten und radialen Kollagenfasern in den jeweiligen Bereichen bestimmt (Tabelle 4, Abbildung 10). Im Hauptteil wurde das Faservolumen der radialen Fasern V(F_radial) gleichmäßig auf die 168 radial verlaufende Kollagenfasern verteilt, wobei eine Abnahme der Querschnittsfläche entsprechend des Keilquerschnitts des Meniskus angenommen wurde. Das Faservolumen der zirkumferenten Kollagenfasern wurde unter Berücksichtigung der keilförmigen Querschnittsgeometrie des Meniskus entsprechend der relativen Lage der Faserschicht im Querschnitt

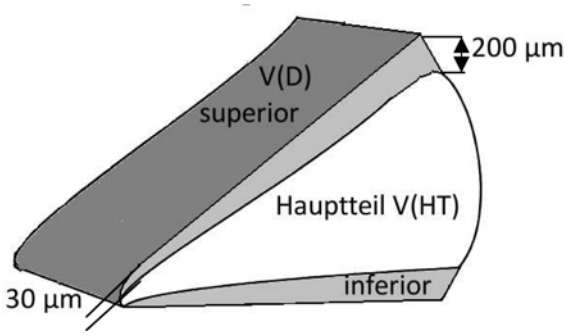


Abbildung 10: Schematische Darstellung des Meniskus im Anschnitt zur Verdeutlichung der Flächen- und Voluminabestimmung.
Der Hauptteil mit zirkumferent verlaufender Vorzugsrichtung wurde weiß und die inferior und superior abschließenden Deckschichten grau dargestellt. Ergänzend wurde die Dickenabnahme der Deckschichten gekennzeichnet. Die entsprechenden Volumina wurden in Tabelle 4 zusammengefasst.

gewichtet.

Tabelle 4: Volumen der Menisken und der entsprechenden Faservolumenanteile in mm³ in den verschiedenen Bereichen des Meniskus.
V(D)-Volumen der proximalen und distalen Deckschichten; V(HT)-Volumen des Hauptteils der Menisken; V(F_*)-resultierende Faservolumina im Hauptteil.

	Lateraler Meniskus: V=1552,2 mm³	Medialer Meniskus: V=1353,7 mm³
V(D) superior/inferior	52,0 / 46,7	45,8 / 49,4
V(HT)	1453,4	1258,5
V(F_zirkumferent)	203,5	176,2
V(F_radial)	36,3	31,5

Als Wichtungsfaktor wurde der Dividend aus der jeweilige Trägerfläche und der mittleren Fläche bestimmt. Da in allen Schichten die gleiche Anzahl an Fasern definiert wurde, konnte durch diese Wichtung eine homogene Verteilung relativ zum Querschicht erzeugt werden. Aus den gewichteten Volumina und den Längen der theoretischen Kollagenfasern wurden die Querschnittsflächen, die für die Beschreibung der Versteifungskomponenten benötigt wurden, bestimmt. Die zirkumferenten und radialen Fasern in den Deckschichten wurden in den äußeren Membranelementschichten definiert.
Die Grundsubstanz wurde isotrop, linear elastisch beschrieben [15, 101] (Tabelle 8). Die viskoelastischen Eigenschaften der Menisken wurden zugunsten des kompositären Ansatzes vernachlässigt. Da die Membranelemente lediglich Träger-element für die Rebar-Optionen darstellen, wurde ein nahezu inkompressibles Materialverhalten mit $E_{Membran} = 0{,}001\,MPa$ und einer Querkontraktionzahl von $\upsilon_{Membran} = 0{,}499$ und einer konstanten Dicke ($t = 0{,}01\,mm$) definiert.

Rebar-Optionen zur Modellierung von Komposits

Um die Funktionsweise der verwendeten Rebar-Optionen darzulegen und um deren Anwendbarkeit für die Darstellung der Steifigkeiten der Kollagenfasern im Finite-Elemente-Modell des Meniskus zu prüfen, wurden Grundmodelle verschiedener Komplexität aufgebaut und untersucht. Ziel war es, einen beliebigen dreidimensionalen Körper mit einem bestimmtem Volumenanteil an Versteifungskomponenten mit definierter Orientierung und Verteilung zu beschreiben. Eine Netzverfeinerung durfte in diesen Modellen nicht zu einer

Versteifung des Gesamtsystems führen. Für die Definition der Versteifungskomponenten wurden:

- der Elementtyp des Trägerelements,
- das zu verwendende Materialverhalten (beliebig auch nichtlinear)
- und die Bezeichung jeder Komponente festgelegt.

Für die Beschreibung der Eigenschaften der Versteifungskomponente wurden die Querschnittsfläche A sowie der Abstand zwischen den Komponenten d und somit die Anzahl der Komponenten je Element festgelegt.

Es wurden drei unterschiedlich aufgebaute zweidimensionale Grundmodelle $(10x10)\,mm$ bestehend aus Membranelementen mit Rebar-Optionen erstellt, um die Funktionsweise der Optionen zu verifizieren. Die zweidimensionalen Modelle wurden mit einer Verschiebung ($u_2 = 1\,mm$) entlang der Vorzugsrichtung der Versteifungskomponente belastet, als Ergebnisparameter wurden die Reaktionskräfte (RF) in den Lagern bestimmt. Die charakterisierenden Parameter wurden folgendermaßen gewählt:

- Querschnittsfläche der Versteifungskomponente $A_0 = 10\,mm^2$
- Abstand zwischen den Rebar-Optionen ($d = 10\,mm$)
- Orientierung der Versteifung im Element parallel zur Belastungsrichtung

Um eine analytische Nachvollziehbarkeit zu gewährleisten, wurde ein linear elastisches Materialverhalten für die Versteifungskomponente mit $E_{Faser} = 10\,MPa$ definiert.

Im ersten Fall wurden für ein statisch bestimmt gelagertes Membranelement mit $l = 10\,mm$ die Reaktionskräfte in den Lagerungen infolge der Belastung numerisch und analytisch bestimmt. Numerisch wurde $RF = 8{,}6646\,N$ bestimmt.

Analytische Lösung:

$\varepsilon_{ln} = ln\frac{l}{l_0} = ln\frac{l_0+u_2}{l_0} = 0{,}0953;$ $\quad \sigma = E_{Faser} \cdot \varepsilon_{ln} = 0{,}953\,MPa;$ $\quad A = A_0 \cdot \frac{l_0}{l} = 9{,}091\,mm^2$

$Total_RF = \sigma \cdot A = 8{,}664\,N$

Im zweiten und dritten Fall wurde die Grundgeometrie erhalten, jedoch aus zwei Elementen aufgebaut. Die Gesamtsteifigkeit (k_{ges}) des Systems, die in diesen Modellen aus der Steifigkeit der Rebar-Komponenten resultierte, sollte durch Netzverfeinerung nicht beeinflusst werden. Um dies sicherzustellen, wurde ein Modell entlang der x-Achse (Modell 2) und das Zweite entlang der y-Achse

(Modell 3) unterteilt. Für die Steifigkeit (k) einer Versteifungskomponente gilt: $k_{Rebar} = \frac{E_{Faser} \cdot A}{l_{Rebar}}$. Für die Systemsteifigkeit in einer Reihenschaltung gilt demnach: $\frac{1}{k_{ges}} = \frac{1}{k} + \frac{1}{k} \rightarrow k_{ges} = k_{Faser} = \frac{1}{2} k_{Rebar}$.

Mit $E_{Faser} = const$ und $l_{Faser} = 2\, l_{Rebar}$ folgt im Modell:

$k_{Faser} = \frac{1}{2} \frac{E_{Faser} \cdot A}{l_{Rebar}} = \frac{1}{2} \frac{E_{Faser} \cdot A}{1/2\, l_{Faser}} = \frac{E_{Faser} \cdot A}{l_{Faser}}$. Die Systemsteifigkeit ist unverändert. Es gilt: $\mathrm{RF} = \mathrm{k_{Faser}} \cdot \mathrm{u} = \frac{1}{2} \mathrm{k_{Rebar}} \cdot \mathrm{u} = 8{,}664\ \mathrm{N}$. Die Anforderungen hinsichtlich einer unveränderten Systemsteifigkeit wurden erfüllt, eine Netzverfeinerung in Faserrichtung bedingt keine Modifikation an der Definition der Rebar-Optionen.

Durch die Unterteilung des Modells in x-Richtung musste der Abstand der Versteifungskomponenten d halbiert werden. Die Systemsteifigkeit wurde in diesem Fall entsprechend einer Parallelschaltung bestimmt: $k_{ges} = k + k \rightarrow k_{ges} = 2\, k_{Rebar}$ mit $k_{Faser} = k_{Rebar}$. Länge und Material der Fasern wurden nicht verändert. Damit die Systemsteifigkeit unverändert blieb, musste die Steifigkeit der Versteifungskomponente halbiert werden, indem die Querschnittsfläche für jede Komponente halbiert wurde.

Zusammenfassend gilt: durch die Reihenschaltung von Versteifungskomponenten wird die resultierende Systemsteifigkeit nicht verändert, die Parallelschaltung von Versteifungskomponenten entspricht einer Erhöhung der Anzahl von Fasern. Bei unveränderten Eigenschaften würde dies eine Versteifung des Systems bedeuten, daher muss die Querschnittsfläche durch die Anzahl der Fasern im System geteilt werden.

Entsprechend den für die $2D$-Modelle geltenden Gesetzmäßigkeiten wurde die folgende Vorgehensweise für die Verwendung der Versteifungskomponenten in beliebigen Volumina festgelegt:

- Bestimmung des Gesamtvolumens V_{ges}
- Bestimmung des Volumens der Versteifungsfasern $V_{Faser_gesamt} = Volumenanteil \cdot V_{ges}$
- Bestimmung der Länge einer Faser durch Summation der Elementkantenlängen l_{Faser}
- Bestimmung der Anzahl an Fasern im System n_{Faser}
- Bestimmung des Volumens einer Faser $V_{Faser} = V_{Faser\ gesamt} / n_{Faser}$
- Bestimmung der Querschnittsfläche $A_{Faser} = V_{Faser} / \mathrm{l}_{Faser}$

- Bestimmung der Breite jedes Membranelements d

Die Querschnittsfläche entlang l_{Faser} wurde konstant angenommen. Es wurde ein Würfel mit einer Kantenlänge von $10\,mm$ und einem Faseranteil von 10% angenommen. Die Vorgehensweise wurde an drei Beispielen untersucht.

1. Fall:

$V_{Faser_gesamt} = Volumenanteil \cdot V_{ges} = 0{,}1 \cdot 1000\ (mm^3) = 100\ mm^3$

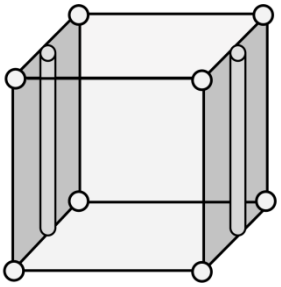
$n = 2$

$V_{Faser} = \frac{V_{Faser\,gesamt}}{n_{Faser}} = \frac{100}{2}(mm^3) = 50\ mm^3$

$l_{Faser_1} = \sum L_{i(1)} = 10\ mm;\ L_{Faser_2} = \sum L_{i(2)} = 10\ mm$

$A_{Faser_1} = \frac{V_{Faser}}{L_{Faser_1}} = 5\ mm^2;\ A_{Faser_2} = \frac{V_{Faser}}{L_{Faser_2}} = 5\ mm^2$

$d_1 = d_2 = 10\ mm$



2. Fall: Anzahl der Fasern und Rebar-Optionen $= 4$

$V_{ges} = 1000\ mm^3$

$V_{Faser} = Volumenanteil \cdot V_{ges} = 0{,}1 \cdot 1000\ (mm^3) = 100\ mm^3$

$\mathrm{n} = 4$

$V_{Faser} = \frac{V_{Faser\,gesamt}}{n_{Faser}} = \frac{100}{4}(mm^3) = 25\ mm^3$

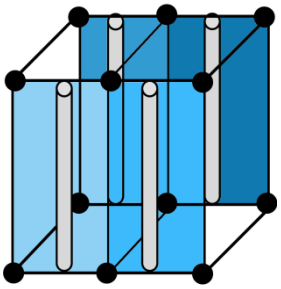
$\mathrm{l}_{\mathrm{Faser_1}} = \sum \mathrm{l} = 10\ mm;\ l_{\mathrm{Faser_2}} = \sum l_{i(2)} = 10\ mm$

$l_{\mathrm{Faser_3}} = \sum l_{i(1)} = 10\ mm;\ l_{\mathrm{Faser_4}} = \sum l_{i(2)} = 10\ mm$

$A_{Faser_1} = \frac{V_{Faser}}{L_{\mathrm{Faser_1}}} = 2{,}5\ mm^2;\ A_{Faser_2} = \frac{V_{Faser}}{L_{Faser_2}} = 2{,}5\ mm^2$

$A_{Faser_3} = \frac{V_{Faser}}{L_{\mathrm{Faser_3}}} = 2{,}5\ mm^2;\ A_{Faser_4} = \frac{V_{Faser}}{L_{Faser_4}} = 2{,}5\ mm^2$

$d_1 = d_2 = d_3 = d_4 = 5\ \mathrm{mm}$



3. Fall: Anzahl der Fasern und Rebar-Optionen $= 1$

$V_{ges} = 1000\ mm^3$

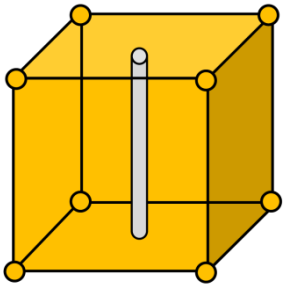
$V_{Faser} = Volumenanteil \cdot V_{ges} = 0{,}1 \cdot 1000\ (mm^3) = 100\ m$

$\mathrm{n} = 1$

$V_{Faser} = \frac{V_{Faser\,gesamt}}{n_{Faser}} = \frac{100}{1}(mm^3) = 100\ mm^3$

$l_{\mathrm{Faser_1}} = \sum L_{i(1)} = 10\ mm$

$A_{Faser_1} = \frac{V_{Faser}}{L_{\mathrm{Faser_1}}} = 10\ mm^2$



Für die resultierenden Reaktionskräfte in den drei Modellen wurden keine Unterschiede bestimmt.

Zusätzlich wurde die Verwendung eines nichtlinearen Materialverhaltens, wie es für die Faserbeschreibung im Meniskusmodell verwendet wurde untersucht und mit verschiedenen Materialbeschreibungen verglichen. Die Würfelgeometrie wurde beibehalten und die zuvor beschriebenen Vernetzungsvarianten (Rebar-Option im Hexaederelement, Membranelement als Trägerelement) getestet und unterschiedlich verfeinert. Die folgenden allgemeingültigen Eigenschaften wurden für den Würfel festgelegt:

$V_{ges} = 1000\ mm^3$

$V_{Faser} = Volumenanteil \cdot V_{ges} = 0{,}14 \cdot 1000\ (mm^3) = 140\ mm^3$

$l_{\mathrm{Faser}} = \sum L_{i(1)} = 10\ mm$

$Faserrichtung\ in\ Belastungsrichtung$

$E_{Matrix} = 8MPa,\ v = 0{,}499;\ E_{Membran} = 0{,}001MPa,\ v = 0{,}499$

$E_{Faser} = 1000MPa$ sowie nichtlineare Spanungs-Dehnungs-Beziehung nach Schmidt et al. [118] bzw. isotrop linear elastisch oder transversal isotrop, linear elastisch.

Die Parameter zur Beschreibung der transversalen Isotropie wurden unter der Annahme einer einfachen Mischungsregel für Verbundwerkstoffe aus dem Elastizitätsmodul der Kollagenfasern und der Grundsubstanz ($E = E_{Matrix}(1 - 0{,}14) + 0{,}14 \cdot E_{Faser} = 146{,}9\ MPa$) berechnet. Für die Modelle mit mehreren Membran- bzw. Hexaederelementen wurden unter Berücksichtigung der zuvor bestimmten Zusammenhänge keine Unterschiede gefunden. Zwischen den unterschiedlichen Modellierungstechniken für Rebar-Optionen (Rebar-Option im Hexaederelement oder im Membranelement) wurde bei gleicher Elementzahl kein Einfluss ermittelt. Eine maximale Zunahme der Reaktionskraft um $0{,}25\%$ durch Netzverfeinerung wurde für die Erhöhung auf 1000 Hexaederelemente und die Umverteilung des Faservolumens von einer auf 100 Fasern (1000 Versteifungskomponenten) bestimmt. In Abbildung 11 sind die resultierenden Reaktionskraft-Verschiebungs-Kurven für die verschiedenen Material-beschreibungen dargestellt. Die Implementierung der verschiedenen Material-eigenschaften führte zu deutlichen Unterschieden in den Ergebnisse. Da in den

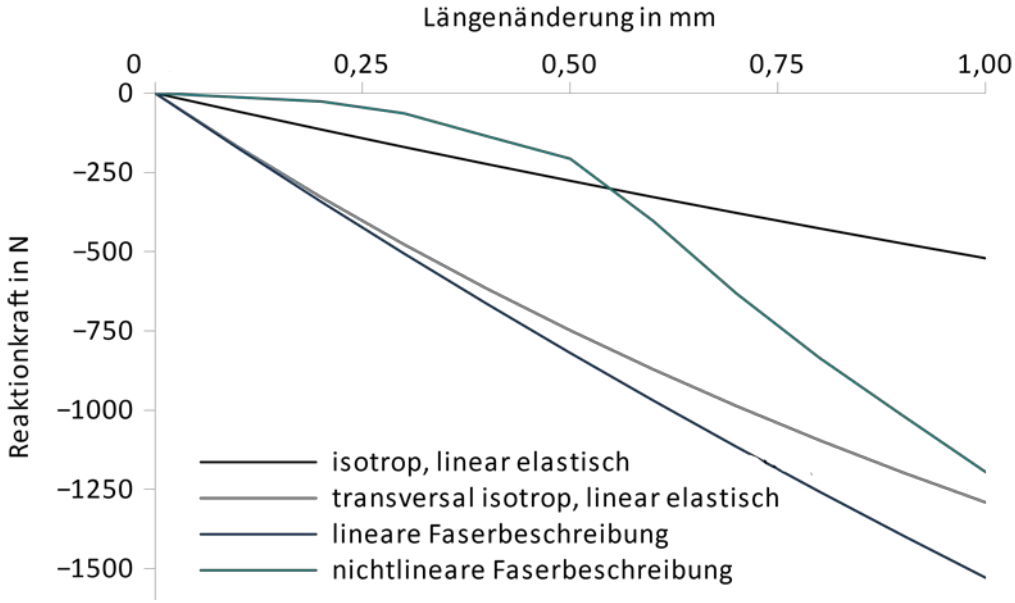


Abbildung 11: Reaktionskraft in Abhängigkeit von der Materialbeschreibung des Würfels bzw. der Rebar-Optionen im Fasermodell.

durchgeführten Untersuchungen plausible Resultate berechnet wurden, wurden die Rebar-Optionen für die Untersuchung im Meniskusmodell verwendet.

Tibiale Insertionsligamente und peripheren Fixierungen

Aus am Institut durchgeführten Zugversuchen an den vier tibialen IL von 12 humanen Kniegelenkspräparaten wurden die nichtlinearen Kraft-Weg-Kurven für die Modellbeschreibung zur Verfügung gestellt, für jedes tibiale IL wurde eine mittlere Kurve aus den 12 Einzelmessungen bestimmt und für die Beschreibung der Federelemente im Meniskusmodell verwendet (Abbildung 12). Für die periphere Fixierung des medialen Meniskus wurde eine Querschnittsfläche von $17\,mm^2$ angenommen. Entsprechend früherer Finite-Elemente-Modelle [163] wurde das Ligament mit einem Elastizitätsmodul von $5{,}5\,MPa$ beschrieben. Alle Federelemente wurde als unbelastet und ohne Vorspannung angenommen.

Artikulierender Knorpel und Knochen

Für die artikulierenden Knorpelschichten wurde ein isotropes, linear elastisches Materialverhalten [84] angenommen. Die Werte zur Beschreibung wurden entsprechend einer früheren Finite-Elemente-Studie [23] aus der Literatur entnommen. Das distale Femur sowie die proximale Tibia wurden isotrop, linear elastisch mit $E = 8000\,MPa$ und $\nu = 0{,}3$ beschrieben. Auf eine Differenzierung zwischen Kortikalis und Spongiosa sowie eine transversal isotrope Beschreibung

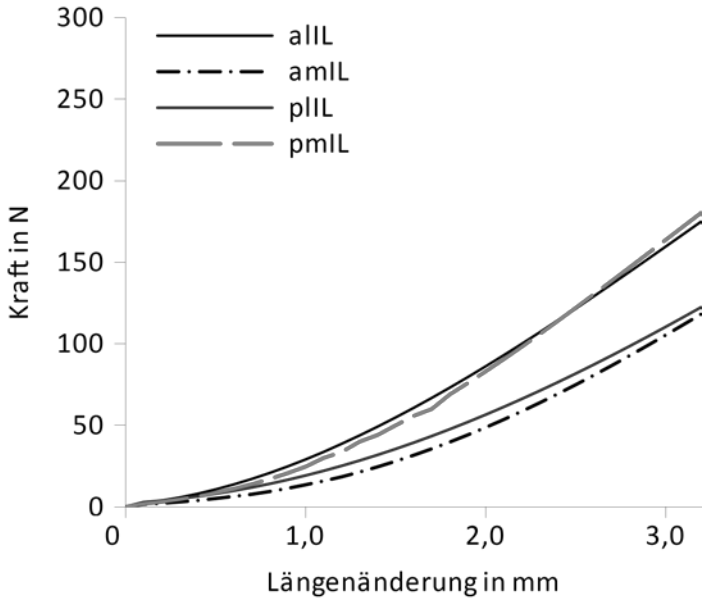


Abbildung 12: Mittlere Kraft-Weg-Kurven zur Beschreibung der tibialen Insertionsligamente. Das Verhalten wurde aus in Zugversuchen an 12 Präparaten bestimmten Kraft-Weg-Kurven gemittelt.

wurde aufgrund der sehr viel geringeren Steifigkeit der zu untersuchenden Bereiche verzichtet [49].

2.1.4 Randbedingungen

Das Modell wurde mit Hilfe von Verschiebungen aus *In-vitro*-Aufnahmen gesteuert. Die Verschiebungen wurden in jeweils drei Knoten für jedes Knochenende vorgegeben, so konnte das Verhalten der Menisken und des Knorpels untersucht werden, ohne dass die Ligamente, die Gelenkkapsel sowie die Patella einschließlich Patellarsehne modelliert werden mussten.

Insgesamt wurden für das Kniegelenkspräparat vier verschiedene Belastungsszenarien aufgezeichnet. Im ersten Fall wurde in einem Kniebewegungssimulator [29] eine Flexions-Extensions-Bewegung aufgezeichnet, um die Änderung der Beanspruchung in den tibialen IL in Abhängigkeit von der Flexion qualitativ bewerten zu können. Da in diesem Fall nur sehr geringe Kräfte aufgebracht werden konnten, wurden zusätzlich die Verschiebungsrandbedingungen für einen Flexionswinkel von $0°, 30°$ und $60°$ unter $1000\,N\ (0°, 30°)$ bzw. $500\,N\ (60°)$ axialer Kompression in einer Zwick-Materialprüfmaschine ermittelt. Diese Untersuchungen wurden zudem für Validierungszwecke verwendet.

Flexions-Extensions-Bewegung

Die Kinematik des Kniegelenkpräparats wurde unter Berücksichtigung aller Gewebestrukturen *in vitro* in einem Kniegelenksbewegungssimulator [29] mit sechs Freiheitsgraden aufgezeichnet (Abbildung 13). Das Kniegelenk kann rein physikalisch als Kopplung zweier Starrkörper, der Knochen, aufgefasst werden. Um die Bewegung im Raum zu beschreiben, musste die Bewegung von drei körpergebundenen Punkten im Raum bestimmt werden. Jedes Knochenende wurde über Schrauben mit einer konischen Aufnahme mit drei retroreflektierenden Kugelmarkern ausgestattet. Für die Bewegungsaufnahmen wurde das Gelenk präpariert, wobei die Gelenkkapsel sowie die Patella erhalten wurden. Die knöcheren Enden von Femur und Tibia wurden in zylindrischen Metalltöpfen mit Polymethymetacrylat (PMMA, Technovit® 3040; Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Germany) eingebettet. Während der Präparation sowie den Bewegungsaufnahmen wurde das Präparat mit physiologischer Kochsalzlösung befeuchtet. Im Kniebewegungssimulator [29-30] wurde das Präparat mit einer konstanten Axiallast von $200\,N$ ohne zusätzliche äußere Momente belastet. Die Quadrizepssehne wurde während des Versuchs mit $10\,N$ belastet, um das Kniegelenk in einer reproduzierbaren anterior-posterior Stellung zu halten. Die Bewegung des Gelenks wurde passiv durch einen Schrittmotor mit einer Ge-

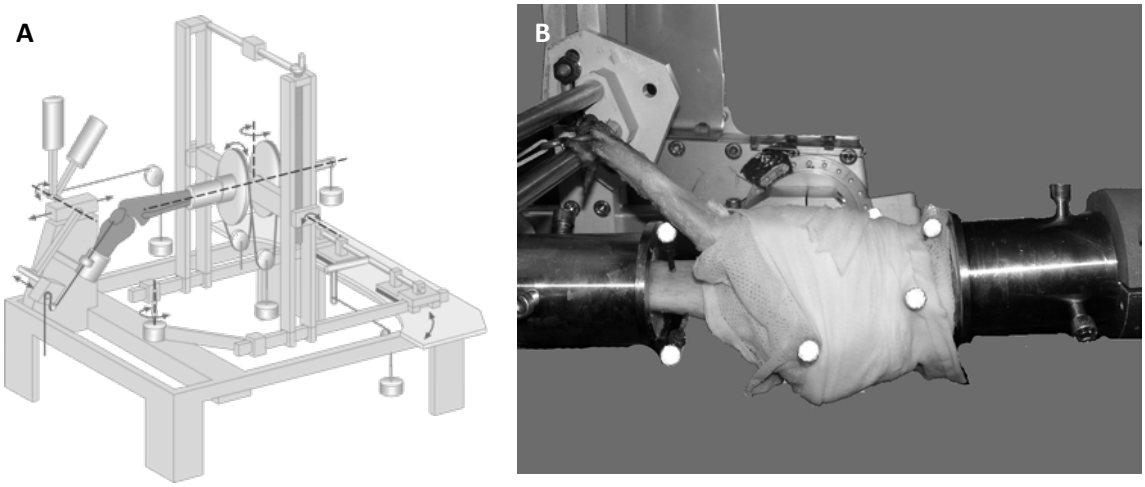


Abbildung 13: Kniegelenkspräparat im Kniebewegungssimulator mit retroreflektiven Kugelmarkern.
Das Präparat wurde im Simulator unter einer Axiallast von 200 N zwischen 0° und 120° Flexionswinkel gebeugt, während der Bewegung wurde die Quadrizepssehne über einen Umlenkmechanismus mit 10 N stabilisiert. A - schematische Darstellung des Kniebwegungssimulators abgebildet. B – Präparat im Kniebwegungssimulator.

schwindigkeit von $8°/s$ zwischen $0°$ und $120°$ Flexionswinkel aufgebracht.
Es wurden drei Zyklen à 30 s aufgezeichnet. Die Koordinaten der Kugelmarker in Abhängigkeit der Zeit wurden im Anhang in Abbildung 48 grafisch dargestellt. Die Bewegung wurde im Modell ausgehend von $48°$ Flexion über $120°$ bis $0°$ im dritten Zyklus beschrieben. Die Ausgangsposition von $48°$ musste gewählt werden, da dies der Ausgangslage des Modells entsprach. Für die Ergebnisdarstellung wurde nur die Extensionsbewegung ($120°$ bis $0°$) ausgewählt.

0°, 30° und 60° Flexionsstellung unter höherer Axiallast

Diese Randbedingungen wurden für die Validierung des Modells sowie für die Untersuchung der Bedeutung einer höheren Belastung im Modell eingeführt.
Das Kniegelenkspräparat wurde wie zuvor mit retroreflektiven Kugelmarkern versehen, wobei die Lage der Marker gegenüber dem vorherigen Versuch nicht verändert wurde. Das Präparat wurde in einer Aufnahme mit variabler Einstellung des Flexionswinkels in der Zwick-Materialprüfmaschine (Z010, Zwick, Ulm, Deutschland) eingespannt und mit einer Axiallast von $1000\,N$ und einem Flexionswinkel von $0°$ bzw. $30°$ bzw. $500\,N$ ($60°$ Flexionswinkel) beaufschlagt. Unter axialer Belastung wurde der Flexionswinkel sowie der Varus-Valgus-Winkel fixiert, die weiteren Translationen sowie die Außen- bzw. Innenrotation wurden nicht fixiert.
Die Bewegung des Präparats unter Belastung wurde für das Gelenk mit intakter Kniegelenkskapsel entsprechend der Aufzeichnung im Kniebewegungssimulator und nach Präparation der Gelenkkapsel aufgezeichnet. Diese Präparation wurde für die notwendigen Validierungsuntersuchungen durchgeführt (Kapitel: Validierung des Kniemodells).

Applikation der Randbedingungen

Um die Lage der Markermittelpunkte zum Präparat im vorhandenen Finite-Elemente-Modell bestimmen zu können, wurden von dem mit Markern ausgestatteten Kniegelenkspräparat computertomographische Aufnahmen (CT-Aufnahmen) in den drei anatomischen Richtungen (transversal ($512\,x\,512\,x\,308$), sagittal ($145\,x\,512\,x\,1055$) sowie frontal ($512\,x\,128\,x\,1040$)) mit einem Schichtdickenabstand von $1\,mm$ und einer Auflösung von $(0{,}3\,x\,0{,}3)\,mm$ (Siemens Somatom Definition) am Bundeswehrkrankenhaus Ulm angefertigt (Abbildung 14).

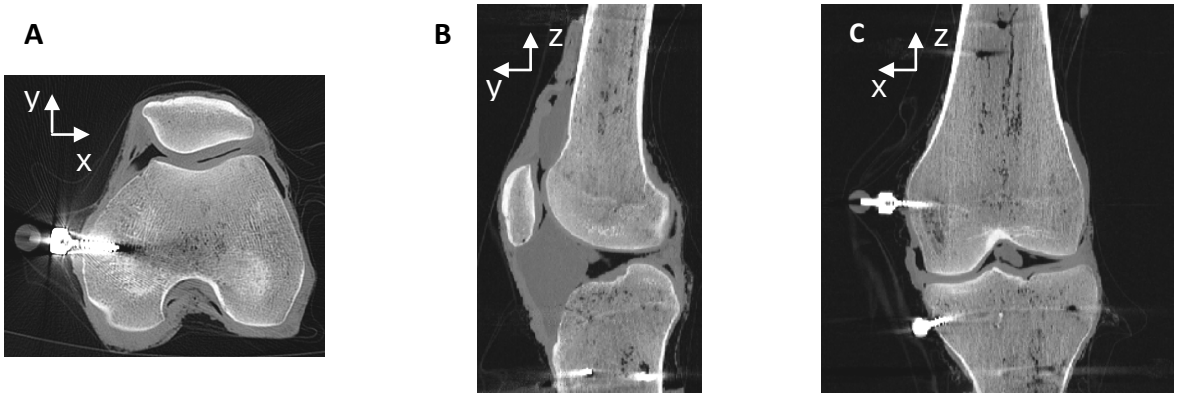
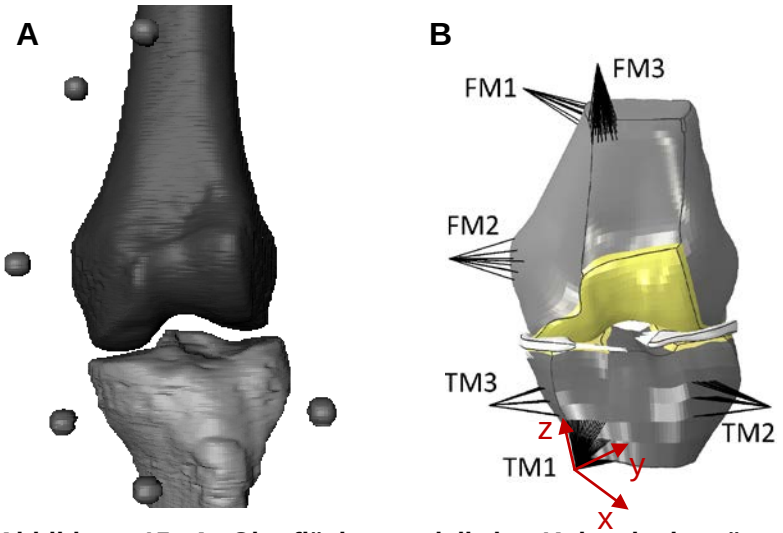


Abbildung 14: Exemplarische Darstellung der CT-Aufnahmen für die drei anatomischen Ebenen.
A: Kniegelenkspräparat mit Kugelmarker und entsprechender Aufnahme in der Transversalebene. B: Kniegelenkspräparat in der Sagittalebene und C: in der Frontalebene mit zwei Kugelmarkern und deren Aufnahmen im Anschnitt.

Die knöchernen Strukturen sowie die Marker (aus PMMA) wurden unter Anwendung eines Schwellenwertverfahrens in amira® segmentiert und nach visueller Kontrolle manuell korrigiert. Analog zum Vorgehen bei der Modellerstellung aus den MRT-Aufnahmen wurden Oberflächenmodelle (Abbildung 15) auf Basis dieser Datensätze im Dateiformat-stl generiert. Es wurden mehrere Modelle basierend auf den unterschiedlich ausgerichteten Datensätzen erzeugt, um den Fehler bei der Segmentierung abschätzen zu können. Ergänzend wurde durch Superposition der drei Modelle in Geomagic Studio® ein mittleres Modell des Femurs sowie der Tibia einschließlich der Kugelmarker erzeugt. Die erzeugten Knochenmodelle



FM1- Femurmarker 1
FM2- Femurmarker 2
FM3- Femurmarker 3
TM1- Tibiamarker 1
TM2- Tibiamarker 2
TM3- Tibiamarker 3

Abbildung 15: A. Oberflächenmodell des Kniegelenkspräparat mit Kugelmarkern aus CT-Aufnahmen erstellt. B. Bezeichnung der Kugelmarkermittelpunkte im Finite-Elemente-Modell des Kniegelenks und Darstellung des tibiagebundenem Koordinatensystems.

wurde in Geomagic Studio® mit Hilfe eines automatischen Best-Fit-Algorithmus an den aus den MRT-Aufnahmen erstellten Knochenmodellen ausgerichtet, wobei der Bereich der Ausrichtung auf den Bereich beschränkt wurde, der für beide Modelle vorlag. Für die Anpassung wurde eine Toleranz von $500\ \mu m$ vorgegeben. Die Modelle der Tibia sowie des Femurs wurden getrennt betrachtet, da die Ausrichtung der Knochenenden zueinander in den MRT- und den CT-Aufnahmen nicht übereinstimmte. Das gleiche Verfahren wurde verwendet um die Kugelmarker zu idealisieren, dazu wurden die segmentierten Kugeln markiert und an ideale Kugeln mit $10\ mm$ Durchmesser angepasst. Durch diese Technik konnte die relative Lage der Kugelmarkermittelpunkte zum jeweiligen Knochenmodell im globalen MRT-Koordinatensystem bestimmt werden. Die Mittelpunkte der Kugelmarker wurden mit der Software Geomagic Studio® automatisch bestimmt. Zwischen den drei Einzelmodellen wurden für die Koordinaten der Mittelpunkte Abweichungen von $14\ \mu m$ bis maximal $240\ \mu m$ bestimmt. Diese Abweichungen resultierten ausschließlich aus der Segmentierung sowie der Anpassung an die ideale Kugelgeometrie. Nach Ausrichtung der Knochenmodelle an der Geometrie der Knochenmodelle aus den MRT-Aufnahmen wurden die Mittelwerte sowie die Standardabweichungen für alle vier Modelle ermittelt (Tabelle 5). In allen Fällen wurde eine Zunahme des mittleren Fehler beobachtet, da dieser Fehler den bekannten Fehler aus der Segmentierung und der Kugelanpassung sowie zusätzlich den Fehler, der aus der Anwendung des Best-Fit-Algorithmus auf die Knochen resultierte, beinhaltet.

Tabelle 5: Koordinaten der Kugelmarkermittelpunkte im globalen Koordinatensystem des Finite-Elemente-Modells in mm. Für die sechs Marker wurden die Mittelwerte aus den drei segmentierten Datensätzen sowie dem überlagerten Modell nach Ausrichtung der Knochenmodelle an den aus den MRT-Aufnahmen generierten Modellen bestimmt (Mittelwert ± Standardabweichung).

	x	y	z
FM1	-12,6 ± 0,13	39,2 ± 0,33	119,3 ± 0,52
FM2	34,1 ± 0,12	15,8 ± 0,10	69,3 ± 0,10
FM3	30,8 ± 0,22	67,8 ± 0,14	150,8 ± 0,13
TM1	75,6 ± 0,32	59,5 ± 0,21	-8,7 ± 0,46
TM2	68,9 ± 0,57	120,8 ± 0,18	11,3 ± 0,63
TM3	53,2 ± 0,17	28,3 ± 0,10	11,0 ± 0,30

Ergänzend wurde jeweils der Abstand zwischen den Kugelmarkermittelpunkten mit den Abständen aus den VICON-Messdaten zu Beginn jedes Lastfalls vergli-

chen. Es wurde eine mittlere Abweichung von $20\,\mu m$ und eine maximale Abweichung von $790\,\mu m$ (FM1-3, 0° Flexion) bestimmt. Die Verschiebungsamplituden wurden in einem tibiagebundenem Koordinatensystem auf das Finite-Elemente-Modell aufgebracht. Der Ursprung des Koordinatensystems wurde in TM1 definiert, die x-Achse zwischen TM1 und TM3 festgelegt und die xy-Ebene entsprechend zu TM2 aufgespannt (Abbildung 15). Während der VICON-Datenaufbereitung musste das Koordinatensystem um 180° um die positive y-Achse gedreht werden.

2.1.5 Verifikation des Finite-Elemente-Modells

Netzkonvergenzanalysen

Mit Verfeinerung des Finite-Elemente-Netzes konvergiert die numerische Lösung gegen die analytische Lösung (h-Konvergenz). Mit der Konvergenzstudie soll ein Netz bestimmt werden, dessen Lösung gegen die analytische Lösung konvergiert, wobei die mit zunehmender Netzdichte erheblich steigende Rechenzeit vertretbar bleibt. Gleichzeitig muss aber sichergestellt werden, dass sich eine gröbere Diskretisierung nicht sensitiv auf die Genauigkeit der Ergebnisse auswirkt, dass heißt die Netzdichte darf nicht die berechneten Reaktionskräfte und maximalen Kontaktdrücke beeinflussen. Als Kriterium wurde eine Änderung kleiner gleich 5% von einer Netzdichte zur Nächsten gewählt.

Um den Einfluss der Netzdichte des Kniegelenksmodells zu untersuchen, wurden für das Kniemodell fünf unterschiedlich feine Finite-Elemente-Netze (A-E) erstellt (Abbildung 16). Im ersten Fall wurde ein Modell mit einer Elementverteilung entsprechend dem bereits beschriebenen Modell jedoch mit halber Anzahl an Elementen generiert (A-6719 Elemente) und im zweiten Fall mit einer globalen Elementkantenlänge h von etwa $3\,mm$ (B-34656 Elemente). Als Modell mit mittlerer Elementdichte wurde das bereits beschriebene Modell angenommen (C-57586 Elemente). Im weiteren wurden zwei Finite-Elemente-Netze mit höherer Feinheit generiert (D und E), wobei in diesen Modellen jeweils das gleiche Meniskusnetz mit einer mittleren Elementkantenlänge h von $1\,mm$ modelliert wurde. Für das erste fein vernetzte Modell (D-118708 Elemente) wurde die Elementanzahl im Vergleich zum Referenzmodell (C) inetwa verdoppelt, für das zweite Modell wurde eine mittlere Elementkantenlänge h von etwa $1\,mm$

vorgegeben (E). Um Unterschiede zwischen den auftretenden Kräften in den tibialen IL, infolge unterschiedlicher Fixierungsstellen auf dem Tibiaplateau auszuschließen, wurden die Knoten entsprechend denen im bisherigen Finite-Elemente-Netz über Knotenkoordinaten auf der Oberfläche des Tibiaplateaus festgelegt. Die Fixierungsknoten wurden bei der Erstellung der Federelementbündel in den verschieden feinen Finite-Elemente-Netzen durch Abtasten der Knotenkoordinaten in APDL-Skripten ermittelt.

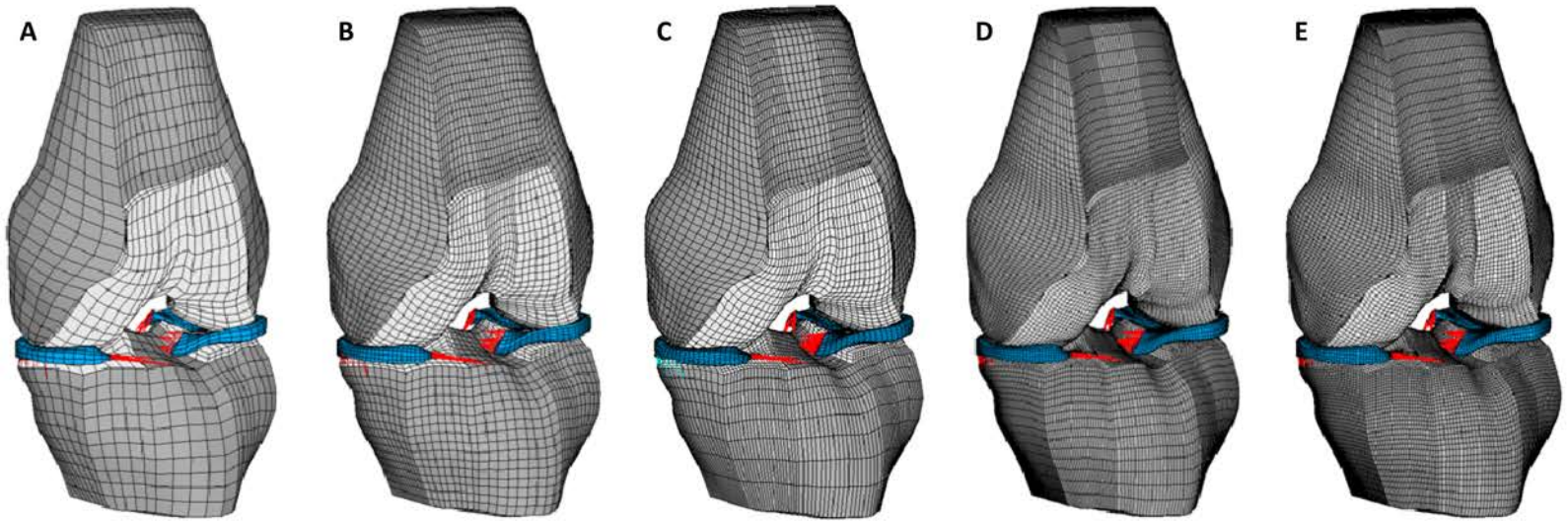
Im Referenzkniemodell (C) wurde das Meniskusmodell durch ein Finite-Elemente-Netz mit Elementkantenlängen kleiner bzw. größer $1\,mm$ beschrieben. Die Verteilung der Versteifungskomponenten im kompositären Meniskusmodell wurde durch die Anzahl und die Verteilung der Hexaederelemente bestimmt. Um den Einfluss der Anzahl von Faserschichten und damit der Fasern auf die Ergebnisparameter unabhängig von der Netzdichte des Kniemodells zu untersuchen, wurden drei verschieden fein vernetzte kompositäre Meniskus-modelle in diesem Kniemodell (C) untersucht (Abbildung 17). Aufgrund der Resultate aus dem Submodell (Anhang) zum Kollagen-Typ-I-Faservolumen wurde angenommen, dass Unterschiede in den Kräfte in den tibialen IL zwischen den unterschiedlichen Modellen aus der unterschiedlichen Anzahl an zirkumferenten Kollagenfasern folgen und durch die radialen Kollagenfasern nicht maßgeblich beeinflusst werden.

Für den Vergleich der verschiedenen Netzdichten wurden die Modelle in $30°$ Flexion unter $1000\,N$ Axiallast untersucht. Die Kräfte in den tibialen IL und der maximale Kontaktdruck im tibialen Gelenkknorpel wurden ausgewertet und der prozentuale Unterschied zum Referenznetz (C) bestimmt.

Sensitivitätsanalysen - Kontaktparameter

Der Kontakt zwischen den Gelenkpartnern, distales Femur und proximale Tibia, stellt die Basis für die Funktion des Kniegelenks dar. Im Finite-Elemente-Modell umfasst die Kontaktdefinition die Beschreibung der Kontaktbereiche, die Festlegung der Art des Kontakts sowie das Reibungsverhalten zwischen den Kontaktpartnern.

Die Definition der Kontaktpaare erfolgte flächenbasiert. Diese Kontaktflächen wurden im Modell während der Modellerstellung basierend auf den unterliegenden



Tibia	1620	7200	9600	45600	80640
tibialer Knorpel	189	810	2400	7200	6400
Femur	2324	18547	22302	55700	93527
femoraler Knorpel	664	2026	3987	5360	7014
lateraler Meniskus	240	900	2860	2580	2580
medialer Meniskus	260	840	2989	2268	2268
Gesamt	**6719**	**34656**	**57586**	**118708**	**204134**

Abbildung 16: Verschiedene Netzdichten für das Finite-Elemente-Modell des Kniegelenks.
A. Grobes Netz mit halber Anzahl der Elemente im Vergleich zum Modell C (globale Elementkantenlänge h= 6 mm). B. Grobes Netz mit globaler Elementkantenlänge h von 3 mm. C. In der Netzerstellung beschriebenes Modell. D. Feines Netz mit etwa doppelter Elementzahl im Vergleich zum Referenznetz. E. Feines Netz mit globaler Elementkantenlänge h von ca. 1 mm.

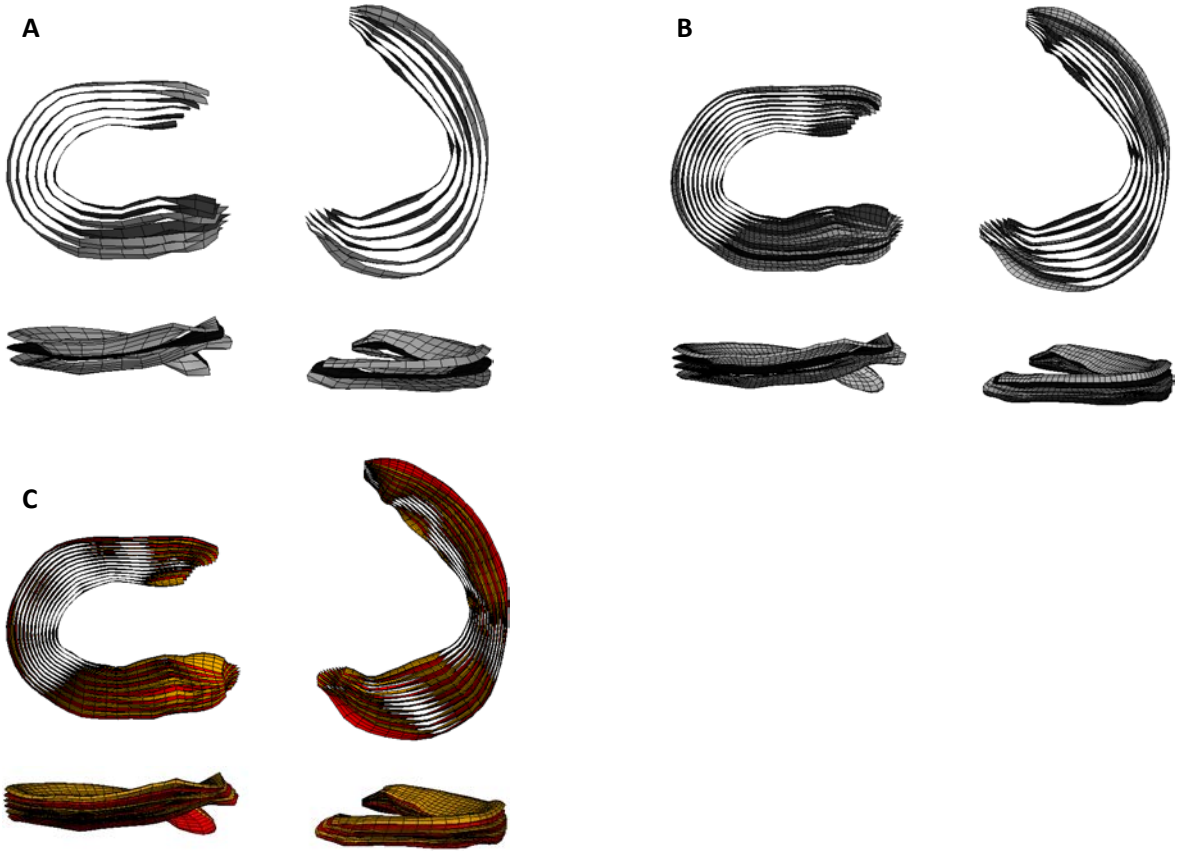


Abbildung 17: Darstellung der Membranelementschichten in Abhängigkeit der verschiedenen Finite-Elemente-Netze der Menisken.
A. Grobes Meniskusnetz (240 bzw. 260 lineare Hexaederelemente) mit 12 zirkumferent und 72 radial verlaufenden Kollagenfasern. B. Regelmäßig vernetztes Meniskusmodell mit einer mitttleren Elementkantenlänge von 1 mm und 33 zirkumferent und 344 radial verlaufenden Fasern. C. Referenzmeniskusmodell: Irregulär vernetzt (2860 bzw. 2989 lineare Hexaederelemente) mit 70 zirkumferent und 264 radial verlaufenden Fasern.

Elementen generiert. Es wurden sechs Kontaktpaare mit acht verschiedenen, interagierenden Kontaktflächen definiert (Tabelle 6). Der Kontaktalgorithmus basiert auf dem Master-Slave-Konzept. Entsprechend den Empfehlungen für das Master-Slave-Konzept (Abaqus Manual) wurde der Meniskus als Partner mit der höheren Steifigkeit jeweils als Master angenommen. Für die Kontaktpaare, in denen beide Partner Gelenkknorpel darstellten, wurde der tibiale Knorpel als Slave festgelegt. Für alle Kontakte wurde für die Diskretisierung ein Oberflächen-zu-Oberflächen-Kontakt mit 'finite-sliding' Formulierung eingeführt. Als Suchalgorithmus wurde standardmäßig ein 'path-tracking' Algorithmus verwendet. Zu Beginn jeder Simulation wurden initiale, kleine Überschneidungen bzw. Durchdringungen der Kontaktflächen durch Anpassen der Knoten auf der Oberfläche spannungs- und dehnungsfrei entfernt. Standardmäßig interagieren die Kontaktpartner nur in Richtung der Normalen, um einer Penetration entgegenzuwirken, weitere mecha-

nische Kontakteigenschaften wie Reibung wurden im Kniemodell zunächst nicht berücksichtigt.

Tabelle 6: Kontaktpaare und deren Kontaktpartnern sowie die Zuordnung zum Master und Slave Konzept.

	Master-Fläche	Slave-Fläche
1	medialer femoraler Knorpel	medialer tibialer Knorpel
2	medialer Meniskus superior	medialer femoraler Knorpel
3	medialer Meniskus inferior	medialer tibialer Knorpel
4	lateraler femoraler Knorpel	lateraler tibialer Knorpel
5	lateraler Meniskus superior	lateraler femoraler Knorpel
6	lateraler Meniskus inferior	medialer tibialer Knorpel

Es wurde nahezu Reibungsfreiheit angenommen [15, 50, 101]. Als Kontakt-Zwangsbedingungs-Methode wurde die Penalty-Methode gewählt. In Abaqus/Standard wird das Penalty-Verfahren als steife Annäherung an einen harten Kontakt verstanden, wobei durchaus Penetrationen zulässig sind. Sehr hohe und damit physikalisch sinnvolle Penalty-Steifigkeiten führen zu einer schlecht konditionierten Systemmatrix und somit zu schlechter Konvergenz. Die Ergebnisse können stark von der Wahl des Penalty-Parameters abhängen. Für die lineare Penalty-Methode ist die Penalty-Steifigkeit konstant und die Druck-Penetrations-Beziehung linear.

Der Penalty-Parameter wurde im Modell für jedes Kontaktpaar ausgehend von $50\,N/mm$ gesteigert. Für die sechs Kontaktpaare wurde jeweils der gleiche Penalty-Parameter angenommen (Durchlauf 1). Ergänzend wurde nur in den Kontaktpaaren der Penalty-Parameter erhöht, in denen der Meniskus einen Kontaktpartner darstellte (Durchlauf 2).

Im nichtlinearen Penalty-Verfahren nimmt die Steifigkeit mit der Durchdringung zu. Der finale Penalty-Parameter wurde ausgehend von den Standardwerten erhöht. Für die lineare und die nichtlineare Variante wurde die Konvergenz während der Lösung, die auftretende Penetration, der maximale tibiale Kontaktdruck sowie die tibiale Kontaktfläche in Abhängigkeit vom Penalty-Parameter überprüft.

2.2 Partielle Meniskektomien und Meniskusersatz

Mit Hilfe des generierten Kniegelenkmodells wurde der Einfluss von Teilresektionen im Hinterhorn des medialen Meniskus auf den maximalen Kontaktdruck sowie die Kontaktfläche und die Kräfte in den tibialen IL untersucht. Anschließend wurde

der Einfluss eines einfachen homogen, isotrop, linear elastischen Ersatzmaterials im resezierten Bereich geprüft.

Die folgenden Resektionstiefen wurden über eine Länge von ca. $10\,mm$ [125] simuliert: $20, 50, 75$ sowie 100% des medialen Hinterhorns (Abbildung 18). Der Umfang des zu resezierenden Gewebes und somit der zu entfernenden Elemente wurden dabei basierend auf der Tiefe des medialen Meniskus im Hinterhornbereich bestimmt. Für das Modell wurden die folgenden Resektionstiefen modelliert: $2{,}3, 4{,}7$ und $7{,}6\,mm$. Im letzten Schritt wurde der Hinterhornbereich über eine Länge von $10\,mm$ vollständig entfernt. Da das vorhandene Finite-Elemente-Netz als Grundlage verwendet wurde, wurden Resektionslänge sowie -tiefen entsprechend der Elementgeometrie realisiert. Dieses Vorgehen führte zu einer Resektionslänge von $9{,}7\,mm$.

Für jede Resektionstiefe wurde der resezierte Bereich durch ein homogenes Ersatzmaterial ersetzt und die Materialparameter variiert. Das Meniskusgewebe sowie die übrigen Komponenten des Kniegelenks wurden mit den im Referenzmodell verwendeten Materialparametern beschrieben. Es wurde angenommen, dass die

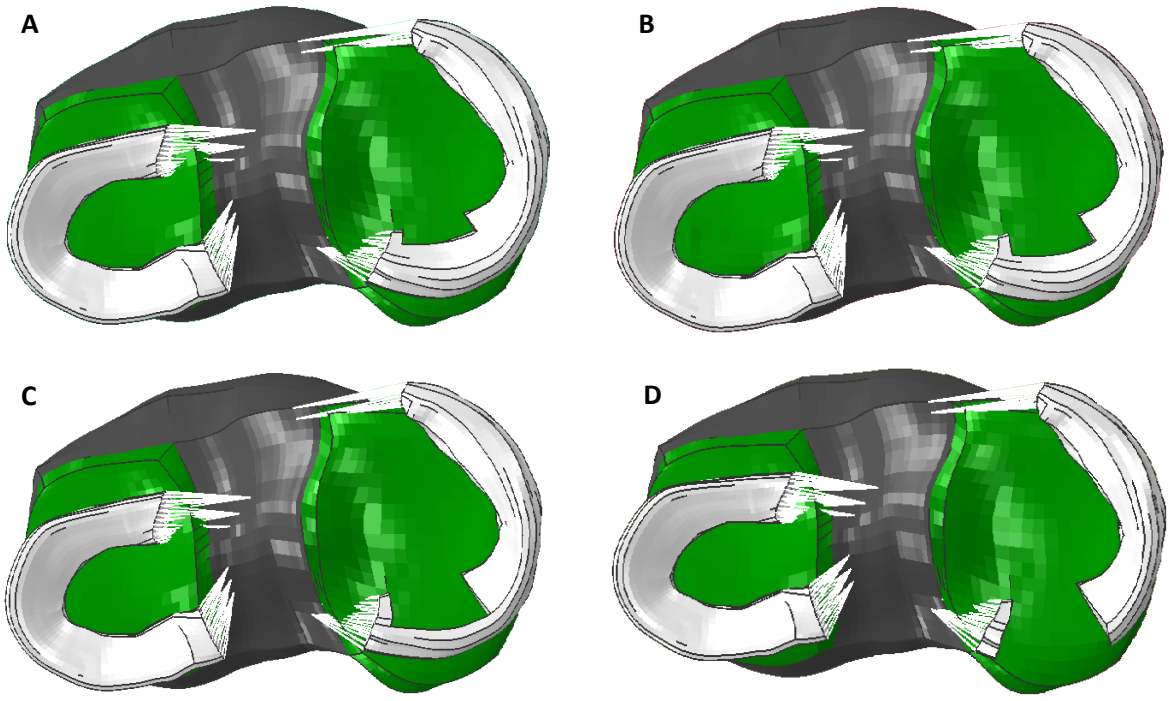


Abbildung 18: Darstellung der partiellen Resektionstiefen im posteromedialen Meniskus in der Draufsicht des Tibiaplateaus.

A. 20% Resektionstiefe über $10\,mm$ Resektionslänge, B. 50% Resektionstiefe, C. 75% Resektionstiefe, D. 100% Resektion im Hinterhorn.

Entfernung der Membranelemente einschließlich der entsprechenden Versteifungskomponenten in den zu resezierenden Bereichen, äquivalent einer Unterbrechung der lastübertragenden Kollagenfasern im Meniskus nach einer partiellen Resektion wirkt.

Das Ersatzmaterial wurde isotrop, linear elastisch mit einem linearen Elastizitätsmodul von $0{,}5, 5, 50$ und $500\,MPa$ sowie einer Querkontraktionszahl von $0{,}4$ beschrieben. Der Übergang vom Meniskusgewebe zum Ersatzmaterial wurde ohne Grenzfläche beschrieben, mögliche Fixierungstechniken wurden nicht untersucht.

In den Simulationen wurde das Kniegelenksmodell unter einem Flexionswinkel von $30°$ mit $1000\,N$ axial komprimiert. Die Lastaufbringung wurde gemäß dem bisherigen Vorgehen über aufgezeichnete Verschiebungsamplituden simuliert. Da für eine Resektionstiefe von 75% sowie für die Einbringung eines Ersatzmaterials keine Verschiebungsrandbedingungen vorlagen, wurden vereinfacht die Randbedingungen nach 50%iger partieller Resektion aufgebracht bzw. die des intakten Zustandes. Dabei wurde die Annahme getroffen, dass die Kinematik durch die Einbringung des Ersatzmaterials wiederhergestellt wird [5].

2.3 Sensitivitätsstudien

Im Folgenden wurde die Sensitivität der mit dem Referenzmodell ermittelten Ergebnisse (Kräfte in den tibialen IL sowie Belastung des tibialen Gelenkknorpels) bzgl. der Materialbeschreibung der Menisken, des Gelenkknorpels sowie der tibialen IL und der Reibung zwischen den Kontaktpartnern untersucht.

2.3.1 Einfluss der Materialbeschreibung

Die zusätzlich untersuchten Materialparameter wurden in Tabelle 8 am Ende des Kapitels zusammengefasst. Neben dem kompositären Meniskusmodell wurden zusätzlich die bekannten Meniskusbeschreibungen isotrop, linear elastisches Meniskusmodell [98] sowie transversal isotrop, linear elastische [49, 158] Meniskusbeschreibung untersucht. Haut Donahue et al. [50] ermittelten in einer Optimierungsstudie die folgenden Materialkonstanten für die transversale Isotropie: für den Elastizitätsmodul parallel zur Faserrichtung $E_{zirkumferent} = 150\,MPa$, für den Elastiztätsmodul senkrecht zur Faserrichtung $E_2 = E_3 = 20\,MPa$, für die Querkontraktionszahl $v_{12} = v_{13} = 0{,}3$ und $v_{23} = 0{,}2$ und für den Schubmodul $G = 57{,}7\,MPa$.

Für das kompositäre Referenzmeniskusmodell wurde der Einfluss des prozentualen Kollagen-Typ-I-Faservolumens sowie des Elastizitätsmoduls der Grundsubstanz und der Querkontraktionszahl untersucht.

Im Vergleich zum Referenzmodell wurden die Kollagen-Typ-I-Fasern zusätzlich mit den Daten von Haut und Little [52] sowie mit Daten für Kollagen-Typ-I-Fasern aus der Bandscheibe nach Schmidt et al. [118] beschrieben (Abbildung 19). Diese Daten basieren auf dem Spannungs-Dehnungs-Verhalten nach Shirazi-Adl [127], wurden aber anhand von experimentellen Untersuchung an der Bandscheibe kalibriert [118]. Haut und Little [52] stellten für Dehnungen kleiner 2% für das elastische Verhalten von Kollagen-Typ-1-Fasern folgende konstitutive Beziehung für eine Dehnungsgeschwindigkeit von $1{,}1\%/min$ auf: $\sigma(\varepsilon) = B\,\varepsilon^{\mathrm{A}}$ (mit $B = 18700\,MPa$ und $A = 2{,}07$). Für den Sekantenmodul folgt $E = 285\,MPa$ (0≤ ε ≤2%). Aus der Spannungs-Dehnungs-Beziehung nach Schmidt et al. [118] folgt für einen Dehnungsbereich von 0 bis $2{,}5\%$ ein Sekantenmodul von $39\,MPa$, im linearen Bereich ($5\% \leq \varepsilon \leq 10\%$) gilt ein Tangentenmodul von $1125\,MPa$. Im dritten Fall wurden die Kollagenfasern als linear elastisch mit $E = 1200\,MPa$ [101] beschrieben.

Für die verschiedenen Fasermodelle folgen in den angegebenen Dehnungsbereichen unter Berücksichtigung des Elastizitätsmoduls der Grundsubstanz

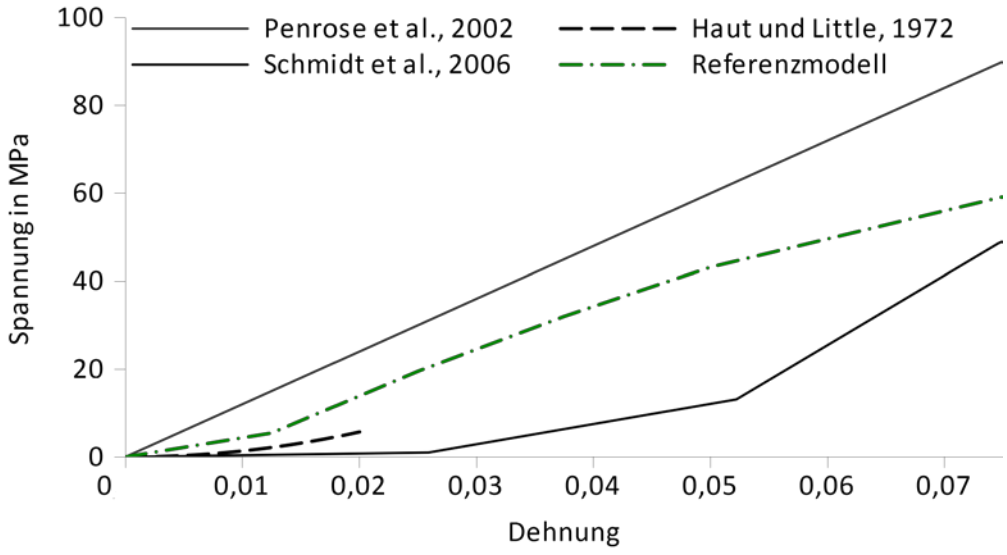


Abbildung 19: Spannungs-Dehnungs-Kurven für Kollagen-Typ-I-Faser für die Beschreibung der Versteifungskomponenten in Abaqus/Standard.
Die angegebenen Daten wurden der Literatur (Penrose et al.[101], Schmidt et al.[118], Haut und Little [52]) entnommen. In Grün wurde das Referenzverhalten nach Shirazi-Adl [127] angegeben.

($E = 8\,MPa$) und der Faseranteile (14% in zirkumferenter Richtung; $2{,}5\%$ in radialer Richtung) im Hauptteil die in Tabelle 7 angegeben Elastizitätsmoduln in zirkumferenter Richtung. Für die Berechnung wurde vereinfacht $E_{zirkum1} = 0{,}14 \cdot E_{Faser} + E_{Matrix}(1 - 0{,}14)$ angenommen. Da quer zur Zugrichtung die radialen Fasern verlaufen, wurde ein zusätzlicher Anteil $E_{zirkum_2} = E_{Faser} \cdot E_{Matrix}/(E_{Faser} \cdot 0.975 + E_{Matrix} \cdot 0{,}025)$ angenommen. Zum Vergleich, in *In-vitro*-Versuchen [34, 109] wurden für Meniskuszugproben im linearen Bereich Werte zwischen 140 und $200\,MPa$ ermittelt.

Tabelle 7: Zugmoduln für das Meniskusgewebe in den verschiedenen Fasermodellen für bestimmte Dehnungsbereiche in zirkumferenter Richtung. Für die Faseranteile und die Eigenschaften der Grundsubstanz im Referenzmodell.
Die Moduln der Kollagenfasern zur Berechnung der Zugmoduln wurden grafisch aus den in der Literatur angegebenen Materialverhalten bestimmt.

Faserbeschreibung nach:	Schmidt et al., 2006 [118]	Haut und Little, 1972[52]	Shirazi-Adl, 1986[127]	Penrose et al., 2002[101]
resultierender Zugmodul in zirkumferenter Faserrichtung	$20\,MPa$ $173\,MPa$	$55\,MPa$	$76\,MPa$ $124\,MPa$	$183\,MPa$
Dehnungsbereich	$0 \leq \varepsilon \leq 0{,}025$ $0{,}05 \leq \varepsilon \leq 0{,}1$	$0 \leq \varepsilon \leq 0{,}02$	$0 \leq \varepsilon \leq 0{,}013$ $0{,}013 < \varepsilon \leq 0{,}025$	

Tibiale Insertionsligamente

Zusätzlich zu den nichtlinearen mittleren Kraft-Weg-Kurven aus den *In-vitro*-Versuchen wurden drei weitere Beschreibungen (Variante B-D) eingeführt. In Variante B wurde das mittlere Kraft-Weg-Verhalten für jedes tibiale IL nur aus ausgewählten Präparaten berechnet, deren Ausgangslänge mit denen des Modells in etwa übereinstimmten. Da die mittleren Längen für das in dieser Studie untersuchte Präparat im Bereich der Minima einzuordnen waren (Abbildung 20).

Für die Varianten C und D wurden Elastizitätsmoduln zur Beschreibung der tibialen IL aus der Literatur entnommen (Variante C [49], Variante D [163]). Zur Berechnung der Federelementsteifigkeit wurde eine konstante Querschnittsfläche der tibialen IL angenommen, dabei wurden die, im Rahmen der Zugversuche bestimmten Mittelwerte für die Querschnittsfläche herangezogen. Unter Berücksichtigung der Längen der tibialen IL im Finite-Elemente-Modell wurden die jeweiligen Steifigkeiten für die tibialen IL ermittelt (Tabelle 8).

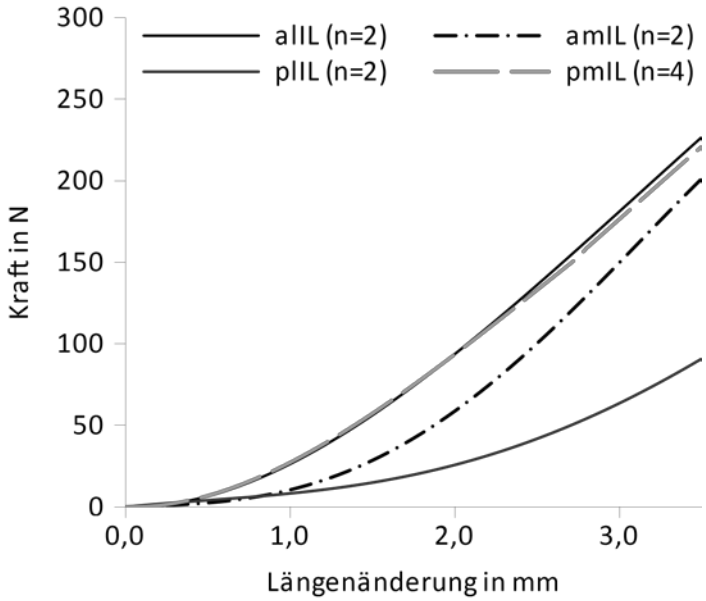


Abbildung 20: Kraft-Weg-Kurven zur Beschreibung der tibialen IL gemittelt aus ausgewählten Kurven für tibiale IL mit ähnlicher Länge (Variante B). In Klammern wurde jeweils die Anzahl der Präparate angegeben.

Gelenkknorpel

Unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Angaben für den Elastizitätsmodul von Knorpel (5 bis 15 MPa) in der Literatur [96-98, 163] wurde der Wert um 50% gegenüber dem Referenzwert variiert und der Einfluss auf die Ergebnisparameter untersucht. Zusätzlich wurde die Querkontraktionszahl ausgehend vom Referenzwert erhöht.

2.3.2 Einfluss der Reibung

In einer Parameterstudie zum Einfluss der Reibung wurde untersucht, ob die auftretende Reibung zwischen den knorpeligen Strukturen, Gelenkknorpel und Meniskus, einen Einfluss auf die Ligamentkräfte in den tibialen IL hat. Der Gleitreibungskoeffizient μ wurde für alle Kontaktpaare zwischen $0{,}0$ und $0{,}1$ variiert. Aufgrund der Proportionalität der Reibungskraft zur applizierten Axiallast wurde der Einfluss des Gleitreibungskoeffizienten auf die Kräfte in den tibialen IL ergänzend für das Modell in $30°$ Flexion unter $1000\,N$ axialer Kompression untersucht. In diesem Modell wurde ein Maximalwert von $\mu = 0{,}5$ zwischen den Kontaktpartnern angenommen. Das zeitabhängige Verhalten der Reibung wurde nicht untersucht. Als Beanspruchungsgrößen wurden die Kräfte in den tibialen IL, der maximale Kontaktdruck im tibialen Gelenkknorpel sowie die resultierende Kontaktfläche ausgewertet.

2.4 Validierung des Kniemodells

Zur Validierung des Modells wurde eine *In-vitro*-Studie [125] durchgeführt. Ein Teil der ermittelten Daten wurde verwendet, um die Gültigkeit der Modellvorhersagen bzgl. der Kontaktparameter (maximaler Kontaktdruck und Kontaktfläche) zu bewerten. Es wurde untersucht, mit welcher Genauigkeit der maximale Kontaktdruck sowie die Kontaktfläche mit dem Modell vorhergesagt werden kann. Eine Abweichung von 25% zwischen dem vorhergesagten Wert und dem experimentell bestimmten Wert für das Präparat wird als Gültigkeitsgrenze zugrundegelegt. Neben der Abweichung zu diesem Wert wurde ein zweites Genauigkeitskriterium berücksichtigt, das gegenüber dem ersten ungenauere Modellvorhersagen zulässt. Hierbei wurde untersucht ob der vorhergesagte Wert zumindest im Bereich der ermittelten Standardabweichung um den Mittelwert der 10 experimentell bestimmten Werte liegt.

Für die Validierung der Modellvorhersagen zu den Kräfte in den tibialen IL wurde keine eigene *In-vitro*-Studie durchgeführt. Die Kräfte in den anterioren tibialen IL wurden anhand von Resultaten aus einer *In-vitro*-Studie [123] an 12 Kniegelenkspräparaten unter vergleichbaren Randbedingungen aus der Literatur verglichen. Für die Kräfte in den posterioren tibialen IL stehen keine Vergleichsdaten zur Verfügung.

In-vitro-Studie

In dieser *In-vitro*-Studie [125] wurden u.a. der maximale mediale und laterale tibiale Kontaktdruck sowie die jeweilige Kontaktfläche unter verschiedenen Lasten ($500, 1000\,N$) und Flexionswinkeln ($0°, 30°, 60°$) in 10 humanen Kniegelenkspräparaten (Geschlecht: $6\,m$, 4 w; Alter: $44{,}5 \pm 15{,}5\,Jahre$) (South East Tissue Alliance, Gainesville, FL, USA) untersucht.

Im Rahmen des Versuches wurde auch das Präparat untersucht, anhand dessen Anatomie die Geometrie des vorliegenden Finite-Elemente-Modells entwickelt wurde. Um das Finite-Elemente-Modell entsprechend der Kinematik in der Zwick-Materialprüfmaschine (Z010, Zwick, Ulm, Deutschland) steuern zu können, wurden die Verschiebungen mit Hilfe des VICON Messsystems aufgezeichnet (Kapitel Randbedingungen). Die Kinematik wurde zusätzlich vor der Präparation

der Kniegelenkkapsel aufgezeichnet, um den Einfluss der Kapselresektion auf die Resultate im Finite-Elemente-Modell beurteilen zu können.

Haut, Muskeln, Fett, Sehnen sowie die Patella der Präparate wurden vor den Tests vollständig entfernt. Zur Stabilisierung des lateralen Kollateralligaments wurde die Fibula gekürzt und mit einer Knochenschraube an der Tibia fixiert. Die koronaren Ligamente sowie die Kapsel wurden bei der Präparation durchtrennt, um einen Zugang für einen Drucksensor zwischen Meniskus und tibialen Gelenkknorpel zu ermöglichen. Die knöchernen Enden von Femur und Tibia wurden mit PMMA (Technovit® 3040; Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland) in zylindrischen Aufnahmen fixiert.

Für die Messung des Kontaktdruckes sowie der Kontaktfläche wurde ein Tekscan-Sensor (K-Scan Type 4000, 2 x 920,7 mm^2, 9000 psi; Tekscan, Inc., South Boston, MA) verwendet. Mit dem Sensor wurde eine kontinuierliche Aufzeichnung der Kontaktdruckverteilung ermöglicht. Für die Einbringung des Sensors wurde das Kniegelenk durch sein Eigengewicht einschließlich metallischer Aufnahme im Testaufbau distrahiert und die Sensorpaddles unterhalb der Menisken positioniert. Die Sensoren wurden vor den Tests von Dipl-Ing. Andreas Seitz kalibriert, für die detaillierte Vorgehensweise der Kalibrierung wird auf die Literatur verwiesen [125].

Die Flexion-Extensions-Rotationsbewegung sowie die Varus-Valgus-Rotation wurden während der Lasteinleitung fixert. Die Freiheitsgrade der Tibia wurden vollständig fixiert. Über die Vorrichtung wurde das Kniegelenk in drei Flexionsstellungen $0°, 30°$ und $60°$ ausgerichtet, wobei die Präparate unter $0°$ und $30°$ Flexionswinkel bis $1000\,N$ und unter $60°$ bis $500\,N$ axial belastet wurden. Jedes Kniegelenk wurde viermal bis zur maximalen Kraft belastet und entlastet, wobei das Kniegelenk zu Beginn der Tests mit einer Vorlast von $50\,N$ belastet wurde. Der erste Lastzyklus wurde zur Präkonditionierung verwendet. Die Ergebnisgrößen (maximaler Kontaktdruck, Kontaktfläche) wurden jeweils im letzten Zyklus ausgewertet.

Die Präparate wurden in der Zwick-Materialprüfmaschine in einer speziellen Vorrichtung befestigt, wobei die Tibia oben und das Femur unten im Testaufbau fixiert wurden (Abbildung 21).

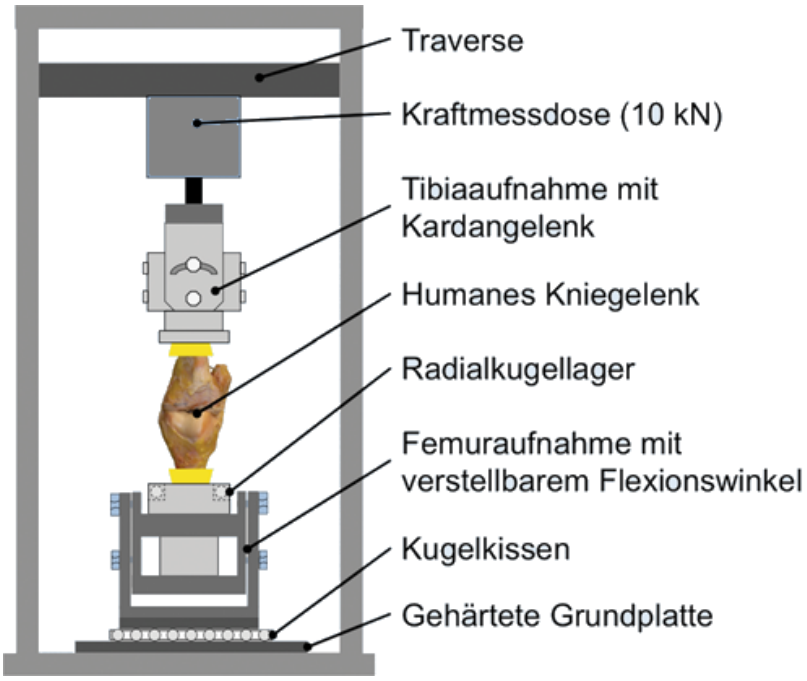


Abbildung 21: Testaufbau zur Validierung. Abbildung aus: Seitz et al. 2012 [124].

Simulationen

Die aufgezeichneten Verschiebungen für die drei Flexionswinkel $0°, 30°$ und $60°$ wurden wie zuvor auf das Modell aufgebracht. Der Tekscan-Sensor wurde in den Simulationen nicht berücksichtigt. Der Elastizitätsmodul des Gelenkknorpels wurde in den Simulationen zwischen $9,12$ und $18\ MPa$ variiert. Die *in vitro* bestimmten maximalen Kontaktdrücke und Kontaktflächen im medialen und lateralen Kompartiment wurden mit den im Modell ermittelten Werten des gleichen Präparats sowie den Mittelwerten und den Standardabweichungen für die zehn untersuchten Präparate verglichen.

Tabelle 8: Materialeigenschaften der Komponenten Knorpel, Meniskus sowie tibiale Insertionsligamente. In Grün sind die entsprechenden Variationen um den schwarz dargestellten Referenzwert dargestellt.

			Elastizitätsmodul in MPa		Querkontraktionszahl	
Knorpel			$E = 12$	$\pm 50\%$	$v = 0{,}45$	0,47; 0,49
Meniskus	isotrop, linear elastisch		$E = 59$		$v = 0{,}49$	
	Fasermodell					
	Grundsubstanz:		$E = 8$		$v = 0{,}45$	0,49
	Faservolumina:	zirkumferent	14%	$\pm 25\%$		
		radial	2,5%	$\pm 25\%$		
		Deckschicht	7% in jede Richtung			
	Fasern: linear		$E = 1200$			
	Fasern: hyperelastisch		Spannung-Dehnungs-Kurven (Abbildung 19)			
tibiale Insertionsligamente						
	nichtlinear	Variante A:	Kraft-Weg-Verhalten im Zugversuch gemittelt für 12 Kniepräparate			
		Variante B:	Auswahl einzelner IL deren Längen mit den Modelllängen übereinstimmen (Abbildung 20)			

Annahme:
Querschnittsflächen der IL der untersuchten Präparate in Übereinstimmung mit Modell

		Elastizitätsmodul E in MPa	Steifigkeit in N/mm
linear			$k(alIL) = 444$
	Variante C:	$E = 111$	$k(amIL) = 211$ $k(plIL) = 321$ $k(pmIL) = 468$
	Variante D:	$E = 600$	$k(alIL) = 2400$ $k(amIL) = 1143$ $k(plIL) = 1735$ $k(pmIL) = 2531$

Annahmen:
Querschnittsflächen basierend auf den Mittelwerten von 12 Präparaten
$A(alIL) = 26\ mm^2$ $A(amIL) = 32\ mm^2$ $A(plIL) = 24\ mm^2$ $A(pmIL) = 27\ mm^2$

.

3 Ergebnisse

Für das in der Verifikation ermittelte Referenzmodell wurden die Kräfte in den tibialen IL, die Beanspruchung der Menisken und des tibialen Gelenkknorpels im intakten Kniegelenk zusammengefasst. Anschließend wurden die berechneten Kräfte in den tibialen IL sowie die Beanspruchung des tibialen Gelenkknorpels für das Kniegelenksmodell mit Teilresektionen im medialen Meniskus und der Einfluss eines Teilersatzmaterials dargelegt. Im Weiteren wurde der Einfluss der Meniskusmodellierung, der Eigenschaften des Gelenkknorpels sowie der tibialen IL auf diese Ergebnisse dargestellt. Die Resultate werden durch die Validierungsergebnisse vervollständigt.

3.1 Verifikation des Finite-Elemente-Modells

Im Folgenden wurden die Ergebnisse der Verifikationsstudien zum Kniemodell zusammengefasst.

3.1.1 Netzkonvergenzanalysen

Finite-Elemente-Modell der Menisken

Für das Meniskusmodell mit 12 zirkumferent verlaufenden Kollagenfasern (A) wurden im Mittel um 12% kleinere Kräfte ermittelt, als für das Modell mit 70 zirkumferent verlaufenden Kollagenfasern (Referenzmodell C). Für das Modell mit 33 zirkumferent verlaufenden Kollagenfasern (B) in jedem Meniskus wurden im Mittel um 9% $(\pm 1{,}6\%)$ kleinere Ligamentkräfte bestimmt als für das Referenzmodell (C). Aufgrund sehr geringer Kräfte in den medialen IL führten vergleichsweise kleine Änderungen $(\pm 0{,}1\ N)$ zu hohen prozentualen Veränderungen. Für das Meniskusmodell (B) wurden für einzelne Winkelstellungen maximale Abnahmen von $0{,}3\ N$ berechnet. Für das Meniskusmodell mit 33 (lateraler Meniskus) bzw. 32 (medialer Meniskus) zirkumferent verlaufenden Kollagenfasern und einer globalen Elementkantenlänge von $1\ mm$ (B) wurde eine verbesserte Elementqualität und ein besseres Konvergenzverhalten während des Lösungsprozesses erzielt, als für das Referenzmeniskusmodell (C). Im Folgenden wurde deshalb das Netz (B) des Meniskus im Referenzkniemodell verwendet.

Finite-Elemente-Modell des Kniegelenks

Mit zunehmender Netzdichte wurde eine Änderung der Kontaktfläche, des maximalen Kontaktdrucks sowie der Kräfte in den tibialen IL ermittelt (Abbildung 22).

Für das Finite-Elemente-Modell mit der gröbsten Netzdichte (A) wurde im lateralen Kompartiment eine Abnahme der Kräfte in den tibialen IL um 23 (anterior) bzw. 41% (posterior) gegenüber dem Referenzmodell (C) berechnet. Posteromedial wurde die Kraft um 59% und anteromedial um 55% gemindert. Für den maximalen Kontaktdruck wurde in beiden Kompartimenten eine Abnahme bestimmt. Ein entgegengesetztes Verhalten wurde für die Größe der Kontaktfläche gefunden. Für das Modell B wurde für die resultierenden Kräfte abhängig von der Lokalisierung eine Abnahme zwischen 7 und 35% bestimmt. Auch für die Kontaktvariablen wurde ein geringerer Einfluss ermittelt als für das Modell A. Die Verfeinerung des Finite-Elemente-Netzes (D) führte im Vergleich zum Referenznetz (C) zu einem Anstieg der Kräfte um $0{,}4$ bis 6%. Das Sensitivitätskriterium, das die Verfeinerung der Netzdichte zu einer Änderung der Resultate kleiner gleich 5% führt, wurde somit für das pmIL ($+6\%$) nicht erfüllt. Für die untersuchten Kontaktparameter im lateralen Kompartiment wurde das Kriterium erfüllt (maximaler Kontaktdruck $+1\%$, Kontaktfläche -2%), wohingegen im medialen Kompartiment nur für den maximalen Kontaktdruck das 5%-Kriterium erfüllt wurde ($+1\%$). Für die Kontaktfläche wurde eine Abnahme um 9% ermittelt. Für die weitere Netzverfeinerung (E) wurde das Sensitivitätskriterium für die resultierende Kontaktfläche sowie die Kräfte in den tibialen IL erfüllt. Für diese Netzdichte konnte das Sensitivitätskriterium für den maximalen Kontaktdruck nicht erfüllt werden (Änderungen $\leq 7\%$). Für die Simulationsdauer wurde ein Anstieg um das 1136-fache vom gröbsten Netz (A) zum feinsten Netz (E) ermittelt (Abbildung 22D). Zusammenfassend wurden für das Modell C (Referenzmodell) für einzelne Werte Abweichungen größer 5% nach weiterer Netzverfeinerung berechnet, aufgrund der hohen Berechnungsdauer stellen die feineren Finite-Elemente-Netze (Netz D+E) des Kniegelenks im Hinblick auf die durchzuführenden umfassenden Sensitivitätsanalysen aber keine vertretbare Alternative zum Referenzmodell dar (Simulationsdauer: t(E)=104 h). Zudem resultierten die großen prozentualen Änderungen aus den sehr geringen

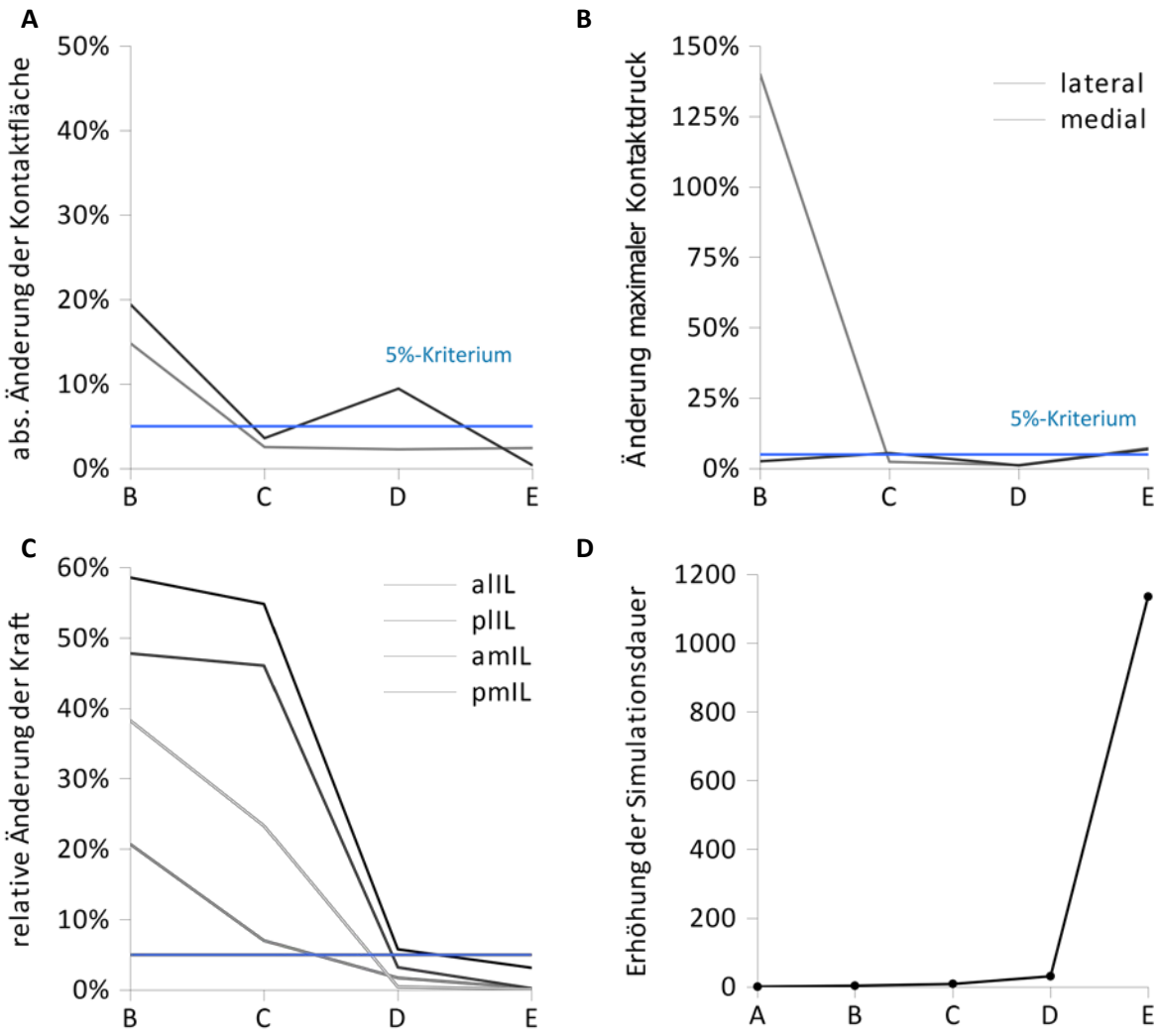


Abbildung 22: Absolute prozentuale Änderung der tibialen Kontaktfläche (A), des maximalen Kontaktdruckes im tibialen Gelenkknorpel (B) sowie der Kräfte in den tibialen IL (C) in Abhängigkeit des Finite-Elemente-Netzes (A-E) gegenüber der nächst gröberen Netzdichte. Anstieg der Simulationsdauer bezogen auf die Berechnungsdauer des Modells mit Netzdichte A (D).

Absolutwerten für die Kräfte in den tibialen IL. Ferner erwies sich bei genauer Betrachtung die exakte Wahl der Knoten für die tibialen Insertionen als sehr kritisch, so dass Einflüsse infolge von Längenunterschieden nicht ausgeschlossenen werden können. Für die Gültigkeit der Modellergebnisse wurden die Ergebnisse des Referenzmodells deshalb als vertretbar angenommen. Für die weiteren Simulationen wurde daher das zuvor beschriebene Referenzmodell des Kniegelenks mit dem Meniskusmodell (C) verwendet.

3.1.2 Einfluss der Kontaktparameter

Der Einfluss unterschiedlicher Kontakteigenschaften auf das Konvergenzverhalten sowie auf verschiedene charakteristische Ergebnisparameter wurden untersucht.

Die Konvergenz des Problems wurde von der Wahl der Materialparameter und des Penalty-Parameters stark beeinflusst. Für die Kontaktpenetrationen sowie die Kontaktflächen wurde eine Abnahme, für den maximalen Kontaktdruck und die maximale Kontakkraft eine Zunahme ermittelt. Mit steigender Penalty-Kontaktsteifigkeit konnte eine Abnahme des relativen Einflussen bestimmt werden (Abbildung 23). Für den zweiten Durchlauf mit Standardkontaktsteifigkeit zwischen den Knorpelstrukturen wurde ein ähnliches Verhalten bestimmt wie für den ersten Durchlauf.

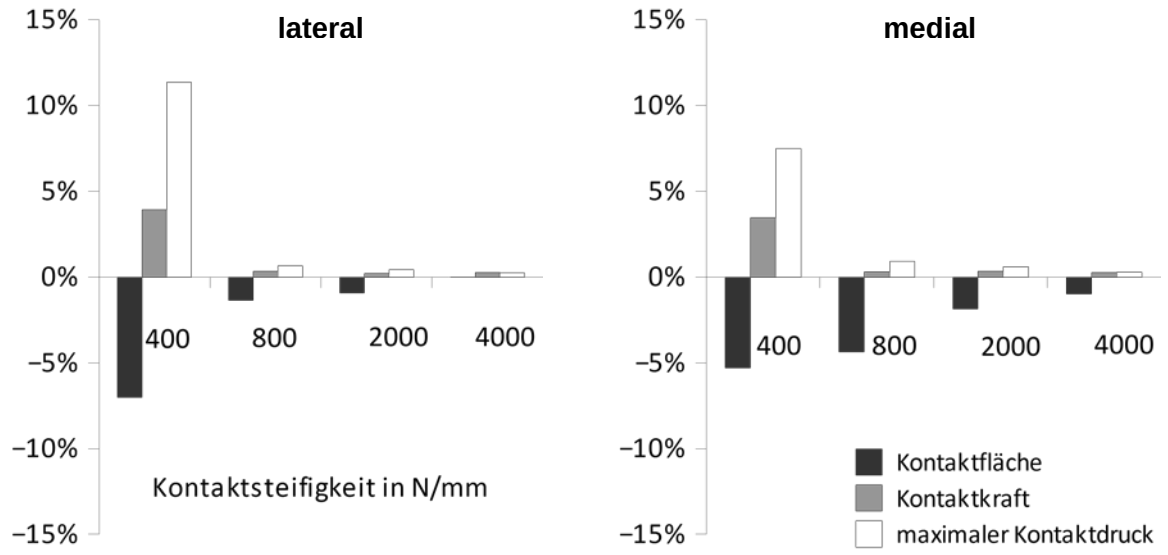


Abbildung 23: Konvergenz der Kontaktfläche, der maximalen Kontaktkraft sowie des maximalen Kontaktdruckes im tibialen Gelenkknorpel für das laterale und mediale Kompartiment in Abhängigkeit der Kontaktsteifigkeit.
Angegeben sind die relativen Änderungen zum vorherigen Wert.

In weiteren Simulationen wurde das Modell für einen Penalty-Parameter von $2000\ N/mm$ und $4000\ N/mm$ zwischen Gelenkknorpel und Meniskus mit $k(Knorpel - Knorpel) = 800\ N/mm$ untersucht, da für $800\ N/mm$ ein gutes Konvergenzverhalten während der Simulation ermittelt wurde. Im Vergleich zum Modell mit $k = 4000\ N/mm$ in allen Kontaktpaaren und dem Modell mit $k = 800$ bzw. $4000\ N/mm$ mit besserer Konvergenz während der Lösung wurden keine Unterschiede ermittelt. Da für diese Kontaktsteifigkeiten das beste Konvergenzverhalten erzielt wurde, wurden diese Bedingungen $k(Knorpel - Meniskus) = 4000\ N/mm$ und $k(Knorpel - Knorpel) = 800\ N/mm$ für die anschließenden Simulationen als Referenz angenommen.

Zum Vergleich wurde die nichtlineare Penalty-Methode verwendet. Für beide Kompartimente wurden unterschiedliche Tendenzen und für einzelne Größen deutliche Unterschiede zwischen der linearen Methode und der nichtlinearen Methode bestimmt. Für eine Kontaktsteifigkeit von $100.000\,N/mm$ in der nichtlinearen Methode, wurden Ergebnisse entsprechend den Referenzbedingungen ($k_{lin} = 4.000\,N/mm$) mit linearer Beschreibung ermittelt.

3.2 Beanspruchungen im intakten Kniegelenk

Die resultierenden Kräfte in den Bündeln der vier tibialen IL in Abhängigkeit vom Kniegelenkswinkel sowie der beaufschlagten Last wurden nachfolgend zusammengefasst.

3.2.1 Kräfte in den tibialen Insertionsligamenten

Für alle tibialen IL wurde eine Abhängigkeit der Beanspruchung innerhalb der IL vom Kniegelenkswinkel ermittelt.

Extensionsbewegung

Der Beanspruchungsverlauf in Abhängigkeit vom Flexionswinkel unter $200\,N$ Axiallast wurde in Abbildung 24 für die vier tibialen IL dargestellt. Im lateralen Kompartiment wurden die tibialen IL während der Extensionsbewegung des Kniegelenks im Mittel stärker beansprucht ($F_m = 9{,}8\,N$), als die des medialen Kompartiments ($F_m = 0{,}7\,N$). Die anterioren IL wurden in beiden Kompartimenten stärker beansprucht ($alIL$: $F_{mittel} = 11{,}2\,N$; $amIL$: $F_{mittel} = 1{,}3\,N$) als die posterioren ($plIL$: $F_{mittel} = 8{,}3\,N$; $pmIL$: $F_{mittel} = 0{,}1\,N$). Im Mittel wurden für das anteriore tibiale IL lateral um 35% höhere Kräfte als für das posteriore IL ermittelt. Die großen prozentualen Unterschiede im medialen Kompartiment (2500%) resultierten aus der geringen Beanspruchung des posterioren IL ($F_{max} = 0{,}3\,N$), das über die Extensionsbewegung größtenteils unbeansprucht blieb. Das amIL wurde für Flexionswinkel zwischen $60°$ und $120°$ nur gering bzw. nicht beansprucht. Erst für Flexionswinkel kleiner $52°$ wurden Kräfte größer gleich $1\,N$ im amIL ermittelt. Maximale Beanspruchungen ($F_{max} = 3{,}9\,N$) wurden für Flexionswinkel zwischen $0°$ und $24°$ bestimmt. Für das alIL wurden ähnliche Beanspruchungsverläufe gefunden wie für das plIL, wobei für das alIL eine um bis zu 71% höhere Beanspruchung ermittelt wurde. Die höchste Beanspruchung wurde für beide

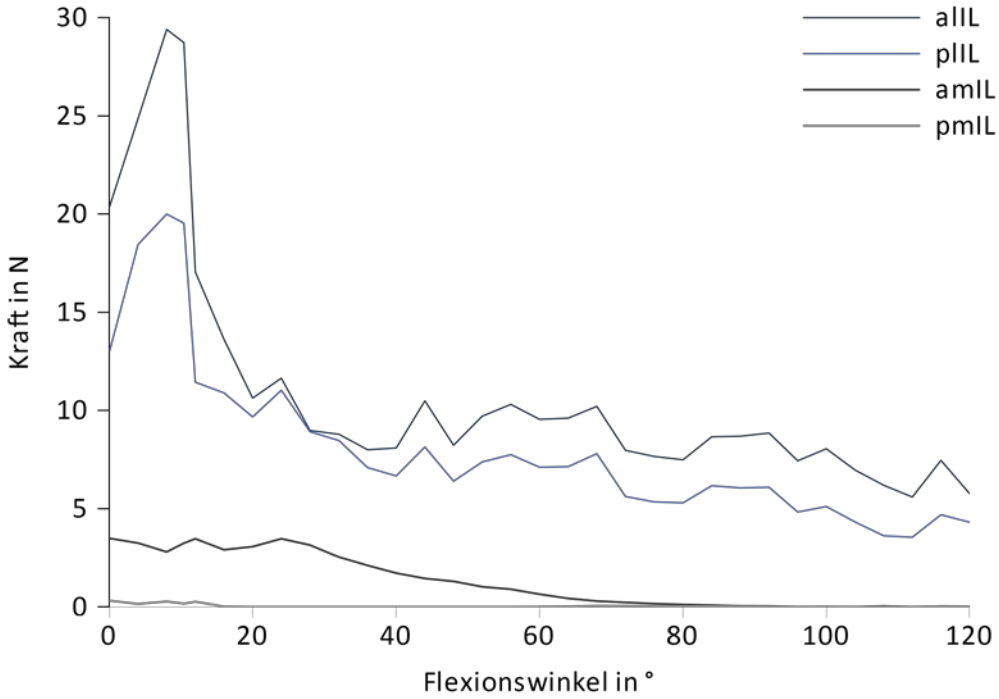


Abbildung 24: Beanspruchung der vier tibialen Insertionsligamente in Abhängigkeit vom Flexionswinkel des Kniegelenks.
Es wurden die resultierenden Kräfte im anterolateralen (al), posterolateralen (pl), anteromedialen (am) sowie im posteromedialen (pm) Insertionsligament (IL) während der simulierten Extensionsbewegung dargestellt. Für eine bessere Übersichtlichkeit wurden die Winkel aufsteigend von 0° bis 120° dargestellt.

Ligamente für einen Flexionswinkel von etwa 8° ($alIL\colon F_{max} = 29{,}4\ N$; $plIL\colon F_{max} = 20{,}0\ N$) ermittelt.

Die Beanspruchungsverteilung innerhalb der tibialen IL wurde für die IL des lateralen Kompartiments sowie für das amIL in Abbildung 25 dargestellt, auf eine Abbildung des Beanspruchungsverlaufs im pmIL wurde wegen der geringen Belastung verzichtet. Im lateralen Kompartiment wurde das anteriore Drittel der tibialen IL im Mittel über die Extensionsbewegung am stärksten ($alIL1\colon F_{mittel} = 6{,}8\ N$; $plIL1\colon F_{mittel} = 5{,}2\ N$) und das posteriore Drittel ($alIL3\colon F_{mittel} = 1{,}2\ N$; $plIL3\colon F_{mittel} = 0{,}7\ N$) am geringsten beansprucht. Im medialen Kompartiment wurde jeweils das posteriore Bündel der tibialen IL am stärksten ($amIL2\colon F_{mittel} = 1{,}0\ N$) und das anteriore Bündel ($amIL1\ F_{mittel} = 0{,}4\ N$; $pmIL1\colon F_{mittel} = 0\ N$) am geringsten beansprucht (Abbildung 25 A-C). Die höchste Beanspruchung in einem einzelnen Bündel wurde in Bündel 2 des alIL für Flexionswinkel kleiner 10° bestimmt ($F_{max} = 11{,}0\ N$). Die posterioren Bündel im lateralen Kompartiment wurden für Flexionswinkel größer 24° nicht beansprucht. Mit Ausnahme des Bündel 3 des plIL wurden die übrigen Bündel zwischen 8 und 12° maximal

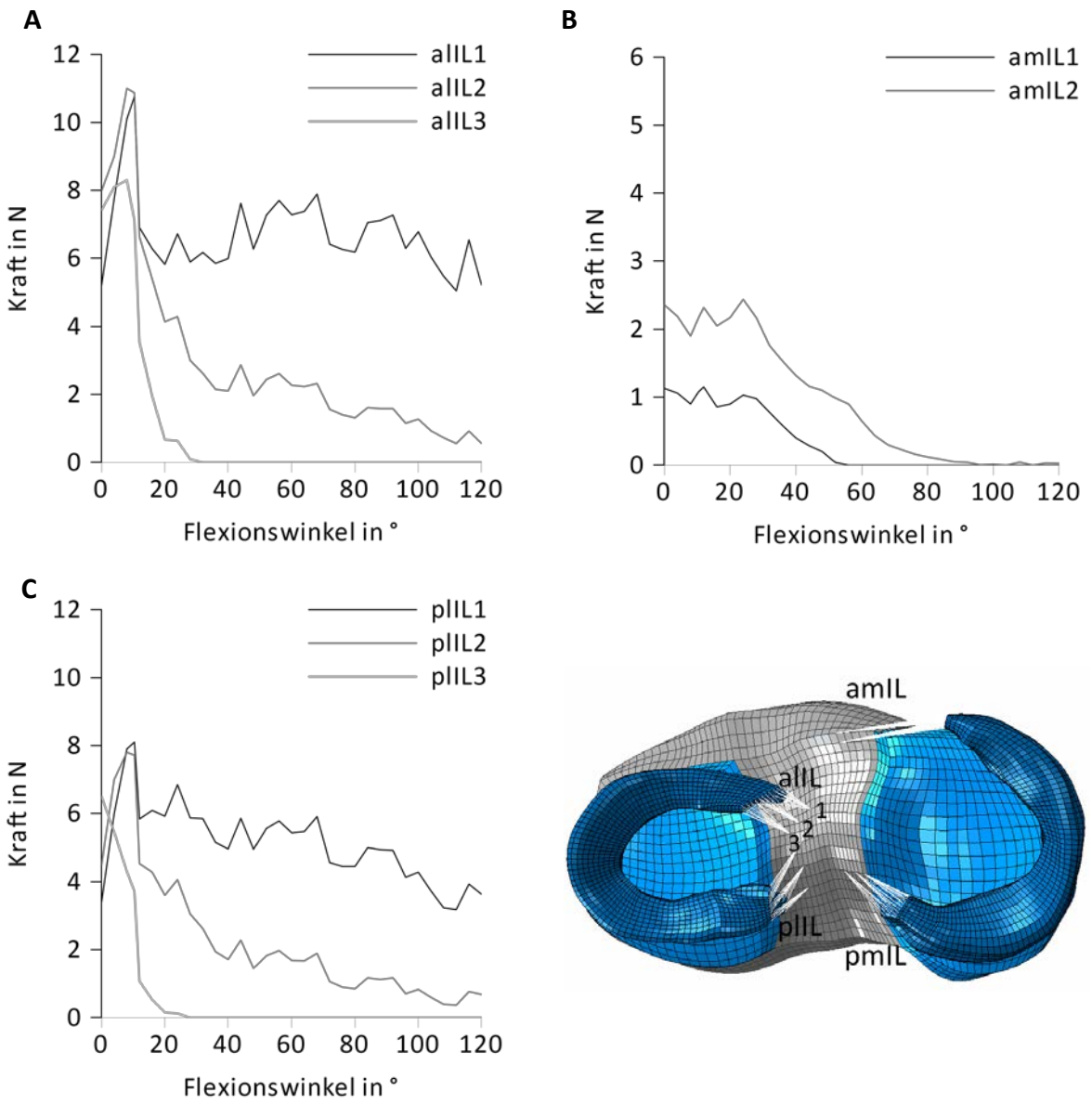


Abbildung 25: Resultierender Kraftverlauf in den verschiedenen Bündeln der tibialen IL während der Extensionsbewegung des Kniegelenks.
A. resultierende Kräfte während der Extensionsbewegung des Kniegelenks unter 200 N axialer Kompression in den drei Bereichen des anterolateralen Insertionsligaments (aIIL). B. und C. resultierende Kräfte im anteromedialen und posterolateralen Insertionsligament (amIL, plIL).

beansprucht, das posteriore Bündel des plIL wurde in Extension am stärksten beansprucht. Die geringste Beanspruchung wurde für alle Bündel des lateralen Kompartiments für etwa 112° Flexion vorhergesagt. In beiden tibialen IL des lateralen Kompartiments des Kniegelenks wurde für kleine Beugungswinkel eine Umverteilung der Belastung in den drei Bereichen ermittelt.

Das anteriore Bündel (Bündel 1) des amIL wurde für Flexionswinkel größer 52° nicht belastet. Das posteriore Bündel wurde über den gesamten Bewegungszyklus beansprucht, wobei mit steigendem Flexionswinkel eine deutliche Abnahme

gefunden wurde ($\alpha > 52° - F < 1\,N$). Für die beiden Bündel des amIL wurde die höchsten Beanspruchungen für einen Beugungswinkel von 20° ($amIL\,1\colon F_{max} = 1{,}2\,N; amIL\,2\colon F_{max} = 2{,}7\,N$) ermittelt. Die größte Beanspruchung im posterioren Bündel des pmIL wurde in Extension ermittelt ($F_{max} = 0{,}3\,N$).

30° und 60° Flexion

Die berechneten Kräfte für das Kniegelenksmodell mit Verschiebungsrandbedingungen mit und ohne Gelenkskapsel in $30°$ und $60°$ Flexion wurden in Abbildung 26 dargestellt. Für das Kniegelenksmodell in $0°$ Flexion konnte keine Konvergenz der Lösung erzielt werden.

Für das Modell mit Verschiebungsrandbedingungen aus dem *In-vitro*-Test mit Kniegelenkskapsel wurden in Abhängigkeit vom Flexionswinkel ($30°$ bzw. $60°$) in den tibialen IL des medialen Meniskus um 29 bzw. 77% kleinere Kräfte als lateral bestimmt. Für einen Flexionswinkel von $30°$ wurden in den posterioren tibialen IL höhere Kräfte ermittelt als in den anterioren IL (lateral: $+3\%$, medial: $+31\%$). Für $60°$ Flexion wurden im lateralen Kompartiment anterior um 10% höhere Kräfte als posterior berechnet, wohingegen im medialen Kompartiment entsprechend $30°$ Flexion im pmIL höhere Kräfte als im amIL ermittelt wurden ($+39\%$). Die höchste Beanspruchung wurde für $60°$ Flexionswinkel im alIL und für $30°$ Flexion im plIL bestimmt, die geringste Beanspruchung wurde für beide Kniegelenksstellungen im amIL berechnet. Im Vergleich der Kniegelenksstellungen wurde die höchste Einzelbelastung für $60°$ Flexion im alIL ($F_{max} = 24{,}3\,N$) und die höchste mittlere Beanspruchung aller tibialen IL für $30°$ Flexion ($F_{mittel} = 19{,}7\,N$) berechnet. Für einen Flexionswinkel von $30°$ unter $1000\,N$ Axiallast wurde im Mittel eine um $39{,}5\%$ höhere Beanspruchung der tibialen IL als für $60°$ Beugung unter $500\,N$ ermittelt. Das anteriore Bündel 1 wurde in beiden Kniegelenksstellungen und für alle tibialen IL am stärksten beansprucht. Eine Ausnahme gilt für das amIL in $30°$ Flexion nach der Entfernung der Kapsel, in diesem Fall wurden für das posteriore Bündel 2 um 55% höhere Kräfte bestimmt. Im lateralen Kompartiment wurden die anterioren Bündel 1 der tibialen IL jeweils am stärksten und die posterioren Bündel 3 am geringsten beansprucht. Im Vergleich der beiden Kniegelenkszustände, mit und ohne Kniegelenkskapsel, wurden für die tibialen IL im Kniegelenkspräparat ohne Kniegelenkskapsel im Mittel um 66% geringere Kräfte berechnet. Für beide

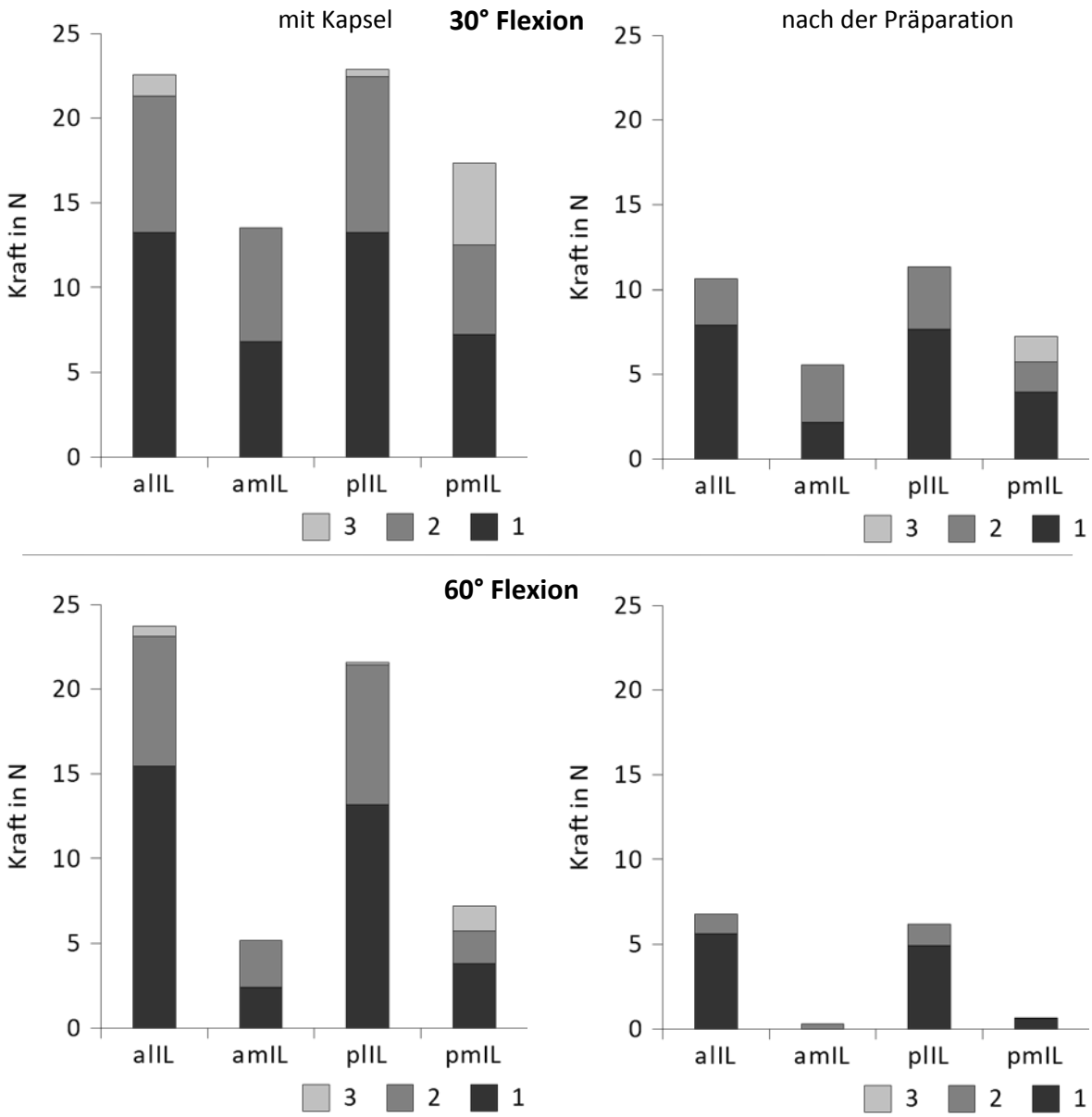


Abbildung 26: Berechnete Kräfte in den tibialen Insertionsligamenten sowie den einzelnen Bündeln im Kniegelenk in 30° und 60° Flexion unter 1000 N bzw. 500 N axialer Kompression. Entlang der Ordinatenachse wurden die vier tibialen IL: anterolaterales IL (aIIL), anteromediales IL (amIL), posterolaterales IL (pIIL) und das posteromediale IL (pmIL) abgebildet. 1 bis 3 beschreiben die Bündel des jeweiligen IL.

Kniegelenkszustände wurde die gleiche Bean-spruchungsverteilung zwischen den vier tibialen IL der Menisken und eine ähnliche Beanspruchung im Vergleich der verschiedenen Bündel ermittelt.

3.2.2 Beanspruchungen des tibialen Knorpels und der Menisken

Im lateralen Kompartiment wurden für das Referenzmodell maximale Kontakt-drücke im tibialen Gelenkknorpel für Flexionswinkel zwischen 115° und 120° sowie für Beugungswinkel kleiner 24° bestimmt (Abbildung 27).

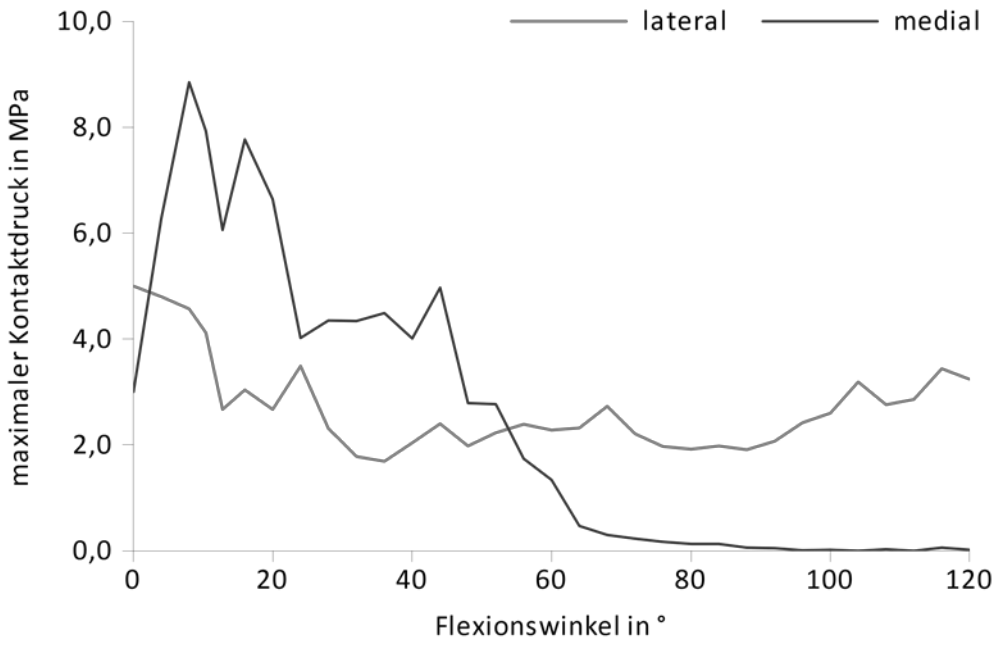


Abbildung 27: Maximaler Kontaktdruck im tibialen Knorpel im medialen und lateralen Kompartiment während der Extensionsbewegung unter 200 N axialer Kompression.

Mit abnehmenden Beugungswinkel wurde während der Extensionsbewegung eine Zunahme des maximalen Kontaktdruckes medial bis auf ein Maximum von $8{,}8\ MPa$ bei etwa $10°$ bestimmt.

Für das Modell mit isotrop, linear elastischer Beschreibung des Meniskusgewebes wurde die höchste Beanspruchung mit $19{,}4\ MPa$ für einen Winkel von $8°$ im Bereich der Pars Intermedia im Gelenkinnern des lateralen Meniskus berechnet. Für den medialen Meniskus wurde die höchste Beanspruchung ($\sigma_V = 10{,}2\ MPa$) im Bereich des Vorderhorns ebenfalls zum Gelenkinnern für einen Flexionswinkel von $24°$ ermittelt. In tiefer Flexion bis $100°$ wurde die höchste Beanspruchung auf der Unterseite des Hinterhorns des lateralen Meniskus lokalisiert, während der Extension wurde eine Umverlagerung im Hinterhorn zur Spitze des keilförmigen Querschnitts beobachtet. Ab einem Flexionswinkel von etwa $32°$ bis zu einem Winkel von $0°$ wurde die maximale Beanspruchung im Bereich der Pars Intermedia lokalisiert, wobei im Allgemeinen bis etwa $32°$ Beugung das Hinterhorn stärker beansprucht wurde als das Vorderhorn. Für kleinere Flexionswinkel wurde zunächst eine etwa gleich hohe Beanspruchung des superioren Hinterhorns und des inferioren Vorderhorns berechnet, ab etwa $16°$ Flexion wurde das Vorderhorn stärker beansprucht als das Hinterhorn. Im medialen Meniskus wurde während der Extensionsbewegung für Winkel größer $50°$ überwiegend die Pars Intermedia

beansprucht, mit abnehmender Flexion wurde eine Verlagerung in die superioren Bereiche des Vorderhorns beobachtet.

Für das Modell in $30°$ bzw. $60°$ Flexion unter 1000 bzw. $500\,N$ axialer Kompression wurden für den maximalen Kontaktdruck im tibialen Gelenkknorpel im lateralen Kompartiment $7{,}2$ bzw. $3{,}2\,MPa$ und im medialen Kompartiment $9{,}8$ bzw. $9{,}1\,MPa$ ermittelt. Die höchste von Mises Vergleichspannung wurde für $30°$ Flexion in beiden Kniegelenkskompartiment im tibiofemoralen Kontaktpunkt bestimmt (lateral: $3{,}6\,MPa$; medial: $6{,}3\,MPa$) (Abbildung 28). Für $60°$ Flexion wurde eine maximale von Mises Spannung von $3{,}1\,MPa$ im lateralen und von $4{,}1\,MPa$ im medialen tibialen Gelenkknorpel (Abbildung 29) ermittelt.

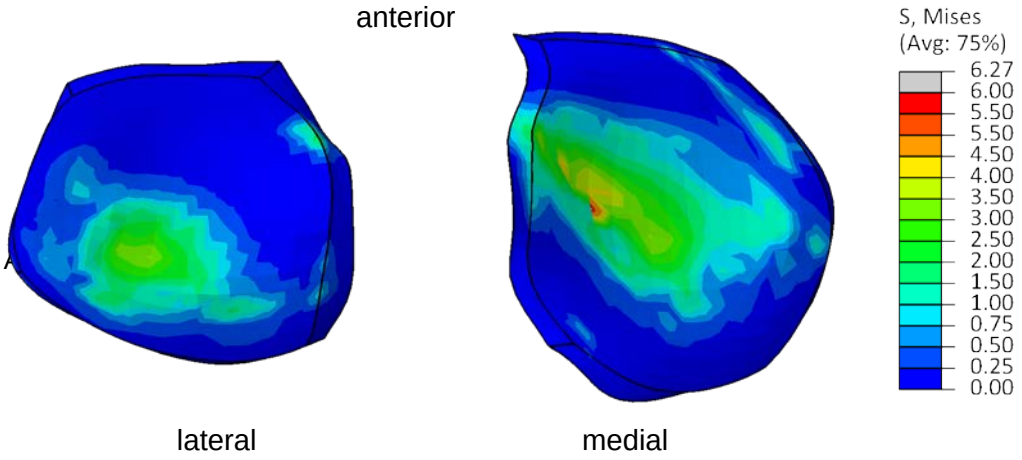


Abbildung 28: Von Mises Spannung in MPa im tibialen Gelenkknorpel in 30° Flexion unter 1000 N axialer Kompression.

Im Kniemodell in $30°$ Flexion wurde lateral eine um 51% kleinere Kontaktfläche ($216\,mm^2$) ermittelt als medial ($441\,mm^2$). In $60°$ Flexion unter $500\,N$ axialer

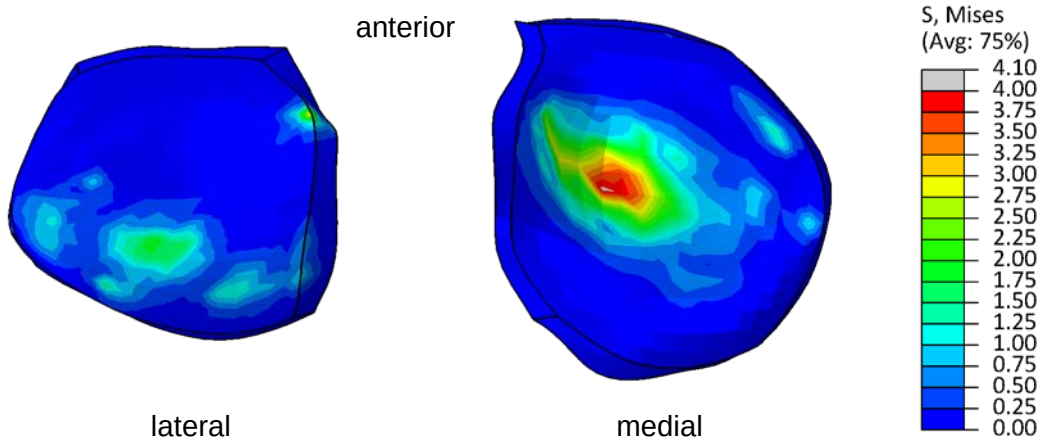


Abbildung 29: Von Mises Spannung in MPa im tibialen Gelenkknorpel in 60° Flexion unter 500 N axialer Kompression.

Kompression wurde lateral eine Kontaktfläche von $152\,mm^2$ und medial von $299\,mm^2$ vorhergesagt.

Im Modell mit den Randbedingungen aus den Aufnahmen nach der Präparation der Gelenkskapsel wurde abhängig vom Flexionswinkel medial eine um $24\,(30°)$ bzw. $62\%\,(60°)$ und lateral um 45 bzw. 51% geringere Beanspruchung des tibialen Gelenkknorpels berechnet. Für den maximalen Kontaktdruck wurden ähnliche Änderungen ermittelt (für $30°$ bzw. $60°$ medial: $-36\%, -81\%$; lateral: $-57\%, -31\%$). Für diese Modelle wurde abhängig vom Flexionswinkel eine um 31 ($30°$ Flexion) bzw. 73% ($60°$ Flexion) kleinere Kontaktfläche berechnet als für das Kniegelenk vor der Präparation.

3.3 Auswirkungen partieller Meniskektomien und Meniskusersatz

Aufgrund von Konvergenzproblemen für das kompositäre Meniskusmodell wurden die Auswirkungen der Teilresektionen nur für das isotrop, linear elastische Meniskusmodell berechnet. Die Auswirkungen eines isotropen Teilersatzmaterials im Fasermodell konnten simuliert werden und wurden am Ende des Kapitels zusammengefasst.

Für das Kniegelenksmodell mit isotrop, linear elastischer Beschreibung des Meniskusgewebes in $30°$ Flexion mit $20, 50$ und 75% Resektionstiefe im Hinterhorn des medialen Meniskus wurde mit zunehmender Resektionstiefe eine Abnahme der Kräfte in den tibialen IL des medialen Meniskus berechnet (Abbildung 30C). Im lateralen Meniskus wurde nur ein geringer Einfluss auf die Kräfte in den tibialen IL ermittelt. Die einzelnen Bereiche des amIL (Bündel 1 und 2) wurden etwa gleich stark entlastet, wobei eine Abnahme der resultierenden Kräfte mit zunehmender Resektionstiefe ermittelt wurde. Im pmIL wurde nur für Bündel 1 und 2 für alle Resektionstiefen eine Entlastung nachgewiesen (Schritt 1: 37 bzw. 2%, Schritt 2: 60 bzw. 6%, Schritt 3: 94 bzw. 45%), für Bündel 3 wurde währenddessen ein Anstieg der Kraft um $25, 44$ bzw. 38% für $20, 50$ bzw. 75% Resektionstiefe berechnet.

Im medialen Kompartiment führte die simulierte Geweberesektion für alle Resektionstiefen zu einem Anstieg des maximalen Kontaktdruckes, wohingegen im lateralen Kompartiment nur für 75% Resektionstiefe ein Anstieg zu erkennen war (Abbildung 30A). In beiden Kompartiment wurden jedoch sehr geringe Änderungen kleiner 1% berechnet. Für die Kontaktfläche wurde im lateralen Kompartiment

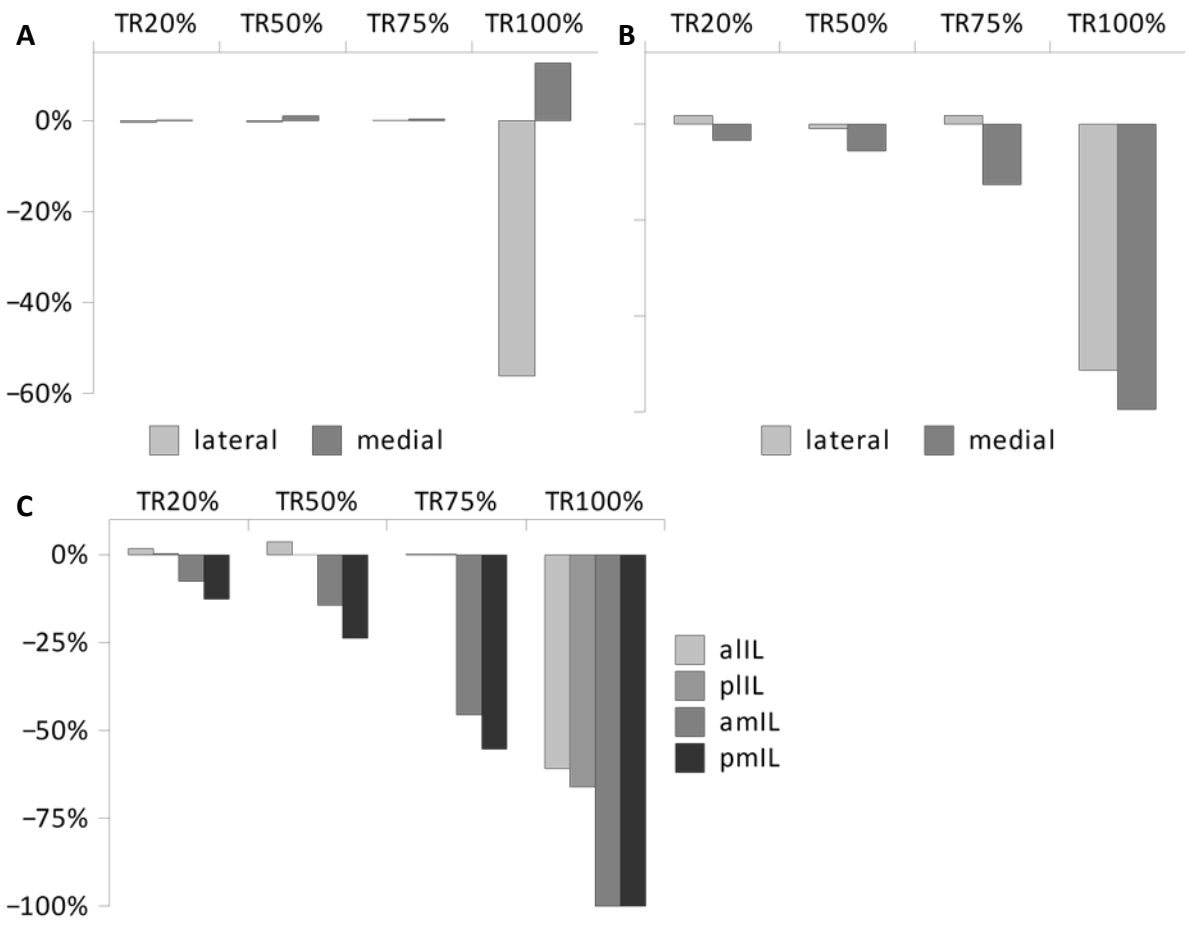


Abbildung 30: Relative Änderung infolge einer schrittweisen Resektion im medialen Hinterhorn gegenüber dem intakten Zustand in 30° Flexion.
A. Änderung des maximalen Kontaktdrucks. B. Änderung der Kontaktfläche im medialen und lateralen Kompartiment. C. Änderung der resultierenden Kräfte in den tibialen Insertionsligamenten.

eine Zunahme um bis zu 2% und medial eine Abnahme um bis zu 13% (TR75%) berechnet.

Die Durchtrennung des medialen Meniskus im Bereich des Hinterhorns führte zu einer vollständigen Entlastung der tibialen IL im medialen Kompartiment und zu einer Abnahme der Kontaktfläche um 60% im medialen und um 52% im lateralen Kompartiment. Für den maximalen Kontaktdruck wurde medial ein Anstieg um 11% sowie eine Verlagerung des tibiofemoralen Kontaktpunktes nach posterior und lateral eine Entlastung mit einer Abnahme um 56% berechnet.

Implementierung eines Ersatzmaterials

Durch die Implementierung eines Ersatzmaterials im Bereich der simulierten Resektion wurden für die erste Resektionstiefe (20%) unabhängig von der Steifigkeit des Ersatzmaterials die Resultate für den intakten Fall nahezu wiederhergestellt

(Abbildung 31). Ein Einfluss der Materialeigenschaften des Ersatzmaterials wurde für diesen Resektionsschritt nicht gefunden. Für die Modelle mit einer Resektionstiefe von 50% und 75% des medialen Hinterhorns wurde eine Abhängigkeit der Resultate von den Eigenschaften des implementierten Ersatzmaterials gefunden. Mit zunehmendem Elastizitätsmodul wurde der Einfluss auf die Kräfte in den tibialen IL reduziert, wobei der geringste Einfluss mit Ausnahme des alIL für $E(Ersatz) = 50\,MPa$ ermittelt wurde. Für $E(Ersatz) = 500\,MPa$ wurde ein Anstieg der Kräfte in den tibialen IL des medialen Meniskus gegenüber dem intakten Fall berechnet. Für den maximalen Kontaktdruck wurden für beide Resektionstiefen $(50, 75\%)$ Unterschiede zum intakten Fall kleiner gleich 2% ($TR\ 50\% - Ersatz\ 0{,}5\,MPa$) nach Implementierung des Ersatzmaterials mit $E = 50\,MPa$ berechnet. Ähnlich den Ergebnissen für die Resektionstiefen 50 und 75% konnte für 100% durch Implementierung eines Ersatzmaterials mit $E = 50\,MPa$ der intakte Zustand in etwa wieder hergestellt werden (Unterschiede kleiner 1%).

Implementierung eines isotropen Ersatzmaterials im kompositären Meniskusmodell

Für das kompositäre Meniskusmodell wurden die gleichen Resektionstiefen simuliert und die entsprechenden Ersatzmaterialien implementiert. Für die Implementierung des isotropen Ersatzmaterials im ersten Resektionsschritt (20%) wurde wie zuvor ein von den Eigenschaften des Materials unabhängiges Verhalten ermittelt,

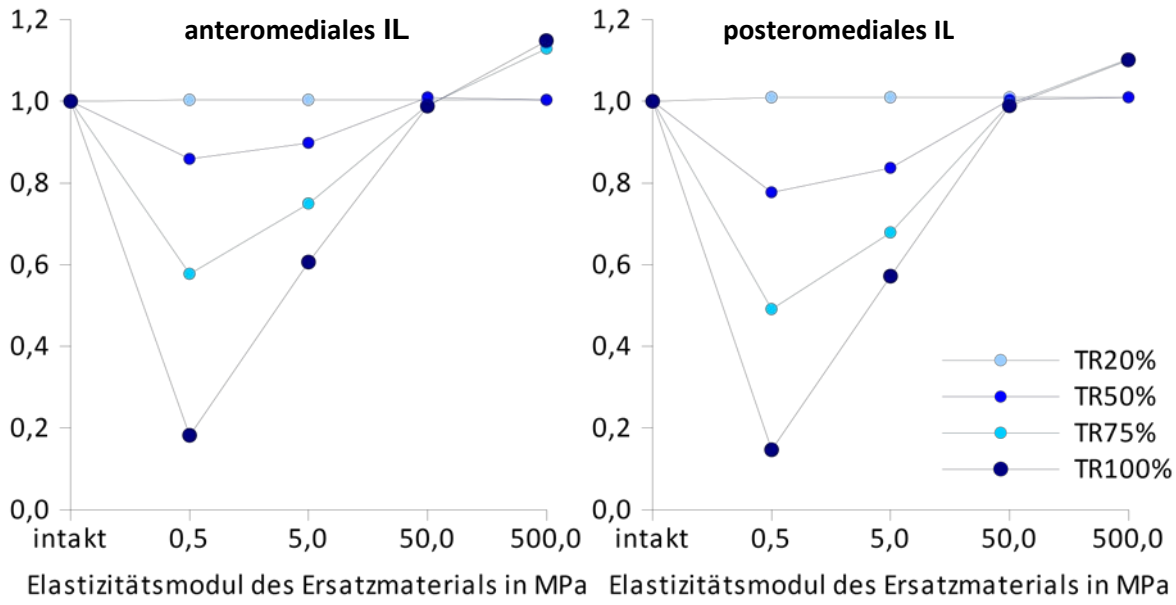


Abbildung 31: Änderung der Kräfte in den tibialen Insertionsligamenten des medialen Meniskus normalisiert auf den intakten Zustand in Abhängigkeit des Elastizitätsmoduls des Ersatzmaterials und der Resektionsstufe.

wobei die tibialen IL des medialen Meniskus ebenfalls unabhängig vom Ersatzmaterial im Vergleich zum intakten Fall um 4 (amIL) bzw. 7% (pmIL) geringer belastet wurden. Mit steigender Resektionstiefe wurde eine Vergrößerung des Einflusses bestimmt, wobei durch Implementierung des Ersatzmaterials mit zunehmender Steifigkeit eine Annäherung an die Kräfte in den tibialen IL für den intakten Fall erzielt wurde. Entsprechend den Ergebnissen für das isotrop, linear elastische Meniskusmodell wurden die geringsten Abweichungen von den Ergebnissen des intakten Modells jeweils für das Ersatzmaterial berechnet, dessen Elastizitätsmodul in etwa dem des Meniskusgewebes in zirkumferenter Richtung entsprach. Sowohl die Werte für den maximalen Kontaktdruck als auch für die Kontaktfläche konnten nicht entsprechend des intakten Zustandes wiederhergestellt werden. In beiden Kompartimenten des Kniegelenks wurden um 2% höhere Maximalwerte für den Kontaktdruck und um 1 bis 4% kleinere Kontaktflächen nach Simulation einer Defektauffüllung berechnet.

3.4 Sensitivitätsanalysen

Im Folgenden wurde der Einfluss verschiedener Parameter auf die resultierenden Ligamentkräfte sowie die Beanspruchung des tibialen Gelenkknorpels zusammengefasst.

3.4.1 Einfluss der Materialbeschreibung

Die Erhöhung bzw. Senkung des Faseranteils um $\pm 25\%$ führte zu einem Anstieg bzw. einer Abnahme der resultierenden Kräfte (Abbildung 32). Die Änderungen des radialen prozentualen Faservolumens führte zu den geringsten Einflüssen ($\Delta F = 0{,}1\%$) auf die resultierenden Kräfte. Für den maximalen Kontaktdruck sowie die Kontaktfläche wurden Änderungen kleiner 2% infolge der Änderung des Fasergehalts ermittelt. Zur Plausibilitätsprüfung wurden die Fasern vollständig entfernt, dies führte im Mittel zu einer Abnahme der Kräfte um 60%.

Infolge der Erhöhung der Querkontraktionszahl zur Beschreibung der Grundsubstanz von $0{,}45$ auf $0{,}49$ wurde eine maximale Abnahme der Kontaktfläche um 3% im lateralen Kompartiment berechnet, für die übrigen Kontaktparameter wurden Änderungen kleiner 2% bestimmt. Für die Kräfte in den tibialen IL wurde ein Anstieg um 3% ermittelt.

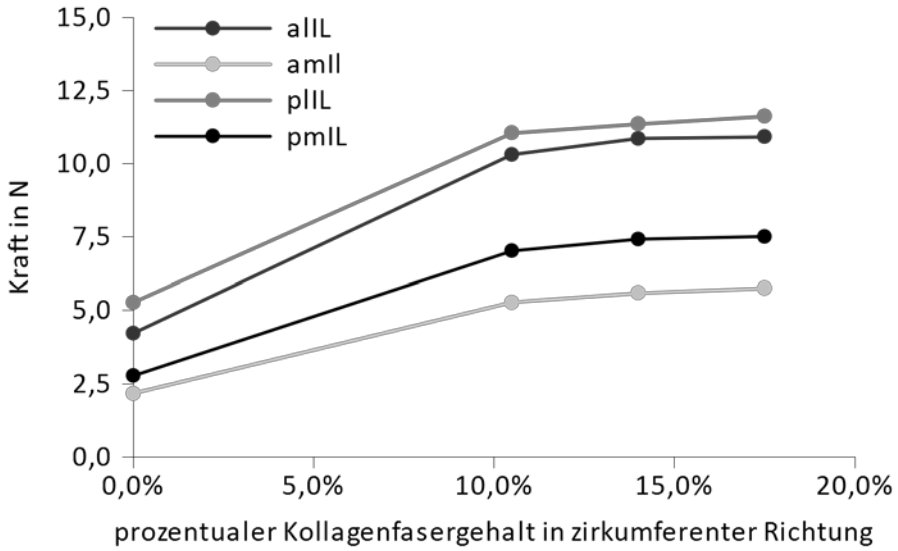


Abbildung 32: Abhängigkeit der wirkenden Kraft in den tibialen IL des Kniegelenks in 30° Flexion unter 1000 N axialer Kompression vom Faservolumenanteil in zirkumferenter Richtung.
Die Faservolumenanteile wurde um 25% variiert bzw. vollständig entfernt, wobei der Anteil der radialen Komponente konstant gehalten wurde. Die Kräfte wurde für die vier tibialen IL gemittelt.

Einfluss der Meniskusbeschreibung

Für das Kniemodell während der Extensionsbewegung, wurden die resultierenden, mittleren Kräfte für definierte Winkelstellungen während der Bewegung für die vier tibialen IL für die Meniskusbeschreibungen isotrop, linear elastisch sowie kompositäres Meniskusmodell mit linearer und nichtlinearer Kollagenfaserbeschreibung in Abbildung 33 zusammengefasst. Für das Modell mit transversal isotroper Beschreibung des Meniskusgewebes konnte für die Extensionsbwegung keine Konvergenz der Lösung erzielt werden. Qualitativ wurde für die fünf Modelle unabhängig von der Materialbeschreibung der Menisken abhängig vom Flexionswinkel der gleiche Beanspruchungsverlauf in den tibialen IL vorhergesagt. Quantitativ führte die Einführung der verschiedenen Gewebebeschreibungen zu einem Anstieg der Kräfte um bis zu 162% (Vgl. Fasermodell mit nichtlinearer Faserbeschreibung nach Schmidt et al. [118] und isotrop, linear elastische Beschreibung im plIL). Für das Meniskusmodell mit homogen, isotrop linear elastischer Beschreibung wurden die höchsten Kräfte vorhergesagt ($alIL$: $F_{mittel} = 14{,}9\ N$; $plIL$: $F_{mittel} = 11{,}8\ N$; $amIL$: $F_{mittel} = 2{,}0\ N$; $pmIL$: $F = 0{,}1\ N$). Die kleinsten Kräfte wurden für das Fasermodell mit nichtlinearer Kollagenfaserbeschreibung nach Schmidt et al. [118] ermittelt ($alIL$: $F_{mittel} = 6{,}1\ N$; $plIL$: $F_{mittel} = 4{,}8\ N$; $amIL$: $F_{mittel} = 0{,}8\ N$; $pmIL$: $F = 0\ N$). Für das kompo-

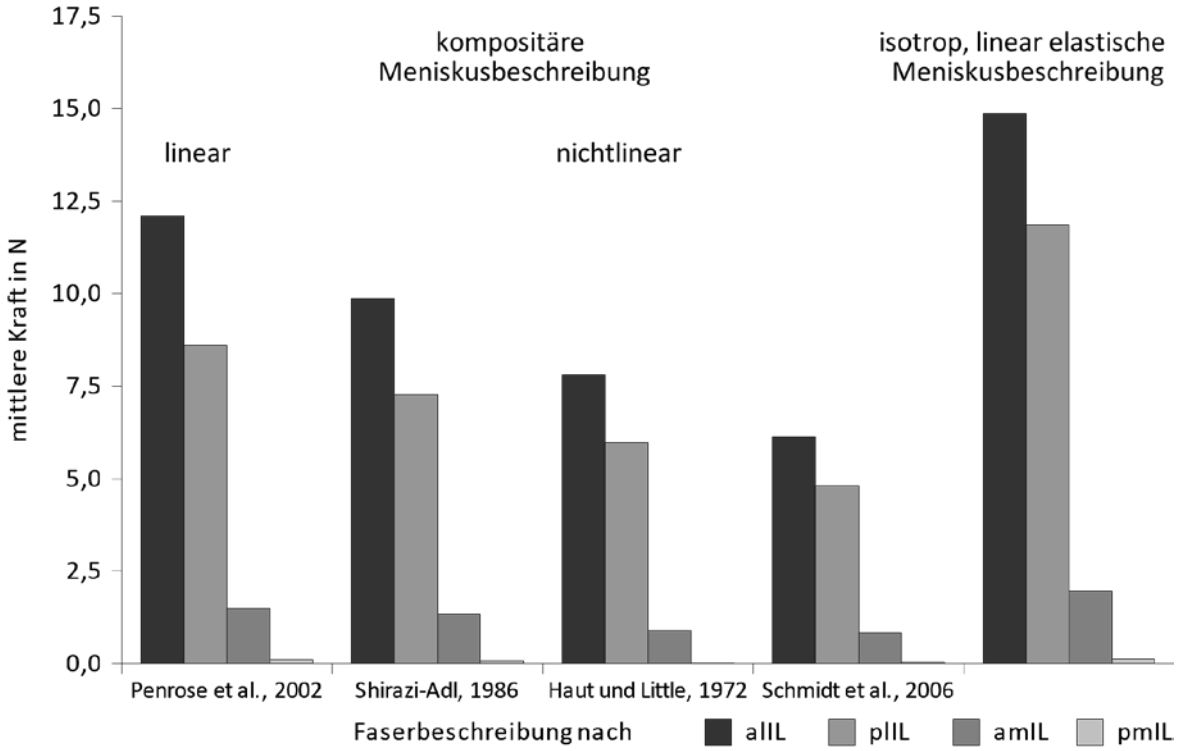


Abbildung 33: Einfluss der Meniskusbeschreibung auf die im Modell berechneten mittleren Kräfte in den tibialen IL der Menisken im Kniegelenk während der Extensionsbewegung unter 200 N axialer Kompression.
Die berechneten, resultierenden Kräfte in den vier tibialen Insertionsligamenten (IL) der Menisken (aIIL: anterolaterales IL, pIIL: posterolaterales IL, amIL: anteromediales IL, pmIL: posteromediales IL) wurden für die verschiedenen Meniskusbeschreibungen: kompositäres Meniskusmodell mit linearer und nichtlinearer Kollagenfaserbeschreibung und isotrop, linear elastischer Materialbeschreibung des Meniskusgewebes im Kniegelenksmodell für die Extensionsbewegung gemittelt, um den Einfluss der Materialbeschreibung auf die Kräfte darzustellen.

sitäre Meniskusmodell mit nichtlinearer Faserbeschreibung nach Schmidt et al. [118] wurden im Vergleich zum Referenzmodell lateral um 35 bzw. 30% (aIIL bzw. pIIL) geringere Kräfte ermittelt. Für die Kräfte in den tibialen IL des medialen Gelenkkompartiments wurde in diesem Fall anterior eine Abnahme der Kräfte um 35% berechnet. Für das pmIL konnte wegen der geringen Absolutwerte keine Tendenz bestimmt werden.

Die Einführung der verschiedenen Meniskusbeschreibungen führte zwischen den verschiedenen Modellen zu einer Änderung der maximalen von Mises Vergleichsspannung im tibialen Gelenkknorpel. Für das Modell mit isotrop, linear elastischer Beschreibung wurde im Vergleich zum Referenzmodell lateral im Mittel ein Anstieg um 120% und medial um 17%.

Ergänzend wurde der Einfluss der Meniskusbeschreibung im Modell unter $1000N$ Axiallast in $30°$ Flexion untersucht. Mit steigender Steifigkeit der Kollagenfasern

und dem daraus resultierendem Anstieg der Struktursteifigkeit der Menisken wurde eine Zunahme der wirkenden Kräfte in den tibialen IL ermittelt. Im Vergleich zum Referenzmodell wurde ein Anstieg der Kräfte um bis zu 22% durch eine lineare Kollagenfaserbeschreibung vorhergesagt. Der größte Kraftanstieg gegenüber dem Referenzmodell wurde für das Modell mit transversal isotroper, linear elastischer Meniskusbeschreibung ermittelt (Abbildung 34). Für die vier tibialen IL der Menisken wurden für die untersuchten Meniskusgewebebeschreibungen keine Unterschiede in der Lastverteilung ermittelt. Die größten quantitativen Unterschiede wurden zwischen dem Modell mit transversal isotrop, linear elastischer Beschreibung des Meniskusgewebes und dem Modell mit nichtlinearer Faserbeschreibung nach Schmidt et al. [118] berechnet ($+167\%$ bis $+212\%$).
Im Vergleich der verschiedenen Meniskusbeschreibungen wurde zwischen den kompositären Ansätzen nur ein geringer Einfluss auf den maximalen Kontaktdruck sowie die maximale von Mises Spannung im tibialen Gelenkknorpel ermittelt (Tabelle 9). Die größten Änderungen im Vergleich zum Referenzmodell wurden für die isotrop, linear elastische Meniskusbeschreibung vorhergesagt.

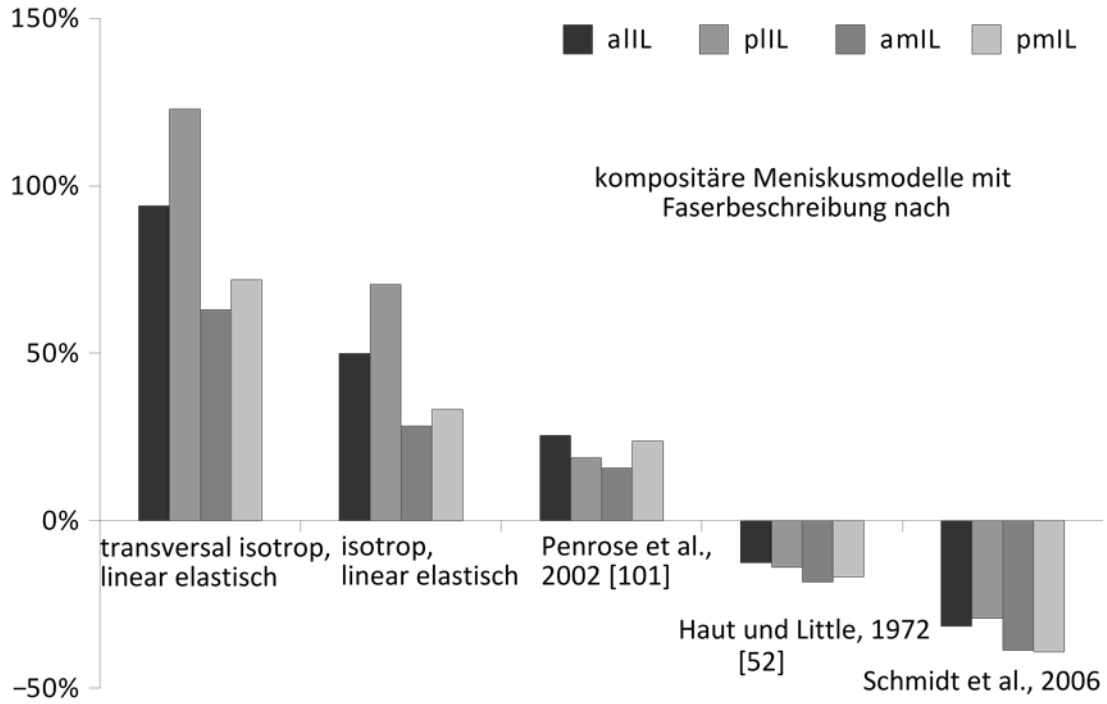


Abbildung 34: Änderung der Kräfte in den tibialen Insertionsligamenten (IL) im Kniegelenksmodell für einen Flexionswinkel von 30° in Abhängigkeit von der Meniskusbeschreibung im Vergleich zum Referenzmodell (kompositäres Meniskusmodell mit Faserbeschreibung nach Shirazi-Adl [127]).

Tabelle 9: Änderung des maximalen Kontaktdrucks und der von Mises Spannung im tibialen Gelenkknorpel in Abhängigkeit der Meniskusbeschreibung im Vergleich zum Referenzmodell. Fasermodelle mit nichtlineare Faserbeschreibung: [118], [52], mit linearer Faserbeschreibung: [101] und Meniskusgewebe isotrop bzw. transversal isotrop, linear elastisch beschrieben.

Meniskusbeschreibung	maximaler Kontaktdruck		Vergleichsspannung	
	lateral	medial	lateral	medial
Schmidt et al., 2006 [118]	0%	0%	-4%	-4%
Haut und Little, 1972 [52]	0%	0%	-4%	-2%
Penrose et al., 2002 [101]	+2%	0%	+13%	-2%
isotrop, linear elastisch	+12%	0%	+95%	-35%
transversal isotrop, linear elastisch	+11%	-1%	+65%	-35%

Einfluss der Gelenkknorpelbeschreibung

Die Erhöhung der Gelenkknorpelsteifigkeit um 50% gegenüber dem Referenzmodell führte zu einem Anstieg der Kräfte in den tibialen IL des lateralen Kompartiments im Mittel über die Extensionsbewegung um $4 \pm 0{,}8\%$ bzw. $4 \pm 0{,}7\%$ (alIL bzw. plIL). Im medialen Kompartiment wurden für das pmIL keine Tendenzen festgestellt, für das amIL wurde wie für die tibialen IL des lateralen Meniskus eine Zunahme ermittelt ($0{,}2 \pm 0{,}1\ N$). Durch Reduzierung des Elastizitätsmoduls um 50% auf $6\ MPa$ wurden die Kräfte anterolateral um $9 \pm 1{,}2\%$ und posterolateral um $9 \pm 1{,}1\%$ gesenkt. Für die tibialen IL des medialen Kompartiments wurde anterior eine Abnahme der Kräfte um $8 \pm 106\%$ ermittelt, posterior wurde ein Anstieg um $3 \pm 40\%$ bestimmt, wobei die hohe Standardabweichung auf eine Zunahme der Kräfte anterior um $0{,}15$ bzw. $0{,}1\ N$ und posterior um $0{,}02$ bzw. $0{,}03\ N$ bei einem Flexionswinkel von $84°$ bzw. $92°$ zurückzuführen ist. Die Erhöhung bzw. Senkung des Elastizitätsmoduls des Gelenkknorpels führte während der Extensions-bewegung zu einem Anstieg bzw. einer Abnahme der von Mises Spannung sowie des maximalen Kontaktdruckes im tibialen Gelenkknorpel (Tabelle 10).

Für das Kniegelenksmodell in $30°$ Flexion unter $1000\ N$ axialer Kompression wurde nur ein geringer Einfluss auf die Kräfte in den tibialen IL durch die Variation des Elastitztätsmoduls des Gelenkknorpels berechnet ($E = 6\ MPa$: -1 bis -4%; $E = 18\ MPa$: -2 bis $+0{,}2\%$). Der größte Einfluss wurde für den maximalen Kontaktdruck sowie die von Mises Spannung im tibialen Gelenkknorpel ermittelt (Tabelle 11).

Tabelle 10: Mittlerer relativer Einfluss des linearen Elastizitätsmoduls zur Beschreibung des Gelenkknorpels auf den maximalen Kontaktdruck sowie die maximale von Mises Spannung im lateralen sowie medialen Kompartiment des Kniegelenks im Vergleich zum Referenzmodell während der Extensionsbewegung.

		medial	lateral
6 MPa	maximaler Kontaktdruck	-15%	-19%
	von Mises Spannung	-39%	-21%
18 MPa	maximaler Kontaktdruck	+79%	+13%
	von Mises Spannung	+61%	+16%

Tabelle 11: Relativer Einfluss des linearen Elastizitätsmoduls zur Beschreibung des Gelenkknorpels auf den maximalen Kontaktdruck, die von Mises Spannung sowie die Kontaktfläche im lateralen sowie medialen Kompartiment des Kniegelenks im Vergleich zum Referenzmodell in 30° Flexion.

		medial	lateral
6 MPa	Kontaktfläche	+7%	+8%
	maximaler Kontaktdruck	-44%	-23%
	von Mises Spannung	-63%	-17%
18 MPa	Kontaktfläche	-7%	-12%
	maximaler Kontaktdruck	+38%	+38%
	von Mises Spannung	+63%	+39%

Die Änderung der Querkontraktionszahl des Gelenkknorpels von $0{,}45$ auf $0{,}47$ bzw. $0{,}49$ führte zu einer geringen Beeinflussung der Kräfte (Tabelle 12). Ein größerer Einfluss wurde auf die Kontaktparameter ermittelt.

Tabelle 12: Relativer Einfluss der Querkontraktionszahl zur Beschreibung des Gelenkknorpels auf den maximalen Kontaktdruck, die von Mises Spannung sowie die Kontaktfläche im lateralen sowie medialen Kompartiment des Kniegelenks und auf die Kräfte in den tibialen IL im Vergleich zum Referenzmodell in 30° Flexion.

		medial	lateral
$\nu = 0{,}47$	Kontaktfläche	+1%	-2%
	maximaler Kontaktdruck	+19%	+5%
	von Mises Spannung	-3%	-2%
	Kräfte		+3%
$\nu = 0{,}49$	Kontaktfläche	+1%	-8%
	maximaler Kontaktdruck	+9%	+50%
	von Mises Spannung	-18%	-1%
	Kräfte		-3%

Einfluss der Beschreibung der tibialen Insertionsligamente

Die Erhöhung der Ligamentsteifigkeit führte in den vier untersuchten Varianten zu einem Anstieg der Kräfte in den tibialen IL in den untersuchten Lastfällen

(Abbildung 35). Für die Kräfte in den tibialen IL wurde ein Anstieg um bis zu 137% in 30° Flexion (amIL) sowie um bis zu 109% in 60° Flexion (plIL) (Variante B zu Variante D) berechnet. Im Vergleich zum Referenzmodell wurde in 30° Flexion ein Anstieg der Kräfte um bis zu 109% im pmIL und in 60° Flexion um bis zu 76% im plIL ermittelt.

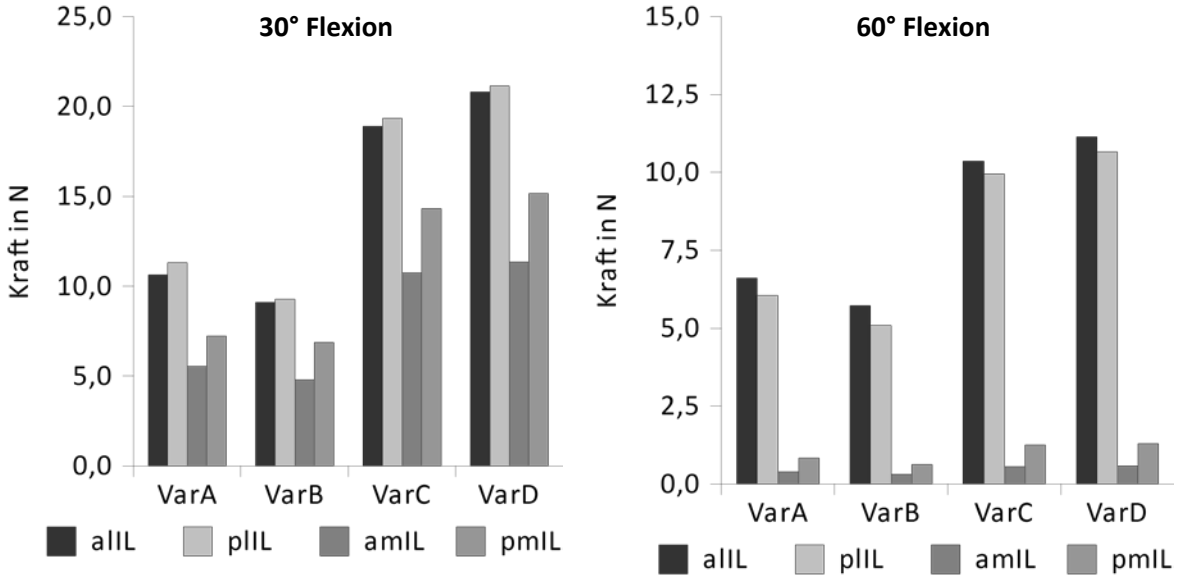


Abbildung 35: Einfluss der Beschreibung der tibialen Insertionsligamenten auf die resultierenden Kräfte für 30° und 60° Flexion unter axialer Kompression von 1000 N bzw 500 N (60°). In den Varianten A und B wurden die Federelemente mit nichtlinearen Kraft-Weg-Kurven beschrieben, in Variante C und D wurde eine lineare Beschreibung basierend auf Literaturangaben verwendet.

Die Erhöhung der Ligamentsteifigkeit führte in 30° Flexion zu einer Umverteilung der Beanspruchung zwischen den vier tibialen IL sowie in den einzelnen Bündeln der IL, zudem wurde teilweise eine deutliche Entlastung einzelner Bündel beobachtet (Abbildung 36). Für die Varianten C und D wurden das Bündel 2 des aIIL sowie des plIL gegenüber den Varianten A und B entlastet. Für die tibialen IL des medialen Meniskus wurde mit steigender Ligamentsteifigkeit eine Verschiebung der Lastverteilung: anterior von Bündel 1 zu Bündel 2 und posterior von Bündel 2 zu Bündel 1 berechnet. Im Vergleich von Variante A (Referenzmodell) und B wurden abhängig vom Lastfall im Mittel um 14 bis 18% kleinere Kräfte in Variante B als im Referenzmodell berechnet.

Für das Modell in 30° Flexion wurde in Variante B ein um 1% kleinerer maximaler Kontaktdruck im tibialen Gelenkknorpel in beiden Kompartimenten ermittelt als in Variante D. Für die Kontaktfläche wurde ein um bis zu 34% kleinerer Wert vorhergesagt. Durch Einführung von Variante B wurde für den maximalen Kontaktdruck

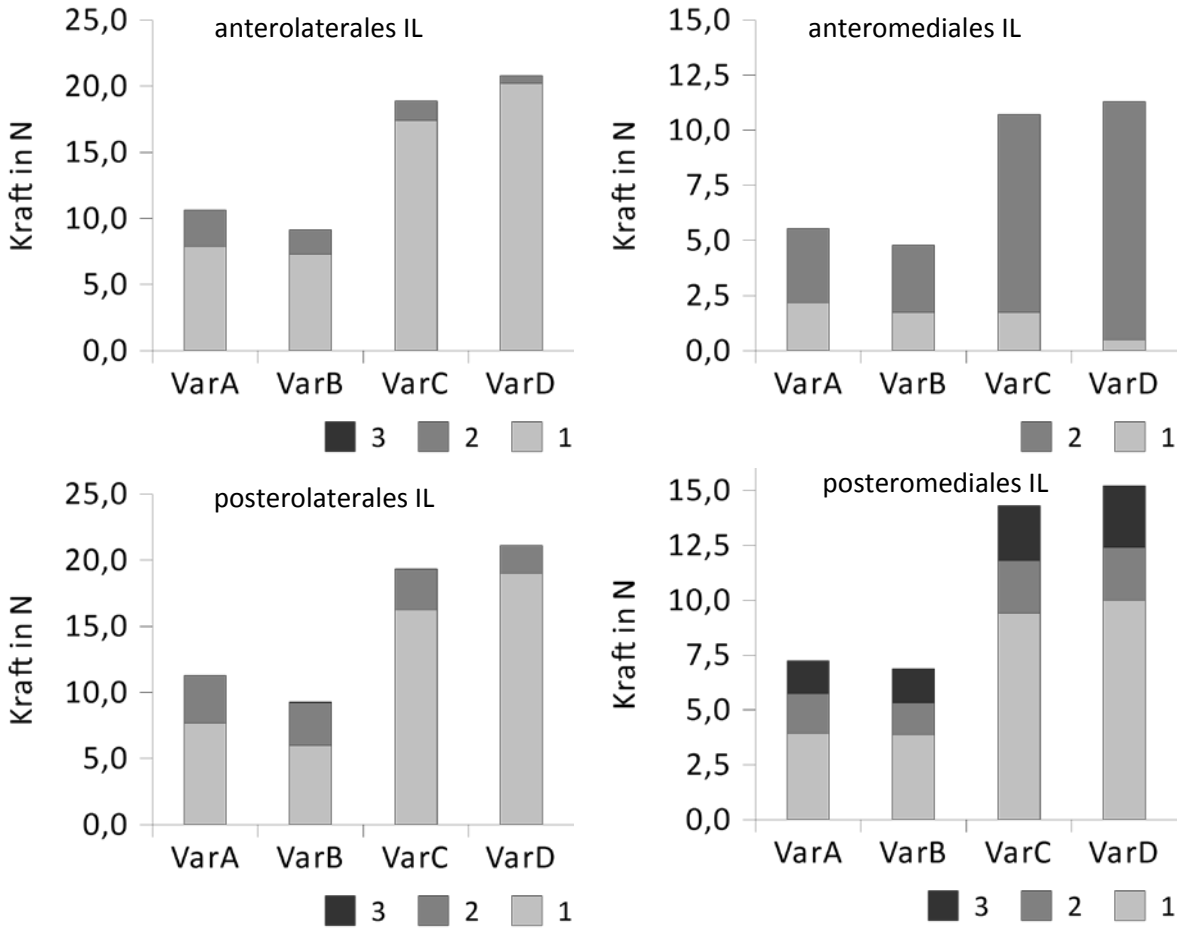


Abbildung 36: Einfluss der Ligamentbeschreibung auf die Kräfteverteilung in den einzelnen Bündeln (1-3) der tibialen Insertionsligamente in 30° Flexion.

medial bzw. lateral eine Abnahme um 0 bzw. 2% und für die Kontaktfläche eine Abnahme um bis zu 10% im Vergleich zum Referenzmodell ermittelt.

In $60°$ Flexion wurde zwischen dem Referenzmodell und Variante D ein Anstieg der Kontaktfläche um bis zu 33% lateral sowie des maximalen Kontaktdrucks um bis zu 13% lateral ermittelt. Für Variante B wurde eine Abnahme des maximalen Kontaktdruckes um 8% und der Kontaktfläche um 7% im lateralen Kompartiment bestimmt.

3.4.2 Einfluss der Geometrie

Die im Folgenden dargestellten Resultate beziehen sich auf das Referenzmodell mit überarbeiteten Meniskusmodell mit veränderter Länge der tibialen IL. Für den Vergleich wurde das Modell in $30°$ Flexion unter $1000\,N$ axialer Kompression untersucht. Für das Modell wurde qualitativ das gleiche Verhalten für die verschiedenenen zuvor beschriebenen Parameter (Einfluss der Meniskus-beschreibung, der Gelenkknorpelsteifigkeit sowie der Beschreibung der tibialen IL)

ermittelt. Für die resultierenden Kräfte in den tibialen IL wurde im Vergleich zum Referenzmodell eine Zunahme berechnet (Abbildung 37). Im Vergleich zum Referenzmodell wurde im tibialen Gelenkknorpel eine Abnahme des maximalen Kontaktdruckes um 2% im lateralen Kompartiment und ein Anstieg um 1% im medialen Kompartiment ermittelt. Für die von Mises Vergleichsspannung wurde eine Abnahme um 3% lateral und eine Zunahme um 4% im medialen tibialen Gelenkknorpel bestimmt.

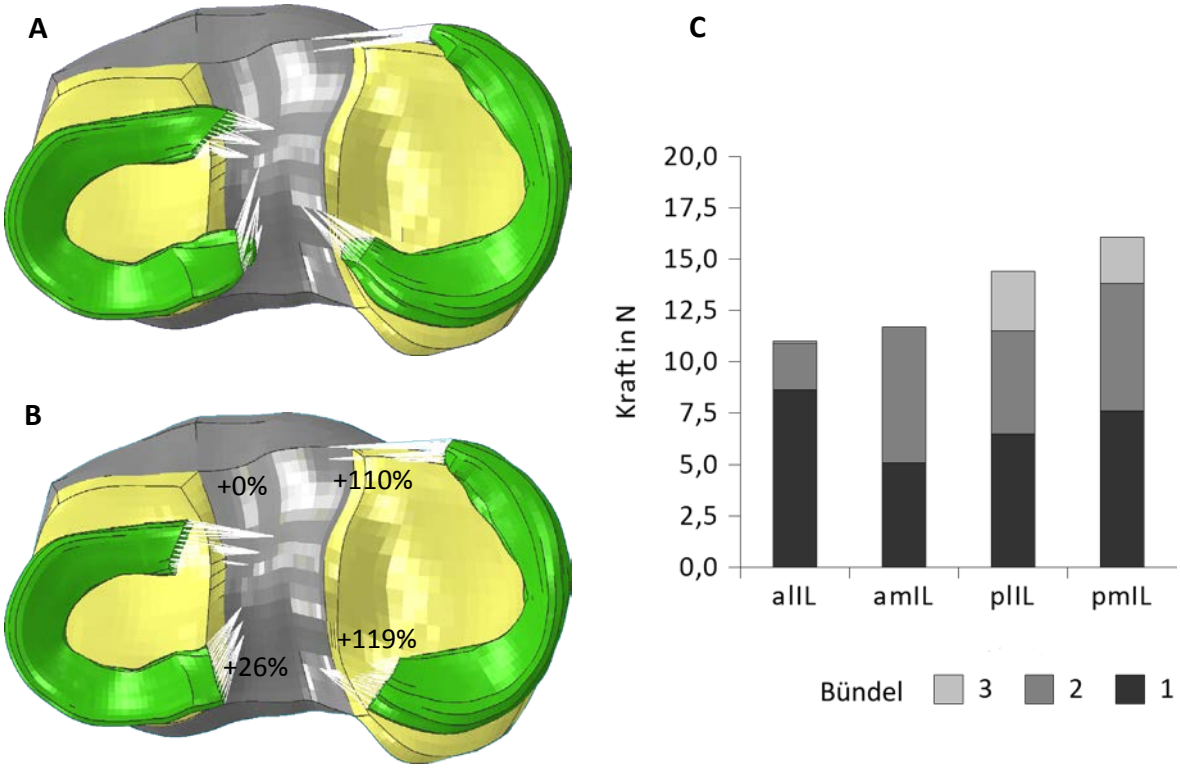


Abbildung 37: Einfluss auf die Kräfte in den tibialen Insertionsligamenten (IL) im Modell mit modifizierter Meniskusgeometrie und veränderter Lage der Insertionen der tibialen IL in 30° Flexion.

A. Draufsicht des Tibiaplateaus einschließlich der Menisken - Referenzmodell. B. Modell mit modifizierter Meniskusgeometrie mit Kennzeichnung des prozentualen Anstiegs der Kräfte in den tibialen IL gegenüber dem Referenzmodell. C. Kräfte inden tibialen IL (alIL: anterolaterales IL, amIL: anteromediales IL, plIL: posterolaterales IL, pmIL: posteromediales IL) des Modell.

Infolge der Beschreibung der Knorpelstrukturen als Einzelkomponenten mit zusätzlicher Kontaktdefinition zwischen Knorpel und Knochen wurde im Mittel eine Abnahme der Kontaktparameter um 5% (maximaler Kontaktdruck) bzw. 12% (Kontaktfläche) zum Referenzmodell ermittelt.

3.4.3 Einfluss der Reibung

Aufgrund der schlechten Konvergenz der Lösung für einzelne Reibungskoeffizienten wurden für die Extensionsbewegung die resultierenden Kräfte nur für $24, 48, 72, 96$ und $120°$ ausgewertet (Abbildung 38). Die Erhöhung des Reibungskoeffizienten von $\mu = 0{,}001$ auf $\mu = 0{,}1$ zwischen allen Kontaktpartnern führte zu einer Änderung der Kräfte im alIL um bis zu 65% $(\Delta F = 2{,}3\ N)$ (Abbildung 38A). Für das plIL wurde ein maximaler Unterschied zwischen dem Modell mit

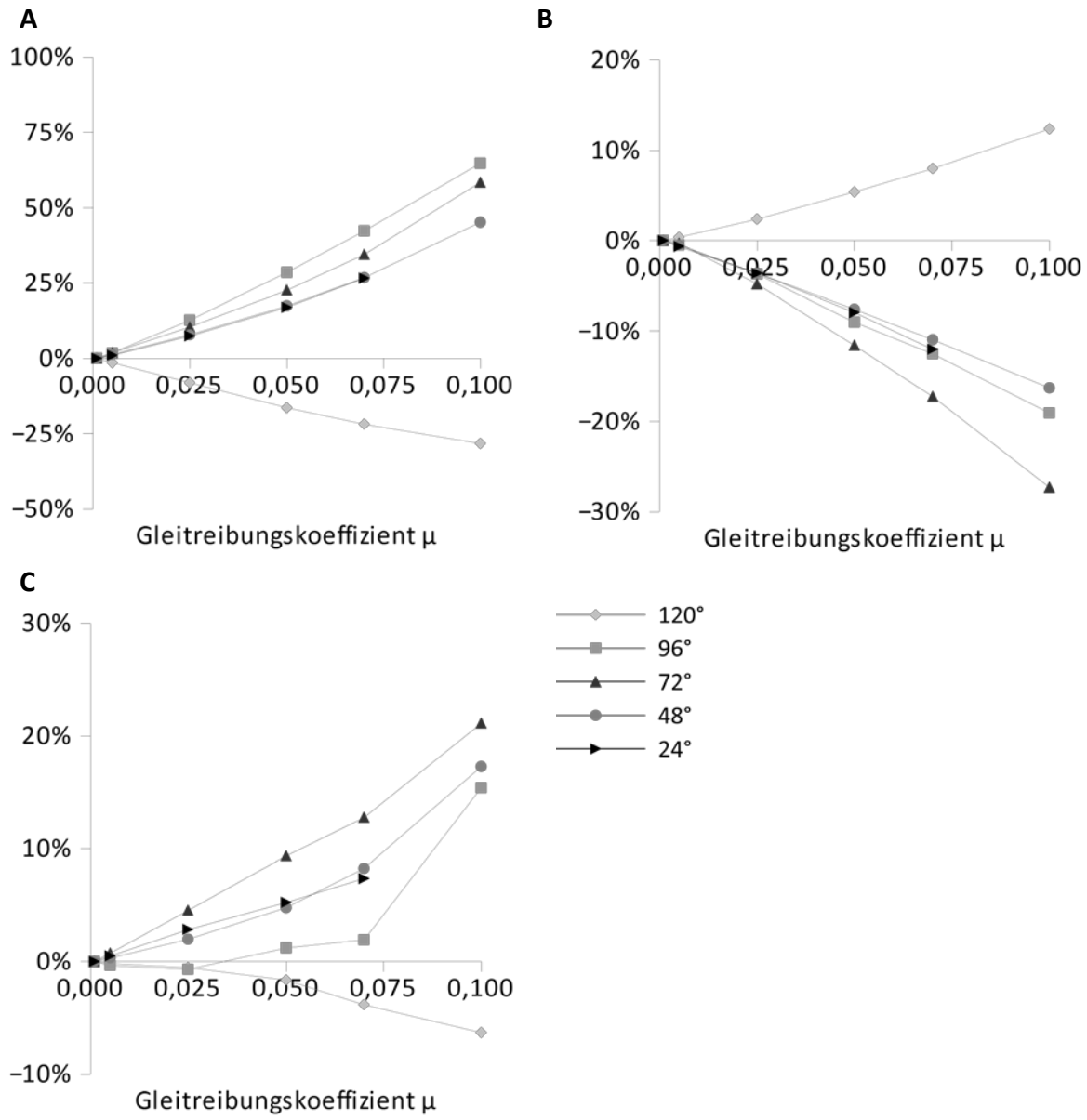


Abbildung 38: Änderung der Kräfte in den tibialen IL im Kniegelenk für ausgewählte Beugungswinkel während der Extension unter 200 N axialer Kompression (24, 48, 72, 96 und 120°) in Abhängigkeit des Gleitreibungskoeffizienten µ=0,001-0,1. Aufgrund der geringen Kräfte im posteromedialen IL wurde auf eine Darstellung des Reibungseinflusses verzichtet.
(A. anterolaterales Insertionsligament, B. posterolaterales IL, C. anteromediales IL).

Reibungsfreiheit und $\mu = 0{,}1$ i.H.v. 27% ($\Delta F = 1{,}1\ N$) ermittelt (Abbildung 38B). Für Flexionswinkel kleiner gleich $96°$ wurde im alIL, amIL sowie im pmIL für die Extensionsbewegung mit steigendem Reibungskoeffizient ein Anstieg der Kräfte ermittelt. Im plIL führte die Erhöhung des Reibungskoeffizienten in der Extensionsbewegung zu einer Abnahme der Kräfte.

Für das Modell unter $1000\ N$ Axiallast wurde eine deutliche Abnahme der Kräfte in den anterioren IL mit steigendem Reibungskoeffizient gefunden (Abbildung 39). Im alIL wurde im Modell eine Abnahme zwischen kleinster und größter Reibung um 45% nachgewiesen. Im amIL führte bereits eine Erhöhung auf $0{,}1$ zu einer Abnahme um 33%, mit steigendem Reibungskoeffizienten wurde das IL vollständig entlastet. Für die wirkenden Kräfte im plIL konnte keine deutliche Tendenz ermittelt werden. Nur im pmIL wurde eine Zunahme der Kraft um 28% zwischen dem Modell mit Reibungsfreiheit und $\mu = 0{,}25$ ermittelt. Eine weitere Verdopplung des Reibungskoeffizienten auf $0{,}5$ führte im Folgendem zu einer Abnahme der Kraft um 3%. Es wurde eine Zunahme der Kontaktfläche um bis zu 9% lateral bzw. 34% medial sowie ein Anstieg des maximalen Kontaktdrucks um 10% lateral und 71% medial mit steigendem Reibungskoeffizienten gefunden.

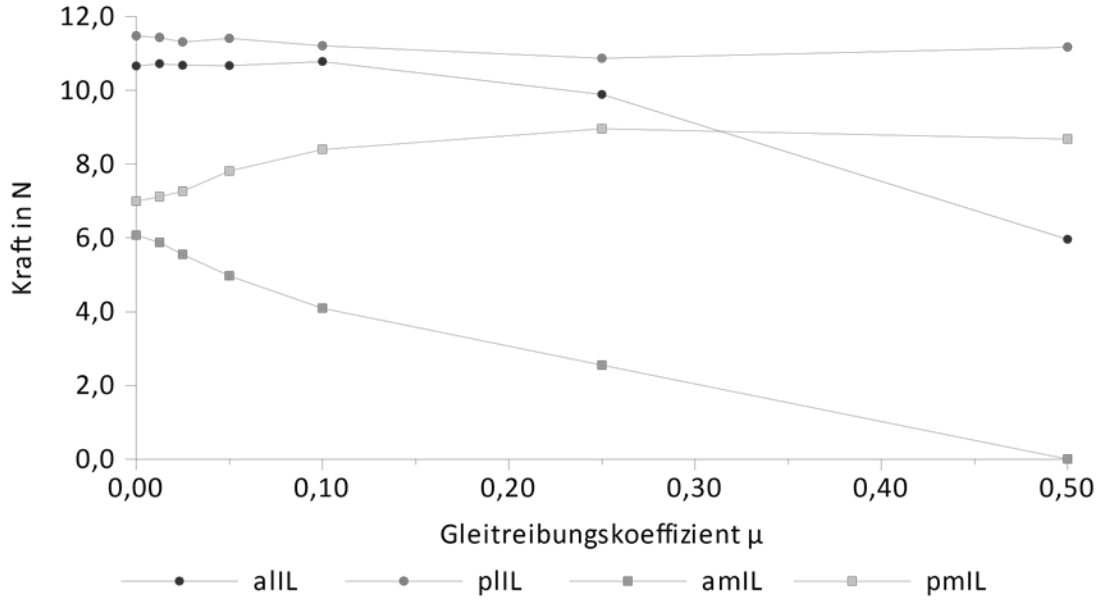


Abbildung 39: Kräfte in den tibialen IL der Menisken in 30° Flexion unter 1000 N Axiallast in Abhängigkeit vom Reibungskoeffizienten µ.
alIL-anterolaterales IL, plIL-posterolaterales IL, amIL-anteromediales IL, pmIL-posteromediales IL

3.5 Validierung des Finite-Elemente-Modells

Im Folgenden wurden zunächst die für die Validierung relevanten Ergebnisse des *In-vitro*-Versuches zusammengefasst. Diese wurden für die Validierung mit den Ergebnissen des Referenzmodells verglichen. Diese beschränken sich auf den intakten Zustand der Kniegelenkspräparate. Die berechneten Kräfte in den anterioren tibialen IL während der Extensionsbewegung sowie unter axialer Kompression wurden für die Validierung mit Werten aus der Literatur [123-124] im Kapitel Diskussion verglichen.

In-vitro-Versuch

Der maximale Kontaktdruck sowie die Kontaktfläche für das Präparat auf dessen Geometrie das Finite-Elemente-Modell generiert wurde, wurden in Tabelle 13 zusammengefasst. Die Ergebnisse für die 10 untersuchten Präparate wurden in Tabelle 14 zusammengefasst. Für den maximalen Kontaktdruck wurden im medialen und lateralen Kniegelenkskompartiment Werte zwischen $1{,}5$ und $2\,MPa$ unter $500\,N$ axialer Kompression und zwischen $2{,}7$ und $3{,}2\,MPa$ unter $1000\,N$ axialer Kompression ermittelt. Es wurden keine signifikanten Unterschiede für die Kontaktfläche zwischen den verschiedenen Flexionswinkeln berechnet. Ferner wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen der Kontaktfläche im medialen und lateralen Kompartiment ermittelt ($p > 0{,}24$).

Tabelle 13: Kontaktfläche in mm² und maximaler Kontaktdruck in MPa im medialen und lateralen tibialen Gelenkknorpel bei 0°, 30° und 60° Flexion unter 1000 N bzw. 500 N axialer Last für das Modell-Kniegelenkspräparat.

Winkelstellung	Parameter	medial	lateral
0°	Kontaktfläche	589	271
	max. Kontaktdruck	3,23	4,68
30°	Kontaktfläche	544	326
	max. Kontaktdruck	5,53	3,10
60°	Kontaktfläche	400	326
	max. Kontaktdruck	3,76	1,94

Tabelle 14: Kontaktfläche in mm² und maximaler Kontaktdruck in MPa im medialen und lateralen tibialen Gelenkknorpel bei 0°, 30° und 60° Flexion unter 1000 N bzw. 500 N axialer Last für die 10 Kniegelenkspräparate (n=10, Mittelwert ± Standardabweichung).

Winkelstellung	Parameter	medial	lateral
0°	Kontaktfläche	377±151	381±151
	max. Kontaktdruck	3,05±1,10	3,13±1,36
30°	Kontaktfläche	428±123	372±130
	max. Kontaktdruck	3,34±1,40	3,18±1,18
60°	Kontaktfläche	358±150	291±108
	max. Kontaktdruck	2,36±0,92	2,04±0,68

Simulationen und Vergleich

Für das Kniegelenksmodell wurden in $30°$ und $60°$ Flexion die Kontaktfläche sowie der maximale Kontaktdruck im tibialen Gelenkknorpel ausgewertet und mit den *in vitro* bestimmten Werten für das entsprechende Präparat sowie für die 10 untersuchten Kniegelenkspräparate (Mittelwert $\pm$ Standardabweichung) gegenübergestellt (Abbildung 40, Abbildung 41). Für das Referenzmodell in $0°$ Flexion konnte keine Konvergenz der Lösung erzielt werden.

Für den maximalen Kontaktdruck wurde im Referenzmodell für $30°$ und $60°$ Flexion im lateralen Kompartiment eine Abweichung von 0 und 19% und medial von 12 und 37% gegenüber den *in vitro* bestimmten Werten berechnet. Somit konnte mit dem Modell das erste Genauigkeitskriterium für den maximalen Kontaktdruck, mit Ausnahme des maximalen Kontaktdrucks in $60°$ Flexion im medialen Kompartiment, erfüllt werden. Das zweite Genauigkeitskriterium konnte auch für diesen Wert im Referenzmodell erfüllt werden. Somit gilt, dass das Modell für den maximalen Kontaktdruck in allen Fällen, die vorgegebenen Gültigkeitsgrenzen erfüllt.

Für die Kontaktfläche wurden um bis zu 88% kleinere Kontaktflächen für die verschiedenen Flexionsstellungen berechnet. Die größten Abweichungen ergaben sich für das Kniegelenksmodell in $60°$ Flexion (lateral: -79%, medial: -88%). Nur in $30°$ Flexion im medialen Kompartiment konnte zumindest das zweite, ungenauere Kriterium erfüllt werden. Auch durch Variation des Elastizitätsmoduls des Gelenkknorpels als bedeutender Einflussfaktor konnte keine bessere Genauigkeit erzielt werden.

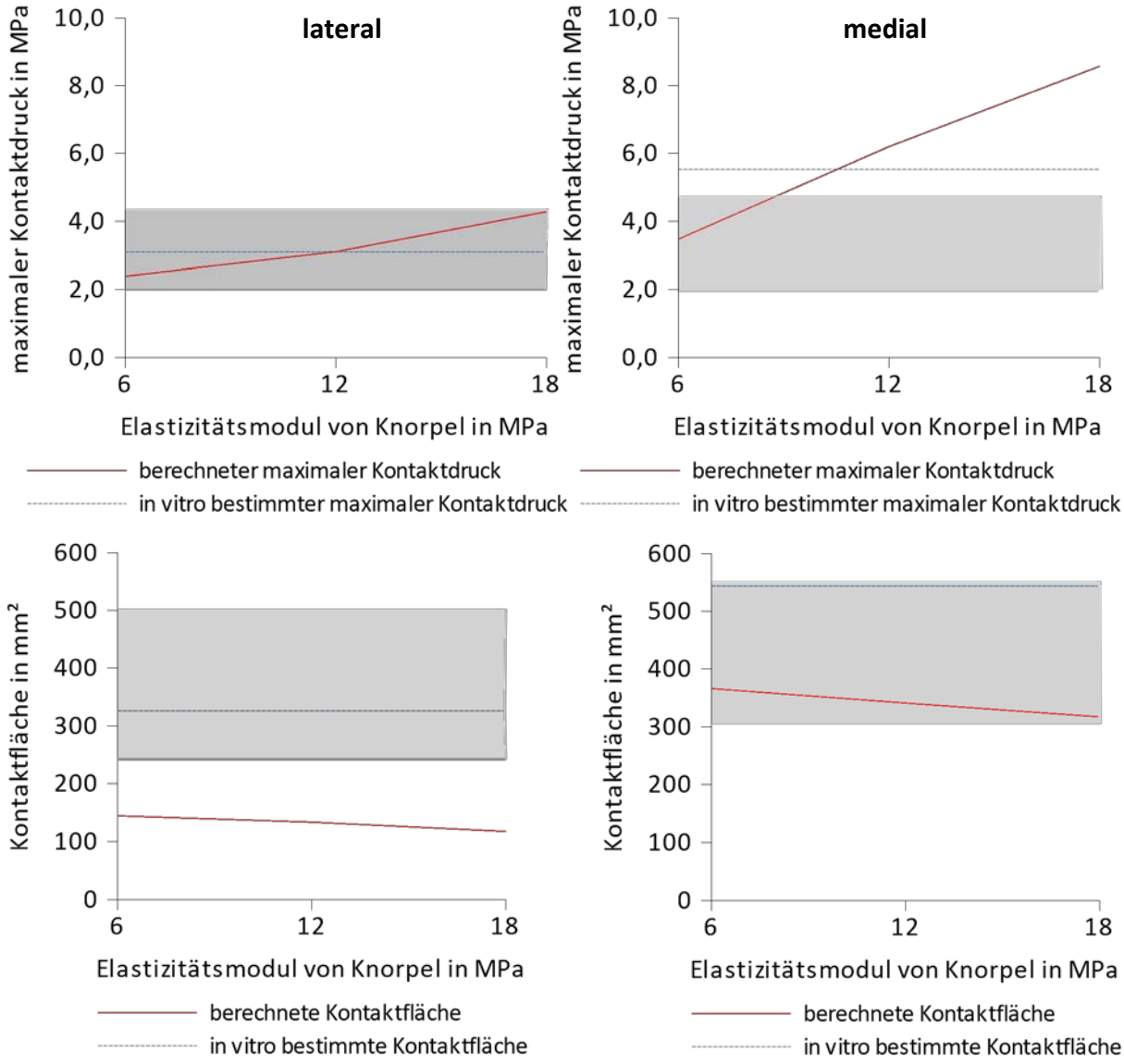


Abbildung 40: Gegenüberstellung der in vitro am Kniegelenkspräparat bestimmten Kontaktfläche und des maximalen Kontaktdrucks (blau) im tibialen Gelenkknorpel mit den berechneten Werten für das Kniegelenksmodell in 30° Flexion (rot) in Abhängigkeit des Elastizitätsmoduls des Knorpels.

Durch den schraffierten Bereich wurde die für die 10 Kniegelenkspräparate bestimmte Standardabweichung um den Mittelwert (gestrichelte Linie) gekennzeichnet.

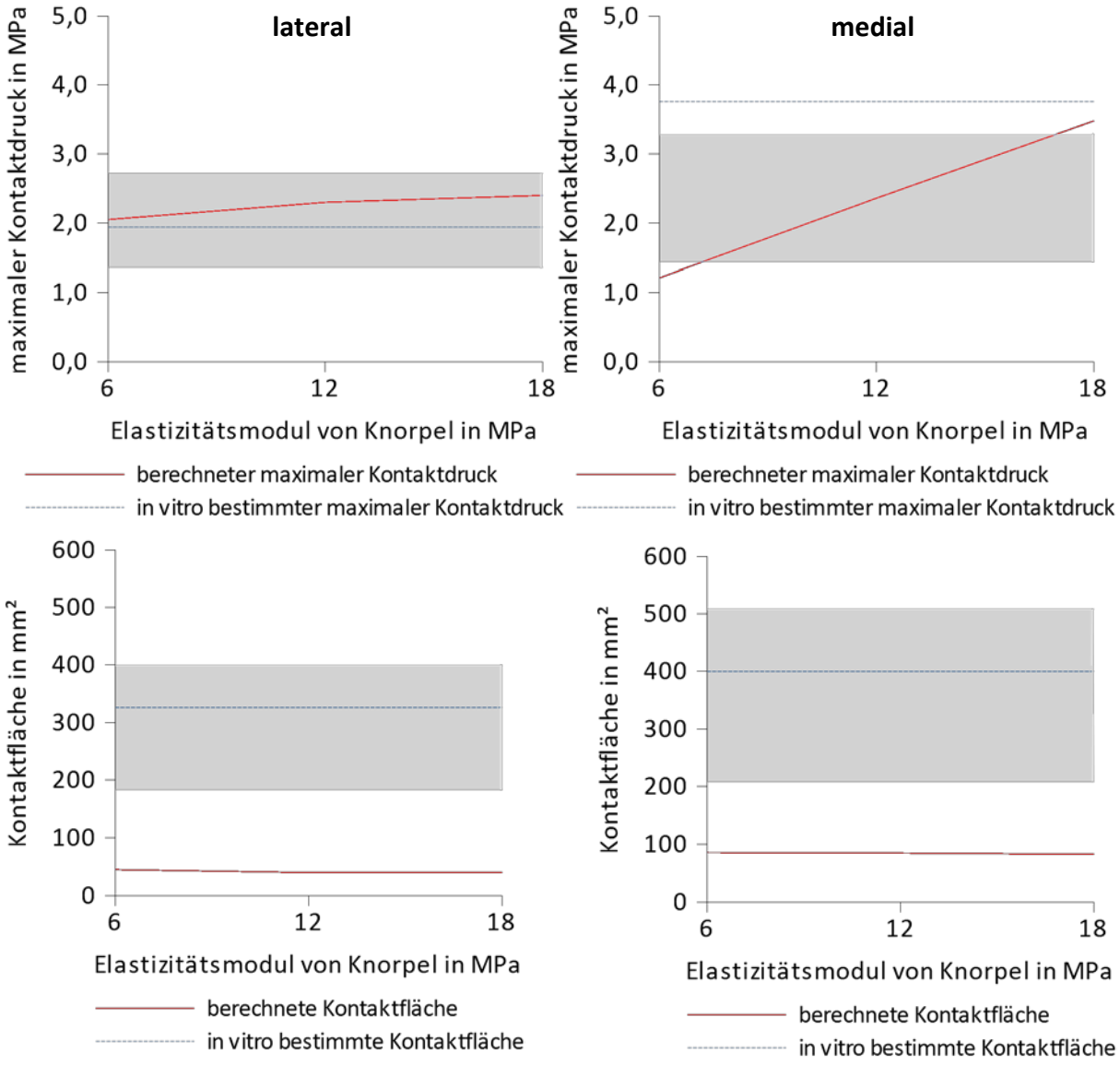


Abbildung 41: Gegenüberstellung der in vitro am Kniegelenkspräparat bestimmten Kontaktfläche und des maximalen Kontaktdrucks (blau) im tibialen Gelenkknorpel mit den berechneten Werten für das Kniegelenksmodell in 60° Flexion (rot) in Abhängigkeit des Elastizitätsmoduls des Knorpels.

Durch den schraffierten Bereich wurde die für die 10 Kniegelenkspräparate bestimmte Standardabweichung um den Mittelwert (gestrichelte Linie) gekennzeichnet.

4 Diskussion

Ziel der vorliegenden Doktorarbeit war die Entwicklung eines Finite-Elemente-Modells eines humanen Kniegelenks, um die Beanspruchung der tibialen IL im Kniegelenk bei unterschiedlichen Belastungen zu ermitteln. Die Schwerpunkte wurden in der Arbeit auf die Entwicklung eines Fasermodells der Menisken und die Untersuchung der Sensitivität der wirkenden Kräfte in den tibialen IL auf verschiedene Modellierungsfaktoren gelegt. Den klinischen relevanten Aspekt bildete die Untersuchung der Beanspruchung der tibialen IL im intakten Kniegelenk sowie nach der Simulation von Teilresektionen im medialen Hinterhorn und anschließender Implementierung eines Ersatzmaterials in diesem Bereich.

Um die Beanspruchungen im tibialen Gelenkknorpel sowie in den tibialen IL im intakten Kniegelenk sowie nach simulierter Teilresektion im medialen Hinterhorn zu untersuchen, wurde ein Finite-Elemente-Modell auf der Basis eines humanen Kniegelenks entwickelt, verifiziert und validiert. Ähnlich den Ergebnissen der im Haus durchgeführten *In-vitro*-Studie [123] zur Beanspruchung der anterioren tibialen IL wurden auch im Modell in den tibialen Insertionsligamenten deutlich geringere Kräfte vorhergesagt, als aufgrund ihrer Breite im Vorfeld anzunehmen war. Die zuvor getroffene Annahme, dass es eine Abhängigkeit der Belastungsverteilung innerhalb der IL vom Flexionswinkel gibt, konnte mit dem Modell bestätigt werden. Dies kann somit eine Erklärung für die ausgeprägte Form der IL darstellen. Auch die Annahme, dass Reibungsphänomene im Kniegelenk einen Einfluss auf die wirkenden Kräfte in den tibialen IL haben, wurde bestätigt. Eine Erhöhung des Reibungskoeffizienten im Gelenk führte für hohe Axiallasten ($1000\ N$) zu einer deutlichen Abnahme der resultierenden Kräfte in den anterioren tibialen IL. Für niedrigere Lasten wurde im Mittel ein Anstieg der Kräfte in den tibialen IL ermittelt, nur für einzelne Flexionswinkel und IL konnte in diesem Fall eine Abnahme ermittelt werden. Für die Modelle mit simulierten Teilresektionen im medialen Meniskus wurde durch Implementierung eines isotropen Ersatzmaterials für alle Resektionstiefen die intakte Situation bzgl. der untersuchten Parameter nahezu wiederhergestellt, wenn der lineare Elastizitätsmodul des Ersatzmaterials im Defekt in etwa dem des Meniskusgewebes in zirkumferenter Richtung entsprach. In Sensitivitätsanalysen konnte gezeigt werden, dass veschiedene Modellierungsansätze sowie unterschiedliche Materialeigenschaften der Komponenten die Kräfte in den

tibialen IL stark beeinflussen. Für die unterschiedlichen Meniskusbeschreibungen wurden Unterschiede für die resultierenden Kräfte in den tibialen IL um bis zu 212% ermittelt.

4.1 Limitierungen

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit basieren auf einem Modell eines spezifischen Präparats. Eine Übertragung der Ergebnisse auf jedes beliebige Kniegelenk sollte daher mit Vorsicht erfolgen.

Die zur Beschreibung der biologischen Strukturen des Kniegelenks getroffenen Annahmen und Vereinfachungen sind unumgänglich, da sowohl die kinematischen Bedingungen als auch die Materialeigenschaften nur bedingt bekannnt sind. So führt ein Vergleich der Ergebnisse von Materialuntersuchungen aufgrund der Natur biologischer Gewebe zu einer großen Spannbreite an Charakterisierungen. Um diese Vielfalt zu berücksichtigen wurden verschiedenen Materialparameter zur Beschreibung des Meniskusgewebes verwendet und charakterisierende Werte entsprechend der Literatur variiert. Da es bei den zugrundeliegenden experimentellen Untersuchungen, in denen die Verschiebungsrandbedingungen gewonnen wurden, das Ziel war einen quasistatischen Zustand herzustellen, wurde auch im Modell ein quasistatischer Zustand angenommen. Das zeitabhängige Verhalten des Gelenkknorpels sowie der Menisken wurde deshalb im Finite-Elemente-Modell nicht berücksichtigt. Auf eine Differenzierung zwischen Kortikalis und Spongiosa wurde sowohl im Femur als auch in der Tibia verzichtet. Es kann nicht ausgeschlossen werden, dass der Kraftfluss im Knochen infolge dieser Vereinfachung beeinträchtigt wird. In einer früheren Finite-Elemente-Analyse [49] konnte aber gezeigt werden, dass die Knochenstruktur aufgrund seiner deutlich höheren Steifigkeit keinen Einfluss auf die Kontakteigenschaften im Kniegelenk hat. Aufgrund fehlender Materialwerte für die Kollagen-Typ-1-Fasern im Meniskus wurde auf existierende Materialparameter für die Bandscheibe zurückgegriffen. Für Kollagen-Typ-I-Fasern aus Rattenschwänzen wurde eine Faserbeschreibung innerhalb eines Bereiches mit den Beschreibungen anderer Autoren für Kollagen-Typ-I-Fasern im Menschen beschrieben. Im Gegensatz zu früheren Finite-Elemente-Studien wurde in der vorliegenden Arbeit zum ersten Mal das nichtlineare Verhalten der tibialen IL zur Beschreibung im Modell verwendet, wohingegen bisher zu Darstellung lediglich das Materialverhalten anderer Liga-

mente im Kniegelenk herangezogen [50, 160] oder vollständig auf eine Beschreibung dieser Fixierungen verzichtet wurde. Für die Beschreibung des nichtlinearen Verhaltens der tibialen IL wurde die vereinfachende Annahme getroffen, dass die Längen und Querschnittsflächen für die tibialen IL im Modell im Bereich der Abmessungen für die tibialen IL aus im Institut durchgeführten Zugversuchen an 12 Präparaten lagen und somit übertragbar sind. Diese Annahme kann zu einer leichten Über- bzw. Unterbewertung der Ergebnisse führen, um diesen Unsicherheitsfaktor zu minimieren, wurden die Materialeigenschaften der IL im Rahmen von Parameterstudien variiert und deren Einfluss untersucht. Für die tibialen IL wurde keine Vorspannung definiert. Es ist nicht bekannt, ob und wie stark die tibialen IL im unbelasteten Kniegelenk initial gedehnt werden.

Auf die Darstellung der Hauptligamente sowie des Patellargelenks konnte durch die Einführung von aufgezeichneten Verschiebungsrandbedingungen verzichtet werden. Der Verlauf und die Insertionen der Kollateralligamente sowie der Kreuzbänder im Kniegelenk können in MRT-Aufnahmen nachvollzogen werden, die detaillierte Modellierung dieser Strukturen stellt aber, eine zusätzliche Schwierigkeit bei der Modellierung und folglich ein erhöhtes Fehlerpotential dar. Da die Ligamente eine essentielle Komponente für die Kinematik des Kniegelenks darstellen, wurde der Einfluss der Hauptligamente indirekt im Finite-Elemente-Modell berücksichtigt. Wobei die Annahme getroffen wurde, dass die Kinematik der Menisken aus dem Kontakt der angrenzenden Knochen folgt. Ein Nachteil dieser Herangehensweise im Gegensatz zum kraftgesteuerten Finite-Elemente-Modell ist die Beschränkung des Finite-Elemente-Modells auf die aufgezeichneten Verschiebungsrandbedingungen und jeweiligen Kniezustände. Das entwickelte Modell kann nur für die aufgezeichneten Verschiebungsrandbedingungen verwendet werden. Modifikationen die zu einer Änderung der Kinematik des Kniegelenks führen würden, können mit dem Modell nicht untersucht werden. Ein kraftgesteuertes Modell würde den Vorteil bieten, dass verschiedene Modifikationen an den Menisken, den Ligamenten oder dem Gelenkknorpel zur Simulation von verschiedenen Pathologien vorgenommen werden könnten, um deren Auswirkungen zu untersuchen. Damit mit dem Kniegelenksmodell jede beliebige Kinematik simuliert werden kann, müssen alle Ligamente sowie der Kapselapparat und das Patellargelenk im Modell berücksichtigt werden, wobei abhängig vom zu untersuchenden Beugungswinkel Vereinfachungen vorgenommen werden

könnten. Eine Kombination aus verschiebungsgesteuertem und kraftgesteuerten Modell stellt dabei mit hoher Wahrscheinlichkeit den Idealfall dar, da die Verschiebungen als Validierungsparameter verwendet werden können. Eine weitere Limitierung stellt der Verzicht auf die Modellierung der meniskofemoralen Ligamente dar. Am vorliegenden Präparat konnte das Wrisberg-Ligament dargestellt werden, welchen Einfluss dieses Ligament auf die resultierenden Kräfte in den tibialen IL hat kann nicht abgeschätzt werden. Es ist jedoch bekannt, dass die meniskofemoralen Ligamente einen Einfluss auf die Lastübertragung im lateralen Kompartiment haben [6]. Der laterale Meniskus wird durch das meniskofemorale Ligament in Flexion zusätzlich nach dorsal verlagert, dies könnte zu einer höheren Beanspruchung der tibialen IL im lateralen Kompartiment führen. Für die Darstellung der tibialen IL wurden lineare Federelemente mit nichtlinearen Materialverhalten verwendet. Die Beschreibung der Ligamente mit Federelementen wurde zuvor in anderen Finite-Elemente-Studien [50, 160] des Kniegelenks verwendet und stellt eine anerkannte Methode zur Simulation von Ligamenten dar. Eine besondere Herausforderung stellte jedoch die Festlegung der Insertionsstellen dar, da die tibialen IL *in vivo* flächig inserieren, wohingegen die Fixierung im Finite-Elemente-Modell nur punktuell modelliert wurde. Um die Insertionen möglichst genau wiederzugeben, wurden anatomische Landmarken wie die Insertionen der Kreuzbänder bei der Festlegung herangezogen. Eine Über- bzw. Unterbewertung der resultierenden Kräfte infolge einer Verlagerung der Insertionsstelle kann nicht ausgeschlossen werden. *In vitro* [138] konnte für das porcine amIL infolge einer Abweichung der knöchernen Insertion von der anatomischen Position ein signifikanter Einfluss auf die resultierende Kraft im IL sowie auf die Deformation des Knorpels ermittelt werden.

Die Oberfläche der Femurkondylen sowie der Menisken weisen eine prägnante Kontur auf, aufgrund der starken Abhängigkeit der Kontaktvariablen von der Berührungsfläche können bereits geringe Unebenheiten zu Änderungen in der Kontaktmechanik führen [159]. Insbesondere die Absolutwerte sind demnach kritisch zu betrachten. Die Konturen des Kniegelenks wurden basierend auf den Grauwerten in den MRT-Aufnahmen manuell segmentiert, dies kann zu Ungenauigkeiten in der Geometrie führen. Die Verschiebungsrandbedingungen wurden in verschiedenen Lastsituationen mit dem VICON-Messsystem für das Kniegelenkspräparat aufgezeichnet. Die für die Aufzeichnung verwendeten retroreflektiven

Kugelmarker wurden segmentiert und die Verschiebungen in deren Mittelpunkten am Modell appliziert. Um die Unsicherheit bei der Segmentierung zu minimieren, wurden die Mittelpunkte der Kugelmarker in MRT-Aufnahmen an drei Modellen aus verschiedenen Richtungen sowie an einem Modell aus der Überlagerung der drei Modelle ermittelt. Im Finite-Elemente-Modell wurden die Mittelwerte für die vier Werte verwendet. In einer nachträglichen kritischen Betrachtung der Geometriegewinnung sowie der Applikation der Verschiebungsrandbedingungen wurde für ein Modell, in dem die Kugelmarkermittelpunkten aus dem überlagerten Modell verwendet wurden, ein Einfluss auf die Kräfte in den tibialen IL sowie auf den maximalen Kontaktdruck und die Kontaktfläche gefunden. Für die Koordinaten wurde ein Unterschied von nur $-72 \pm 145\,\mu m$ zwischen beiden Varianten berechnet. Für die berechneten Kräfte hingegen wurde ein Anstieg um 8 bzw. 5% in den tibialen IL des lateralen Meniskus und um 41 bzw. 39% in denen des medialen Meniskus gegenüber den vorgestellten Resultaten bestimmt. Für die untersuchten Kontaktvariablen wurde im Mittel ein Anstieg um 14% durch Einführung der veränderten Ausgangskoordinaten berechnet. Eine weitere Fehlerquelle resultiert dabei aus der Messgenauigkeit des VICON-Systems, so wurden zwischen den Messungen für die verschiedenen Flexionsstellungen des Kniegelenks für die tibialen Markerkoordinaten Standardabweichungen von 30 bis $60\,\mu m$ bestimmt. Einen Nachteil stellte dabei auch die Fixierung der Marker mit Schraubverbindungen dar. Die Lage der Marker konnte so nicht absolut sichergestellt werden. So wurde infolge der Präparation und Umspannung des Präparats eine Änderung der Lage der Marker zueinander um bis zu $1\,mm$ festgestellt. Da das Koordinatensystem in den Kugelmarkermittelpunkten der Tibia aufgespannt wurde, führten diese Ungenauigkeiten zu zusätzlichen Unsicherheiten bei der Aufbringung der Verschiebungsamplituden und konnten nur bedingt korrigiert werden. Für die Applikation der Randbedingungen musste das Finite-Elemente-Modell zu Beginn einer jeden Simulation zunächst in die jeweilige Ausgangsposition im *In-vitro*-Versuch gebracht werden. Diese Position konnte nicht durch MRT- oder CT-Aufnahmen des Kniegelenks kontrolliert bzw. erstellt werden. Stattdessen wurde das Femurmodell zu Beginn jeder Simulation im lokalen tibiagebundenen Koordinatensystem in die jeweilige Ausgangslage verschoben. Dabei wurde die Annahme getroffen, dass die resultierenden Verschiebungen der Menisken bzw. deren resultierende Lage infolge der aufgebrachten linearen Verschiebungen,

denen *in vitro* entsprachen. Es kann nicht ausgeschlossen werden, dass durch diese Verschiebungen Zwangsbedingungen im Modell aufgebracht wurden, die insbesondere die Kontaktmechanik beeinflusst haben. Da diese Vorgehensweise in allen Simulationen verwendet wurde, ist nicht von einer Beeinflussung der vorgestellten relativen sowie qualitativen Ergebnisse auszugehen.

In den durchgeführten Simulationen wurden nur bestimmte Flexionswinkel unter maximal $1000\,N$ axialer Kompression bzw. die Extensionsbewegung im Kniebewegungssimulator unter $200\,N$ axialer Kompression untersucht. Diese experimentell bestimmten Lastbedingungen können nicht die zu erwartenden Belastungen *in vivo* während täglicher Belastungssituationen wiederspiegeln. Bereits der Muskelzug führt im intakten Kniegelenk zu einer Belastung größer $200\,N$. Die Applikation zusätzlicher äußerer Momente sowie die Erhöhung der äußeren Last könnten zu einer Änderung der Kontaktfläche und des Kontaktdruckes im tibialen Gelenkknorpel führen [137]. Seitz et al. [123] konnten aber keinen signifikanten Einfluss auf die Kräfte in den tibialen IL infolge einer Lasterhöhung bzw. durch Applikation äußerer Momente ermitteln. Bei der Betrachtung des Modells muss berücksichtigt werden, dass mit dem Modell nur die Randbedingungen der durchgeführten *In-vitro*-Experimente wiedergegeben werden können. Limitierungen im Aufbau des zugrundeliegenden *In-vitro*-Versuchs können somit die Ergebnisse des Modells beeinflussen. So wurde nachträglich eine unvorteilhafte Positionierung des Präparats in der Zwick-Materialprüfmaschine festgestellt, die eine unphysiologische vordere Schublade des Kniegelenks zur Folge hatte. Ebenfalls könnte eine ungünstige Ausrichtung beim Eingießen des Präparats oder bei der Einspannung im Kniesimulator einen Einfluss auf die Lastübertragung im Kniegelenk haben, die zu einer Verlagerung der Beanspruchung in den tibialen IL führen würde. Zur Präkonditionierung wurde das Kniegelenkspräparat jeweils mehrfach belastet und entlastet. Es wurde angenommen, dass dies zur Präkonditionierung der Strukturen ausreicht. Aufgrund der viskösen Eigenschaften der Strukturen kann nicht ausgeschlossen werden, dass eine länger andauernde Belastung für die Präkonditionierung notwendig gewesen wäre. Für die vergleichenden Aussagen in der Arbeit stellen diese Limitierungen im *In-vitro*-Versuch keine Limitierung dar, für die vorhergesagten Absolutwerte könnte diese jedoch zu einer Beeinflussung führen.

Schließlich muss die Aufzeichnung der aufgebrachten Verschiebungsrandbedingungen am Leichenpräparat kritisch betrachtet werden. Alternative Optionen wären die Aufzeichnung der Verschiebungen aller Strukturen einschließlich der Menisken im MR-Tomographen [162] oder der Einsatz des VICON-Systems [116] *in vivo*. Der Einsatz des Vicon-Systems am aktiven Menschen ist in der Biomechanik üblich und stellt eine gute Möglichkeit dar, um Bewegungen wiederzugeben. Die Marker werden dabei jedoch auf der Haut befestigt, so dass eine Überlagerung der Bewegung von Haut, Fett und Muskelstrukturen berücksichtigt werden muss. Voraussetzung für den Einsatz von MR Tomographen ist eine hohe Auflösung des Gerätes; Nachteile sind unter anderem der hohe Zeitaufwand sowie die hohen Kosten.

Trotz der aufgeführten Limitierungen des Modells können die vorgestellten relativen Änderungen zwischen den verschiedenen Modellzuständen sowie die qualitativen Verläufe wichtige Anhaltspunkte für die Biomechanik des Kniegelenks liefern. Für die durchgeführten umfangreichen Sensitivitätsanalysen stellen die aufgeführten Limitierungen keine Einschränkung dar. Die Erkenntnisse zur Sensitivität verschiedener Eingangsgrößen können eine hilfreiche Grundlage für die weitere Entwicklung von Finite-Elemente-Modellen des Kniegelenks darstellen.

4.2 Validierungsstudien

In den für die Validierung durchgeführten *In-vitro*-Untersuchungen wurde das Präparat passiv bewegt. Für die Validierung ist diese Limitierung nicht relevant, da lediglich ein Vergleich der Modellergebnisse mit den *In-vitro*-Ergebnissen durchgeführt wurde. Die Art und der Umfang der vorgenommen Resektionen in den Validierungsuntersuchungen müssen krititsch betrachtet werden. So wurden die Gelenkkapsel und die peripheren Verbindungen der Menisken vollständig entfernt, um die Druckmessfolie in das Gelenk einzuführen. In der vorliegenden Arbeit konnte gezeigt werden, dass die Resektion der Kniegelenkskapsel zu einer Abnahme der Kontaktdrücke, der Kontaktfläche sowie der Kräfte in den tibialen IL führte. Für die Kontaktfläche wurden nach der Präparation des Kniegelenks um 31 bzw. 73% niedrigere Werte für das Kniegelenk in $30°$ bzw. $60°$ Flexion ermit-telt, als vor der Präparation. Für die Einbringung der Druckmessfolie wurden die peripheren Fixierungen des medialen Meniskus vollständig durchtrennt. Es wurde angenommen, dass die Durchtrennung der koronaren Ligamente in den unter-

suchten Flexionsstellungen ($0°, 30°$ und $60°$) unter $1000\,N$ keinen Einfluss auf die Resultate hat. In einer Kontrollrechnung konnte diese Annahme für die Modelle in $30°$ und $60°$ Flexion bestätigt werden. Für die Entfernung der Federelemente zur Fixierung des medialen Meniskus an der Tibia wurden keine Unterschiede für alle untersuchten Ergebnisgrößen gefunden. Für die Extensionsbewegung konnte für das Modell ohne periphere Fixierung des medialen Meniskus keine Konvergenz der Lösung erzielt werden. Es wird demnach angenommen, dass in diesem Fall die Fixierungen eine bedeutende Rolle für die resultierenden Verschiebungen des Meniskus haben.

Die Lastbedingungen wurden mit 1000 bzw. $500\,N$ axialer Kompression deutlich niedriger gewählt, als *in vivo* ermittelt wurde. So konnten Kutzner et al. [68] Kräfte im Kniegelenk beim Gehen von etwa dem $2{,}5$-fachen Körpergewicht messen. Im gewählten Testaufbau konnten aufgrund fehlender Muskelsimulation keine höheren Lasten aufgebracht werden. Für die Validierung des Modells sowie die Untersuchung der verschiedenen Sensitivitäten stellen die unphysiologischen Lasten keine Limitierung dar, da hier lediglich vergleichende Aussagen getroffen wurden. Für die beschriebenen Auswirkungen der simulierten Defekte wurde in der von uns durchgeführten *In-vitro*-Studie die Annahme getroffen, dass die relativen Änderungen proportional zur äußeren Last ansteigen [125].

In den *In-vitro*-Untersuchungen wurde für die Messung der Kontaktdrücke und Kontaktflächen eine Druckmessfolie unterhalb der Menisken in das Kniegelenk eingebracht. Diese Folie wurde in den Simulationen unter der Annahme einer vernachlässigbaren Dicke nicht berücksichtigt. Auch wenn die Foliendicke keinen Einfluss auf die Kontaktfläche sowie den maximalen Kontaktdruck hat, ist ein Einfluss auf die wirkende Reibung nicht auszuschließen. Yao et al. [159] zeigten zudem in einem Finite-Elemente-Modell, dass bereits Abweichungen von $200\,\mu m$ zwischen den Kontaktpartnern zu einer Abnahme der Kontaktfläche im medialen Kompartiment des Kniegelenks um 77% führte. Für das laterale Kompartiment wurden etwas geringere Unterschiede bestimmt. Insbesondere die Absolutwerte sind deshalb kritisch zu betrachten. Diese Limitierung könnte ursächlich für die Abweichungen zwischen der experimentell bestimmten Kontaktfläche und den Resultaten im Finite-Elemente-Modell sein. Bei der Validierung wurde eine Überbewertung der maximalen Kontaktdrücke sowie eine Unterschätzung der Kontaktfläche gefunden.

Ein Validierungsexperiment zur Überprüfung der Gültigkeit der mit dem Modell getroffenen Vorhersagen zu den Kräften in den tibialen IL wurde im Rahmen der Doktorarbeit nicht durchgeführt. Für die Validierung der Kräfte in den tibialen IL wurde lediglich ein qualitativer Vergleich mit der Literatur durchgeführt (4.4 Beanspruchungen im intakten Kniegelenk), in dem jedoch eine akzeptable Übereinstimmung gefunden wurde.

4.3 Sensitivitätsanalysen

Da sich die Ergebnisse nur auf ein spezielles Kniegelenk beziehen und sowohl die Geometrie als auch die Materialeigenschaften biologischer Strukturen einer starken Variation unterliegen, wurden die mit dem Modell vorhergesagten Ergebnisse auf ihre Sensitivität gegenüber verschiedenen Modellparametern untersucht. Für einzelne dieser Parameter wurden starke Einflüsse auf die ermittelten Ergebnisse bestimmt.

4.3.1 Einfluss der Materialbeschreibung

Im Faserverbundmodell wurde durch Änderung der Kollagen-Typ-I-Faserbeschreibung für die Kräfte in den tibialen IL gegenüber dem Referenzmodell ein maximaler Anstieg um 22% und eine Abnahme um maximal 40% berechnet. Kein bedeutender Einfluss wurde für alle Ergebnisparameter für die Änderung der Querkontraktionszahl der Grundsubstanz ermittelt (Änderungen $\leq 4\%$). Für das Meniskusmodell mit isotrop, linear elastischer Beschreibung wurde eine maximale Zunahme der Kräfte in den tibialen IL um 72% und im Modell mit transversal isotrop, linear elastischer Beschreibung um 123% gegenüber dem Referenzmodell ermittelt. Ähnliche Einflüsse wurden für das Modell während der Extensionsbewegung bestimmt. Auf die Kontaktparameter wurde durch die Variation der Meniskusgewebebeschreibung ein vergleichsweise geringer Einfluss für die Fasermodelle ermittelt. Für die maximale von Mises Vergleichsspannung im tibialen Gelenkknorpel wurde in den beiden untersuchten Lastfällen für die Beschreibung des Meniskus als isotrop, linear elastisch eine Änderung um bis zu 120% im Vergleich zum Referenzmodell ermittelt.

Die Erhöhung bzw. Senkung des Elastizitätsmoduls des Gelenkknorpels um 50% führte zu einem erheblichen Anstieg bzw. Abnahme des maximalen Kontaktdrucks sowie der von Mises Spannung im tibialen Gelenkknorpel. Die Erhöhung des

Wertes für die Querkontraktionszahl des Gelenkknorpels führte zu einem deutlichen Anstieg des maximalen Kontaktdruckes um bis zu 50%. Im Gegensatz dazu wurde für die von Mises Spannung eine Abnahme um bis zu 18% ermittelt. Für die Kräfte in den tibialen IL wurde keine entsprechende Sensitivität bzgl. des Elastizitätsmoduls oder der Querkontraktionszahl ermittelt (Änderungen $\leq 3\%$). Für die vorhergesagten Kräfte in den tibialen IL ist somit keine bedeutende Änderung durch die Modifikation dieser Materialeigenschaften zu erwarten. Für die Wiedergabegenauigkeit der Kontaktparameter sind die Knorpeleigenschaften jedoch von großer Bedeutung.
Die tibialen Insertionsligamente wurden mit unterschiedlichen linearen und nicht-linearen Kraft-Weg-Kurven beschrieben. Die resultierenden Kräfte aber auch die Kontaktfläche und abhängig von der Kniegelenksstellung der maximale Kontakt-druck wurden infogledessen deutlich beeinflusst. Für die drei Ergebnisparameter wurden im Mittel Änderungen um bis zu 99% gefunden.

Schlussfolgerung

In den Sensitivitätsanalysen wurde eine starke Abhängigkeit der Kräfte in den tibialen IL von den Materialeigenschaften der Menisken und der Beschreibung der tibialen IL gefunden, wohingegen der Elastizitätsmodul des Knorpels nur einen geringen Einfluss auf die Kräfte bewirkte. Die Kontaktparameter, maximaler Kontaktdruck und Kontaktfläche, wurden maßgeblich durch den Elastizitätsmodul des Gelenkknorpels, die Querkontraktionszahl des Gelenkknorpels und die Beschreibung der tibialen IL beeinflusst.

4.3.2 Einfluss der Geometrie

Im vorliegenden Modell sollte der Fehler gegenüber dem Referenzmodell durch eine veränderte Meniskusgeometrie ermittelt werden. Durch die schlechte Abgrenzbarkeit der tibialen IL in den MRT-Aufnahmen des Kniegelenks wurden Bereiche der tibialen IL als Meniskus im Referenzmodell definiert. Nach Präparation des Kniegelenks wurde dieser Fehler bei der Segmentierung deutlich, der im ergänzten Modell überarbeitet wurde. Eine Betrachtung der Auswirkungen einer veränderten Meniskusgeometrie ist auch aus klinischer Sicht bedeutsam, da eine solche Änderung auch bei einer Allograft-Transplantation nicht ausgeschlossen werden kann [27]. Es wurde ein Anstieg der Kräfte in den tibialen IL sowie eine

leichte Verlagerung in der Beanspruchung zwischen den unterschiedlichen Bündeln 1-3 ermittelt. Diese Einflüsse sind vorallem auf die veränderten Längen der tibialen IL zurückzuführen. Für die mit dem Modell vorhergesagten Sensitivitäten und relativen Änderungen wurde kein deutlicher Einfluss infolge der überarbeiteten Meniskusgeometrie gefunden.

Im Referenzmodell wurde für den Gelenkknorpel vereinfachend ein dirketer Übergang vom Knochen zum Knorpel angenommen und keine Einzelkomponenten mit zusätzlicher Kontaktdefinition zwischen Knochen und Gelenkknorpel definiert. Bei der Modellerstellung wurde angenommen, dass diese Idealisierung keinen Einfluss auf die Ergebnisparameter bewirkt, da die potenziellen Kontaktflächen Gelenkknorpel vs. Gelenkknorpel und Gelenkknorpel gegen Meniskus nicht modifiziert wurden. Zwischen den beiden Modellen wurden im Mittel Änderungen kleiner gleich 12% ermittelt. Änderungen in der Größe der Kontaktfläche können auf eine veränderte potentielle Kontaktfläche zurückzuführen sein, wobei Änderungen im maximalen Kontaktdruck vorallem durch eine Reduktion von Spannungsspitzen an Kanten im idealisierten Modell zurückgeführt werden können.

4.3.3 Einfluss der Reibung

Im Modell konnte eine Abhängigkeit zwischen den resultierenden Kräfte in den tibialen IL und dem Reibungskoeffizienten vorhergesagt werden. Während der Extensionsbewegung unter $200\,N$ Axiallast wurde für das alIL, das amIL und das pmIL ein Anstieg der Kräfte und für das plIL eine Abnahme der resultierenden Kräfte mit steigenden Reibungskoeffizienten ermittelt. Unter einer höheren Axiallast von $1000\,N$ konnte eine deutliche Abnahme der Kräfte in den anterioren IL mit steigendem Reibungskoeffizient ermittelt werden. Aufgrund der höheren äußeren Last und der daraus resultierenden erhöhten Normalkraft unterhalb der Menisken sowie der Proportionalität zwischen Reibkraft und Normalkraft sind mögliche Reibungseffekt in diesem Lastfall deutlicher nachzuvollziehen. So führte die Erhöhung des Reibungs-koeffizienten im amIL für einen Extremwert von $\mu = 0{,}5$ zu einer vollständigen Entlastung. Für das pmIL wurde als einziges Ligament eine Zunahme der Kraft um maximal 28% zwischen dem Modell mit Reibungsfreiheit und $\mu = 0{,}25$ ermittelt. Eine weitere Erhöhung führte zu einer

geringen Entlastung (-3%). Ein Grund für die Entlastung der tibialen IL mit zunehmender Reibung ist in einer zunehmenden direkten Lastübertragung vom Meniskus auf den Gelenkknorpel begründet. Eine erhöhte Reibung zwischen den Meniskusoberflächen und den Gelenkknorpelflächen könnte zu einem „Einklemmen“ der Menisken führen, so dass nur geringe Kräfte in radialer Richtung auftreten. Wird der Meniskus aufgrund einer verminderten nach außen gerichteten Kraft weniger stark aus dem Gelenk gedrückt, würde dies zu einer Reduktion der zirkumferenten Zugspannungen in der Meniskusperipherie und damit zu geringeren Kräften in den IL führen. Um die Theorie einer zunehmenden Lastübertragung zwischen Meniskus und Gelenkknorpel zu überprüfen, wurde die Kontaktdruckverteilung im tibialen Gelenkknorpel für $\mu = 0;\ 0{,}1;\ 0{,}25$ und $0{,}5$ ausgewertet (Abbildung 42). Dabei ist ein deutlicher Anstieg des Kontaktdrucks unterhalb des Vorderhorns sowie der Pars Intermedia des medialen Meniskus zu erkennen (Abbildung 42D). Dieser sehr starke Druckanstieg könnte auch die Erklärung für die vollständige Entlastung des amIL für den Extremwert von $\mu = 0{,}5$ sein. Die vorhergesagte Zunahme der Kontaktfläche mit zunehmender Reibung kann dadurch erklärt werden, dass der Meniskus bei einer geringeren Reibung stärker aus dem Gelenk gedrückt wird, woraus auch eine geringere Kontaktfläche folgt.

Zur Untersuchung des Reibungseinflusses wurde vereinfacht nur der Gleitreibungskoeffizient zwischen den Kontaktpartnern variiert, da bis zur Fertigstellung der Simulationen keine umfangreicheren Daten zur Beschreibung der Reibung zwischen den Strukturen vorlagen. Die Einführung komplexer Reibmodelle könnte zu einer Änderung der Belastung der tibialen IL sowie der Kontaktparameter führen. Der im Modell untersuchte Maximalwert von $\mu = 0{,}5$ wurde gewählt, um einen möglichen Effekt auf die Kräfte in den tibialen IL deutlicher herauszustellen.

Gleghorn et al. [40] ermittelten unter Dauerlast auch mit Synovialflüssigkeit zwischen den Kontaktflächen Reibungskoeffizienten von über $0{,}25$. Auch Pickard et al. [105] berichteten für Meniskusgewebe nach einer Belastungsdauer von $5\,min$ über Reibungskoeffizienten größer $0{,}2$. Beim Gehen hingegen ist von einer Wechsellast auszugehen, die zu niedrigeren Reibungskoeffizienten führt. In aktuellen *In-vitro*-Untersuchungen [unveröffentlichte Daten] konnte ein unterschiedliches Verhalten für die auftretende Reibung für die verschiedenen Kontaktpaare Meniskus vs. Gelenkknorpel und Gelenkknorpel vs. Gelenkknorpel ermittelt werden. Zur Vervollständigung wurde dies im Modell unter $1000\,N$ Axiallast

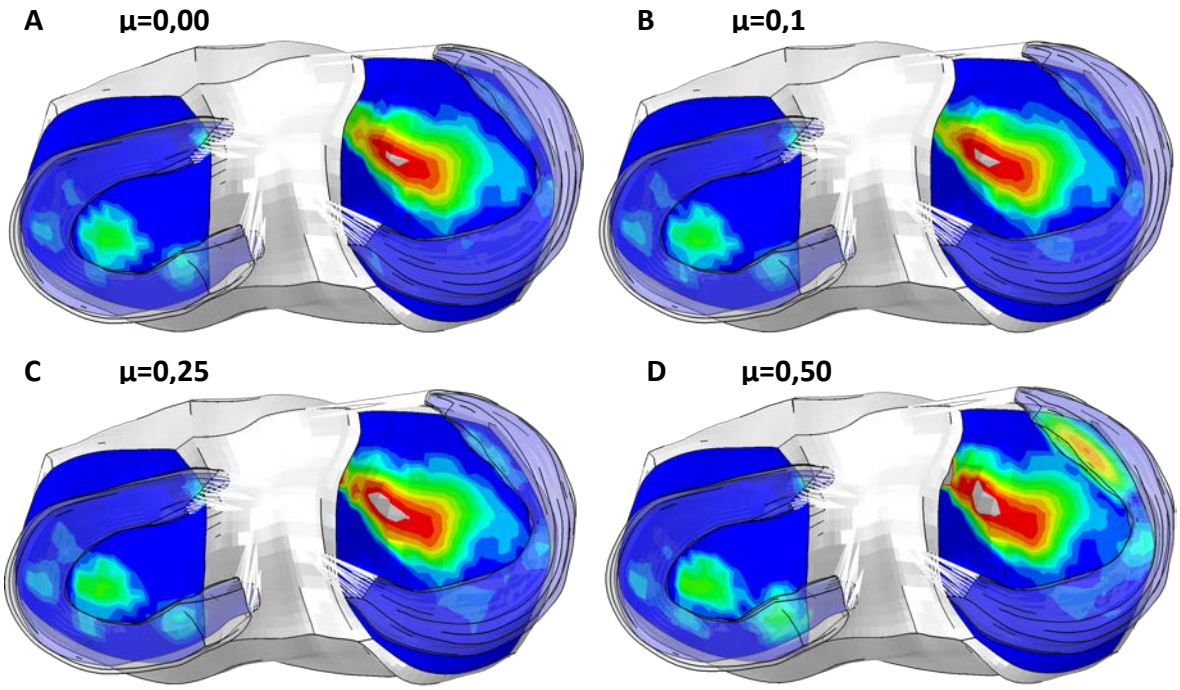


Abbildung 42: Kontaktdruckverteilung im tibialen Gelenkknorpel in Abhängigkeit des Reibungskoeffizienten unter 1000 N Axiallast in 30° Flexion.
Der Reibungskoeffizient wurde zwischen 0,00 und 0,5 variiert. In der Abbildung wurde der Kontaktdruck exemplarisch für 0,00, 0,10, 0,25 und 0,5 dargestellt. Zur besseren Vergleichbarkeit wurde als Maximum 6 MPa angenommen.

ergänzend untersucht. Dabei wurde zwischen Meniskus und Gelenkknorpel ein Reibungskoeffizient von $0{,}25$ und zwischen femoralen und tibialen Gelenkknorpel von $0{,}05$ angenommen. Für das Kontaktpaar Gelenkknorpel vs. Gelenkknorpel wurde ein niedrigerer Reibungskoeffizient angenommen, da in der Literatur [62, 105] über eine Abnahme des Reibungskoeffizienten zwischen Gelenkknorpel und Gelenkknorpel mit steigender Last bereits zuvor berichtet wurde. Die Reduktion des Gleitreibungskoeffizienten zwischen den Gelenkknorpelflächen führte im Vergleich zum Modell mit $\mu = 0{,}25$ in allen Kontaktpaaren zu einer Zunahme der Kräfte in den IL des medialen Kompartiments (anterior $+8\%$, posterior $+5\%$). Im lateralen Kompartiment wurde für das plIL kein Einfluss ermittelt und für das alIL eine Abnahme um 3%. Für den maximalen Kontaktdruck wurde erwartungsgemäß eine Abnahme lateral um 2% und medial um 4% ermittelt, da dieser im tibiofemoralen Kontaktpunkt lokalisiert ist und somit direkt durch eine Reduktion der Reibung beeinflusst wird.

Schlussfolgerung

Für die Mechanismen im Kniegelenk scheint das konträre Reibungsverhalten zwischen den Kontaktpaaren von großer Bedeutung zu sein. Eine geringe Reibung zwischen den Gelenkknorpelfläche ist für die Bewegung des Kniegelenks entscheiden, wobei eine höhere Reibung zwischen den Meniskusoberflächen und den Gelenkknorpelflächen eine Vergrößerung der Kontaktfläche und somit eine großflächigere Lastübertragung auf den tibialen Gelenkknorpel ermöglicht. Die vorhergesagten Auswirkungen auf die Beanspruchung der tibialen IL scheinen diese Theorie zu unterstützen. Für das Verständnis der Biomechanik des Meniskus stellen die gefundenen Ergebnisse einen interessanten Ansatz dar. Ausführliche Untersuchungen des Reibungsverhalten im Kniegelenk und dessen Auswirkungen könnten auf der Grundlage der vorhergesagten Ergebnisse neue Erkenntnisse für die Entwicklung von Meniskusersatzimplantaten bieten.

4.4 Beanspruchungen im intakten Kniegelenk

Die im Referenzmodell berechneten Kräfte werden hier zur Validierung zunächst mit Ergebnissen aus der Literatur [123-124] verglichen. Diese Ergebnisse wurden in im Institut durchgeführten *In-vitro*-Untersuchungen ermittelt. Die Kräfte wurden in dieser Studie unter den gleichen Randbedingungen bestimmt wie im Finite-Elemente-Modell. In den Untersuchungen wurden nur die anterioren tibialen IL untersucht, da die verwendeten Messaufnehmer zur Bestimmung der Dehnungen infolge einer Belastung nicht an den posterioren tibialen Il platziert werden konnten. Die wirkenden Kräfte wurden in dieser Studie rekursiv aus der maximalen Dehnungsamplitude während der Lastaufbringung und einem nachträglich durchgeführten Zugversuch an den jeweiligen tibialen IL ermittelt. Für den Vergleich der berechneten Kräfte in den tibialen IL während der Extensionsbewegung sowie in $30°$ Flexion unter $1000\,N$ axialer Kompression, mit den Ergebnissen der *In-vitro*-Studie wurden die Ergebnisse in Tabelle 15 gegenübergestellt.

Im *In-vitro*-Versuch wurde das amIL im Mittel stärker beansprucht als das alIL, wobei für das alIL zumeist größere Dehnungen als für das amIL bestimmt wurden [124]. In der vorliegenden Studie wurde das alIL in $30°$ und $60°$ Flexion stärker beansprucht als das amIL. Ein direkter Vergleich für $60°$ Flexion konnte wegen der unterschiedlich hohen Belastung im Finite-Elemente-Modell und der *In-vitro*-Studie

nicht durchgeführt werden. In $30°$ Flexion wurden im Modell höhere Kräfte in beiden IL berechnet als *in vitro*, wobei die große Standardabweichung in den experimentellen Untersuchungen für die 12 Präparate berücksichtigt werden muss. Da für die maximale Belastung der tibialen IL für die 12 Präparate ein Bereich von $1{,}3$ - $5{,}7\ N$ für das alIL bzw. eine Kraft von $4{,}7 \pm 6{,}5\ N$ im amIL ermittelt wurde, ist eine entsprechende Abweichung für ein beliebiges Präparat nicht unbedingt auf eine schlechte Vorhersagegenauigkeit des Modells zurückzuführen. Vielmehr muss aufgrund der hohen Standardabweichung von einer hohen intraspezifischen Variabilität ausgegangen werden. Während der Flexion-Extensions-Bewegung wurden *in vitro* entsprechend den Ergebnissen in den Finite-Elemente-Rechnungen im alIL größere Kräfte bestimmt als im amIL.

Tabelle 15: Mit dem Modell vorhergesagte Kräfte in N in 30°, 60° Flexion und während der Extensionsbewegung zwischen 0° und 120° Flexion unter 200 N axialer Last (Maximum) und In-vitro-Ergebnisse aus der Literatur [123-124].

Lastfall	Modellvorhersagen		*In-vitro*-Ergebnis [123-124]	
	anterolateral	anteromedial	anterolateral	anteromedial
30°	10,6	5,5	3,5 ± 2,2	4,7 ± 6,5
60°	6,6 (500 N)	0,4 (500 N)	3,6 ± 1,9	4,3 ± 6,6
Extensions-bewegung	29,4 (α=8°)	3,9 (α =12-15°)	8,5 ±10,8	5,9 ±5,0

Die Werte für die durch das Modell vorhergesagten Kräfte liegen für das amIL für alle Lastfälle im Bereich der Standardabweichungen der *In-vitro*-Ergebnisse. Für die maximale Kraft im alIL wurde für das Modell eine höhere Kraft, außerhalb der Standardabweichung, vorhergesagt. Dabei muss zum einen die große individuelle Variabilität und zum anderen die Vorgehensweise bei der Ermittlung der Kräfte berücksichtigt werden. In der *In-vitro*-Studie wurden die Kräfte in den tibialen IL rekursiv aus den Dehnungsamplituden bestimmt, eine Dehnung von 0% wurde dabei jedoch unter $50\ N$ Vorlast festgelegt [123]. Es wird angenommen, dass die maximalen Kräfte infolge dieser Festlegung unterbewertet wurden. Ähnlich den Ergebnissen von Seitz et al. [123-124] wurde im Modell die höchste Beanspruchung im Kniesimulatorversuch extensionsnah und die geringste Beanspruchung in tiefer Flexion vorhergesagt.

Angaben über die Beanspruchung aller vier humanen tibialen IL fehlten bisher. Im Modell wurden im medialen Kompartiment um bis zu 72% geringere Kräfte vorhergesagt als in den tibialen IL des lateralen Meniskus. Diese Unterschiede kön-

nen durch die größere Bewegung des lateralen Meniskus während der Flexions-Extensionsbewegung [150] erklärt werden. Es konnte vielfach gezeigt werden [55, 59], dass der tibiofemorale Kontaktpunkt während der Beugung im lateralen Kompartiment nach posterior verlagert wird, wohingegen der Kontaktpunkt im medialen Kompartiment unverändert bleibt. Infolgedessen wird der laterale Meniskus stärker nach dorsal verlagert als der mediale Meniskus und die tibialen IL somit stärker beansprucht. Ferner wird im lateralen Kompartiment eine größere Fläche durch den Meniskus bedeckt und eine höhere Last übertragen [2]. Die anterioren IL wurden in beiden Kompartimenten während der Extensionsbewegung stärker beansprucht als die posterior IL (38%). Dies könnte durch die größere Deformation der anterioren Bereiche der Menisken gegenüber den entsprechenden posterioren Aspekten während der Bewegung begründet werden [150]. Insbesondere das Hinterhorn des medialen Meniskus wird durch die ausgeprägten peripheren Verbindungen immobilisiert, so dass das pmIL einer geringeren Belastung ausgesetzt wird. Da im vorliegenden Modell während der Extensionsbewegung nur eine maximale Kraft von $200\,N$ auf das Kniegelenk aufgebracht wurde, lagen die Femurkondylen für große Flexionswinkel nur auf den Hinterhörnern der beiden Menisken auf. Durch die Verlagerung des lateralen Meniskus nach dorsal für größere Beugungswinkel wurden die lateralen tibialen IL auch für diese großen Flexionswinkel beansprucht. Im medialen Meniskus hingegen führte die geringe Belastung der Menisken wahrscheinlich zu der vorhergesagten vollständigen Entlastung der tibialen IL. *In vivo* wirken aufgrund der verschiedenen Muskelkräfte deutlich höhere Kräfte im Kniegelenk während der Flexions- Extensionsbewegung als *in vitro* und somit im Modell appliziert wurden. Diese höhere Belastung führt zu einem Anstieg der Beanspruchung des Knorpels aber auch der Menisken. Es wird deshalb angenommen, dass *in vivo* höhere Kräfte in den tibialen IL insbesondere für große Flexionswinkel wirken, als mit dem Modell vorhergesagt wurden.

Messner und Gao [85] stellten in einer Literaturzusammenfassung basierend auf denen in Zugversuchen ermittelten unterschiedlichen Reißkräften aus verschiedenen eigenen *In-vitro*-Versuchen an den IL von Kaninchenmenisken und basierend auf den Ergebnissen von Benjamin et al. [17] die Theorie auf, dass die tibialen IL im lateralen Gelenkkompartiment stärker beansprucht werden als die des medialen Meniskus. Weiter schlussfolgerten sie basierend auf der höheren Festigkeit der anterioren IL gegenüber den posterioren IL, dass die anterioren IL *in*

vivo stärker beansprucht werden als die posterioren IL. Benjamin et al. [17] konnten in histologischen Untersuchungen eine dickere Schicht kalzifizierten Gewebes am Ansatz des humanen alIL als an dem des amIL nachweisen. Diese Annahmen sind in Übereinstimmung mit den Vorhersagen des Modells während der Extensionsbewegung. Unter höheren Last und einer Einschränkung der Freiheitsgrade wurde im pmIL jedoch eine höhere Belastung als im amIL vorhergesagt. *In vitro* wurden Belastungen zwischen 55 und $68\,N$ unter einer axialen Kompression von $480\,N$ in den anterioren tibialen IL porciner Gelenke bestimmt [137]. Die in dieser Studie gemessenen wesentlich höheren Kräfte sind mit hoher Wahrscheinlichkeit auf die unterschiedliche Gelenkanatomie zurückzuführen, so sind die Menisken im Schweinegelenk deutlich ausgeprägter und bedecken einen Großteil der tibialen Kontaktfläche.

Aufgrund der vorliegenden Ergebnisse zur Beanspruchung der einzelnen Federbündel, in die die tibialen IL im Finite-Elemente-Modell unterteilt wurden, wird angenommen, dass die IL nicht zwangsläufig hohen Belastungen im humanen Kniegelenk ausgesetzt sind. Vielmehr wird von der Belastung einzelner Bereiche abhängig vom Flexionswinkel ausgegangen. Benjamin et al. [17] stellten aufgrund verschiedener histologischer Untersuchung die Theorie auf, dass ein Ligament umso ausgeprägter ist umso größer die Beweglichkeit dieses Ligaments ist. Diese Theorie unterstützt die Schlussfolgerung, dass das Ausmaß der Ligamente nicht unbedingt auf eine hohe Belastung während der Bewegung zurückzuführen ist, sondern auch auf die Beweglichkeit und die mögliche Richtungsänderung während der Bewegung, so dass das Ligament in sich eine heterogene Beanspruchung erfährt. Bei der Betrachtung der Ergebnisse muss berücksichtigt werden, dass die Interpretation der tibialen IL als Kombination von Bündeln lediglich eine Idealisierung darstellt. Physiologisch liegt für die tibialen IL keine abgrenzbare Unterteilung in einzelne Bündel vor.

Im Mittel wurde für die anterioren Bereiche der tibialen IL (Bündel 1) im lateralen Kompartiment jeweils die höchste und für die posterioren Bereiche (Bündel 3) die niedrigste Beanspruchung während der Extensionsbewegung vorhergesagt. Im medialen Kompartiment wurde ein entgegengesetztes Verhalten ermittelt. Die höchste Beanspruchung wurde in allen Bündeln 1 bis 3 und in allen vier tibialen IL für Flexionswinkel kleiner $20°$ vorhergesagt. Die Tatsache dass die anterioren

Bündel im lateralen Kompartiment während der gesamten Bewegung am stärksten beansprucht wurden, wobei die posterioren Bündel nur extensionsnah beansprucht wurde, kann durch die große anterior-posterior Auslenkung um bis zu $11{,}2\ mm$ des lateralen Meniskus [145] erklärt werden. Ferner wird der Meniskus in Extension sowie extensionsnah über das Tibiaplateau hinaus extrudiert wird [150], dies kann eine weitere Erklärung für die Beanspruchung aller Bündel der tibialen IL für diese Winkelstellungen darstellen.

Wie in der *In-vitro*-Studie [125], die im Rahmen der Doktorarbeit durchgeführt wurde, untersuchten auch diverse andere Autoren die Kontaktdruckverteilung im intakten Kniegelenk *in vitro* [71, 86] und in Finite-Elemente-Modellen [15, 96, 131, 165]. Für das Kniemodell in $30°$ ($1000\ N$) bzw. $60°$ ($500\ N$) Flexion wurde im vorliegenden Modell ein maximaler Kontaktdruck im tibialen Gelenkknorpel von $6{,}2$ bzw. $2{,}4\ MPa$ medial und $3{,}1$ bzw. $2{,}3\ MPa$ im lateralen tibialen Knorpel berechnet. In den Validierungsstudien konnte gezeigt werden, dass für den maximalen Kontaktdruck in allen Fällen die vorgegebenen Gültigkeitsgrenzen erfüllt wurden, so dass die Plausibilität an dieser Stelle als gegeben angenommen wird. Für die Größe der Kontaktfläche wurde keine der Gültigkeitsgrenzen in $30°$ und $60°$ durch das Modell erfüllt. Während der Extensionsbewegung wurde abhängig vom Beugungswinkel ein maximaler Kontaktdruck von $8{,}5\ MPa$ im medialen Kompartiment und von $5\ MPa$ im lateralen Kompartiment ermittelt. Ein Vergleich für diese Werte mit der Literatur ist aufgrund der sehr speziellen Randbedingungen schwierig. Der sehr hohe maximale Kontaktdruck im medialen Kompartiment unter einer Axiallast von nur $200\ N$ könnte ein Indiz auf eine Fehlpositionierung der Fixierung des amIL im Modell sein. So konnten Stärke et al. [138] *in vitro* einen deutlichen Anstieg der Belastung des tibialen Knorpels infolge einer Verschiebung der knöchernen Insertion des amIL um $3\ mm$ feststellen. Walker und Erkman [152] bestimmten für einen Flexionswinkel von $30°$ den maximalen Kontaktdruck im medialen Kompartiment zwischen der femoralen und der tibialen Gelenkknorpelfläche in der Nähe der *Eminentia intercondylaris*. Ähnliche Ergebnisse wurden u.a. unter $0°$ Flexion und $1000\ N$ Axiallast durch andere Autoren [36] beschrieben. Dies entspricht der Lokalisierung des maximalen Kontaktdrucks in den durchgeführten Simulationen.

Für das Kniemodell in $30°$ und $60°$ Flexion mit unterschiedlichen Verschiebungsrandbedingungen vor und nach der Entfernung des Kapselapparats wurden Unterschiede von bis zu 69% für die Kräfte und von bis zu 66% für die maximale von Mises Spannung im tibialen Gelenkknorpel berechnet. Die großen Unterschiede könnten auf die Ausrichtung des Präparats im *In-vitro*-Versuch zurückgeführt werden. Infolge der Lagerung des Präparats wurde in beiden Fällen eine unphysiologische vordere Schublade erzeugt, vor der Präparation wurde das Kniegelenk aber wahrscheinlich durch die Gelenkkapsel in anterior-posterior-Richtung entgegen dieser Schubladenbewegung stabilisiert. Die Vermutung wird durch den zunehmenden Effekt mit steigender Flexion unterstützt.

Schlussfolgerungen

Die tibialen Insertionsligamente sind entscheidend für die funktionelle Integrität der Menisken [85]. Die in dieser Studie ermittelten Kräfte in den tibialen IL in $30°$ und $60°$ Flexion unter 1000 bzw. $500\,N$ Axiallast bzw. während einer Extensionsbewegung unter $200\,N$ Axiallast können als erste Orientierung für die Abschätzung der Belastungen der tibialen IL für die Konzeption von Meniskusersatzimplantaten und deren Fixierungen verwendet werden. Art und Umfang der Fixierung von Meniskusimplantaten stellen aus klinischer Sicht ein großes Problem dar. Die sehr geringen Kräfte in den tibialen IL lassen die Vermutung zu, dass eine ausgeprägte Fixierung der Menisken auf dem Tibiaplateau für deren Funktion nicht notwendig wäre. In verschiedenen Studien [5, 24, 94] konnte jedoch gezeigt werden, dass eine fehlende oder inadäquate Fixierung zu einer Funktionseinschränkung der Menisken führt. Ein neuer Aspekt bei der Betrachtung der ausgeprägten Verankerungsligamente könnte die mit dem Modell vorhergesagte bereichsweise Beanspruchung der tibialen IL für verschiedene Flexionswinkel darstellen. Aufgrund der vorliegenden Ergebnisse wird angenommen, dass die verhältnismäßig geringen Kräfte lediglich auf eine unterschiedliche Beanspruchung innerhalb der tibialen IL abhängig von der Kniegelenksstellung zurückzuführen sind. Die gefundene Beanspruchungsverteilung einzelner Bereiche der tibialen IL abhängig vom Flexionswinkel lässt die Schlussfolgerung zu, dass vorallem eine weitgefächerte Fixierung einer punktuellen Fixierung beim Meniskusersatz vorzuziehen wäre. Eine derartige Fixierung ist klinisch aber wahrscheinlich nur schwer zu realisieren. Schließlich kann nicht ausgeschlossen werden, dass infolge einer kurzen, stoßar-

tigen Belastung deutlich höhere Beanspruchungen in den IL auftreten, die zu einem Versagen der Ligamente führen [90]. Biologische Weichgewebe, wie die Menisken, Ligamente und Knorpel weisen ein zeit- und geschwindigkeitsabhängiges Spannungs-Dehnungs-Verhalten auf [37, 47, 87, 100, 110, 154]. Stoßartige Belastungen dieser Strukturen führen aufgrund der Eigenschaften zu hohen Steifigkeiten und somit zu einer höheren Beanspruchung in den Strukturen. Im Fall der Menisken könnte dies zu höheren Kräften in den tibialen IL führen.

4.5 Partielle Meniskektomien und Implementierung eines Ersatzes

Partielle Meniskektomien werden als Standardversorgung nach irreparablen Meniskusläsionen angesehen. Die Verwendung von synthetischen Meniskusteilersatzimplantaten wird in der Literatur kontrovers diskutiert und stellt ein nicht befriedigend gelöstes Problem dar [77, 88, 149]. In der vorliegenden Studie wurde eine Abnahme der Beanspruchung in den tibialen IL des medialen Meniskus mit zunehmender Resektionstiefe ermittelt. Die untersuchten Resektionstiefen ($20, 50, 75\%$) hatten keinen Einfluss auf den maximalen Kontaktdruck in beiden Kompartimenten und führten zu einer zunehmenden Verkleinerung der Kontaktfläche im medialen Kompartiment. Nach der Durchtrennung des medialen Hinterhorns wurde eine Entlastung für alle tibialen IL, ein Anstieg des maximalen Kontaktdruckes im medialen Kompartiment und eine deutliche Entlastung im lateralen Kompartiment sowie eine Verkleinerung der Kontaktfläche in beiden Kompartimenten um bis zu 60% gegenüber der intakten Situation ermittelt.

Die Resektionstiefen wurden in Anlehnung an die untersuchten Resektionsschritte in der zuvor durchgeführten *In-vitro*-Studie [125] gewählt. Für eine Resektionstiefe $\leq 50\%$ über eine Länge von $10\ mm$ wurden für $0°$ und $30°$ Flexion in dieser Studie keine signifikante Änderungen des maximalen Kontaktdruckes und der Kontaktfläche gefunden. Dieses Ergebnis ist in Übereinstimmung mit den Ergebnissen des Modells, in dem eine maximale Abnahme der Kontaktfläche um 6% für $TR50\%$ gefunden wurde. Ein signifikanter Einfluss auf die Kontaktparameter wurde *in vitro* nur in $60°$ für eine Resektionstiefe von 50% und für $0°$, $30°$ und $60°$ Flexion im medialen Kompartiment nach einer Durchtrennung des medialen Hinterhorns (100%) ermittelt. Ähnlich den Modellvorhersagen wurde aber auch *in vitro* eine deutliche Abnahme der Kontaktfläche im lateralen Kompartiment nach 100% partieller Meniskektomie des medialen Hinterhorns bestimmt. Eine Abnahme des maxima-

len Kontaktdruckes im lateralen Kompartiment wurde *in vitro* nicht gefunden. Andere Autoren [108] berichteten jedoch über eine Abnahme des maximalen Kontaktdruckes im lateralen Kompartiment sowie eine signifikante Abnahme der Kontaktfläche in beiden Kompartimenten nach einer vollständigen Resektion im Hinterhorn entsprechend den Ergebnissen in der vorliegenden Arbeit. Die Abnahme der Kontaktfläche in beiden Kompartimenten sowie der Anstieg des Kontaktdrucks im medialen Kompartiment sowie die Abnahme des lateralen maximalen Kontraktdrucks können auf eine zunehmende Außenrotation der Tibia sowie auf eine aus der Resektion resultierenden Varus-Stellung zurückgeführt werden [5]. Über eine Verlagerung der maximalen Belastung vom lateralen Kompartiment auf das mediale Kompartiment mit steigendem Resektionsumfang ($\geq 30\%$) berichteten auch Zielinska et al. [165], wobei ein direkter Vergleich des Resektionsumfangs nicht möglich ist, da in dieser Arbeit das resezierte Volumen bezogen auf den Meniskus angegeben wurde. Pena et al. [96] berechneten in einem Kniemodell in $0°$ Flexion unter $1100\,N$ axialer Kompression nach medialer Meniskektomie eine Abnahme der Kontaktfläche um 45%. Im vorliegenden Modell wurde eine Abnahme um 60% nach Durchtrennung des medialen Hinterhorns in $30°$ Flexion vorhergesagt, was dem Ergebnis der *In-vitro*-Studie [125] entspricht. Es kann angenommen werden, dass die Durchtrennung des Hinterhorns ähnlich einer Hornavulsion den gleichen Effekt auf die Kontakteigenschaften hat wie eine totale Meniskektomie [71, 78]. Verschiedene Autoren [96, 98, 131] nutzten die Finite-Elemente-Methode zur Untersuchung der Auswirkungen von partiellen Meniskektomie auf den Kontaktdruck sowie die Kontaktflächen im medialen und lateralen Kompartiment. Zielinska et al. [165] simulierten sukzessive partielle Resektionen in verschiedenen Aspekten des medialen Meniskus und konnte eine lineare Korrelation zwischen dem Umfang der Resektion und dem maximalen Kontaktdruck nachweisen. Im vorliegenden Modell wurde nur in einem vergleichsweise kleinen Bereich von $10\,mm$ Breite reseziert, wohingegen in anderen Modellen [96, 131, 165] sehr viel umfangreichere Resek-tionen, wie sie nach irreparablen Längsrissen indiziert sind, simuliert wurden, so dass ein deutlich geringerer Einfluss auf die Kontaktparameter in dieser Arbeit ermittelt wurde.

Über die Auswirkungen von partiellen Meniskektomien auf die Beanspruchung der tibialen IL sind in der Literatur keine Angaben verfügbar. Im Modell konnte eine Abnahme der Beanspruchung mit zunehmender Resektionstiefe vorhergesagt

werden, wobei das anteriore Bündel des pmIL am stärksten entlastet wurde. Eine Entlastung der tibialen IL infolge einer partiellen Meniskektomie stellt ein plausibles Ergebnis dar. Einerseits wird die funktionelle Integrität des Meniskus durch das Entfernen von Meniskusgewebe gestört, so dass eine höhere Lastübertragung über den tibiofemoralen Kontakt erfolgt. Andererseits wird mit zunehmender Resektionstiefe die Kinematik des Kniegelenks so stark beeinflusst, dass das kontralaterale Kompartiment entlastet wird [5]. So wurden die tibialen IL des lateralen Kompartiments nach 100% Resektion im medialen Hinterhorn im Modell um bis zu 66% gegenüber der intakten Situation entlastet. Für 75% Resektionstiefe konnte kein Einfluss auf die Kräfte in den tibialen IL des lateralen Meniskus gefunden werden, wobei in dieser Simulation eine möglicherweise veränderte Kinematik nicht berücksichtigt wurde. Da die Resektion des Hinterhorns einen vollständigen Verlust der Meniskusfunktion zur Folge hat [71, 78], wurden die medialen tibialen IL in diesem Fall vollständig entlastet. Die deutliche Entlastung des pmIL für die übrigen Resektionstiefen $20\%, 50\%$ und 75% kann durch die räumliche Nähe zum Defekt erklärt werden. Bei einer Betrachtung der einzelnen Bereiche des pmIL wird deutlich, dass die Resektionen zu einem Anstieg der Kräfte im posterioren Drittel (Bündel 3) um bis zu 44% führten und abhängig von der Resektionstiefe zu einer Abnahme der Belastung in den übrigen Bereichen. In diesen Bereichen wird die Lastübertragungsfunktion in zirkumferenter Richtung unterbrochen, wodurch nur eine verminderte bzw. keine Last über die tibialen IL auf den Knochen übertragen wird. Wird Meniskusgewebe reseziert, kann die Last nicht übertragen werden, ein Teil der Belastung wird dann direkt auf den tibialen Gelenkknorpel übertragen und ein weiterer Teil wird über den bestehenden Meniskusrand übertragen und führt zu einer höheren Belastung des tibialen IL in diesem Bereich. Aus klinischer Sicht könnte dies im Fall kurzzeitig hoher Belastungen eine Erhöhung des Risikos für ein Versagen der knöchernen Verankerung darstellen. Zudem könnte eine dauerhafte höhere Belastung dieser Insertionsbereiche ebenfalls das Risiko für eine Schädigung erhöhen, da der Bereich womöglich nicht für diese Belastung ausgelegt ist.

Durch Implementierung eines homogenen, isotropen, linear elastischen Ersatzmaterials im resezierten Bereich konnte die intakte Situation nahezu wiederhergestellt werden (Änderungen $\leq 5\%$), wenn das Ersatzmaterial in etwa einen Elastizitätsmodul entsprechend dem Meniskus in zirkumferenter Richtung aufwies. In den

tibialen IL des medialen Meniskus führte die Implementierung eines Ersatzmaterials mit sehr viel höherer Steifigkeit als des umliegenden Meniskusgewebes zu einem Anstieg der Kräfte, auf die Kontaktparameter wurde kein Einfluss gefunden. Aufgrund der Ergebnisse wird angenommen, dass trotz Unterbrechung der Faserstruktur des Meniskus richtungsabhängige Eigenschaften des Ersatzmaterials nur bedingt für eine erfolgreiche Therapieprognose von Bedeutung sind. Der Elastizitätsmodul des Ersatzmaterials sollte jedoch in etwa dem Elastizitätsmodul des Meniskusgewebes entsprechen, ein richtungsabhängiges Materialverhalten scheint aber nicht unbedingt nötig. Ein Ersatzmaterial ähnlich dem mittlerweile nicht mehr im Handel verfügbaren Collagen Meniscus Implant (engl., CMI) mit einem sehr viel niedrigeren Elastizitätsmodul, das lediglich als Füllmaterial eingesetzt wird, ist demnach nicht adäquat um die Meniskusfunktion wiederherzustellen.

Diese Schlussfolgerungen sind mit Vorsicht zu betrachten. Erstens blieb infolge des geringen Resektionsumfangs ein Großteil des Meniskus erhalten und die Funktion nach partieller Meniskektomie gegenüber dem intakten Gelenk nur wenig gestört. Zweitens wurde die Kinematik des intakten Gelenks am Modell nach Implementierung des Ersatzmaterials appliziert. Da die Kontaktfläche zwischen Gelenkknorpel und Meniskus nach Implementierung wieder dem intakten Zustand entspricht, führt diese Vereinfachung wahrscheinlich nicht zu einer Beeinflussung der Kinematik und somit der gefundenen Ergebnisse. Für das implementierte Teilersatzmaterial wurde ein Elastizitätsmodul zwischen $0{,}5$ und $500\,MPa$ angenommen. Über die Eigenschaften von synthetischen Meniskusersatzimplantaten gibt es nur wenige Daten. Der Wertebereich wurde hier so groß gewählt, um die Auswirkungen des Teilersatzmaterials im Meniskus einschätzen zu können. In der Regel weisen die eingesetzten Ersatzmaterialien aufgrund der verwendeten Materialien (Polymere) ein sehr niedriges Elastizitätsmodul und eine offenporige Struktur auf, um ein Einwachsen in das Meniskusgewebe zu ermöglichen. Die präsentierten Ergebnisse sollen lediglich eine Tendenz vermitteln und können nicht die Realität eines bestimmten Ersatzmaterials wiedergegeben. Die Annahme eines direkten Übergangs vom Meniskusgewebe zum Teilersatz stellt eine entscheidende Limitierung des Modells dar. Insbesondere das mangelnde Einwachsen sowie die initiale Fixierung des Ersatzmaterials durch eine Naht stellen große

Probleme in der Entwicklung sowie der klinischen Anwendung dar [30], die mit dem Modell nicht untersucht werden können.

Die Verschiebungsrandbedingungen wurden für die einzelnen Resektionstiefen ($20, 50, 100\%$) *in vitro* am Präparat aufgezeichnet. Eine feinere Auflösung der Resektionstiefen konnte *in vitro* nicht realisiert werden [125]. Für ein verbessertes Verständnis wurde eine weitere Resektionstiefe von 75% im Modell generiert. Da für dieses Modell keine Randbedingungen zur Verfügung standen, wurde angenommen, dass die Erhöhung der Resektionstiefe um 25% die resultierende Kinematik nur gering beeinflusst. Es ist nicht sicher, welchen Einfluss diese Annahme auf die vorhergesagten Ergebnisse hat. Aufgrund der geringen Änderung der Kontaktparameter muss jedoch angenommen werden, dass der Zustand nach 75% tiger Teilresektion nicht vollständig mit dem Modell wiedergegeben werden konnte. Aufgrund der schlechten Konvergenz der Lösung konnten die Teilresektionen nur in $30°$ Flexion für das Modell mit isotrop, linear elastischer Beschreibung durchgeführt werden. *In vitro* konnte jedoch für $60°$ Flexion bereits für 50% Resektionstiefe unter $500\,N$ Axiallast ein signifikanter Einfluss auf die Kontaktparameter gefunden werden. Es ist wichtig zu untersuchen, ob und wie die hier präsentierten Ergebnisse durch andere Flexionswinkel beeinflusst werden. Eine Belastung des Kniegelenks für Flexionswinkel größer $60°$ konnte mit dem experimentell zugrundeliegenden Versuchsaufbau nicht realisiert werden und somit auch nicht im Modell implementiert werden. Die mit dem Modell getroffenen Vorhersagen können somit lediglich eine Orientierung darstellen.

Schlussfolgerung

Im Modell in $30°$ Flexion konnte nur nach Durchtrennung des medialen Hinterhorns ein deutlicher Einfluss auf die Kontaktparameter gefunden werden. Da kein Einfluss für den untersuchten Flexionswinkel gefunden wurde, scheint die Untersuchung von partiellen Meniskektomien für große Flexionswinkel ($> 90°$) unverzichtbar, um klinische Schlussfolgerungen bzgl. eines Resektionslimits treffen zu können. Diese Schlussfolgerung wird durch die Ergebnisse der durchgeführten *In-vitro*-Studie verstärkt, in denen für $60°$ Flexion auch für geringere Belastungen ein Einfluss ermittelt wurde [125]. Für die Modelle mit simulierten Teilresektionen im medialen Meniskus wurde trotz der Unterbrechung der Kollagenfasern durch Einführung eines isotropen Ersatzmaterials für alle Resektionstiefen die intakte Situa-

tion bzgl. der untersuchten Kräfte in den tibialen IL, der Kontaktfläche und des maximalen Kontaktdrucks im tibialen Gelenkknorpel nahezu wiederhergestellt, wenn der lineare Elastizitätsmodul des Ersatzmaterials im Defekt in etwa dem des Meniskusgewebes in zirkumferenter Richtung entsprach. Eine besondere Herausforderung stellt in der Klinik jedoch die Fixierung von Teilersatzimplantaten dar, die in dieser Arbeit nicht untersucht wurden. Die Simulation von Fixierungstechniken stellt im Finite-Elemente-Modell ein großes Problem dar, da sowohl die Einflüsse von Reibung durch ein Nahtmaterial, das Nahtmaterial selbst oder auch die Eigenschaften einer Klebeverbindung nicht adäquat wiedergegeben werden können. Hier sind weitere Untersuchungen *in vitro* erforderlich um klinische Schlussfolgerungen treffen zu können.

5 Zusammenfassung

Im humanen Kniegelenk wirken hohe Kräfte, die zu einer hohen Beanspruchung des Gelenkknorpels führt. Diese hohe Beanspruchung wird durch den gesunden Meniskus reduziert. Voraussetzungen für die Funktion der Menisken sind die tibialen Insertionsligamente (IL), durch die die knöcherne Fixierung gewährleistet wird sowie die Kontinuität der zirkumferenten Kollagenfasern. Eine umfangreiche Unterbrechung der Faserstruktur sowie eine Schädigung der knöchernen Fixierung können zu einer erhöhten Beanspruchung des Gelenkknorpels führen. Degenerative Veränderungen des Gelenkknorpels sowie der Menisken sind häufig die Folge. Eine Möglichkeit die Beanspruchung der tibialen Insertionsligamente sowie des Gelenkknorpels im intakten Kniegelenk sowie nach Teilresektionen vorherzusagen, stellt die Finite-Elemente-Methode dar. In der vorliegenden Doktorarbeit wurde ein Finite-Elemente-Modell eines humanen Kniegelenks entwickelt, verifiziert und validiert. Die Schwerpunkte wurden auf die Entwicklung eines Fasermodells der Menisken und die Untersuchung der Sensitivität der wirkenden Kräfte in den tibialen IL auf verschiedene Eingangsparameter gelegt. Einen weiteren Schwerpunkt bildete die Simulation von Teilresektionen im medialen Hinterhorn und deren Auswirkungen auf die Kräfte in den tibialen IL.

Mit dem Modell wurde die Beanspruchung der tibialen IL im Kniegelenk unter verschiedenen Lastzuständen ermittelt. Es wurden Kräfte von maximal $29\,N$ während der Extensionsbewegung und von maximal $11\,N$ in $30°$ Flexion unter $1000\,N$ Axiallast vorhergesagt. Im Vorfeld wurde angenommen, dass die IL abhängig vom Flexionswinkel in unterschiedlichen Bereichen belastet werden, diese Annahme konnte mit Hilfe des Modells bestätigt werden.

Ebenfalls wurde ein Einfluss der Reibung zwischen Meniskus und Gelenkknorpel sowie Gelenkknorpel und Gelenkknorpel auf die Kräfte in den tibialen IL ermittelt, wobei eine sehr hohe Reibung ($\mu = 0{,}5$) für das Kniemodell in $30°$ Flexion unter $1000\,N$ Axiallast zu einer deutlichen Entlastung der anterioren IL bis hin zu einer vollständigen Entlastung des amIL führte.

In Sensitivitätsanalysen konnte gezeigt werden, dass die Beschreibung des Materialverhaltens der tibialen IL und der Beschreibung des Meniskus die Kräfte in den tibialen IL maßgeblich beeinflussen. Die Kontaktparameter wurden maßgeb-

lich durch den Elastizitätsmodul des Gelenkknorpels, die Querkontraktionszahl des Gelenkknorpels und die Beschreibung der tibialen IL beeinflusst.

Infolge von Teilresektionen im medialen Meniskus wurde trotz Unterbrechung der Kollagenfasern durch Einführung eines isotropen Ersatzmaterials für alle Resektionstiefen ($20\%, 50\%, 75\%$ des Hinterhorns über $10\,mm$ Länge) die intakte Situation bzgl. der untersuchten Kräfte in den tibialen IL, der Kontaktfläche und des maximalen Kontaktdrucks im tibialen Gelenkknorpel nahezu wiederhergestellt, wenn der Elastizitätsmodul des Ersatzmaterials im Defekt in etwa dem des Meniskusgewebes in zirkumferenter Richtung entsprach. Ein alleiniges Füllmaterial mit sehr geringem Elastizitätsmodul ist demnach nicht ausreichend, um die Lastsituation im Kniegelenk wiederherzustellen. Die Teilresektionen im medialen Hinterhorn führten zu einer Entlastung einzelner Bereiche der tibialen IL, wohingegen für die weiterhin lasttragenden Bereiche ein Kraftanstieg ermittelt wurde. Dies sollte bei einer insertionsnahen Teilresektion berücksichtigt werden, um langfristig eine Überlastung der Insertion zu vermeiden.

Mit dem Modell konnten verschiedene Ansatzpunkte für die Entwicklung von Ersatzmaterialien und die Biomechanik des Kniegelenks ermittelt werden. Ferner konnte die Sensitivität verschiedener Parameter auf die Kräfte in den tibialen IL sowie die Kontaktparameter, maximaler Kontaktdruck sowie Kontaktfläche, beschrieben werden, die in zukünftigen Modell berücksichtigt werden können.

6 Literaturverzeichnis

[1] Abraham AC, Moyer JT, Villegas DF, Odegard GM, Haut Donahue TL: Hyperelastic properties of human meniscal attachments. J Biomech 44: 413-418 (2011)

[2] Ahmed AM, Burke DL: In-vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints--Part I: Tibial surface of the knee. J Biomech Eng 105: 216-225 (1983)

[3] Alhalki MM, Howell SM, Hull ML: How three methods for fixing a medial meniscal autograft affect tibial contact mechanics. Am J Sports Med 27: 320-328 (1999)

[4] Alhalki MM, Hull ML, Howell SM: Contact mechanics of the medial tibial plateau after implantation of a medial meniscal allograft: A human cadaveric study. Am J Sports Med 28: 370-376 (2000)

[5] Allaire R, Muriuki M, Gilbertson L, Harner CD: Biomechanical consequences of a tear of the posterior root of the medial meniscus. Similar to total meniscectomy. J Bone Joint Surg Am 90: 1922-1931 (2008)

[6] Amadi HO, Gupte CM, Lie DTT, McDermott ID, Amis AA, Bull AMJ: A biomechanical study of the meniscofemoral ligaments and their contribution to contact pressure reduction in the knee. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 1-5 (2008)

[7] Amis AA, Bull AMJ, Gupte CM, Hijazi I, Race A, Robinson JR: Biomechanics of the PCL and related structures: Posterolateral, posteromedial and meniscofemoral ligaments. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 11: 271-281 (2003)

[8] Anderson AE, Ellis BJ, Weiss JA: Verification, validation and sensitivity studies in computational biomechanics. Comput Methods Biomech Biomed Engin 10: 171-184 (2007)

[9] Arnoczky SP, Warren RF: Microvasculature of the human meniscus. Am J Sports Med 10: 90-95 (1982)

[10] Baratz ME, Fu FH, Mengato R: Meniscal tears: The effect of meniscectomy and of repair on intraarticular contact areas and stress in the human knee. A preliminary report. Am J Sports Med 14: 270-275 (1986)

[11] Barink M, van Kampen A, de Waal Malefijt M, Verdonschot N: A three-dimensional dynamic finite element model of the prosthetic knee joint: Simulation of joint laxity and kinematics. Proc Inst Mech Eng H 219: 415-424 (2005)

[12] Becker R, Brettschneider O, Gröbel KH, Von Versen R, Stärke C: Distraction forces on repaired bucket-handle lesions in the medial meniscus. Am J Sports Med 34: 1941-1947 (2006)

[13] Becker R, Fink C: Epidemiologie und Konsequenz von Meniskusverletzungen. Arthroskopie 21: 221-222 (2008)

[14] Beillas P, Papaioannou G, Tashman S, Yang KH: A new method to investigate in vivo knee behavior using a finite element model of the lower limb. J Biomech 37: 1019-1030 (2004)

[15] Bendjaballah MZ, Shirazi-Adl A, Zukor DJ: Biomechanics of the human knee joint in compression: reconstruction, mesh generation and finite element analysis. Knee 2: 69-79 (1995)

[16] Bendjaballah MZ, Shirazi-Adl A, Zukor DJ: Biomechanical response of the passive human knee joint under anterior-posterior forces. Clin Biomech 13: 625-633 (1998)

[17] Benjamin M, Evans EJ, Rao RD, Findlay JA, Pemberton DJ: Quantitative differences in the histology of the attachment zones of the meniscal horns in the knee joint of man. J Anat 177: 127-134 (1991)

[18] Besier TF, Gold GE, Beaupre GS, Delp SL: A modeling framework to estimate patellofemoral joint cartilage stress in vivo. Med Sci Sports Exerc 37: 1924-1930 (2005)

[19] Besier TF, Gold GE, Delp SL, Fredericson M, Beaupre GS: The influence of femoral internal and external rotation on cartilage stresses within the patellofemoral joint. J Orthop Res 26: 1627-1635 (2008)

[20] Brinckmann Paul FW, Leivseth Gunnar: Orthopädische Biomechanik. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, S. (2000)

[21] Bullough PG, Munuera L, Murphy J, Weinstein AM: The strength of the menisci of the knee as it relates to their fine structure. J Bone Joint Surg Br 52: 564-567 (1970)

[22] Chatain F, Adeleine P, Chambat P, Neyret P, Soci, x00E, Fran, aise dA: A comparative study of medial versus lateral arthroscopic partial meniscectomy on stable knees: 10-year minimum follow-up. Arthroscopy 19: 842-849 (2003)

[23] Checa S, Taylor M, New A: Influence of an interpositional spacer on the behaviour of the tibiofemoral joint: A finite element study. Clin Biomech (Bristol, Avon) 23: 1044-1052 (2008)

[24] Chen MI, Branch TP, Hutton WC: Is it important to secure the horns during lateral meniscal transplantation? A cadaveric study. Arthroscopy 12: 174-181 (1996)

[25] Chevrier A, Nelea M, Hurtig MB, Hoemann CD, Buschmann MD: Meniscus structure in human, sheep, and rabbit for animal models of meniscus repair. J Orthop Res 27: 1197-1203 (2009)

[26] Danzig L, Resnick D, Gonsalves M, Akeson WH: Blood supply to the normal and abnormal menisci of the human knee. Clin Orthop Relat Res 172: 271-276 (1983)

[27] Dienst M, Greis PE, Ellis BJ, Bachus KN, Burks RT: Effect of lateral meniscal allograft sizing on contact mechanics of the lateral tibial plateau: An experimental study in human cadaveric knee joints. Am J Sports Med 35: 34-42 (2007)

[28] Donahue TH, Hauch K: Local material properties of human meniscal horn attachments. Presented at the J Biomech, 2008.

[29] Dürselen L, Claes L, Kiefer H: The influence of muscle forces and external loads on cruciate ligament strain. Am J Sports Med 23: 129-136 (1995)

[30] Dürselen L, Vögele S, Seitz A, Ignatius A, Friederich N, Bauer G, Majewski M: Anterior Knee Laxity Increases Gapping of Posterior Horn Medial Meniscal Tears. Am J Sports Med 39: 7 (2011)

[31] Englund M, Lohmander LS: Risk factors for symptomatic knee osteoarthritis fifteen to twenty-two years after meniscectomy. Arthritis Rheum 50: 2811-2819 (2004)

[32] Fairbank TJ: Knee Joint Changes After Mensicectomy. J Bone Joint Surg Br 30-B: 664-670 (1948)

[33] Fink C: Meniskusrefixation – Anatomische und biologische Grundlagen. Arthroskopie 14: 248-253 (2001)

[34] Fithian DC, Kelly MA, Mow VC: Material properties and structure-function relationships in the menisci. Clin Orthop Relat Res 19-31 (1990)

[35] Fitzpatrick CK, Baldwin MA, Ali AA, Laz PJ, Rullkoetter PJ: Comparison of patellar bone strain in the natural and implanted knee during simulated deep flexion. J Orthop Res 29: 232-239 (2011)

[36] Fukubayashi T, Kurosawa H: The contact area and pressure distribution pattern of the knee. A study of normal and osteoarthrotic knee joints. Acta Orthop Scand 51: 871-879 (1980)

[37] Fukuda Y, Takai S, Yoshino N, Murase K, Tsutsumi S, Ikeuchi K, Hirasawa Y: Impact load transmission of the knee joint-influence of leg alignment and the role of meniscus and articular cartilage. Clin Biomech 15: 516-521 (2000)

[38] Gabrion A, Aimedieu P, Laya Z, Havet E, Mertl P, Grebe R, Laude M: Relationship between ultrastructure and biomechanical properties of the knee meniscus. Surg Radiol Anat 27: 507-510 (2005)

[39] Gardiner JC, Weiss JA: Subject-specific finite element analysis of the human medial collateral ligament during valgus knee loading. J Orthop Res 21: 1098-1106 (2003)

[40] Gleghorn JP, Bonassar LJ: Lubrication mode analysis of articular cartilage using Stribeck surfaces. J Biomech 41: 1910-1918 (2008)

[41] Godest AC, Beaugonin M, Haug E, Taylor M, Gregson PJ: Simulation of a knee joint replacement during a gait cycle using explicit finite element analysis. J Biomech 35: 267-275 (2002)

[42] Goertzen D, Gillquist J, Messner K: Tensile strength of the tibial meniscal attachments in the rabbit. J Biomed Mater Res 30: 125-128 (1996)

[43] Gupte CM, Smith A, Jamieson N, Bull AMJ, Thomas RD, Amis AA: Meniscofemoral ligaments - Structural and material properties. J Biomech 35: 1623-1629 (2002)

[44] Gupte CM, Smith A, McDermott ID, Bull AM, Thomas RD, Amis AA: Meniscofemoral ligaments revisited. Anatomical study, age correlation and clinical implications. J Bone Joint Surg Br 84: 846-851 (2002)

[45] Halloran JP, Petrella AJ, Rullkoetter PJ: Explicit finite element modeling of total knee replacement mechanics. J Biomech 38: 323-331 (2005)

[46] Hao Z, Jin D, Zhang Y, Zhang J: A Finite Element 3D Model of in Vivo Human Knee Joint Based on MRI for the Tibiofemoral Joint Contact Analysis. In: Duffy V (Hrsg) Digital Human Modeling, Bd 4561, Aufl, Springer Berlin / Heidelberg, S. 616-622 (2007)

[47] Hauch KN, Villegas DF, Haut Donahue TL: Geometry, time-dependent and failure properties of human meniscal attachments. J Biomech 43: 463-468 (2010)

[48] Hauger O, Frank LR, Boutin RD, Lektrakul N, Chung CB, Haghighi P, Resnick D: Characterization of the "red zone" of knee meniscus: MR imaging and histologic correlation. Radiology 217: 193-200 (2000)

[49] Haut Donahue TL, Hull ML, Rashid MM, Jacobs CR: A Finite Element Model of the Human Knee Joint for the Study of Tibio-Femoral Contact. J Biomech Eng 124: 273-280 (2002)

[50] Haut Donahue TL, Hull ML, Rashid MM, Jacobs CR: How the stiffness of meniscal attachments and meniscal material properties affect tibio-femoral contact pressure computed using a validated finite element model of the human knee joint. J Biomech 36: 19-34 (2003)

[51] Haut Donahue TL, Hull ML, Rashid MM, Jacobs CR: The sensitivity of tibiofemoral contact pressure to the size and shape of the lateral and medial menisci. J Orthop Res 22: 807-814 (2004)

[52] Haut RC, Little RW: A constitutive equation for collagen fibers. J Biomech 5: 423-430 (1972)

[53] Herwig J, Egner E, Buddecke E: Chemical changes of human knee joint menisci in various stages of degeneration. Ann Rheum Dis 43: 635-640 (1984)

[54] Higuchi H, Kimura M, Shirakura K, Terauchi M, Takagishi K: Factors affecting long-term results after arthroscopic partial meniscectomy. Clin Orthop Relat Res 161-168 (2000)

[55] Hill PF, Vedi V, Williams A, Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MA: Tibiofemoral movement 2: the loaded and unloaded living knee studied by MRI. J Bone Joint Surg Br 82: 1196-1198 (2000)

[56] Hirokawa S, Tsuruno R: Three-dimensional deformation and stress distribution in an analytical/computational model of the anterior cruciate ligament. J Biomech 33: 1069-1077 (2000)

[57] Hoberg M SA, Nöth U, Barthel T, Rudert M: Therapieoptionen bei Meniskusschäden. Von der primären Naht bis zum Tissue engineering. Orthopädie & Rheuma 42 - 45 (2010)

[58] Ingman AM, Ghosh P, Taylor TK: Variation of collagenous and non-collagenous proteins of human knee joint menisci with age and degeneration. Gerontologia 20: 212-223 (1974)

[59] Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MA: Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. J Bone Joint Surg Br 82: 1189-1195 (2000)

[60] Johnson DL, Swenson TM, Livesay GA, Aizawa H, Fu FH, Harner CD: Insertion-site anatomy of the human menisci: Gross, arthroscopic, and topographical anatomy as a basis for meniscal transplantation. Arthroscopy 11: 386-394 (1995)

[61] Joshi MD, Suh JK, Marui T, Woo SL: Interspecies variation of compressive biomechanical properties of the meniscus. J Biomed Mater Res 29: 823-828 (1995)

[62] Katta J, Jin Z, Ingham E, Fisher J: Biotribology of articular cartilage—A review of the recent advances. Med Eng Phys 30: 1349-1363 (2008)

[63] Klimkiewicz JJ, Shaffer B: Meniscal surgery 2002 update: Indications and techniques for resection, repair, regeneration, and replacement. Arthroscopy 18: 14-25

[64] Kohn D, Moreno B: Meniscus insertion anatomy as a basis for meniscus replacement: A morphological cadaveric study. Arthroscopy 11: 96-103 (1995)

[65] Krudwig WK: Situation der Arthroskopie in Deutschland. Arthroskopie 13: 191-193 (2000)

[66] Kummer B: Biomechanik des Meniskus. Orthopade 23: 90-92 (1994)

[67] Kusayama T, Harner CD, Carlin GJ, Xerogeanes JW, Smith BA: Anatomical and biomechanical characteristics of human meniscofemoral ligaments. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2: 234-237 (1994)

[68] Kutzner I, Heinlein B, Graichen F, Bender A, Rohlmann A, Halder A, Beier A, Bergmann G: Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. J Biomech 43: 2164-2173 (2010)

[69] Lanzer WL, Komenda G: Changes in articular cartilage after meniscectomy. Clin Orthop Relat Res 41-48 (1990)

[70] Lechner K, Hull ML, Howell SM: Is the circumferential tensile modulus within a human medial meniscus affected by the test sample location and cross-sectional area? J Orthop Res 18: 945-951 (2000)

[71] Lee SJ, Aadalen KJ, Malaviya P, Lorenz EP, Hayden JK, Farr J, Kang RW, Cole BJ: Tibiofemoral contact mechanics after serial medial meniscectomies in the human cadaveric knee. Am J Sports Med 34: 1334-1344 (2006)

[72] Lengsfeld M, Rudig L, von Issendorff WD, Koebke J: [Significance of shape differences between medial and lateral knee joint menisci for functional change of position]. Unfallchirurgie 17: 309-315 (1991)

[73] LeRoux MA, Setton LA: Experimental and biphasic FEM determinations of the material properties and hydraulic permeability of the meniscus in tension. J Biomech Eng 124: 315-321 (2002)

[74] Lewinski G: Allogene Meniskustransplantation. Orthopäde 37: 743-748 (2008)

[75] Limbert G, Middleton J, Taylor M: Finite element analysis of the human ACL subjected to passive anterior tibial loads. Comput Methods Biomech Biomed Engin 7: 1-8 (2004)

[76] Lubomierski A, Schmidt H, Dürselen L: Forces in the meniscotibial insertions strongly depend on the meniscal material conditions. Presented at the 17th Congress of the European Society of Biomechanics (ESB), Edinburgh, UK, July 5-8, 2010.

[77] Martinek V, Imhoff AB: Das künstliche Meniskusimplantat. Arthroskopie 21: 266-270 (2008)

[78] Marzo JM, Gurske-DePerio J: Effects of medial meniscus posterior horn avulsion and repair on tibiofemoral contact area and peak contact pressure with clinical implications. Am J Sports Med 37: 124-129 (2009)

[79] Masouros SD, McDermott ID, Amis AA, Bull AMJ: Biomechanics of the meniscus-meniscal ligament construct of the knee. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy 16: 1121-1132 (2008)

[80] McDermott ID, Sharifi F, Bull AMJ, Gupte CM, Thomas RW, Amis AA: An anatomical study of meniscal allograft sizing. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 12: 130-135 (2004)

[81] McDermott ID, Amis AA: The consequences of meniscectomy. J Bone Joint Surg Br 88: 1549-1556 (2006)

[82] McDermott ID, Lie DT, Edwards A, Bull AM, Amis AA: The effects of lateral meniscal allograft transplantation techniques on tibio-femoral contact pressures. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 16: 553-560 (2008)

[83] McDermott ID, Masouros SD, Amis AA: Biomechanics of the menisci of the knee. Curr Orthop 22: 193-201 (2008)

[84] Meakin JR, Shrive NG, Frank CB, Hart DA: Finite element analysis of the meniscus: the influence of geometry and material properties on its behaviour. Knee 10: 33-41 (2003)

[85] Messner K, Gao J: The menisci of the knee joint. Anatomical and functional characteristics, and a rationale for clinical treatment. J Anat 193 (Pt 2): 161-178 (1998)

[86] Miller EJ, Riemer RF, Haut Donahue TL, Kaufman KR: Experimental validation of a tibiofemoral model for analyzing joint force distribution. J Biomech 42: 1355-1359 (2009)

[87] Mow VC, Gu, W.Y., Chen, F.H.: Structure and function of articular cartilage and meniscus. In: Mow VC, Huiskes, R. (Hrsg) Basic Orthopaedic Biomechanics and Mechano-Biology, 3rd. Aufl, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, S. 181-250 (2005)

[88] Mueller-Rath R, Mumme T, Miltner O, Andereya S, Schneider U: Meniskusersatz: Aktuelle aspekte auf dem gebiet des tissue engineering. Z Orthop 142: 540-545 (2004)

[89] Müller-Rath R, Höher J: Meniskusschaden: Resektion – Refixation – Ersatz. In: Jerosch J, Heisel J, Imhoff AB (Hrsg) Fortbildung Orthopädie · Traumatologie · Knie, Bd 12, Aufl, Steinkopff Verlag Darmstadt, Darmstadt, S. 39-49 (2007)

[90] Navarro-Holgado P, Cuevas-Pérez A, Aguayo-Galeote M, Carpintero-Benítez P: Anterior medial meniscus detachment and anterior cruciate ligament tear. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 15: 587-590 (2007)

[91] Orthopädie DGfOuoCBdÄf: Leitlinien der Orthopädie. Dt. Ärzte-Verlag, Köln, S. (2002)

[92] Ozkoc G, Circi E, Gonc U, Irgit K, Pourbagher A, Tandogan RN: Radial tears in the root of the posterior horn of the medial meniscus. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 16: 849-854 (2008)

[93] Pagnani MJ, Cooper DE, Warren RF: Extrusion of the medial meniscus. Arthroscopy 7: 297-300 (1991)

[94] Paletta Jr GA, Manning T, Snell E, Parker R, Bergfeld J: The effect of aiiograft meniscal replacement on intraarticular contact area and pressures in the human knee: A biomechanical study. Am J Sports Med 25: 692-698 (1997)

[95] Papaioannou G, Nianios G, Mitrogiannis C, Fyhrie D, Tashman S, Yang KH: Patient-specific knee joint finite element model validation with high-accuracy kinematics from biplane dynamic Roentgen stereogrammetric analysis. J Biomech 41: 2633-2638 (2008)

[96] Pena E, Calvo B, Martinez MA, Palanca D, Doblare M: Finite element analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomies on human knee biomechanics. Clin Biomech 20: 498-507 (2005)

[97] Pena E, Calvo B, Martinez MA, Doblare M: A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint. J Biomech 39: 1686-1701 (2006)

[98] Pena E, Calvo B, Martinez MA, Palanca D, Doblare M: Why lateral meniscectomy is more dangerous than medial meniscectomy. A finite element study. J Orthop Res 24: 1001-1010 (2006)

[99] Pena E, Calvo B, Martinez MA, Doblare M: Computer simulation of damage on distal femoral articular cartilage after meniscectomies. Comput Biol Med 38: 69-81 (2008)

[100] Pena E, Pena JA, Doblare M: On modelling nonlinear viscoelastic effects in ligaments. J Biomech 41: 2659-2666 (2008)

[101] Penrose JM, Holt GM, Beaugonin M, Hose DR: Development of an accurate three-dimensional finite element knee model. Comput Methods Biomech Biomed Engin 5: 291-300 (2002)

[102] Peters TJ, Smillie IS: Studies on the chemical composition of the menisci of the knee joint with special reference to the horizontal cleavage lesion. Clin Orthop Relat Res 86: 245-252 (1972)

[103] Petersen W, Tillmann B: Collagenous fibril texture of the human knee joint menisci. Anat Embryol (Berl) 197: 317-324 (1998)

[104] Petersen W, Tillmann B: Struktur und Blutgefäßversorgung der Kniegelenkmenisken. Z Orthop Ihre Grenzgeb 137: 31-37 (1999)

[105] Pickard J, Ingham E, Egan J, Fisher J: Investigation into the effect of proteoglycan molecules on the tribological properties of cartilage joint tissues. Proc Inst Mech Eng H 212: 177-182 (1998)

[106] Poehling GG, Ruch DS, Chabon SJ: The landscape of meniscal injuries. Clin Sports Med 9: 539-549 (1990)

[107] Poynton AR, Javadpour SM, Finegan PJ, O'Brien M: The meniscofemoral ligaments of the knee. J Bone Joint Surg Br 79: 327-330 (1997)

[108] Pozzi A, Tonks CA, Ling HY: Femorotibial contact mechanics and meniscal strain after serial meniscectomy. Vet Surg 39: 482-488 (2010)

[109] Proctor CS, Schmidt MB, Whipple RR, Kelly MA, Mow VC: Material properties of the normal medial bovine meniscus. J Orthop Res 7: 771-782 (1989)

[110] Quapp KM, Weiss JA: Material characterization of human medial collateral ligament. J Biomech Eng 120: 757-763 (1998)

[111] Ramaniraka NA, Terrier A, Theumann N, Siegrist O: Effects of the posterior cruciate ligament reconstruction on the biomechanics of the knee joint: a finite element analysis. Clin Biomech 20: 434-442 (2005)

[112] Renstrom P, Johnson RJ: Anatomy and biomechanics of the menisci. Clin Sports Med 9: 523-538 (1990)

[113] Rijk PC: Meniscal allograft transplantation--part I: Background, results, graft selection and preservation, and surgical considerations. Arthroscopy 20: 728-743 (2004)

[114] Rodkey WG, Steadman JR, Li ST: A clinical study of collagen meniscus implants to restore the injured meniscus. Clin Orthop Relat Res (1999)

[115] Rodkey WG, DeHaven KE, Montgomery Iii WH, Baker Jr CL, Beck Jr CL, Hormel SE, Steadman JR, Cole BJ, Briggs KK: Comparison of the collagen meniscus implant with partial meniscectomy: A prospective randomized trial. J Bone Joint Surg Am 90: 1413-1426 (2008)

[116] Röhrle O, Waddell JN, Foster KD, Saini H, Pullan AJ: Using a Motion-Capture System to Record Dynamic Articulation for Application in CAD/CAM Software. J Prosthodont 18: 703-710 (2009)

[117] Rust W: Einführung in die Kontaktberechnung. Vieweg + Teubner, GWV Fachverlage GmbH, Wiesbaden, S. (2009)

[118] Schmidt H, Heuer F, Simon U, Kettler A, Rohlmann A, Claes L, Wilke H-J: Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus. Clin Biomech 21: 337-344 (2006)

[119] Schünke M, Schulte E, Schumacher U: Prometheus: Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Georg Thieme Verlag KG, S. 396 (2004)

[120] Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Rude J: PROMETHEUS LernAtlas der Anatomie. Thieme, S. 396-397 (2005)

[121] Seedhom BB, Dowson D, Wright V: Proceedings: Functions of the menisci. A preliminary study. Ann Rheum Dis 33: 111 (1974)

[122] Seedhom BB, Hargreaves DJ: Transmission of the load in the knee joint with special reference to the role of the menisci. Part II: Experimental results, discussion and conclusions. Engineering in Medicine 8: 220-228 (1979)

[123] Seitz A, Kasisari R, Claes L, Ignatius A, Dürselen L: Forces acting on the anterior meniscotibial ligaments. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 20: 1488-1495 (2012)

[124] Seitz AM, Kasisari R, Lubomierski A, Ignatius A, Dürselen L: Die anterioren meniskotibialen Ligamente. Orthopäde 41: 288-297 (2012)

[125] Seitz AM, Lubomierski A, Friemert B, Ignatius A, Dürselen L: Effect of partial meniscectomy at the medial posterior horn on tibiofemoral contact mechanics and meniscal hoop strains in human knees. J Orthop Res 30: 934-942 (2012)

[126] Sekaran SV, Hull ML, Howell SM: Nonanatomic location of the posterior horn of a medial meniscal autograft implanted in a cadaveric knee adversely affects the pressure distribution on the tibial plateau. Am J Sports Med 30: 74-82 (2002)

[127] Shirazi-Adl A, Ahmed AM, Shrivastava SC: A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments. J Biomech 19: 331-350 (1986)

[128] Shirazi R, Shirazi-Adl A: Analysis of articular cartilage as a composite using nonlinear membrane elements for collagen fibrils. Med Eng Phys 27: 827-835 (2005)

[129] Shirazi R, Shirazi-Adl A: Deep vertical collagen fibrils play a significant role in mechanics of articular cartilage. J Orthop Res 26: 608-615 (2008)

[130] Shirazi R, Shirazi-Adl A, Hurtig M: Role of cartilage collagen fibrils networks in knee joint biomechanics under compression. J Biomech 41: 3340-3348 (2008)

[131] Shirazi R, Shirazi-Adl A: Analysis of partial meniscectomy and ACL reconstruction in knee joint biomechanics under a combined loading. Clin Biomech 24: 755-761 (2009)

[132] Shirazi R, Shirazi-Adl A: Computational biomechanics of articular cartilage of human knee joint: Effect of osteochondral defects. J Biomech 42: 2458-2465 (2009)

[133] Skaggs DL, Warden WH, Mow VC: Radial tie fibers influence the tensile properties of the bovine medial meniscus. J Orthop Res 12: 176-185 (1994)

[134] Spank H: Meniskusverletzungen. Trauma und Berufskrankheit 11: 324-326 (2009)

[135] Spilker RL, Donzelli PS, Mow VC: A transversely isotropic biphasic finite element model of the meniscus. J Biomech 25: 1027-1045 (1992)

[136] Stärke C: Form und Funktion von Menisken. Arthroskopie 21: 223-228 (2008)

[137] Stärke C, Kopf S, Gröbel KH, Becker R: Tensile forces at the porcine anterior meniscal horn attachment. J Orthop Res 27: 1619-1624 (2009)

[138] Stärke C, Kopf S, Gröbel K-H, Becker R: The Effect of a Nonanatomic Repair of the Meniscal Horn Attachment on Meniscal Tension: A Biomechanical Study. Arthroscopy 26: 358-365 (2010)

[139] Stein T, Mehling A, Jäger A: Arthroskopische Meniskusrefixierung vs. arthroskopische Meniskusteilresektion. Arthroskopie 21: 239-244 (2008)

[140] Stone KR, Freyer A, Turek T, Walgenbach AW, Wadhwa S, Crues J: Meniscal Sizing Based on Gender, Height, and Weight. Arthroscopy 23: 503-508 (2007)

[141] Swann AC, Seedhom BB: The stiffness of normal articular cartilage and the predominant acting stress levels: implications for the aetiology of osteoarthrosis. Br J Rheumatol 32: 16-25 (1993)

[142] Sweigart MA, Athanasiou KA: Toward tissue engineering of the knee meniscus. Tissue Eng 7: 111-129 (2001)

[143] 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. Ann Biomed Eng 32: 1569-1579 (2004)

[144] Sweigart MA, Athanasiou KA: Tensile and compressive properties of the medial rabbit meniscus. Proc Inst Mech Eng H 219: 337-347 (2005)

[145] Thompson WO, Thaete FL, Fu FH, Dye SF: Tibial meniscal dynamics using three-dimensional reconstruction of magnetic resonance images. Am J Sports Med 19: 210-216 (1991)

[146] Tillmann B, Schünke M: Struktur und Funktion extrazellulärer Matrix. Presented at the Anatomischer Anzeiger - Verhandlungen der Anatomischen Gesellschaft, 1991.

[147] Tissakht M, Ahmed AM: Tensile stress-strain characteristics of the human meniscal material. J Biomech 28: 411-422 (1995)

[148] Vadher SP, Nayeb-Hashemi H, Canavan PK, Warner GM: Finite element modeling following partial meniscectomy: Effect of various size of resection. Presented at the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology, 2006.

[149] van Tienen TG, Hannink G, Buma P: Meniscus Replacement Using Synthetic Materials. Clin Sports Med 28: 143-156 (2009)

[150] Vedi V, Spouse E, Williams A, Tennant SJ, Hunt DM, Gedroyc WMW: Meniscal movement: An in-vivo study using dynamic MRI. J Bone Joint Surg Br 81-B: 5 (1999)

[151] Villegas DF, Maes JA, Magee SD, Haut Donahue TL: Failure properties and strain distribution analysis of meniscal attachments. J Biomech 40: 2655-2662 (2007)

[152] Walker PS, Erkman MJ: The role of the menisci in force transmission across the knee. Clin Orthop Relat Res 184-192 (1975)

[153] Weiss JA, Gardiner JC: Computational modeling of ligament mechanics. Crit Rev Biomed Eng 29: 303-371 (2001)

[154] Weiss JA, Gardiner JC, Bonifasi-Lista C: Ligament material behavior is nonlinear, viscoelastic and rate-independent under shear loading. J Biomech 35: 943-950 (2002)

[155] Whipple RR: Anisotropic and zonal variations in the tensile properties of the meniscus. Presented at the ORS, 1985.

[156] Wirth CJ, Peters G: Die Meniskusläsion. Orthopäde 26: 191-208 (1997)

[157] Wirth CJ, Zichner L, Kohn D: Orthopädie und orthopädische Chirurgie: Knie. Thieme, Stuttgart, S. (2005)

[158] Yao J, Salo AD, Barbu-McInnis M, Lerner AL: Finite element modeling of knee joint contact pressures and comparison to magnetic resonance imaging of the loaded knee. Presented at the American Society of Mechanical Engineers, Bioengineering Division (Publication) BED, 2003.

[159] Yao J, Dong L, Lerner AL: Variability in FE modeling of in vivo knee joint axial loading due to model geometry and mesh density2004.

[160] Yao J, Funkenbusch PD, Snibbe J, Maloney M, Lerner AL: Sensitivities of medial meniscal motion and deformation to material properties of articular cartilage, meniscus and meniscal attachments using design of experiments methods. J Biomech Eng 128: 399-408 (2006)

[161] Yao J, Snibbe J, Maloney M, Lerner AL: Stresses and strains in the medial meniscus of an ACL deficient knee under anterior loading: a finite element analysis with image-based experimental validation. J Biomech Eng 128: 135-141 (2006)

[162] Yao J, Lancianese SL, Hovinga KR, Lee J, Lerner AL: Magnetic resonance image analysis of meniscal translation and tibio-menisco-femoral contact in deep knee flexion. J Orthop Res 26: 673-684 (2008)

[163] Yao J, Salo AD, Lee J, Lerner AL: Sensitivity of tibio-menisco-femoral joint contact behavior to variations in knee kinematics. J Biomech 41: 390-398 (2008)

[164] Zaffagnini S, Marcheggiani Muccioli GM, Lopomo N, Bruni D, Giordano G, Ravazzolo G, Molinari M, Marcacci M: Prospective long-term outcomes of the medial collagen meniscus implant versus partial medial meniscectomy: A minimum 10-year follow-up study. Am J Sports Med 39: 977-985 (2011)

[165] Zielinska B, Haut Donahue TL: 3D finite element model of meniscectomy: Changes in joint contact behavior. J Biomech Eng 128: 115-123 (2006)

Anhang

6.1 Submodell des lateralen Gelenkkompartiments

Aus dem Gesamtmodell wurde ein Submodell des lateralen Kompartiments extrahiert (Abbildung 43). Das Submodell wurde entwickelt, um den Rechenaufwand bei verschiedenen Parameteranalysen zu minimieren. Ausgewählte Ergebnisse dieser Untersuchungen wurden unter dem Titel: 'Forces in the meniscotibial insertions strongly depend on the meniscal material conditions' bei der European Society of Biomechanics 2010 in Dublin vorgestellt [76]. Das Submodell wurde insbesondere zur Untersuchung der Anwendbarkeit des kompositären Meniskusmodells verwendet.

Im Gegensatz zum Gesamtmodell wurde im Submodell nicht das idealisierte Modell des tibialen Knorpels, sondern nur das aus der Segmentierung resultierende Modell verwendet. Die tibialen IL wurden wie im Kniemodell mit nichtlinearen Feder-elementen zwischen den Knoten auf den Endflächen der Meniskushörner und einem, als Insertionspunkt gewählten Knoten auf der

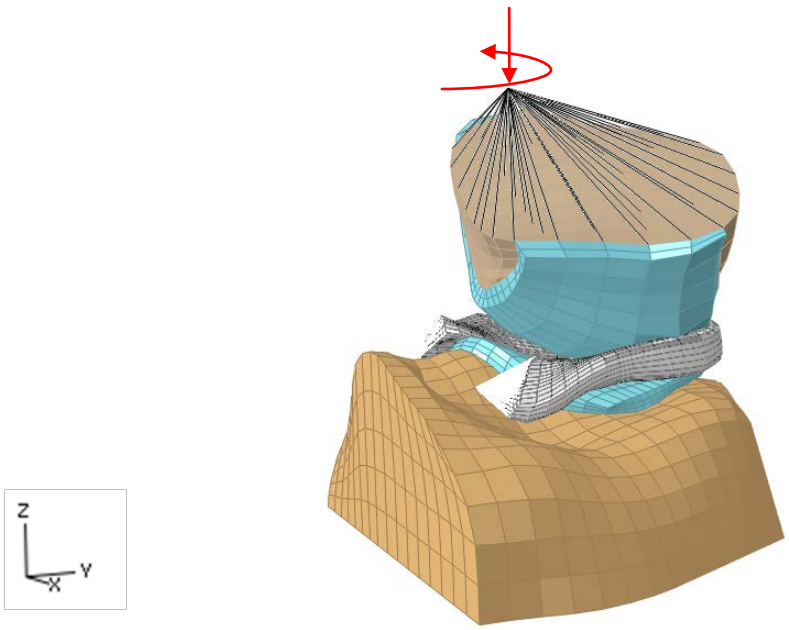


Abbildung 43: Submodell des lateralen Kompartiments zur Untersuchung verschiedener Materialparameter sowie zur Verifikation des Fasermodells.

Oberfläche des Tibiaplateaus modelliert. Die Knoten auf der distalen Seite des Tibiamodells wurden im Submodell unver-schieblich gelagert, die Knoten auf der proximalen Fläche der Femurkondyle wurden mittels Connector-Elementen des

Typs 'Balken' mit einem Knoten oberhalb dieser Fläche verbunden. Über diesen Knoten wurde eine Verschiebung um $1{,}5\ mm$ sowie eine Rotation um $2{,}5°$ in bzw. um die z-Achse eingeleitet.

Der Gelenkknorpel wurde im Submodell isotrop, linear elastisch angenommen, wobei für den Elastizitätsmodul $E = 12\ MPa\ \pm\ 25\%$. Das Kraft-Weg-Verhalten zur Beschreibung der tibialen IL wurde im Submodell auf eine nichtlineare Beziehung für beide IL vereinfacht.

Folgende Aspekte wurden mit diesem Modell untersucht:

- Einfluss des Elastizitätsmodul des Knorpels,
- Einfluss der Faservolumenanteile,
- Einfluss der Materialbeschreibung des Meniskusmodells (isotrop, linear elastisch; transversal isotrop, linear elastisch; nichtlinear elastisches Faser-modell) auf die Kräfte in den tibialen IL,
- Einfluss der Materialbeschreibung der Kollagenfasern (lineare und nichtlineare Beschreibung).
- Einfluss des Parameter 'distance' in der Definition der Versteifungs-komponenten sowie

Unterschied zwischen der Beschreibung der tibialen IL als ein Federelementbündel oder als mehrere Bündel. Für den Parameter ‚Abstand der Versteifungen innerhalb eines Membranelements‘ wurden Simulationen mit dem mittleren (Referenzmodell), dem minimalen und dem maximalen Abstand in jedem Element durchgeführt.

Ergebnisse und Diskussion zum Submodell

Eigenschaften der Rebar-Optionen

Die prozentualen Unterschiede zwischen den Resultaten im Referenzmodell und den Modellen mit minimalem und maximalem Abstand wurden ausgewertet. Die Wahl des kleineren Abstandes führte für beide Ergebnisparamenter zu einer Zunahme und im Fall des maximalen Abstands zu einer Abnahme. Eine maximale Änderung von $\pm\ 0{,}85\%$ wurde für die Ergebnisparameter bestimmt, so dass unter der Annahme einer mittleren Genauigkeit von $0{,}5\%$ in den folgenden Simulationen nur das Modell mit gemittelter Abstandszuweisung untersucht wurde.

Einfluss der Kollagenfaservolumenanteile

Mit zunehmenden radialen Kollagenfaseranteil (1% bis 3%) konnte ein Anstieg der Kräfte im anterolateralen IL (alIL) um $0{,}3\%$ bzw. im posterolateralen IL (plIL) um $0{,}1\%$ bestimmt werden. Das vollständige Entfernen der radialen Versteifungskomponenten führte zu einer maximalen Abnahme um $1{,}2\%$ bzw. $0{,}8\%$. Durch Entfernen der zirkumferent verlaufenden Versteifungskomponenten wurden die Kräfte in den tibialen IL gegenüber dem Referenzmodell um 60% reduziert. Ein Anstieg um $7{,}4\%$ (alIL) bzw. $6{,}7\%$ (plIL) wurde für die Erhöhung des Kollagenfaseranteils von 12% auf 16% ermittelt. Der Elastizitätsmodul zur Beschreibung der Grundsubstanz des Meniskusgewebes wurde mit 8 bzw. $12\,MPa$ beschrieben, dabei wurde ein maximaler Anstieg der Kräfte in beiden tibialen IL um 7% berechnet.

Einfluss der Meniskusbeschreibung

Für das Submodell mit isotrop, linear elastischer Meniskusgewebebeschreibung wurden um 53% bzw. 60% höhere Kräfte als für das kompositäre Meniskusmodell mit Kollagenfaserbeschreibung nach Schmidt et al. [118] berechnet (Abbildung 44). Für das Meniskusmodell mit transversal isotrop, linear elastischer Materialbeschreibung wurde ein Anstieg um 107% (alIL) bzw. 103% (plIL) gegenüber diesem Modell bestimmt. Durch Reduzierung des Elastizitätsmoduls für die isotrop, linear elastische Meniskusbeschreibung auf $30\,MPa$ wurden Kräfte entsprechend dem kompositären Referenzmodell ermittelt. Die kleinsten Kräfte wurden für das Modell mit nichtlinearer Kollagenfaser-beschreibung nach Schmidt et al. [118] vorhergesagt. Für das kompositäre Meniskusmodell mit linear elastischer Beschreibung der Kollagenfasern wurden um 30% (alIL) bzw. 18% (plIL) höhere Kräfte als für das Meniskusmodell mit isotrop, linear elastischer Materialbeschreibung und um 6 bzw. $4{,}5\%$ niedrigere Kräfte als für das Modell mit transversal isotrop, linear elastischer Meniskus-beschreibung berechnet. Für die Menisken im Gesamtmodell wurde die nichtlineare Beschreibung der Kollagen-Typ-I-Fasern als Referenz angenommen. Die Beziehung nach Haut und Little [52] gilt für Dehnungen kleiner 2% und ist damit nur geeignet, wenn für alle Last-zustände sichergestellt werden kann, dass keine größeren Dehnungen auftreten. Um eine hohe Genauigkeit für kleine und große Dehnungen sicherzustellen,

wurde für die Simulationen im Gesamtmodell die nichtlineare Faserbeschreibung nach Shirazi-Adl [127] als Referenz angenommen.

Einfluss der Aufteilung in Federbündel

Die Modellierung der tibialen IL als Kombination aus drei Federelement-Bündeln führte gegenüber der Darstellung als ein Federelementbündel zu einer Abnahme der Kräfte in den tibialen IL um 2% anterior und zu einer Zunahme um 5% posterior. Für die Einzelkräfte wurde eine ungleichmäßige Verteilung auf die drei Bündel für beide tibialen IL gefunden.

Einfluss der Gelenkknorpelbeschreibung

Die Variation des Elastizitätsmoduls des Gelenkknorpels führte zu einer Abnahme der Kräfte um 6% bzw. einer Zunahme um 4% im posterioren IL. Im anterioren IL wurde ein ähnlicher Einfluss bestimmt $(-6\%; +4\%)$ Die Änderung der Kräfte in den tibialen IL in Abhängigkeit des Elastizitätsmoduls von Gelenkknorpel für die verschiedenen Meniskusbeschreibungen wird in Abbildung 45 zusammengestellt.

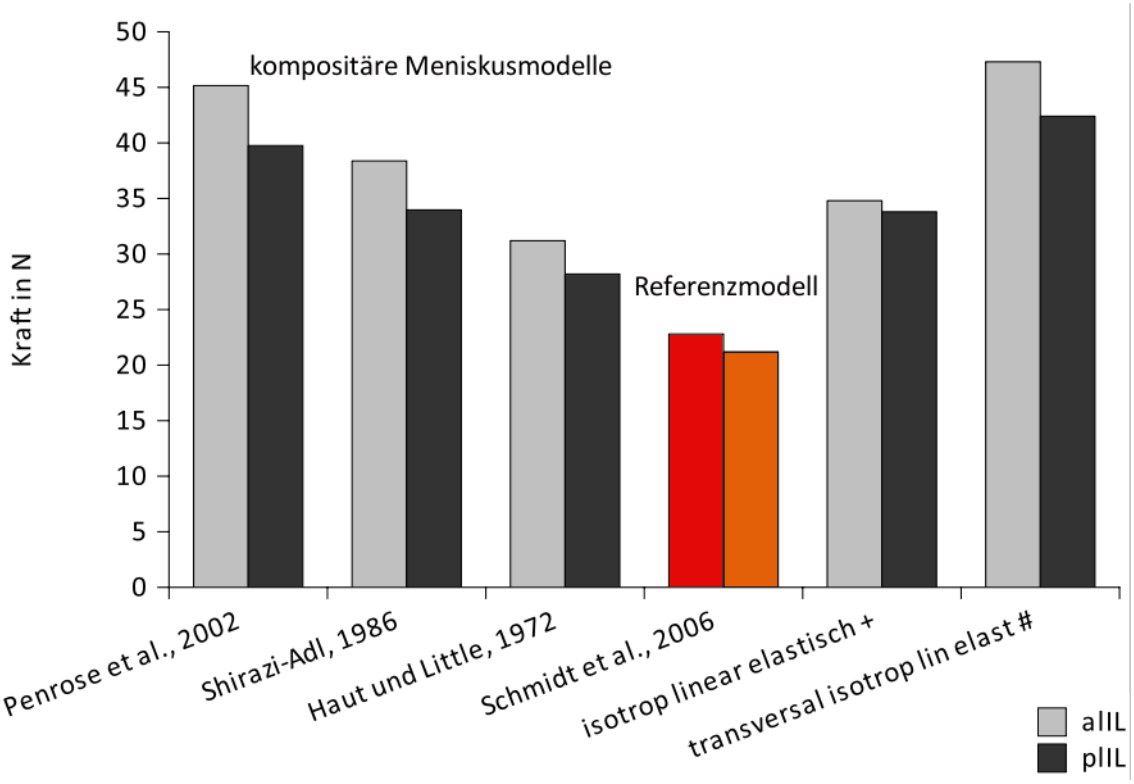


Abbildung 44: Ligamentkräfte im anterolateralen (AL) und posterolateralen (PL) Insertionsligament im Submodell in Abhängigkeit von der Meniskusmaterialbeschreibung.
Meniskusbeschreibung:kompositäre Modelle mit unterschiedlicher Beschreibung der Kollagenfasern [52, 101, 118, 127] und homogen, isotrop, linear elastisch^{+} [96] sowie homogen, transversal isotrop, linear elastisch$^{\#}$ [49].

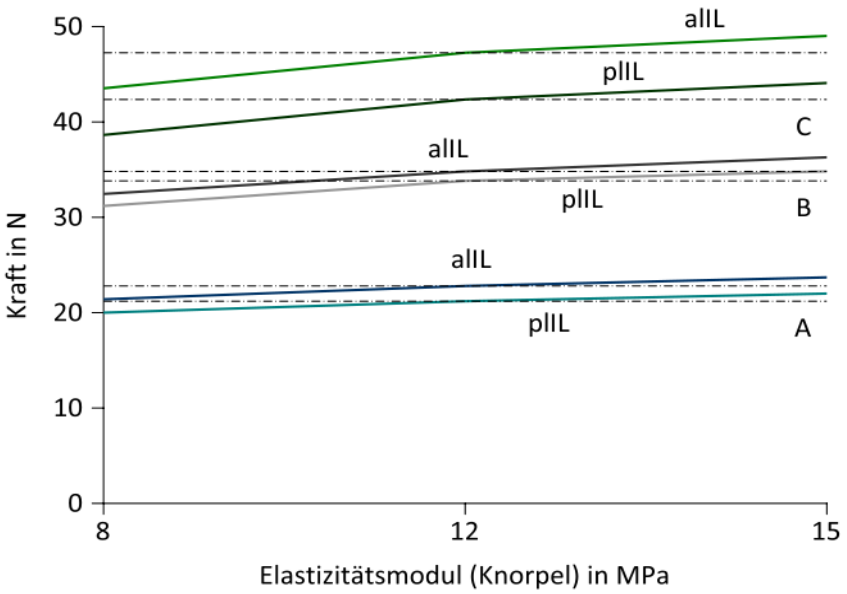


Abbildung 45: Kräfte in den tibialen IL des Submodells in Abhängigkeit des Elastizitätsmoduls des Gelenkknorpels.
A: Kräfte im Modell mit kompositärer Beschreibung des Meniskus. B: im Modell mit isotrop linear elastischer Beschreibung des Meniskus und C: im Modell mit transversal isotrop, linear elastischer Beschreibung. (alIL: anterolaterales Insertionsligament; plIL: posterolaterales Insertionsligament) Gestrichelt wurde jeweils die Kraft bei E=12 MPa (Referenzwert) dargestellt.

6.2 Vorversuch zu Verschiebungsrandbedingungen

In einem Vorversuch wurde die Aufnahme von Verschiebungen mit Hilfe des VICON Messsystems (Vicon Motion Systems Ltd. Oxford, UK; Vicon-MX, 6 Kameras MX13+, $1{,}3\ MP$ $(1280x1024\ Pixel)$ $50\ Hz$) sowie die Applikation der aufgezeichneten Verschiebungen auf ein Finite-Elemente-Modell in Abaqus/Standard in einem stark vereinfachten Modell getestet (Abbildung 46). Für den Versuch wurde ein $(180x30x4)\ mm$ großer Probenkörper an drei beliebigen Punkten auf der Oberfläche mit retroreflektiven Kugelmarkern ($d = 10\ mm$) sowie einem globalen Referenzsystem ausgestattet. Der Probenkörper wurde einseitig eingespannt und am freien Ende in einem Abstand von $10\ mm$ vom Rand um $10\ mm$ ausgelenkt und die Verschiebungen in den Kugelmittelpunkten bestimmt. Bei der Beschreibung in Abaqus/Standard wurden die Veschiebungen aus der Ausgangslage als Amplituden für jede Raumrichtung an in den Kugelmittelpunkten erzeugten Knoten appliziert.

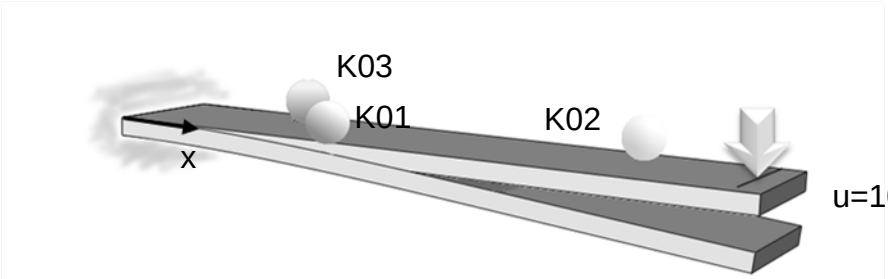


Abbildung 46: Testmodell zur Aufnahme von Verschiebungen mit Hilfe des VICON Messsystems.
Der eingespannte Balken mit drei retroreflektiven Kugelmarkern wurde am freien Ende um 10 mm ausgelenkt. Die Verschiebungen in den Kugelmittelpunkten K01 bis K03 wurden mit dem VICON Messsystem aufgezeichnet.

Als Vergleichsgröße wurde die Auslenkung in den Knoten an der Stelle der Lastaufbringung in der Materialprüfmaschine ausgewertet, in diesen Knoten wurde für die Verschiebung eine maximale Abweichung von $1{,}5\%$ und eine mittlere Abweichung von 0% bestimmt. Zusätzlich wurden die Verschiebungen in den Knoten der Kugelmittelpunkte ausgewertet, um die Wiedergabegenauigkeit der aufgebrachten Verschiebungsamplituden zu testen. Aufgrund der erzielten Genauigkeiten im Vor-versuch wurde die Art der Lastaufbringung inform von Verschiebungsamplituden in Abaqus/Standard im folgenden für das Kniemodell verwendet.

Aufgezeichnete Verschiebungsamplituden während der Flexion-Extensionsbewegung

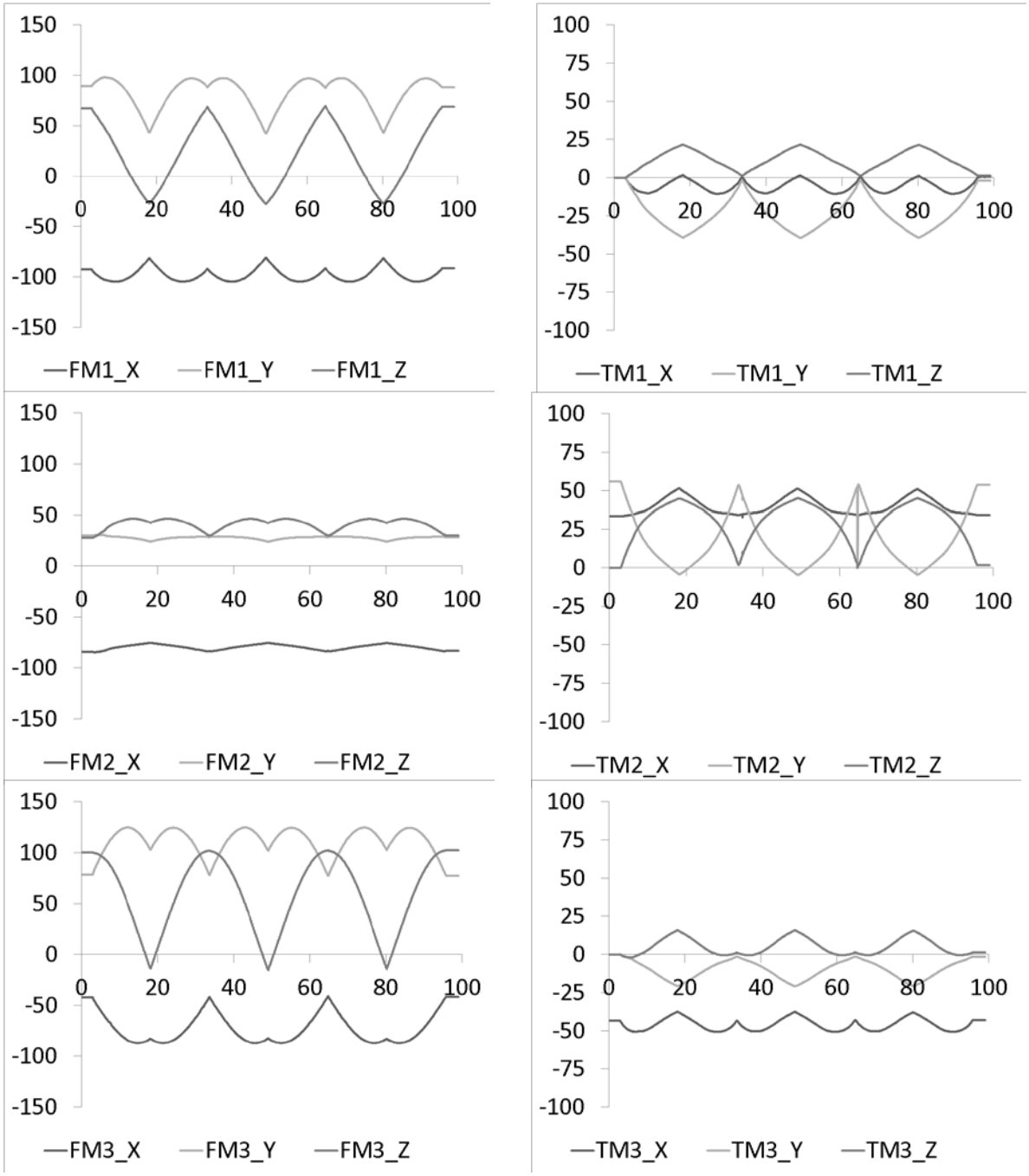


Abbildung 47: Im *In-vitro*-Versuch aufgezeichnete Koordinaten der Vicon-Kugelmarker in mm im tibiagebundenem Koordinatensystem über der Zeit t für drei Flexions-Extensions-Zyklen.

Für die sechs Marker wurden mit dem Vicon-Messsystem die Koordinaten im Kniebewegungs-simulator während einer Flexion-Extensions-Bewegung von 0° bis 120° über drei Zyklen aufgezeichnet. Während der Bewegung wurde das Kniegelenk mit 200 N axial belastet.

6.3 Dehnungen im Meniskus in 30° und 60° Flexion

Für das Modell in $30°$ und $60°$ Flexion wurden die Dehnungen entlang der Zirkumferenz der Menisken ausgewertet. Für das Kniegelenksmodell in $30°$ Flexion wurden in der Peripherie des lateralen Vorderhorns Dehnungen zwischen $0{,}3$ und $1{,}0\%$ berechnet, wobei superior und inferior höhere Dehnungen als in den zentralen Bereichen bestimmt wurden. Im lateralen Hinterhorn wurden Dehnungen zwischen $1{,}5$ und $3{,}6\%$ ermittelt. Im medialen Meniskus wurden im Vorderhorn Dehnungen zwischen $0{,}2$ und $1{,}3\%$ und im Hinterhorn zwischen $0{,}3$ und $1{,}2\%$ bestimmt. Für das Kniegelenksmodell in $60°$ Flexion wurden im lateralen Vorderhorn Dehnungen zwischen $0{,}1$ und $0{,}8\%$ und im Hinterhorn zwischen $0{,}6$ und $3{,}3\%$ ermittelt. Im medialen Meniskus wurde im Hinterhorn eine maximale Dehnung von $0{,}7\%$ bestimmt, für das Vorderhorn wurde eine niedrigere Beanspruchung zwischen $0{,}1$ und $0{,}4\%$ ermittelt.

Danksagung

Der Lebenslauf wurde aus Gründen des Datenschutzes entfernt.

Lebenslauf

Der Lebenslauf wurde aus Gründen des Datenschutzes entfernt.