

Eberhard-Karls-Universität Tübingen  
- Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaften -  
- Institut für Sportwissenschaft -

**Dissertation**  
zum Thema

**Belastungsanalyse auf Basis flexibler Mehrkörpersysteme**  
Einsatz der Methode der Finiten Elemente (FEM) zur  
Bestimmung von Belastungen und Beanspruchungen beim  
Inline-Skating von Kindern

Claudia Zaiss  
Eulerweg 22  
75175 Pforzheim

20. Juni 2005

Gedruckt mit Genehmigung der  
Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaften  
der Universität Tübingen

Hauptberichterstatter: Dr. Frank Schiebl

Mitberichterstatter: Dr. Veit Wank

Dekanin: Prof. Dr. Regine Gildemeister

Tag der mündlicher Prüfung: 09. August 2005

## Danksagung

An erster Stelle möchte ich Herrn Prof. Dr. Ulrich Göhner für die Möglichkeit zur Promotion sehr herzlich danken. Seine langjährigen Erfahrungen im Bereich biomechanischer Forschung kombiniert mit einer Vielzahl innovativer Ideen sowie vielfältiger Anregungen hatten ganz wesentlichen Anteil an der Entstehung und dem Fortschritt vorliegender Arbeit.

Ganz besonderen Dank möchte ich an Herrn PD Dr. Frank Schiebl für die umfassende Betreuung und Unterstützung dieser Arbeit richten. Seinem konstruktiven Interesse, seiner kontinuierlichen Unterstützung, seiner ständigen Bereitschaft zur Diskussion auftretender Probleme sowie seines uneingeschränkten Engagements für die Biomechanik insbesondere für die engagierte Hilfe bei allen experimentellen Untersuchungen ist es zu verdanken, dass vorliegende Arbeit in dieser Form durchgeführt werden konnte.

Herrn Prof. Dr. Wank sei ganz herzlich für die freundliche Bereitschaft gedankt, vorliegende Arbeit als zweiter Gutachter zu betreuen.

Ebenfalls bedanken möchte ich mich bei den Mitarbeitern des Arbeitskreises Biomechanik/Bewegungslehre, insbesondere bei Frank Bächle, Christine Brunke und Frank Schiebl, die ganz wesentlich zu einer außerordentlich angenehmen Arbeitsatmosphäre beigetragen haben.

Herrn Prof. Dr. Heinz-Dieter Wehner sowie Frau Kirsten Wegendt vom Institut für gerichtliche Medizin der Universität Tübingen danke ich sehr herzlich für die freundliche Unterstützung sowie die Bereitstellung einer adäquaten Software zur Erstellung eines Oberflächenmodells kindlicher Kniegelenke. Die Erlangung der dieser Modellierung zugrunde liegenden CT-, Röntgen- und MRT-Daten verdanke ich Herrn Dr. Techart sowie Herrn Prof. Dr. Abogast des städtischen Klinikums Pforzheim.

Die umfangreichen Untersuchungen waren ausschließlich durch die Bereitstellung finanzieller Mittel möglich. Hierfür sei dem Arbeitsbereich Biomechanik/Bewegungslehre des Instituts für Sportwissenschaft ganz herzlich gedankt. Insbesondere wurde meine Promotionszeit an der Universität Tübingen durch ein Stipendium der Landes-Graduiertenförderung ermöglicht. Dieser Institution gilt ebenfalls mein herzlicher Dank.

## **Eid**

Ich erkläre hiermit, dass ich die Arbeit selbständig und nur mit den angegebenen Hilfsmitteln angefertigt habe und dass alle Stellen, die dem Wortlaut oder dem Sinne nach anderen Werken entnommen sind, durch Angabe der Quellen als Entlehnungen kenntlich gemacht worden sind.

Tübingen, 20. Juni 2005

.....

## Inhalt

<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1 Problemstellung .....	1
1.2 Zielsetzung und Umfang der vorliegenden Arbeit .....	8
1.3 Vorgehensweise und Aufbau der Arbeit .....	9
<b>2 Belastungs- und Beanspruchungsanalysen beim Inline-Skating</b>	<b>11</b>
2.1 Analysen bzgl. diverser Verletzungserscheinungen .....	11
2.2 Analysen bzgl. biomechanischer Fragestellungen .....	13
<b>3 Belastungs- und Beanspruchungsanalysen in der Biomechanik</b>	<b>17</b>
3.1 Auf direkter Messung basierende Analysen .....	18
3.2 Auf Modellen basierende Analysen .....	19
3.2.1 Modellorientierte Analysen unter Verwendung direkt- dynamischer Modelle	22
3.2.2 Modellorientierte Analysen unter Verwendung direkt- dynamischer Modelle	25

<b>4 Die Methode der Finiten Elemente (FEM)</b>	<b>30</b>
4.1 Einführung in die FEM – Beispiele .....	30
4.2 Historische Entwicklung der FEM und Abgrenzung von anderen Diskretisierungsverfahren .....	33
4.3 Charakteristik, Vorgehens- und Funktionsweise der FEM .....	36
4.4 Modellierung biologischer Systeme mittels FEM .....	43
4.4.1 Außerhalb des Sports	43
4.4.2 Im Sport	45
<b>5 Problemformulierung</b>	<b>50</b>
<b>6 FEM zur Belastungsanalyse von Landevorgängen beim Inline- Skating von Kindern</b>	<b>54</b>
6.1 Methodischer Ansatz - Die Arbeitsschritte der FE-Belastungsanalyse	54
6.1.1 Untersuchungsdurchführung	56
6.1.2 Messverfahren zur Datenerfassung	58
6.1.3 Datenverarbeitung	61
6.1.4 Modellbildung	69
6.1.4.1 Geometrie der Teilkörper	72
6.1.4.2 Massenverhältnisse	76
6.1.4.3 Kopplungs- und Dämpfungskonstanten	78
6.1.4.4 Gelenke	79
6.1.4.5 Inline-Skate-Schuh-Modellierung	82
6.1.4.6 Anfangsbedingungen	83
6.1.4.7 Boden-Kontakt-Modellierung	84
6.1.4.8 Modellvalidierung	86

6.1.4.9 FE-Modellierung der Kniegelenke	88
6.1.4.10 Materialeigenschaften	97
6.1.4.11 Bandmodellierung	100
6.1.4.12 Muskelmodellierung	102
6.2 Dokumentation und Diskussion der Ergebnisse der FE-Belastungs- analysen .....	106
6.2.1 Darstellung der charakteristischen Belastungs- und Beanspruchungsgefüge der Landevorgänge	107
6.2.2 Darstellung der charakteristischen Belastungs- und Beanspruchungsgefüge der Landevorgänge nach systematischer Parametervariation	112
6.2.2.1 Parametervariation I	113
6.2.2.2 Parametervariation II	120
6.2.2.3 Parametervariation III	126
6.2.2.4 Parametervariation IV	133
 6.2.3 Aufzeigen charakteristischer Veränderungen der Belastungsverläufe nach systematischer Parametervariation mit Blick auf konkrete Vorschläge zur Beanspruchungsreduktion	 140
<b>7 Resümee und Ausblick</b>	<b>151</b>
<b>8 Literaturverzeichnis</b>	<b>155</b>
<b>9 Anhang A: Anthropometrie</b>	<b>177</b>
<b>Anhang B: Tabellen- und Abbildungsverzeichnis</b>	<b>179</b>
<b>Anhang C: Technische Daten</b>	<b>190</b>



# 1 Einleitung

## 1.1 Problemstellung

Viele Menschen haben schon einmal einen Tennisschläger in der Hand gehabt und damit auf einem Tennisplatz gespielt. So ist es kein Einzelfall, dass sich Menschen ganz unterschiedlicher Altersklassen regelmäßig treffen, um gemeinsam Tennis zu spielen. Hierbei ist zu beobachten, dass häufig ähnlich starke Spielpartner gegeneinander antreten um sich sportlich zu betätigen. In vielen Fällen wird dieses freudige Freizeiterlebnis jedoch von negativen Erscheinungen gestoppt, da einer der Partner über orthopädische Beschwerden klagt, die ein weiteres regelmäßiges Spielen unmöglich machen. Wenn beide Partner ein ähnliches Spielniveau und eine vergleichbare Spieltechnik besitzen, kann angenommen werden, dass beide Partner ähnlichen mechanischen Belastungen ausgesetzt sind. So stellt sich die Frage, warum der Eine nun bei derselben Belastung Beschwerden bekommt, der Andere aber nicht. Fragt man nach möglichen Gründen für derartige Beschwerden, so trifft man häufig auf Ratlosigkeit.

Ein zweites Beispiel soll verdeutlichen, wie sich vergleichbare sportliche Tätigkeiten unterschiedlich auf den Menschen auswirken.

Der alpine Skilauf insbesondere im Freizeitbereich häufig in Kleingruppen ausgeführt, so dass viele Gruppen ihre Abfahrten gemeinsam durchführen, gemeinsame Pausen machen, mit ähnlichen Geschwindigkeiten fahren und sich somit bei gleichem Leistungsniveau sowie bei gleicher Technik ähnlich belasten. Trotzdem tritt auch hierbei in vielen Fällen das Phänomen auf, dass einige der Gruppenmitglieder im Anschluss über orthopädische Beschwerden klagen, andere aber nicht. Auch hier stellt sich die Frage, warum bekommt der Eine bei gleicher Belastung Beschwerden, der Andere aber nicht?

Ein drittes Beispiel soll verdeutlichen, wie sich vergleichbare sportliche Tätigkeiten unterschiedlich auf den Menschen auswirken.

Das Inline-Skating stellt heute eine sportliche Bewegungsform dar, die insbesondere als Freizeitbeschäftigung von Kindern immer mehr in den Vordergrund getreten ist,

so dass nach einer aktuellen Untersuchung des Weltverbandes der Sportartikelindustrie (Bericht Juni 2003) eine ansteigende Zahl inline-skatender Kinder zu verzeichnen ist. Kaum eine andere Sportart konnte in der jüngsten Vergangenheit ähnlich hohe Zuwachsraten verzeichnen, so dass das Inline-Skating somit als die bis in das Jahr 2002 weltweit am schnellsten wachsende Sportart gilt und derzeit weltweit ca. 55 Millionen Menschen diese Sportart betreiben. Die Altersklasse der Kinder und Jugendlichen bis 19 Jahre bildet hierbei mit 77% die stärkste Gruppe der Inline-Skater und stellt darüber hinaus die am höchsten gefährdete Interessensgemeinschaft dar (Gesellschaft für Konsumgüterforschung, Panel-Information aktuell, Nürnberg, 1997). So gehören inline-skatende Kinder heutzutage bereits zum Straßenbild Deutschlands. Betrachtet man diese Kinder bei deren Freizeitbeschäftigung, so fällt auf, dass erhöhte Objekte jeglicher Art auf Kinder während des Inline-Skatings einen ganz besonderen Reiz ausüben. Niedersprünge ganz unterschiedlicher Art und Höhe bieten den Kindern hierbei die Möglichkeit, in den ersehnten Genuss des kurzzeitigen „Fliegens“ zu kommen. Bei Betrachtung dieser Sprungformen kommen sehr schnell Zweifel auf und man fragt sich: „Kann das gesund sein?“ Derartige Befürchtungen verstärken sich, wenn berücksichtigt wird, dass Kinder im Hinblick auf den Belastungscharakter in vielfältiger Weise sensibler als erwachsene Personen sind.

Wie aus allen drei Beispielen entnommen werden kann, ist es möglich, dass ähnliche sportliche Tätigkeiten ganz unterschiedliche Auswirkungen auf den einzelnen Menschen haben. Tiefgründigere Einsichten in dieses Problem ergeben sich beispielsweise durch die Betrachtung wirkender mechanischer Belastungen und Beanspruchungen. So ist die Betrachtung resultierender mechanischer Belastungen und Beanspruchungen während sportlicher Bewegungen ein ganz wesentliches Problemfeld innerhalb der Sportpraxis.

Umgangssprachlich werden viele Erscheinungen als belastend bezeichnet. Hierzu zählen beispielsweise Arbeit, Stress, Lärm etc. Belastungen kennzeichnen hierbei sowohl positive als auch negative Prozesse der Auseinandersetzung des Menschen mit seiner Umwelt. Sie sind oft sehr komplex und können sowohl physische als auch psychische Veränderungen jeweils in Abhängigkeit von individuellen Eigenschaften, Fähigkeiten und Fertigkeiten des Menschen hervorrufen (vgl. Hirtz & Nieber 2001, S.

2-4). Insbesondere im Bereich der Trainingswissenschaft gilt der Begriff der Belastung als methodische Steuergröße zur Ziel gerichteten Steigerung der sportlichen Leistungsfähigkeit. Er dient als Beschreibungsgröße für die im Training gestellten Anforderungen und steht im Zusammenhang mit weiteren zentralen Begriffen wie beispielsweise der Beanspruchung, der Ermüdung, der Wiederherstellung bzw. der Anpassung. Ganz grundlegend ist hierbei eine klare Unterscheidung bzw. Abgrenzung der Begriffe physische Belastung sowie physische Beanspruchung.

Der Begriff der physischen Belastung beinhaltet die Gesamtheit aller erfassbaren Einflüsse eines Systems, die auf den Menschen wirken. Hierzu zählen sowohl Umgebungsbedingungen als auch Arbeitsinhalte. Die individuelle Auswirkung dieser Belastung im Menschen in Abhängigkeit von seinen Eigenschaften und Fähigkeiten definiert hierbei die physische Beanspruchung. Sie bezeichnet den Grad der Stresswirkung auf den Menschen und beinhaltet neben physiologischen Auswirkungen, wie beispielsweise Hormonausschüttung auch körperlich längerfristig wirkende Reaktionen, wie zum Beispiel psychosomatische Beschwerden bzw. Haltungsschwächen oder Haltungsschäden (vgl. Röthig & Prohl, 2003, S. 68 & 72).

Der Begriff der Belastbarkeit stellt hierbei die Beziehung zwischen Belastung und Beanspruchung her. So kann Belastbarkeit als Fähigkeit bezeichnet werden, einzelne bzw. wiederkehrende Belastungen sowie daraus resultierende, individuelle Beanspruchungen ohne Schädigung aufzunehmen und zu verarbeiten. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit werden aufgrund der Fragestellung ausschließlich mechanische Belastungen sowie die resultierenden Beanspruchungen betrachtet. Abbildung 1 verdeutlicht den Zusammenhang auftretender mechanischer Belastungen sowie resultierender Beanspruchungen anhand eines geeigneten Belastungs- und Beanspruchungs-Modells. Hierzu wird ein „T-Träger“ verwendet, der im Bereich seiner Grundfläche verankert ist. Im Bereich der Deckfläche greift in allen Teilabbildungen jeweils dieselbe Kraft in vertikaler Richtung von  $F=100$  Newton an. Die resultierenden Beanspruchungen der Strukturen sind der Farbskala zu entnehmen.

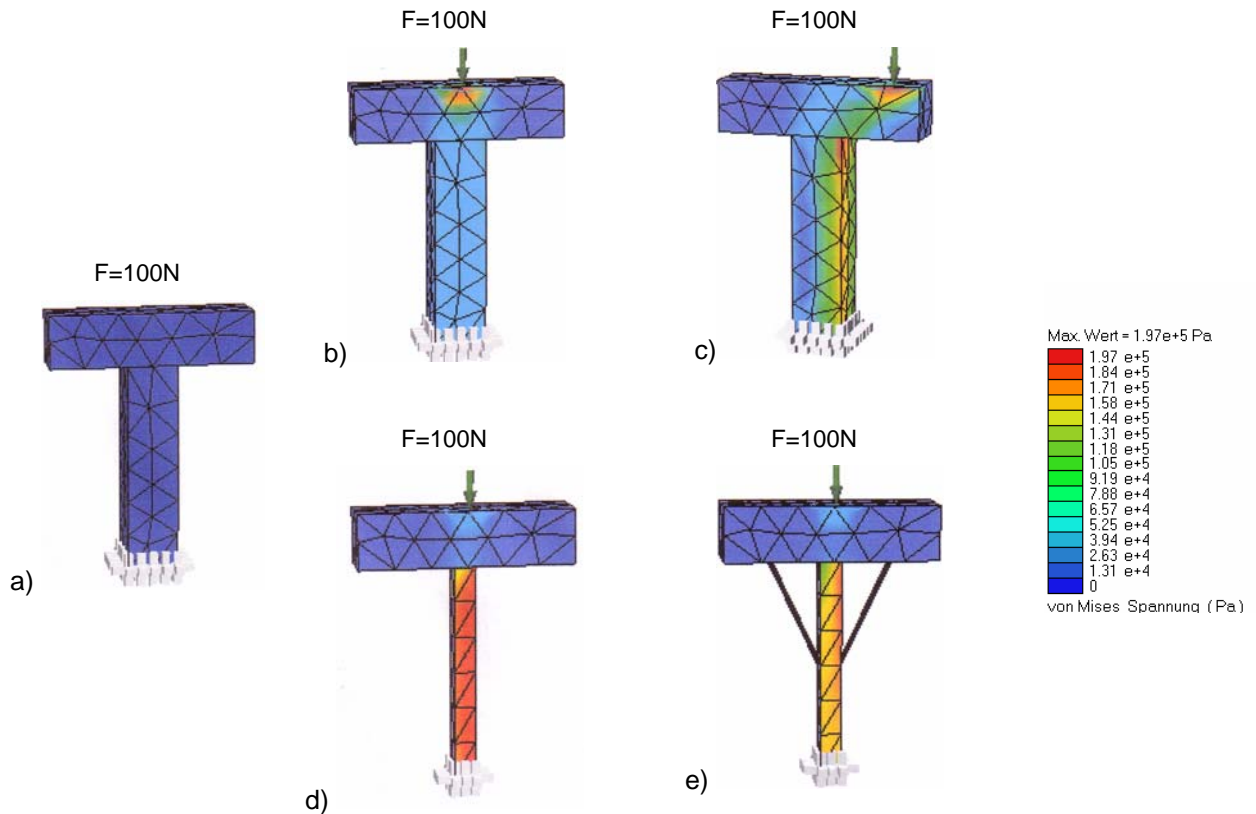


Abb. 1: Belastungs- und Beanspruchungsmodell eines „T-Trägers“

- a) T-Träger ohne mechanische Belastung
- b) T-Träger mit angreifender mechanischer Belastung im Zentrum sowie resultierender Beanspruchung
- c) T-Träger mit angreifender mechanischer Belastung außerhalb des Zentrum sowie resultierender Beanspruchung
- d) T-Träger mit vermindertem vertikalen Stützvolumen und angreifender mechanischer Belastung im Zentrum sowie resultierender Beanspruchung
- e) T-Träger mit vermindertem vertikalen Stützvolumen, implementierten Stützfedern und angreifender mechanischer Belastung im Zentrum sowie resultierender Beanspruchung

Teilabbildung a) bildet die Basis vorliegender Veranschaulichung. Sie stellt den zur Verdeutlichung verwendeten T-Träger ohne Einwirkung diverser mechanischer Belastungen dar. Die entsprechende einheitlich blaue Färbung verdeutlicht hierbei, dass der modellierte T-Träger in dieser Situation keinerlei Beanspruchung ausgesetzt ist.

Teilabbildung b) stellt die Beanspruchungen desselben T-Trägers nach Einwirkung einer im Zentrum der Struktur angreifenden mechanischen Belastung von 100 Newton dar. Die resultierende Farbverteilung weist auf erhöhte Beanspruchungen im Bereich des Lastangriffspunktes mit maximalen Werten von  $1.71 \text{ e}+5 \text{ Pa}$  hin.

Teilabbildung c) zeigt den entsprechenden T-Träger mit angreifender mechanischer Belastung von 100 Newton außerhalb des Zentrum sowie resultierender Beanspruchung. Es wird deutlich, dass diese Art der Belastung sowohl zu Beanspruchungen im Bereich des Lastangriffspunktes als auch zu seitlichen Beanspruchungen im Bereich des Stützbalkens mit maximalen Werten bis  $1.81 \text{ e}+5 \text{ Pa}$  kommt.

Teilabbildung d) veranschaulicht die resultierenden Beanspruchungen des T-Trägers aus Teilabbildung a) nach Verringerung seines vertikalen Stützvolumens bei angreifender mechanischer Belastung im Zentrum der Struktur. Die der Farbskala zu entnehmenden Simulationsergebnisse nach einwirkender Kraft von 100 Newton veranschaulichen eine Beanspruchung der Struktur insbesondere im Bereich des Stützbalkens von Werten bis hin zu  $1.97 \text{ e}+5 \text{ Pa}$ .

Teilabbildung e) basiert auf dem in d) verwendeten T-Träger mit vermindertem vertikalen Stützvolumen sowie implementierten Stützbalken zur Stabilisierung. Die auf diese Weise konstruierte Struktur erfährt ebenfalls eine im Zentrum angreifende mechanische Belastung von 100 Newton. Sie zeigt maximale Beanspruchungswerte von lediglich  $1.8 \text{ e}+5 \text{ Pa}$  insbesondere im Bereich des vertikalen Stützbalkens des T-Trägers, so dass davon aus zu gehen ist, dass die implementierten Stützbalken der zugrunde liegenden Struktur entsprechende Stabilität bzgl. deren Beanspruchungsverhalten verleihen.

Der mit jeweils derselben mechanischen Belastung versehene „T-Träger“ verdeutlicht, dass in Abhängigkeit von Angriffsort bzw. Angriffsrichtung der Kraft (Teilabbildung b) & c)) sowie in Abhängigkeit von individuellen Charakteristika der Struktur selbst (Teilabbildung d) & e)) sehr unterschiedliche Beanspruchungsgefüge resultieren.

Bezogen auf das einführende Beispiel des Auftretens orthopädischer Beschwerden beim Tennisspiel spielt gerade diese Kenntnis von mechanischen Belastungen und Beanspruchungen eine ganz wesentliche Rolle. Wenngleich die mechanische Belastung durch das Schlagen des Tennisballs für beide Spieler gleich zu sein scheint, so ist es doch meistens so, dass sich die mechanischen Belastungen ganz unterschiedlich auswirken. Die resultierenden, individuellen Beanspruchungen können somit beispielsweise aufgrund der unterschiedlichen Körpergeometrie bzw.

der verschiedentlich ausgeprägten Haltestrukturen sehr unterschiedlich hoch sein und somit bei einigen Spielern zu Beschwerden führen, bei anderen aber nicht.

Betrachtet man das Beispiel des alpinen Skilaufs im Hinblick auf die dort auftretenden orthopädischen Beschwerden, so spielt auch hier die differenzierte Betrachtung resultierender mechanischer Belastungen bzw. Beanspruchungen die zentrale Rolle. Wenngleich die mechanische Belastung durch das Heruntergleiten des Skihanges für alle Skifahrer ähnlich zu sein scheint, so kann auch hier der Fall eintreten, dass sich die mechanischen Belastungen ganz unterschiedlich auswirken. Die resultierenden, individuellen Beanspruchungen können somit auch hier aufgrund der unterschiedlichen Geometrien bzw. Biomaterialien sehr unterschiedlich hoch sein und somit bei einigen Skifahrern zu Beschwerden führen, während andere aufgrund eines günstigeren Belastungs-Beanspruchungs-Verhältnisses völlig verschont bleiben.

Auch bezogen auf das einführende Beispiel inline-skatender Kinder spielt die Ermittlung von mechanischen Belastungen und Beanspruchungen zur Beantwortung der Frage, ob derartige Bewegungen für den kindlichen Körper gesund sein können, eine ganz zentrale Rolle. Insbesondere bei Kindern können u.a. nicht geschlossene Wachstumsfugen, ungünstige Hebelverhältnisse, muskuläre Defizite aber auch ungünstige Rahmenbedingungen wie beispielsweise das Inline-Skating auf hartem Asphalt Ursachen für das Auftreten physischer Belastungen sein, die zu Beanspruchungen führen, denen der kindliche Körper dauerhaft nicht standhalten kann. Mögliche Überlastungen des kindlichen Körpers sollten aber natürlich vor dem Hintergrund einer „gesunden“ Entwicklung unbedingt vermieden werden.

Mechanische Belastungen und Beanspruchungen sind - wie die einführenden Beispiele gezeigt haben - eine ganz wesentliche Größe zur Beurteilung auftretender orthopädischer Probleme in der Sportpraxis. In nahezu allen sportlichen Situationen ist der menschliche Körper erhöhten mechanischen Belastungen ausgesetzt, die zu individuellen Beanspruchungen führen, denen der Körper standhalten muss. Obwohl die Betrachtung von mechanischen Belastungen und Beanspruchungen im oben definierten Sinne höchst praxisrelevant ist, wurde diese Thematik im Bereich der Sportwissenschaft bisher noch nicht in dieser Art aufgegriffen. Es finden sich

ausschließlich vereinzelte Ansätze, die sich mit der Bestimmung von Kräften und Momenten in diversen Gelenken während verschiedener Bewegungen beschäftigen. So berechnet beispielsweise Gruber (1987) die mechanische Belastung des menschlichen Körpers bei Bewegungsabläufen mit hohen Beschleunigungen am Beispiel eines Standhochsprungs mit Landung auf der Ferse. Mit der Bestimmung resultierender Gelenkkräfte und -momente im Hüft-, Knie-, bzw. oberen Sprunggelenk während des Langstreckenlaufes beschäftigt sich Natrup (1997). Auffällig ist, dass sich die bisher durchgeführten Berechnungen ausschließlich auf die auf ein punktförmiges Gelenk bezogenen Belastungen beziehen. Detaillierte Aussagen über die individuellen, im Bereich einer Gelenkfläche auftretenden Beanspruchungen sind auf diese Weise nicht möglich, so dass derzeit zur Verfügung stehende Studien auf die Bestimmung mechanischer Belastungen eingeschränkt sind. Die Berechnung individueller Beanspruchungen auf Basis der derzeit verwendeten Methoden ist aber nicht möglich. Somit stellt sich die Frage:

Wie könnten sowohl mechanische Belastungen als auch Beanspruchungen während sportlicher Bewegungen berechnet werden?

An dieser Stelle setzt die vorliegende Arbeit ein. Entsprechend der o.g. Beispiele, bei denen mechanische Belastungen sowie daraus resultierende Beanspruchungen eine ganz wesentliche Rolle spielen, wurde eine wissenschaftliche Methode gesucht, die es ermöglicht, sowohl mechanische Belastungen als auch detaillierte Beanspruchungen während sportlicher Bewegungen zu berechnen. Die Lösung dieses Problems liegt in der Anwendung der Methode der Finiten Elemente.

Die Methode der Finiten Elemente (FEM) ist ein vielseitig anwendbares Berechnungsverfahren u.a. zur detaillierten Berechnung mechanischer Belastungen und Beanspruchungen. Die grundlegende Idee besteht darin, das zu untersuchende Gebiet in eine beliebige Anzahl endlicher Teilbereiche, der sog. Finiten Elemente, zu zerlegen und somit eine der direkten Berechnung nicht zugängliche Struktur durch entsprechende Zerlegung in einzelne, berechenbare Elemente berechenbar zu machen (vgl. Steinbuch, 1998, S. 42).

Eine systematische Literatursichtung wird zeigen, dass eine theoretisch eingebettete Betrachtung der Methode der Finiten Methode derzeit im Bereich der sportwissenschaftlichen Literatur noch nicht existiert. Demgegenüber ist die Methode der Finiten Elemente in anderen wissenschaftlichen Disziplinen bereits das am häufigsten eingesetzte Verfahren zur Berechnung diverser Struktureigenschaften sowohl im Bauwesen zur Unterstützung der Statiker, im Maschinenbau um beispielsweise Schwingungs- und Stabilitätsuntersuchungen durchzuführen, im Apparatebau zur Festigkeitsberechnung, als auch in der Medizin, in der Luft- und Raumfahrttechnik sowie in der Fahrzeugtechnik für Aufgaben der zum Beispiel bei Crash-Tests auftretenden Bruch- und Kontaktmechanik.

Ermöglicht wurde die Durchführung von Finite-Elemente-Analysen durch die Entwicklung modernster Rechentechnik insbesondere im Bereich der Computertechnologie. Auf Grund des enormen Fortschritts ist es heute möglich, ein fast unbegrenztes Spektrum von Strukturanalysen mittels FEM durchzuführen.

## **1.2 Zielsetzung und Umfang der vorliegenden Arbeit**

Das Ziel der vorliegenden Arbeit besteht darin, der extrem schnell wachsenden Trendsportart Inline-Skating aus biomechanischer Sicht näher zu kommen. Die vorliegende Arbeit ist somit der Aufklärung von mechanischen Belastungen und Beanspruchungen während des Inline-Skatings von Kindern gewidmet. Hierbei soll die Methode der Finiten Elemente zur Berechnung entsprechender Parameter verwendet werden. Im Mittelpunkt steht die Aufarbeitung, Systematisierung und Weiterentwicklung der Methode der Finiten Elemente für die Bewegungswissenschaft, mit deren Hilfe ein Großteil bisher bestehender Defizite im



Bereich mechanischer Belastungs- und Beanspruchungsanalysen aufgearbeitet und neue Betrachtungsweisen aufgezeigt werden können.

Das im Rahmen der vorliegenden Arbeit mittels der Methode der Finiten Elemente angewendete Mehrkörpermodell ermöglicht die Berechnung von mechanischen Belastungen und Beanspruchungen während der zu analysierenden Bewegungsabläufe. Von besonderem Interesse wird hierbei ein Landevorgang nach einem Inline-Skating-Sprung sein. Besonderes Augenmerk wird auf die im Bereich der kindlichen Kniegelenke entstehenden mechanischen Belastungen und Beanspruchungen gelegt. Aufgrund der Besonderheit dieser Bewegungsform sind nach Auffassung des Autors in der Landephase sehr hohe mechanische Belastungen sowie daraus resultierende hohe Beanspruchungen zu erwarten.

### **1.3 Vorgehensweise und Aufbau der Arbeit**

Die vorliegende Arbeit ist in zehn Kapitel gegliedert.

Im Anschluss an die Einleitung erfolgt eine Darstellung der Trendsportart Inline-Skating im Hinblick auf bereits durchgeführte Belastungs- und Beanspruchungsanalysen. Sie ist Gegenstand des zweiten Kapitels. Im Vordergrund steht die Aufarbeitung und Systematisierung des aktuellen Kenntnisstandes.

Kapitel drei stellt einen Überblick über die vorhandene Literatur dar, die sich mit Belastungs- bzw. Beanspruchungsanalysen in der Biomechanik beschäftigt und umfasst sowohl die Darstellung der bearbeiteten Fragestellungen als auch die Illustration der zur Analyse eingesetzten Methoden und Verfahren.

Kapitel vier widmet sich der detaillierten Aufarbeitung sowie der systematischen Darstellung der Methode der Finiten Elemente. Abschnitt eins führt in die Thematik dieser Methode mittels verschiedenartiger Beispiele aus diversen Wissenschaftsbereichen ein. Abschnitt zwei umfasst eine kurze Darstellung der historischen Entwicklung der FEM. Im dritten Abschnitt wird sowohl die Charakteristik als auch die Funktions- und Vorgehensweise der FEM dargestellt. Der letzte Abschnitt dieses Kapitels stellt schließlich die Methodik der Modellierung biologischer Systeme mittels FEM vor und illustriert diese anhand exemplarischer Veröffentlichungen sowohl im als auch außerhalb des Sports. Kapitel vier liefert mit

der Darstellung der FEM somit die theoretische Grundlage, die die erfolgreiche Bearbeitung der dieser Arbeit zugrunde liegenden Problemstellung ermöglicht.

Die aus den Kapiteln eins bis vier resultierenden Defizite werden in Kapitel fünf strukturiert und im Rahmen der eigentlichen Problemstellung der Arbeit formuliert.

Die Darstellung und Durchführung der eigentlichen empirischen Arbeit zur Beantwortung vorliegender Fragestellung sowie die Illustration des Untersuchungsdesigns bzw. der verwendeten Messmethoden wird in Kapitel sechs präsentiert. In einem ersten Schritt werden die Arbeitsschritte der FE-Belastungs- bzw. Beanspruchungsanalyse, einschließlich Untersuchungsdurchführung, Messverfahren zur Datenerfassung, Datenverarbeitung und Modellierung, veranschaulicht. Des Weiteren umfasst dieses Kapitel die Dokumentation und Diskussion der Ergebnisse, die sich an den Aspekten der Zielsetzung orientieren. Auf Grundlage der gewonnenen Erkenntnisse werden konkrete Vorschläge zur Belastungs- und Beanspruchungsreduktion abgeleitet.

Kapitel sieben liefert schließlich ein kurz gefasstes Resümee der gesamten Arbeit und bildet eine Zusammenfassung der zentralen Ergebnisse. Hierbei wird eine Gesamtbewertung vorgenommen, indem einzelne Ergebnisse differenziert bewertet werden und ihr Stellenwert für die allgemeine Forschungslage bestimmt wird. In einer abschließenden Betrachtung werden Perspektiven zur Anwendung der FEM in anderen sportpraktischen Bereichen dargestellt.

Während Kapitel acht die Dokumentation der zitierten Literatur vornimmt, enthält der in Kapitel neun verfasste Anhang Anlagen zur Anthropometrie sowie Tabellen- und Abbildungsverzeichnisse.

## **2 Belastungs- und Beanspruchungsanalysen beim Inline-Skating**

Im Rahmen dieses Kapitels wird eine Analyse derzeit bestehender Literatur hinsichtlich diverser Belastungen und Beanspruchungen beim Inline-Skating vorgenommen. Die vorliegende Literaturrecherche fokussiert biomechanische und sportmedizinische Untersuchungen. Es wird hierbei insbesondere das mechanische Belastungs- und Beanspruchungsgefüge genauer betrachtet.

Im Vordergrund der Aufarbeitung bestehender Literatur steht die Darstellung der bearbeiteten Fragestellungen, der zur Analyse des Inline-Skatings verwendeten Methoden und Verfahren sowie die Illustration der erzielten Resultate.

Die Auflistung erfolgt im Hinblick auf die den Studien jeweils übergeordnete Fragestellung, beginnend mit der Darstellung diverser Arbeiten bzgl. dokumentierter Verletzungserscheinungen, gefolgt von Studien zu biomechanischen Aspekten des Inline-Skatings in der Reihenfolge des Veröffentlichungsjahres bzw. in alphabetischer Reihenfolge bei Übereinstimmung des Veröffentlichungsjahres. Zur Darstellung eines realistischen Gesamtüberblicks wird auf erste wegweisende Analysen des Inline-Skatings bis in das Jahr 1990 zurückgegriffen.

### **2.1 Analysen bzgl. diverser Verletzungserscheinungen**

Die folgende Darstellung beinhaltet diverse Studien, die sich mit Verletzungserscheinungen während des Inline-Skatings beschäftigen. Die hierzu analysierten Fragestellungen sind sehr unterschiedlich, so dass die Trendsportart Inline-Skating im Hinblick auf deren Verletzungserscheinungen bereits unter folgenden Aspekten betrachtet wurde:

- Unfall- und Verletzungshäufigkeiten beim Inline-Skating, Skateboardfahren bzw. Roller-Skating (vgl. u. a. Lohmann, Pedersen und Pedersen (1990), Hilgert und Rueger (1999), Housian und Andersen (2000))
- Verletzungshäufigkeiten bei Inline-Skatern bzw. Ausdauer-Inline-Skatern (vgl. u. a. Schulz, Reifer, Nowak und Heck (1996 & 1998))

- Verletzungen und deren Verhütung beim Fitness-Skating, Jumping und Halfpipe-Skating (vgl. u. a. Jerosch, Heidjann, Thorwesten und Linnenbecker (1996))
- Verletzungsmuster, Verletzungsmechanismen und Lokalisationen auftretender Verletzungen beim Inline-Skating (vgl. u. a. Hilgert, Dallek, Radonich und Jungbluth (1996), Jerosch, Heidjann und Thorwesten (1998))
- Verletzungsmuster, und Verletzungsart von Spitzen-Eishockeyspielern auf Schlittschuhen bzw. Inline-Skates (vgl. u. a. Hutchinson, Milhous und Gapski (1998))
- Epidemiologie von Verletzungen beim Inline-Skating und Möglichkeiten zur aktiven und passiven Verletzungsprophylaxe (vgl. u. a. Adams, Wyte, Paradise und Delcastillo (1996), Hofmann und Tambornino (1996))
- Wirksamkeit von Handgelenkschützern für die Verhütung von Handgelenkfrakturen während des Inline-Skatings (vgl. u. a. Dufek, Thormaehlen und Ostendorf (1999))
- Risikogruppen, Unfallmechanismen und die protektive Wirkung der Schutzausrüstung (vgl. u. a. Schieber, Branche-Dorsey, Ryan, Rutherford, Stevens und O´Neil (1996), Jerosch, Heidjann, Thorwesten und Linnenberger (1997), Hilgert (1998) )
- Lokalisationen von Verletzungen beim Inline-Skating, deren Ursachen und deren altersbedingte Risikogruppen (vgl. u. a. Eingartner, Jockheck, Krackhardt und Weise (1997), Hackl, Benedetto, Hausberger und Fink (1997))
- Überlastungsschäden beim Inline-Skating (vgl. u. a. Dingerkud (1998) )
- Populationsbezogene Verletzungen und Praktiken beim Inline-Skating (vgl. u. a. Heitkamp, Horstmann und Schalinsky (2000))
- Verletzungen der unteren Extremitäten während der Inline-Skatings (vgl. u. a. Melanga und Smith (1996))
- auftretende Verletzungen bei Inline-Skating-Anfängern im Alter von 20 bis 30 Jahren (vgl. u. a. Jaffe, Dijkers und Zametis (1997))
- Häufigkeit der in den verschiedenen Körperregionen des menschlichen Körpers auftretenden Verletzungen beim Inline-Skating (vgl. u. a. Calle & Eaton (1993))

- Verletzungshäufigkeit bei jugendlichen und erwachsenen Inline-Skatern (vgl. u. a. Grimm & Schmidt (1999), Hutten und Mulder (1999), Neelemann, Carol und Leenen (1999), Schulz, Reiffer und Heck (1999))
- Durch Inline-Skating-Unfälle bedingten Frakturen bei Kindern (vgl. u. a. Mitts und Henrikus (1996))
- Sporttraumatische Profile von Inline-Skatern im Alter von 8 bis 53 Jahren (vgl. u. a. Spicer, Mullins und Wexler (1996), Heidjann (1998))
- Analyse des Gebrauchs von Schutzbekleidung, Gründe für deren Verzicht, Verletzungs- und Sturzmuster sowie Bremstechniken (vgl. u. a. Young, Seth und Mark (1998))

## **2.2 Analysen bzgl. biomechanischer Fragestellungen**

Die folgende Darstellung beinhaltet die Illustration diverser Studien, die sich mit biomechanischen Fragestellungen des Inline-Skatings beschäftigen. Hierzu wurden biomechanische Aspekte des Inline-Skatings unter folgenden Gesichtspunkten untersucht:

- Auswirkungen der Belastungen des Inline-Skatings auf den passiven Bewegungsapparat (vgl. u. a. Mahar, Derrick, Hamill und Caldwell (1997))
- Inline-Skating als physiotherapeutisches Werkzeug zur Wiederherstellung bzw. Erhaltung anatomisch deformierter Beinachsenstellungen (vgl. u. a. Brzobohaty (1998), Brzobohaty (2001))
- Einfluss zweier unterschiedlicher Inline-Skate-Schuh-Typen aus dem Fitness- und Freizeitbereich auf den Bewegungsablauf und die Muskelaktivität bei zwei unterschiedlichen Geschwindigkeiten (vgl. u. a. Stallkamp (1998))
- Analyse der Skating-Technik für Geradeausläufe (vgl. u. a. Allinger und Bogert (1997))
- Muskelaktivität in den Slalomkurven beim alpinen Skilauf sowie beim Inline-Skating (vgl. u. a. Zeglinsky, Swanson, Self und Greenwald (1998))
- Belastungsanalyse des Haltungs- und Bewegungsapparat während des Inline-Skatings (vgl. u. a. Jerosch, Heidjann und Thorwesten (1998))

- Auswirkungen des Inline-Skatings auf den aktiven Bewegungsapparat (vgl. u. a. Heidjann und Nicol (1999), Pfeifer, Vogt, Alex und Banzer (1999))
- Auswirkungen von Handgelenkschutzschienen auf die Belastung des distalen Teils der Unterarmknochen (vgl. u. a. Giacobetti, Sharkey, Bos-Giacobetti, Hume und Taras (1997))
- Pantare Druckverteilung beim Inline-Skating auf Geraden (vgl. u. a. Eils und Jerosch (2000))
- Druckverteilung im Inline-Skateschuh (vgl. u. a. Stallkamp und Nitsche (1998)).

Entsprechend der explosionsartigen Entwicklung der Sportart Inline-Skating wurden im Laufe der letzten Jahre diverse Untersuchungen durchgeführt. Mittels dargestellter Studien lässt sich die sportwissenschaftliche Betrachtung hierbei im Wesentlichen in drei Themenkomplexe aufgliedern.

Der erste Bereich umfasst die Messung physiologischer Parameter wie beispielsweise die Bestimmung kardiopulmonaler Effekte während des Inline-Skatings und dem anschließenden Vergleich mit anderen Ausdauersportarten. Dieser Bereich nimmt einen wesentlichen Teil derzeit vorliegender Studien ein. Da es sich hierbei nicht um mechanische, sondern vielmehr um kreislauforientierte Belastungen und Beanspruchungen handelt, wurde dieser Themenkomplex aufgrund vorliegender Fragestellung nicht ausdifferenziert dargestellt. Studien finden sich u.a. bei Carroll, Bacharach, Kelly, Rudrud & Karns (1993), Snyder, O'Hagan, Clifford, Hoffmann & Forster (1993), Schulz, Rautenberg, Horn & Heck (1998), Kaiser, Schaar & Platen (1999) sowie bei Baum, Hoy, Fischer, Leyk, Schmidt & Essfeld (1999).

Der zweite Themenkomplex beinhaltet Verletzungserscheinungen beim Inline-Skating in Folge von Stürzen und Unfällen. Hierzu durchgeführte Studien beschäftigen sich im Wesentlichen mit den auftretenden Verletzungslokalitäten. Die Mehrzahl der Untersuchungsergebnisse konnte hierbei aufzeigen, dass die Beanspruchung beim Inline-Skating im Bereich der unteren Extremitäten deutlich größer als im Bereich der oberen Extremitäten ist. Des Weiteren konnte nachgewiesen werden, dass sowohl Belastungen als auch Beanspruchungen von der jeweiligen Fahrgeschwindigkeit sowie vom Untergrund abhängen. Entsprechend der Mehrzahl der Untersuchungen werden derartige Verletzungen insbesondere

durch mangelnde Fahr- und Bremstechniken aber auch durch den Verzicht auf entsprechende Schutzausrüstung begründet.

Der dritte und betragsmäßig mit großem Abstand kleinste Betrachtungskomplex umfasst biomechanische Fragestellungen des Inline-Skatings. So finden sich biomechanische Fragestellungen, die Belastungen bzw. Beanspruchungen bestimmter Systeme außerhalb diverser Sturzsituationen betrachten, ausschließlich in Einzelfällen.

Der Literaturüberblick verdeutlicht somit, dass hinsichtlich biopositiver Auswirkungen des Inline-Skatings auf das Herz-Kreislauf-System einige Studien existieren. Bezüglich der Auswirkungen auf die Haltungs- bzw. Bewegungsorgane hingegen finden sich fast ausschließlich Mitteilungen über die Inzidenz von akuten Verletzungen. Konkrete Aussagen zu Überlastungsschäden, insbesondere im Kindes- und Jugendalter, sowie zugrunde liegende Gelenkbelastungen und -beanspruchungen fehlen jedoch weitgehend. Aussagen über Auswirkungen diverser Bewegungsformen des Inline-Skatings auf den gesamten Bewegungsapparat hinsichtlich Belastungen sowie weitere Aussagen zu resultierenden Beanspruchungen in diversen, dynamischen Situationen sind daher rein spekulativ. Auch der Probandenkreis der Kinder und Jugendlichen, der mit 77% die stärkste Gruppe der Inline-Skater darstellt und darüber hinaus die am höchsten gefährdete Interessensgemeinschaft ist, wird nur in vereinzelten Studien gesondert betrachtet. So wurde deutlich, dass die wissenschaftliche Auseinandersetzung mit der relativ jungen, sich sehr rasch entwickelnden Sportart „Inline-Skating“ bzgl. biomechanischer Fragestellungen, insbesondere im Kindes- und Jugendalter, einen ganz wesentlichen Mangel darstellt.

Die vorliegende Arbeit ist in genau diesem defizitären Bereich platziert. Sie soll ihren Teil dazu beitragen, diesen Mangel im Bereich biomechanischer Fragestellungen anzugehen. Obwohl diverse, o.g. Studien aufzeigen konnten, dass mechanische Belastungen im Bereich der unteren Extremitäten während des Inline-Skatings geringer sind als während des gewöhnlichen Laufens, ist beispielsweise beim sog. Agressive Skating anzunehmen, dass in Folge der dort durchgeführten Sprünge wesentlich höhere mechanische Belastungen und Beanspruchungen auftreten. Um das Inline-Skating im Hinblick auf derartige Belastungen und Beanspruchungen bei Sprüngen detaillierter zu analysieren, bedarf es neben hohen Rechnerpotentialen

insbesondere gewisser Strategien ihrer Verwendung. Diese werden in den beiden nächsten Kapiteln dargestellt und diskutiert.



### **3 Belastungs- und Beanspruchungsanalysen in der Biomechanik**

Ein wesentliches Forschungsgebiet der Biomechanik des Sports liegt im Bereich der Leistungsoptimierung sowie der Prävention. Um aber sowohl optimierend als auch präventiv wirken zu können, muss das Verhältnis von Belastung und Beanspruchung ermittelt werden. Ein Ziel dieses Forschungsfeldes stellt daher die Gewinnung von Information über die während sportlicher Bewegungen im Körper auftretenden Belastungen sowie die Ermittlung der daraus resultierenden Beanspruchungen dar. Hierzu wurden bislang ganz unterschiedliche Methoden angewendet. Dieses Kapitel beinhaltet eine differenzierte Betrachtung, wie die Problematik der Bestimmung von Belastungen und Beanspruchungen in den bisher verwendeten Analyseverfahren der Biomechanik angegangen wurde. Abschnitt eins dieses Kapitels stellt auf direkten Messungen basierende Verfahren bisher durchgeführten Analysen zur Bestimmung diverser Belastungs- und Beanspruchungsparameter dar. Einen Überblick über Belastungs- und Beanspruchungsanalysen, die modellorientiert durchgeführt wurden, liefert Abschnitt zwei. In beiden Fällen werden zunächst zugrunde liegende physikalische Gesetzmäßigkeiten, bearbeitete Fragestellungen, konkrete Vorgehensweisen sowie erzielte Resultate explizit aufgezeigt. Ziel dieses Kapitels ist es zu zeigen, welche Eigenschaften diese Verfahren aufweisen, welche Aussagemöglichkeiten sich ergeben und welche Einschränkungen zu beachten sind. Aufgrund dieser Analyse soll dann expliziert werden, welcher Gewinn durch den Einsatz der Methode der Finiten Elemente für Belastungs- und Beanspruchungsanalysen sportlicher Bewegungen zu erwarten ist.

Die Auflistung erfolgt im Hinblick auf die den Studien jeweils übergeordnete Fragestellung in der Reihenfolge des Veröffentlichungsjahres bzw. in alphabetischer Reihenfolge bei Übereinstimmung des Veröffentlichungsjahres. Aufgrund der Vielzahl durchgeführter, modellorientierter Studien zur Thematik von Belastungen erhebt die Auflistung dargestellter Studien keinen Anspruch auf Vollständigkeit, sondern dient vielmehr der Illustration der mittels etablierter Methoden bearbeiteten bzw. bearbeitbaren Problemkomplexe.

### **3.1 Auf direkter Messung basierende Analysen**

Einen Ansatz zur Bestimmung von Belastungen und Beanspruchungen stellen in-vivo-Messungen dar. Sie ermöglichen das direkte Messen von Kräften bzw. Momenten an biologischen Strukturen durch in Sehnen implantierte Kraftsensoren. Diese Strategie wendeten beispielsweise Komi, Salonen, Järvinen und Kokko (1987) an. Hierzu wird eine mit Kraftsensoren bestückte "E"-förmige Spange an der Achillessehne befestigt, um die dort auftretenden Kräfte messbar zu machen. In einer weiteren Untersuchung wendeten Fukashiro, Komi, Järvinen und Miyashita (1993) dieses Messverfahren zur Messung der an der Achillessehne wirkenden Belastungen während verschiedener Vertikalsprünge an.

Weitere in-vivo-Messungen an gesunden Probanden sind innerhalb der Biomechanik des Sports in der Literatur nicht zu finden. Die enorm seltene Anwendung dieser Methode ist auf verschiedene Ursachen zurückzuführen. Neben ethischen Gesichtspunkten ergeben sich enorme technische Probleme wie zum Beispiel Implantationsschwierigkeiten bzw. erhebliche Rückwirkungen auf den Probanden. So werden derartige Experimente meist an Leichen vorgenommen, wobei mittels in Gelenken implantierter Messsonden bzw. Messfolien der Druck auf die Gelenkflächen bei vorgegebenen äußeren Bedingungen gemessen wird. Neben sehr starken Veränderungen der Struktur der Gelenke aufgrund der Einbringung der Messgeräte, dienen diese Verfahren ausschließlich der Messung in der Statik. Analysen diverser Belastungsverläufe während eines Bewegungsablaufes bzw. Beanspruchungsmessungen unter sportlichen Gesichtspunkten sind auf diesem Wege nicht möglich. So bilden derartige Untersuchungen eher die Ausnahme.

### 3.2 Auf Modellen basierende Analysen

Eine Alternative zur Bestimmung von Belastungen sowie resultierender Beanspruchungen während eines Bewegungsablaufes stellt die Methode der Modellierung und Berechnung dar. Hierzu werden geeignete Modelle des menschlichen Körpers entwickelt, die es ermöglichen, den Bewegungsablauf möglichst genau zu erfassen und darzustellen. Auf diese Weise können u. a. Belastungs- und Beanspruchungsprobleme nachgestellt und gelöst werden. In der Biomechanik des Sports wurden in den letzten Jahrzehnten eine Reihe verschiedener Modelle des menschlichen Körpers entwickelt und angewendet. Abbildung 2 stellt vier biomathematische Modelle des menschlichen Körpers dar.

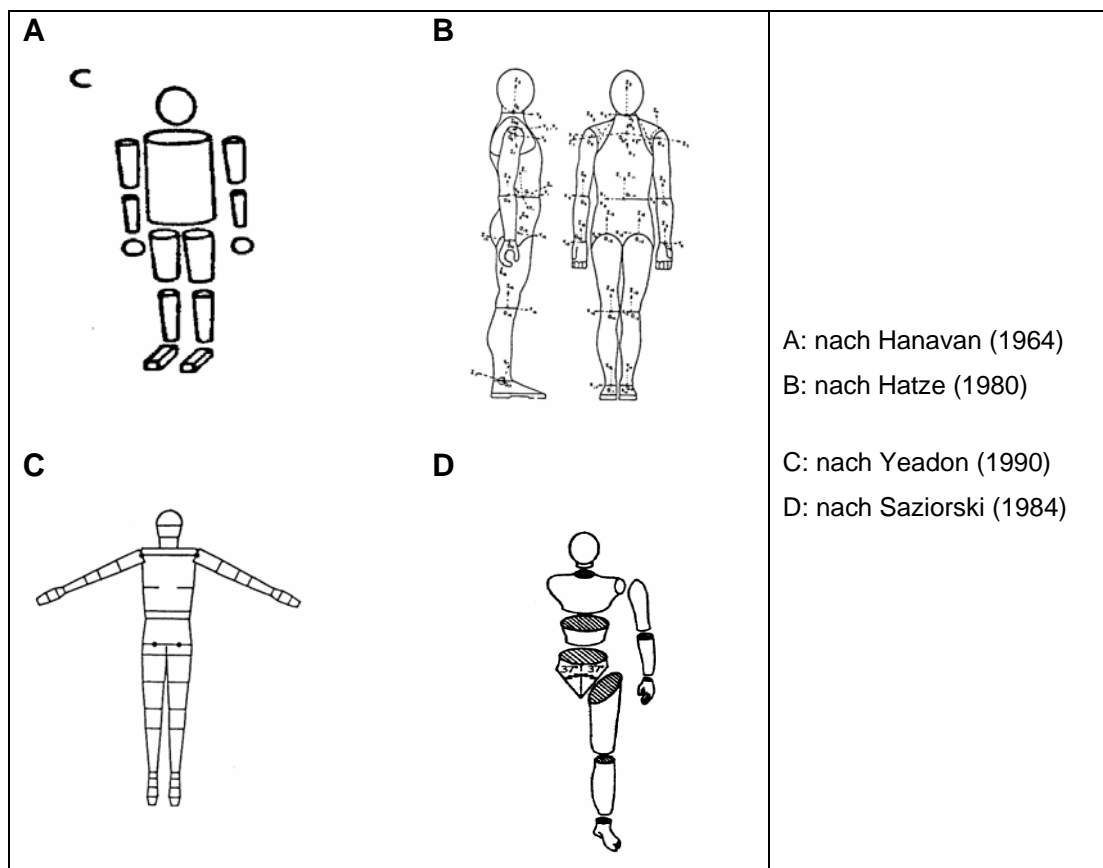


Abb. 2: Biomathematische Modelle des menschlichen Körpers (vgl. Preiß 1987, S. 43-44 und Zatsiorski 1984, S. 34)

Diese biomechanischen Ersatzmodelle des menschlichen Bewegungsapparates sind aufgrund ihres mechanischen Ansatzes prinzipiell der inversen bzw. der direkten Dynamik zuzuordnen. Die Dynamik beschreibt hierbei die auf eine Masse durch angreifende Kräfte wirkende Beschleunigung. Ist dagegen die Beschleunigung eines Körpers bekannt, so können die auf ihn wirkenden Kräfte berechnet werden (vgl. Krebs 1995, S. 8). Auf dieser Umkehrung (Inversrechnung) der Dynamik beruht die Strategie der inversen Dynamik.

Der Schwerpunkt der inversen Dynamik liegt auf der Analyse einer real stattgefundenen Bewegung mit dem Ziel, interne Kräfte bzw. Momente zu bestimmen. Als Basis der inversen Dynamik dient hierbei ein dynamisches Modell. Dieses liefert die vollständige kinematische Beschreibung aller Modellkörper. Somit können die Bewegungsgleichungen aufgestellt werden. Von den in diesen Gleichungen auftretenden Variablen können folgende empirisch ermittelt werden:

- Die Massen- und Trägheitsmomente der einzelnen Segmente;
- die Beschleunigungen der einzelnen Segmente;
- die wirkenden äußeren Kräfte.

Während das Messen der äußeren Kräfte vor allem die Gewichtskraft bzw. die Bodenreaktionskraft betrifft, werden Beschleunigungen folgendermaßen ermittelt:

- Aus direkten Messungen;
- aus indirekten Messungen.

Die direkten Messungen werden mit Hilfe von Beschleunigungsmessern, indirekte Messungen werden mittels optischer bzw. akustischer Gelenkwinkelmessungen durchgeführt. Um die Beschleunigungswerte bei indirekten Messungen zu bestimmen, werden zweimalige Zeitableitungen gebildet.

Diese empirisch ermittelten Daten werden als bekannte Variable in die Bewegungsgleichungen eingesetzt. Durch Auflösung des gesamten Gleichungssystems nach den Gelenkmomenten zu jedem gemessenen Zeitpunkt können deren Zeitverläufe berechnet werden.

Um das nun bestehende Redundanzproblem zu lösen und auf die inneren Belastungen schließen zu können, müssen die Gesamtmomente über die Hebelarme in die einzelnen Kräfte, die die Muskeln aufbringen, zerlegt werden (Subke, 1996, S. 4). Wesentlich für die Methode der inversen Dynamik ist die Tatsache, dass die durch innere Strukturen, wie zum Beispiel Bänder und Muskeln, ermittelten Momente von denen durch Trägheitskräfte und äußere Einwirkungen verursachten Momenten

abgetrennt werden können. Aufgrund der Vorgehensweise dieser Methode sind Vorhersagen allerdings nicht möglich (vgl. Günther 1997, S. 15).

Zusammenfassend ermöglicht die inverse Dynamik Fragen nach Kräften bzw. Momenten an interessierenden Bezugspunkten aus kinematischen, dynamometrischen und anthropometrischen Parametern direkt zu beantworten.

Schematisch vereinfacht lässt sich das gesamte Vorgehen dieser Strategie in folgendem Diagramm darstellen:

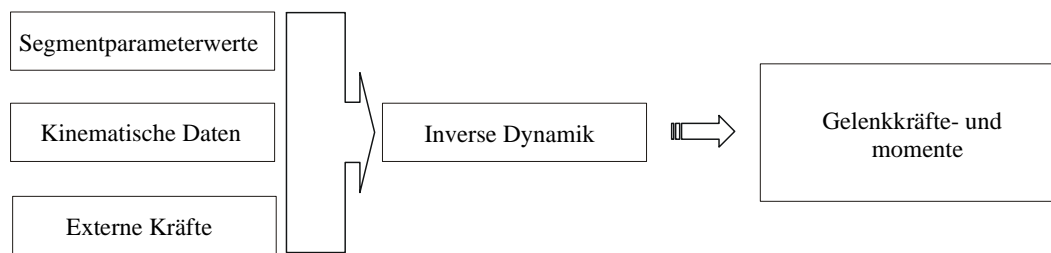


Abb. 3: Flussdiagramm der inversen Dynamik

Jede Bewegung eines Systems, dessen Ausgangsposition gegeben ist, kann entsprechend obiger Darstellung durch eine bestimmte Anzahl von Bewegungsgleichungen vollständig beschrieben werden. Die direkte Dynamik ist dabei eine Rechenmethode, die die auf ein formuliertes Modell wirkenden Kräfte und Momente vorgibt und über Integration der Bewegungsgleichungen dessen Trajekturen erzeugt. Wichtig ist dabei, die biomechanischen Zwangsbedingungen, denen der menschliche Körper unterliegt sowie die mechanischen Eigenschaften der Kontaktstellen bei den Wechselwirkungen des Körpers mit seinen jeweiligen Umgebungen eindeutig zu beachten.

Zusammenfassend bieten direkt-dynamische Systeme somit die Möglichkeit, Vorgänge aus der Realität theoretisch und gefahrlos untersuchen zu können. Simulationen können außerdem in erheblich kürzerer Zeit als praktische Experimente durchgeführt werden (vgl. Preiß 1987, S. 11). Des Weiteren bieten Simulationen die Möglichkeit, Versuche zur Machbarkeit neuer Bewegungen durchzuführen. Die gezielte Variation der Parameter ermöglicht insbesondere eine Abschätzung des Einflusses dieser Parameter auf die Gesamtbewegung.

Schematisch vereinfacht lässt sich das gesamte Vorgehen dieser Strategie in folgendem Diagramm darstellen.

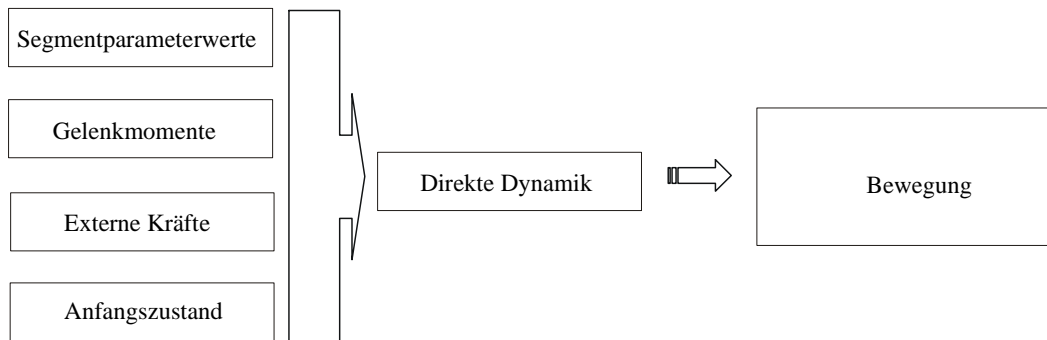


Abb. 4: Flussdiagramm der direkten Dynamik

Im Rahmen des folgenden Abschnitts wird das Spektrum bisher durchgeführter Analysen auf Basis der direkten bzw. der inversen Dynamik zur Berechnung von Belastungen und Beanspruchungen während diverser Bewegungen dargestellt. Ziel ist es zu zeigen, welche Eigenschaften die modellorientierten Verfahren aufweisen, welche Fragestellungen bearbeitet wurden, welche Aussagemöglichkeiten sich ergeben und welche Einschränkungen zu beachten sind. Die kategorische Einordnung der einzelnen Studien erfolgt jeweils im Hinblick auf die der Studie übergeordnete Fragestellung, wobei grundsätzlich zwischen modellorientierten Analysen unter Verwendung direkt-dynamischer Modelle und modellorientierten Analysen unter Verwendung invers-dynamischer Modelle unterschieden wird.

### 3.2.1 Modellorientierte Analysen unter Verwendung direkt-dynamischer Modelle

Eine Reihe modellorientierter Analysen der Biomechanik wurden unter Verwendung invers-dynamischer Modelle sowohl unter dem Aspekt der Berechnung als auch der Optimierung diverser Belastungs- und Beanspruchungsprofile durchgeführt. Im Folgenden werden exemplarisch drei, in engem Kontext zur Fragestellung der vorliegenden Arbeit stehende, Veröffentlichungen herausgegriffen und deren methodisches Vorgehen explizit dargestellt.

Gruber (1987) entwickelte hierbei ein Modell zur Bestimmung der mechanischen Belastung des menschlichen Körpers bei Bewegungsabläufen mit hohen Beschleunigungen. Zur Berechnung der resultierenden Kräfte und Momente, die während solcher Bewegungsabläufe im menschlichen Körper auftreten, wurden Knochen als starre Teilkörper und Weichteile als gedämpft-elastische, dem Knochen gegenüber verschiebbare und drehbare, angekoppelte „Schwabbelmassen“

modelliert. Die am Beispiel eines Standhochsprungs mit Landung auf der Ferse experimentell gewonnenen Daten wurden als Eingabegrößen für das invers-dynamische Modell verwendet und dienen der Simulation des Bewegungsablaufs. Auf der Basis durchgeführter Simulationen konnten erstmals für einen Bewegungsablauf mit hohen Beschleunigungen Kräfte und Momente im Hüft- und Kniegelenk zuverlässig bestimmt werden.

Böhm (1997) ging der Frage nach, ob die Riesenfelge am Reck mit einem Modell simuliert werden kann. An der Sporthochschule Köln wurden hierfür Riesenfelgen von Turnern am Reck zunächst experimentell untersucht. Dabei wurden Videoaufnahmen des Reckturners und Kraftmessungen an der Reckstange durchgeführt, wobei es in diesem Fall insbesondere um vorbereitende Riesenfelgen für nachfolgende Abgänge ging. Die Daten dieser Untersuchung dienten als Grundlage der Modellsimulation. Das hierfür entwickelte, aus sechs Körpersegmenten bestehende Modell, das die Weichteile des Menschen als angekoppelte „Schwabbelmassen“ einbezieht, wurde verwendet, um mittels invers-dynamischer Berechnungen die Gelenkmomente eines Turners zu bestimmen. Diese gewonnenen Daten verwendete der Autor als Eingabedaten bei der Anwendung der direkten Dynamik. Insbesondere für den Abgang vom Reck lagen keine experimentellen Vergleichsdaten vor, so dass mit dem Turnermodell zunächst ein Niedersprung aus 35 cm Höhe auf eine Kraftmessplatte nachgerechnet werden musste. Bei der Simulation eines Niedersprunges konnten die visko-elastischen Eigenschaften der Bodenkraft nicht mit den Standard Kontaktkraftelementen für starre Körper modelliert werden. Der charakteristische Verlauf der gemessenen Bodenreaktionskraft wurde in der Simulation mit einer selbst programmierten Kontaktkraft nachgebildet. Zur anschließenden Simulation wurde das kommerzielle Programmpaket DADS verwendet, so dass mit der entwickelten elastischen Reckstange sowie dem bestehenden Schwabbelmassenmodell die Bodenkräfte beim Abgang vom Reck zuverlässig simuliert werden konnten.

Mit der Untersuchung von Gelenkmomenten, mechanischer Leistung und mechanischer Arbeit in den unteren Extremitäten bei verschiedenen Sprungübungen befassten sich Arampatzis, Brüggemann und Schade (1998). Die Untersuchungen bezogen sich sowohl auf Countermovement Jumps als auch auf Drop Jumps,

Hürdensprünge, einbeinige Sprünge und Sprungläufe. Die Bewegungen der unteren Extremitäten der neun Probanden wurden hierbei mit zwei Kameras (240 Herz), die Bodenreaktionskräfte mit einer Kraftmessplatte von Kistler (960 Herz) registriert. Zur Berechnung der Gelenkmomente und der mechanischen Leistung wurde schließlich ein dreidimensionales, kinetisches Modell entwickelt. Dabei wurden die unteren Extremitäten (Fuß, Unter- und Oberschenkel) durch ein dreigliedriges System von starren Körpern modelliert, die jeweils durch zwei Kugelgelenke verbunden sind. Für die Berechnung der relativen Massen und der Trägheitscharakteristika der drei Segmente wurde das Modell von Zatsiorsky et al. benutzt. Hüft-, Knie- und Fußgelenkmomente sowie die mechanische Leistung im Fuß- und Kniegelenk konnten schließlich mit Hilfe der inversen Dynamik berechnet. Mit dem auf diesen Eigenschaften basierenden Modell wurde eine Abschätzung der muskulären Beanspruchung der unteren Extremitäten auf der Grundlage mechanischer Parameter im Sprung-, Knie- und Hüftgelenk bei fünf verschiedenen Sprungübungen vorgenommen. Insbesondere betrachteten die Autoren das Verhalten der mechanischen Parameter in Abhängigkeit von zwei unterschiedlichen Anweisungen („so hoch und so weit wie möglich“ bzw. „so schnell wie möglich“). Die Autoren fanden heraus, dass die Leistungssportler während der schnellen Bewegungsausführung eine höhere Muskelsteifigkeit aufweisen, was zu einer größeren, positiven mechanischen Leistung führte. Die Intensität der Beanspruchung wurde durch die schnelle Ausführung in den Muskeln, die im Fußgelenk wirken, ebenfalls höher. Mit der Ausführung „so hoch bzw. so weit wie möglich“ wurden mehr die kontraktile Elemente des Muskelsehnenkomplexes belastet, da die erzeugte positive mechanische Arbeit aufgrund des größeren Arbeitsweges signifikant höhere Werte zeigte.

Weitere modellorientierte Analysen unter Verwendung invers-dynamischer Modelle finden sich u.a. bei Zernicke et al. (1991), Krabbe (1994), Arampatzis (2000), Eng & Winter (1995), Peikenkamp (1996), Glitsch und Baumann (1997), Natrup (1997), Komistek et al. (1998), Fritzsche (2001).



### 3.2.2 Modellorientierte Analysen unter Verwendung direkt-dynamischer Modelle

Eine Reihe modellorientierter Analysen der Biomechanik wurden unter Verwendung direkt-dynamischer Modelle sowohl unter dem Aspekt der Berechnung als auch der Optimierung diverser Belastungs- und Beanspruchungsprofile durchgeführt. Im Folgenden werden drei, in engem Kontext zur Fragestellung der vorliegenden Arbeit stehende, Veröffentlichungen herausgegriffen und deren methodisches Vorgehen explizit dargestellt.

Widmayer (1995) verwendete in ihrer Studie "Computersimulationen mit biomechanischen Mehrkörpermodellen und Fuzzy-Regelung zur Untersuchung der Bewegungskoordination am Beispiel Standhochsprung" ein Modell des Menschen, bestehend aus vier ebenen starren Körpern, die durch drei Scharniergelenke miteinander verbunden sind. Diese Anordnung repräsentiert sowohl das Hüft-, als auch das Knie- und Sprunggelenk. Mit dem Ziel, Standhochsprünge zu simulieren, wurden zunächst die Gesamtmomente in den einzelnen Gelenken unter stark vereinfachten Annahmen berechnet. Da keine Messdaten als Simulationsinput eingehen sollten, wurde mit Bewertungsfunktionen gearbeitet, die die spezielle Bewegung auszeichnen. Darauf basierend wurde mit genetischen Algorithmen die Regelbasis des Fuzzy-Systems für die gewählte Bewegungsaufgabe optimiert. Hieraus konnte eine Reproduktion der wesentlichen Eigenschaften des maximalen Standhochsprungs simuliert werden. Im Falle des maximalen Standhochsprungs war das wichtigste Optimierungskriterium die Sprunghöhe und ohne weitere Vorgaben konnten folgende Charakteristika der Bewegung in Übereinstimmung mit dem Modelloriginal simuliert werden: Die Dauer der Beschleunigung betrug ca. 200 ms, begann mit der Aufwärtsbewegung des Rumpfes und endete mit dem Abheben des Fußes. Der Gesamtkörperschwerpunkt überwand hierbei bzgl. der Standhöhe 0.4m Höhe. Während der Beschleunigungsphase zeigte sich eine annähernd konstante Bodenreaktionskraft und die Zeitabfolge der Bewegung der Segmente von proximal zu distal war ebenfalls richtig koordiniert, außerdem zeigte die Simulation entsprechend des Modelloriginals ein gleichzeitiges Erreichen der maximalen Winkelgeschwindigkeiten der einzelnen Segmente.

In ihrer Arbeit „Entwicklung eines virtuellen Minitrampolins als Grundlage für die Simulation von Absprungvorgängen“ analysierten Brunke & Schiebl (2003) erstmals Absprünge auf dem Minitrampolin unter Verwendung der direkten als auch der inversen Dynamik. Hierzu wurde ein differenziertes MKS-Modell des Minitrampolins entwickelt und unter den Aspekten der Abstraktion und Verfälschung, der Validierung und Gültigkeit, der Prognose- und Erklärungsfähigkeiten sowie möglicher Weiterentwicklungsmöglichkeiten thematisiert. Das Ziel der MKS-Modellbildung bestand in der Nachbildung der charakteristischen Eigenschaften eines Minitrampolins. Aufgrund der elastischen Beschaffenheit des Sprungtuches gestaltete sich der Aufbau als reines Starrkörpersystem sehr aufwendig. Zur Modellierung griffen die Autoren daher auf die Implementierung sog. Superelemente zurück. Auf diese Art und Weise entstand ein Modell mit starrer Rahmenkonstruktion und mehrfach gekoppelten Feder-Dämpfer-Elementen als Verbindungsstruktur, das sowohl zugfest ist als auch Scher-, Torsions- und Biegebewegungen ermöglicht. Das MKS-Modell des Minitrampolins wurde in Verbindung mit einem MKS-Modell des menschlichen Körpers nach Hanavan (1964) eingesetzt, um Hinweise auf die Frage zu erhalten, wie Beuge- und Streckbewegungen beim Tuchkontakt gestaltet werden müssen, um eine möglichst große Sprunghöhe zu erreichen. Hierzu wurden Simulationen von drei grundlegenden Absprungmöglichkeiten (Absprung ohne Beinbewegung, Sprünge mit Beinbewegung, Sprünge mit Beinbeugung vor Kontaktaufnahme mit dem Tuch und folgender Streckung während des Tuchkontaktes) herangezogen. Die aus der Simulation resultierenden Ergebnisse zeigen, dass die größte Tuchauslenkung auch zur größten Sprunghöhe führt. Die größte Tuchauslenkung wird dadurch erreicht, dass in der Eintauchphase die Beine gestreckt werden. In der aufsteigenden Tuchphase wird der Körper dann vom Tuch „geworfen“. Die Autoren hoben außerdem hervor, dass die Fallhöhe in keiner Simulation erreicht wurde. Als Gründe weisen sie darauf hin, dass Aktionszeiträume in den Gelenken in der Realität zeitlich versetzt stattfinden (proximal-distale Abfolge) und dass Aktionen im Sprunggelenk bislang unberücksichtigt blieben. Zudem gelang keine Simulation eines Sprunges ohne resultierende Rotation, was nach Ansicht der Autoren die Implementierung eines Algorithmus zur KSP-Regelung während der Tuchkontaktphase nahe legt.

In seiner Arbeit „Computergestützte Optimierungsanalyse einer fundamentalen Fertigkeit im Gerätturnen - ein Gewinn für die Sportpraxis? “ analysierte Bächle (2004) die Technik des Kippaufschwungs vorlings vorwärts am Reck auf der Basis starrer Mehrkörpersysteme und direkter Dynamik unter dem Aspekt der Optimierung der Bewegung. Die Bewegungsaufgabe bestand darin, den Körper aus einer Ausgangsstellung, einer spezifischen Hangposition (Kopf-unten-Position), in eine Endposition (Kopf-oben-Position), zu verlagern. Die Optimierung erfolgte unter Verwendung eines in Matlab codierten modellbasierten Optimierungsalgorithmus in Verbindung mit Simulink und einer MKS-Simulationssoftware. Die ermittelten Lösungen, die in einer erfolgreichen Bewegungsausführung resultieren, wurden daraufhin mit einer Clusteranalyse ausgewertet. Die bei der Analyse der Technik des Kippaufschwungs vorlings vorwärts am Reck erzielten Ergebnisse zeigten hierbei auf, dass eine vom Turner durchgeführte aktive Hüftstreckung nicht determinierend für ein erfolgreiches Lösen der Bewegungsaufgabe ist, da ein Kippaufschwung auch gänzlich ohne Hüfteinsatz möglich ist. In jedem Fall ist jedoch ein Mindestmaß an Kräfteinsatz im Schulterbereich notwendig. Ohne ausreichende Kraftvoraussetzung und ohne koordinierten Kräfteinsatz im Schultergelenk kann der Kippaufschwung nicht gelingen. Zusätzlich ist die dem Kippstoß häufig zugeschriebene Funktion der Hubpendelverkürzung nach Auswertung der Lösungen nicht ersichtlich. Vielmehr ist davon auszugehen, dass in erster Linie die (Stemm-)Aktion der Arme den Kippaufschwung gelingen lässt, während eine unkoordinierte aktive Öffnung der Hüfte ein Scheitern der Bewegungsaufgabe verursachen kann.

Weitere modellorientierte Analysen unter Verwendung direkt-dynamischer Modelle finden sich u.a. bei Audu und Davy (1988), Herzog et al. (1994), Spägele (1996), Subke (1996), Günther (1997), Spägele et al. (1999), Bobbert und Van Zandwijk (1999), Bobbert (2001), Hatze (1976 & 2001) bzw. Kaplan und Heegaard (2001).

Der Literaturüberblick verdeutlicht, dass sowohl die Methode der direkten als auch der inversen Dynamik, die eine Starrkörpermodellierung beinhalten, in biomechanischen Studien zur Bestimmung von Belastungs- und Beanspruchungsparametern während der unterschiedlichsten Bewegungen häufig eingesetzte Verfahren sind, deren Anwendung bzgl. vielfältiger Fragestellungen insbesondere für die Bewegungswissenschaft wertvolle Erkenntnisse liefert. Ergebnisse der o.g. Studien beziehen sich hierbei sowohl auf die Berechnung als

auch auf die Optimierung von Belastungs- bzw. Beanspruchungsparametern während diverser Bewegungen. Auffällig ist, dass alle betrachteten Studien stets Aussagen über interessierende Belastungen im Hinblick auf ein punktbezogenes Gelenk, nicht aber auf eine Gelenkfläche zu treffen vermögen. Wenngleich in diversen Studien von Beanspruchungen die Rede ist, so handelt es sich hierbei nicht um individuelle, aus Belastungen resultierende Beanspruchungen wie sie in vorliegender Arbeit ausdifferenziert definiert wurden<sup>1</sup>, sondern vielmehr um die aus der jeweiligen Bewegung resultierenden Belastungen der entsprechenden Struktur. Werden die zugrunde liegenden physikalischen Gesetzmäßigkeiten einer Starrkörpersimulation mittels inverser bzw. direkter Dynamik entsprechend o.g. Darstellung genauer betrachtet, so ist der Grund einer fehlenden Beanspruchungsberechnung darin zu suchen, dass die Methode der Modellierung mittels Starrkörpern hierbei an ihre Grenzen stößt. In vielen Fällen reichen Ansätze mittels starrer Mehrkörpersysteme zur Analyse diverser Systeme unter bestimmten Fragestellungen nicht aus. Dies ist genau dann der Fall, wenn detaillierte Aussagen über Belastungen und Beanspruchungen beispielsweise im Hinblick auf resultierende elastische Deformationen im Bereich einer Gelenkfläche zu ermitteln sind. Um, wie in der vorliegenden Arbeit, bestimmte komplexe Situationen wie das Inline-Skating von Kindern im Hinblick auf Belastungen sowie daraus resultierende Beanspruchungen im Bereich der Kniegelenke zu analysieren, reicht eine Modellierung als reines Starrkörpersystem, das ausschließlich Aussagen auf ein punktbezogenes Gelenk nicht aber auf eine Gelenkfläche zu treffen vermag, somit nicht aus. Aufgrund sehr hoher Beschleunigungen, denen viele Systeme während derartiger Bewegungen ausgesetzt sind, sind zwangsläufig höhere Schwingungsanfälligkeiten der einzelnen Elemente bedingt. So ist die Grenze der Methode der Modellierung mittels starrer Teilkörper bereits dann erreicht, wenn detaillierte Aussagen über Belastungen bzw. weitgehende Aussagen über Verformungen, Eigenschwingungen Biege-, Schub-, Torsions- und Zugbelastungen sowie daraus resultierende Beanspruchungen diverser Körperstrukturen zu ermitteln sind. Somit wird es notwendig, elastische Verformungen gewisser Teilkörper bei der Modellierung zu berücksichtigen.

Um die Flexibilität starrer Mehrkörpersysteme zu gewährleisten, können Objekte beispielsweise über Mehrkörpersysteme und Federmodelle zu sog. Superelementen aufgebaut werden. Dieser Ansatz findet sich u.a. bei Rauh (1987), Likins (1972),

---

<sup>1</sup> vgl. Kapitel 1

Shabana & Wehage (1983) etc. Die auf diese Weise implementierte Flexibilität des Modellkörpers erweitert die mittels starrer Mehrkörpersysteme realisierbare Analyse, weist aber in Bezug auf detaillierte Belastungs- und Verformungsberechnungen gewisse Implementierungsschwierigkeiten auf. Wird die Idee des Aufbaus starrer Mehrkörpersysteme zu sog. Superelementen konsequent weitergedacht, so führt diese zur Spezialisierung starrer Mehrkörpersysteme zu flexiblen Systemen mittels sog. Finite-Elemente-Verfahren (FEM) wie sie beispielsweise bei Shabana (1989), Thompson & Sung (1984), Wallrapp (1989a&b), Soko (1990), Sorge (1993) etc. zu finden sind. Hierbei werden die zu analysierenden Teilkörper in einzelne Elemente zerlegt und das Verfahren über Superelemente ersetzt.

Die im folgenden dargestellte Einführung elastischer Körper in einen Mehrkörperformalismus mittels FEM bedeutet somit für viele Systeme eine wesentlich genauere Modellierung, erlaubt außerdem die Berechnung von Spannungen, Dehnungen etc. bestimmter Strukturen, die großen nichtlinearen Führungsbewegungen unterworfen sind und ermöglicht auf diese Weise die Bearbeitung völlig neuer, komplexer Problemstellungen insbesondere im Bereich der Bewegungswissenschaft. Die Mehrkörpermodellierung auf Basis flexibler Körper stellt somit eine Erweiterung der im Rahmen dieses Kapitels betrachteten Starrkörpermodellierung dar. Ihre Verwendung scheint in solchen Fällen sinnvoll, in denen die Nutzung klassischer Starrkörpermodellierung an Grenzen stößt. Dies ist insbesondere dann der Fall, wenn nicht ausschließlich die aus einer Bewegung resultierenden Belastungen, sondern insbesondere die individuellen aussagekräftigen Beanspruchungen, die aus den entstehenden Belastungen resultieren zu ermitteln sind. Im Rahmen des nächsten Kapitels soll in die Finite-Elemente-Begrifflichkeit eingeführt werden.

## **4 Die Methode der Finiten Elemente (FEM)**

Die überblickshafte Aufarbeitung der derzeit im Bereich der Biomechanik durchgeführten Belastungs- und Beanspruchungsanalysen hat gezeigt, dass die Nutzung klassischer Starrkörpermodellierung an Grenzen stößt. Als alternative Methode wurde der Typus flexibler Mehrkörpersysteme verdeutlicht. Im Folgenden wird in die Theorie der Methode der Finiten Elemente eingeführt, die den Zusammenhang zwischen starren und flexiblen Mehrkörpersimulationen darstellt und die zu einsetzbaren Konzepten in der Biomechanik – beispielsweise zur Analyse diverser Belastungs- und Beanspruchungsparameter während des Inline-Skatings - führt. Hierbei werden sowohl allgemeine als auch formale Grundlagen im Hinblick auf Belastungs- und Beanspruchungsanalysen in der Biomechanik erörtert.

Abschnitt eins dieses Kapitels illustriert die Methode der Finiten Elemente anhand diverser Beispiele, in denen die FEM zum Einsatz kommt. Um das breite Anwendungsspektrum der FEM aufzuzeigen, erfolgt die Veranschaulichung unterschiedlicher Anwendungsgebiete der Methode der Finiten Elemente. Im Anschluss daran wird in Abschnitt zwei die historische Entwicklung der FEM kurz angerissen und eine Abgrenzung der FEM zu anderen Diskretisierungsverfahren vorgenommen. Während Abschnitt drei eine kurze Darstellung von Charakteristik, Vorgehens- und Funktionsweise der FEM umfasst, liefert der vierte Abschnitt eine Auflistung diverser Studien zur Modellierung biologischer Systeme mittels FEM sowohl im als auch außerhalb des Sports. Ziel ist es zu zeigen, welche Eigenschaften dieses Verfahren aufweist, welche Fragestellungen bearbeitet wurden, welche Aussagemöglichkeiten sich ergeben und welche Einschränkungen zu beachten sind. Die kategorische Einordnung der einzelnen Studien erfolgt jeweils im Hinblick auf die im bzw. außerhalb des Sports relevanten Fragestellungen.

### **4.1 Einführung in die FEM – Beispiele**

Die Methode der Finiten Elemente ist ein vielseitig anwendbares Berechnungsverfahren zur theoretischen Überprüfung physikalischer bzw. technischer Phänomene, wie beispielsweise der Berechnung von Deformationen

diverser Systeme unter gegebenen Randbedingungen. Derartige Prozesse können mittels gewöhnlicher sowie partieller Differentialgleichungen bzw. mittels Integralgleichungen beschrieben werden. Die Lösung der Gleichungen zur Bestimmung der Unbekannten kann aufgrund ihrer Komplexität allerdings nicht auf analytischem Wege mittels starrer Körper durchgeführt werden. Dies macht den Einsatz diverser Computertechniken unumgänglich und erfordert den Übergang von kontinuierlichen Feldproblemen hin zu endlichdimensionalen Ersatzproblemen. Die Literatur bezeichnet diesen Übergang mit dem Begriff des Diskretisierungsprozesses. Der Grundgedanke besteht darin, das zu untersuchende Gebiet in eine beliebige Anzahl endlicher Teilbereiche, der sog. Finiten Elemente, zu zerlegen, die Eigenschaften wie beispielsweise Trägheit, Elastizität und Kraft berücksichtigen. Neben anderen, in der Literatur zu findenden Diskretisierungsverfahren, beinhaltet auch die Methode der Finiten Elemente einen solchen Übergang als wesentliches Charakteristikum. Sowohl der Übergang selbst als auch eine spezielle Vorgehensweise innerhalb dieses Diskretisierungsprozesses charakterisiert die Methode der Finiten Elemente. Sie ist somit eine Berechnungsmethode zur Lösung physikalischer bzw. technischer Probleme, die mit klassischen Methoden unlösbar sind, die aber lösbar werden, wenn das Berechnungsproblem auf eine mit endlichen Elementen „leicht“ lösbare Aufgabe durch Diskretisierung des zu betrachtenden Systems zurückgeführt wird. Auf diese Weise können Abschätzungen für das Verhalten verschiedener Strukturen unter gegebenen Werkstoffgesetzen bei definierten Randbedingungen in bestimmten Grenzen prognostiziert werden.

FEM ist hierbei das am häufigsten eingesetzte Verfahren zur Berechnung diverser Struktureigenschaften sowohl im Bauwesen zur Unterstützung der Statiker bei komplexen Konstruktionen wie beispielsweise zur Berechnung von Eigenschwingungen im Brückenbau, im Maschinenbau um zum Beispiel Schwingungs- und Stabilitätsuntersuchungen durchzuführen, im Apparatebau zur Festigkeitsberechnung, als auch in der Medizin, in der Luft- und Raumfahrttechnik sowie in der Fahrzeugtechnik für Aufgaben der zum Beispiel bei Crash-Testes auftretenden Bruch- und Kontaktmechanik (vgl. Steinbuch, 1998, S. 46).

Crash-Untersuchungen an Automobilkarosserien liefern u.a. Beispiele zur Anwendung der FEM. Zur Veranschaulichung wird im Folgenden das Finite-Elemente-Modell der Karosserie eines Personenkraftwagens dargestellt, das mittels

17939 Knoten, 18898 Schalenelementen und 160 Balkenelementen zur Simulation eines virtuellen Crash-Testes am PC modelliert wurde.

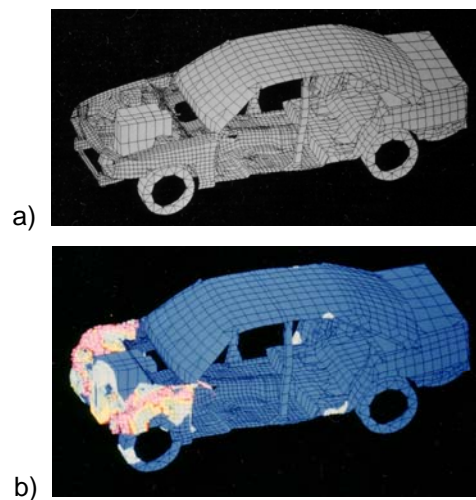


Abb. 5: Für eine Crash-Rechnung angefertigtes Finite-Elemente-Modell einer PKW-Karosserie

- a) Finite-Elemente-Modell des Opel Vektra A
- b) Aus der FE-Crashrechnung resultierende visuell zu erfassende Veränderungen der PKW-Karosserie (Adam Opel AG, 2002)

Auch der Wissenschaftszweig der Medizin weist eine häufige und äußerst Erfolg versprechende Anwendung der Methode der Finiten Elemente auf. Abbildung 6 veranschaulicht ein Finite-Elemente-Modell eines Knochen-Implantat-Systems für den Bereich des Unterkiefers zur Simulation einer Belastungs- bzw. Beanspruchungsanalyse. Das Finite-Element-System des Unterkiefers besteht hierbei aus massebehafteten elastischen Körpern, auf die an diskreten Punkten, Kräfte und Momente einwirken. Die vergrößerte Darstellung weist entsprechend der Farbmarkierung auf erhöhte Belastungen bzw. Beanspruchungen des Unterkiefers an diversen Stellen hin.



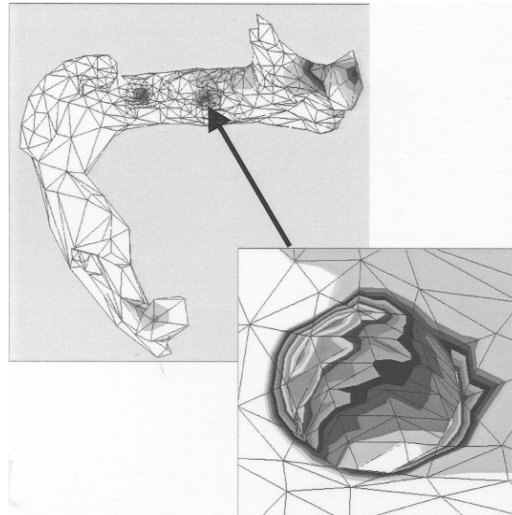


Abb. 6: Darstellung der mittels FEM gewonnenen Belastungen in den verschiedenen Bereichen eines Kiefermodells (vgl. Fütterling, 1999, S. 57)

## **4.2 Historische Entwicklung der FEM und Abgrenzung von anderen Diskretisierungsverfahren**

Es ist sehr schwierig, ein exaktes Datum für die „Erfindung“ der Methode der Finiten Elemente anzugeben. Der Begriff „Finite Elemente“ wurde erstmals von Clough (1960) in seiner Arbeit „The Finite Element in Plane Stress Analysis“, in der es um die Anwendung der FEM zur Berechnung von ebenen Spannungszuständen ging, explizit verwendet.

Zur Vorgeschichte der FEM zählten bereits Arbeiten von Ritz und Galerkin aus den Jahren 1908 und 1915, in denen sich die Autoren die grundlegende Idee der heutigen FEM zur Lösung ihrer Probleme bereits zu Nutze machten. Auf Arbeiten von Ritz & Galerkin wird an dieser Stelle nicht explizit eingegangen, da deren Betrachtungsweisen für das Ziel vorliegender Arbeit nicht relevant sind.

Grundsätzlich wird die Methode der Finiten Elemente aber erst seit Ende der 50iger Jahre als Berechnungsverfahren der Strukturmechanik systematisch entwickelt.

In der Geschichte der FEM sind hierbei mehrere Ursprünge zu lokalisieren, die sich auf Ingenieure, Mathematiker und Physiker beziehen.

Ein Ursprungsort der FEM liegt in der ingenieurmäßigen Erarbeitung der FEM im Rahmen der „direct stiffness method“. Diese Vorgehensweise wird in vielen Literaturstellen heute als die Geburtsstunde der FEM bezeichnet (vgl. u.a. Braess,

1992, Jung & Langer, 2002). Erste Arbeiten, in denen Finite Elemente im heute üblichen Sinn verwendet wurden, gehen auf Turner, Clough, Martin & Topp (1956) zurück. Die Grundidee bestand darin, ein Kontinuum in endlich viele Finite Elemente zu zerlegen und die Verschiebungen der Knoten bei gegebener Belastung zu berechnen. Hierbei stand die Entwicklung finiter Scheibenelemente im Vordergrund. Ein weiterer Ursprungsort der FEM liegt im Bereich der Baustatik. Die grundlegende Idee, Gesamtkonstruktionen zur Berechnung aus einfachen Teilstrukturen zusammen zu setzen, existierte im Bauwesen bereits vor der Methode der Finiten Elemente. Damals wurden Verbände von Bauelementen in ihrer Wechselwirkung betrachtet und deren gemeinsames Verformungsverhalten analysiert. Insbesondere in der zweiten Hälfte des letzten Jahrhunderts trugen Arbeiten u.a. von Mohr (1874), Müller-Breslau (1886) und Argyris (1955) zur rasanten Entwicklung der FEM in diesem Bereich bei.

Eine dritte Quelle der FEM bilden Versuche, durch den Einsatz von Stabelementen, Schublechen und Torsionskästen, Flächentragwerke bzw. räumliche Kontinua zu modellieren und zu berechnen. Da die Baustatik bereits früh in der Lage war, Stabwerke zu analysieren, lag es nahe, stabförmige Elemente zur Modellierung der zu analysierenden Flächentragwerke einzusetzen. Dieser Gedanke findet sich bereits in einer Arbeit von Kirsch aus dem Jahre 1868, der ein dreidimensionales Kontinuum mittels quaderförmiger Bausteine diskretisierte, die er dann durch ein räumliches Fachwerk, bestehend aus Stabelementen annäherte.

Die vierte Quelle der FEM liegt in der Entwicklung finiter Elemente auf Basis der Variationsrechnung. Unter Variationsrechnung wird hierbei ein Gebiet der höheren Analysis verstanden, das sich mit der Ermittlung von Maxima und Minima bestimmter Integrale befasst. Im oben beschriebenen Abschnitt zur „direct stiffness method“ erfolgte die Beschreibung des Verschiebungszustandes durch einen Ansatz, bei dem sich die Verschiebungen an den Rändern linear ändern. Einige Autoren hatten bereits früh erkannt, dass die Ermittlung der Knotenverschiebungen einfacher zu realisieren ist, indem Funktionen mit ganz speziellen Eigenschaften zur Beschreibung des Verschiebungszustandes definiert und in ein Variationsprinzip eingesetzt werden. Ritz definierte in diesem Zusammenhang in seiner im Jahre 1908 veröffentlichten Arbeit globale Funktionen, die die geometrischen Randbedingungen erfüllen. Das Problem derartiger globaler Funktionen bestand allerdings darin, dass sie sich für komplexe Strukturen nicht mehr angeben lassen. Trefftz veröffentlichte

aus diesem Grund im Jahre 1926 seine Idee lokaler Funktionen. Courant (1943) entwickelte in seiner Arbeit „Variational methods of the solution of equilibrium and vibrations“ erstmals einen Ansatz für die Verwendung lokaler Ansatzfunktionen bei Schwingungsaufgaben.

In den 60iger Jahren erfolgte schließlich die theoretische Absicherung der FEM durch Arbeiten der Mathematiker wie Zlamal (1968) und Friedrichs (1962). Die Entwicklung der FEM zu einem wirkungsvollen Werkzeug in den verschiedenen wissenschaftlichen Bereichen begann im Wesentlichen mit dem Aufkommen elektronischer Digitalrechner, nahm aufgrund der rasanten Hardwareentwicklung in den darauf folgenden Jahren einen stürmischen Verlauf und hat sich in den letzten Jahren in vielen wissenschaftlichen Bereichen zu einem unverzichtbaren Handwerkszeug entwickelt.

In der Literatur sind eine Menge verschiedener Diskretisierungsverfahren, wie z.B. die Finite-Elemente-Methode (FEM), die Finite-Differenzen-Methode (FDM), die Finite-Volumen-Methode (FVM), die Randelementmethode (BEM) sowie die Finite-Integrations-Technik (FIT) zu finden.

Neben der Finite-Differenzen-Methode sowie der Randelementmethode handelt es sich bei der Methode der Finiten Elemente um die in der Strukturmechanik derzeit am häufigsten angewendeten Diskretisierungsverfahren. Alle drei Verfahren sind sehr vielseitig einsetzbar und stellen eines der wichtigsten Hilfsmittel für die Überprüfung physikalischer Phänomene in ganz unterschiedlichen Anwendungsgebieten dar. Umfassende Abhandlungen und Grundlagen zur Thematik der Finite-Differenzen-Methode sowie zur Randelementmethode finden sich beispielsweise bei Knothe und Wessels (1999).

Da es sich im Rahmen der vorliegenden Arbeit sowohl um die Analyse inhomogener als auch nichtlinearer Systeme handelt, erfolgt die einschränkende Betrachtung innerhalb der detaillierten Darstellung im Hinblick auf die Methode der Finiten Elemente. Dieses Verfahren besitzt auf Grund seiner Struktur gegenüber anderen Diskretisierungsverfahren den Vorteil, dass das zu analysierende Kontinuum nicht eingeschränkt werden muss. Außerdem erweist sich die Aufstellung der zu lösenden Gleichungen als relativ einfach. Die resultierenden Systemmatrizen haben sehr wünschenswerte numerische Eigenschaften wie zum Beispiel Symmetrie bzw. positive Definitheit, was bei der Lösung des linearen Gleichungssystems erhebliche Vorteile mit sich bringt. Der hauptsächliche Vorteil der FEM gegenüber anderen

Berechnungsverfahren besteht in der enorm großen Allgemeinheit, da es durch Verwendung hinreichend vieler Elemente prinzipiell möglich ist, jedes Kontinuum auch mit sehr komplexen Last- und Randbedingungen in einem solchen Grad zu approximieren, dass eine hinreichend genaue Analyse durchgeführt werden kann.

So werden derzeit zwei Arten der Finiten-Elemente-Methode unterschieden, zum einen die statische, zum anderen die dynamische FEM. Im Bereich statischer FE-Analysen kann ausschließlich der Endzustand nach der Verformung ermittelt werden, wohingegen innerhalb dynamischer Analysen Verformungen in einen zeitlichen Kontext gestellt werden. Während auf diese Weise der Weg der Verformung nachvollziehbar ist, benötigt diese Art der FEM wesentlich mehr Rechenaufwand als die Vorgehensweise zur Ermittlung statischer Resultate.

#### **4.3 Charakteristik, Vorgehens- und Funktionsweise der FEM**

Während eine erfreuliche Entwicklung der praxisbezogenen Anwendungen der Methode der Finiten Elemente darin zu sehen ist, dass aktuell entwickelte Programmpakete eine um ein Vielfaches leichtere Anwendung dieses Analyseverfahrens ermöglichen als die noch vor einigen Jahren üblichen Systeme, so verbergen sich dahinter aber auch nicht zu vernachlässigende Probleme, da die o.a. Tendenz unzertrennlich mit der Gefahr verbunden ist, FE-Softwarepakete ohne Kenntnis intern ablaufender Programmdetails wie Black-Box-Programme zum Erhalt gewünschter Simulationsergebnisse anzuwenden. Probleme können dann sowohl im Bereich der Effektivität, im Bereich der Fehlererkennung als auch im Bereich fehlerhafter Ergebnisinterpretation resultieren.

Die im Folgenden aufgeführte Darstellung der Zusammenhänge der FEM basiert im Wesentlichen auf dem Verständnis ihrer angewandten, grundlegenden Verfahrensschritte. Folgendes Schema veranschaulicht die wesentlichen Schritte der Methode der Finiten Elemente zur Durchführung einer FE-Analyse anhand eines Flussdiagramms. Berücksichtigung finden all jene Bestandteile, die notwendig sind, um ausgehend von einer physikalischen Erscheinung ein adäquates mathematisches bzw. physikalisches Modell zu erstellen, auf dessen Basis die Computersimulation stattfinden und die gewünschten Erkenntnisse gewonnen werden können. Für den einzelnen Verfahrensweisen zugrunde liegende mathematische Details wird auf Jung

und Langer (2002), Klöckler und Neugebauer (2001), Steinbuch (1998), Schwarz (1991), Bathe (1990), etc. verwiesen.

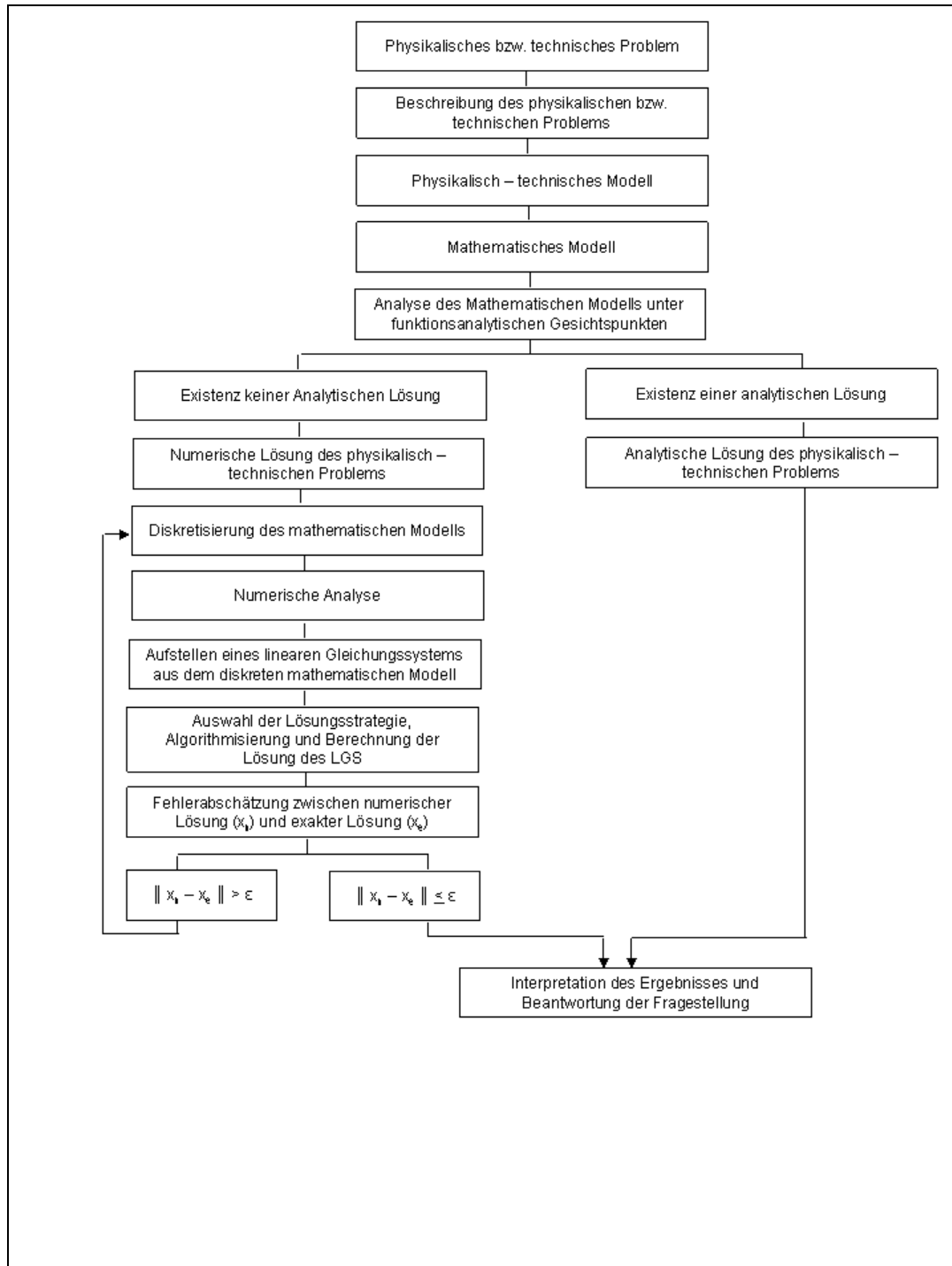


Abb. 7: Flussdiagramm der Methode der Finiten Elemente von der physikalischen Erscheinung hin zur Beantwortung der Fragestellung

I) Beschreibung des physikalischen Problems zur Bildung des physikalisch-technischen Modells:

Voraussetzung für jegliche Simulation ist die Modellierung des Systems. In einem ersten Schritt wird der Ausgangspunkt der FE-Analyse, das physikalische Problem, konkret formuliert. Sowohl der zu betrachtende Gegenstand, als auch Eigenschaften dieses Gegenstandes sowie die Problemgröße werden konkretisiert.

Hierzu muss zunächst ein physikalisches Modell des zu analysierenden Systems erstellt werden. Dieses Modell stellt eine Idealisierung des Originals dar und liefert die Voraussetzung für die anschließende Modellberechnung bzw. die Simulation des entsprechenden mechanischen Systems.

II) Erstellen und Analyse des mathematischen Modells:

Mittels geeigneter Simulationssoftware werden die aus dem physikalischen Modell resultierenden Gleichungen generiert. Auf Basis dieser Daten erfolgt die Erstellung eines mathematischen Modells, bestehend aus Differential- bzw. Integralgleichungen.

Im Folgenden wird dieses Modell unter funktionalanalytischen Gesichtspunkten analysiert. Diese Analyse beinhaltet insbesondere die Frage nach der Existenz einer analytischen Lösung. Existiert eine analytische Lösung, so wird die Lösung des Problems auf analytischem Wege ohne Anwendung eines Diskretisierungsverfahrens exakt berechnet. Die Komplexität der zu analysierenden physikalischen Probleme führt allerdings in den meisten derartigen Fälle zum Scheitern einer analytischen Berechnung. Existiert keine analytische Lösung, so findet ein numerisches Verfahren Anwendung, um das Problem approximativ zu lösen. Hierzu wird das mathematische Modell diskretisiert.

III) Diskretisierung des mathematischen Modells:

Das mathematische Modell besteht entsprechend seines Modelloriginals aus mehr oder weniger großen, zusammenhängenden, homogenen Teilstrukturen, den sog. Kontinua, die jeweils unendlich viele Informationen beinhalten. Im Gegensatz hierzu steht das diskrete System, das verwendet wird, um komplexe Strukturen durch einfache Modelle mit wenigen Parametern zu approximieren. Diskrete Systeme sind durch endlich viele Punkte, an denen jeweils endlich viele Informationen vorliegen, gekennzeichnet. Auf diese Weise besteht nun durch Diskretisierung des Kontinuums die Möglichkeit, eine unendliche Anzahl von Informationen eines Kontinuums auf endlich viele endliche Informationen der diskreten Struktur zurückzuführen (vgl.

Steinbuch, 1998, S. 33). Zur Lösung des betrachteten Problems mittels FEM wird der Gegenstand hierzu in Knoten und Kanten unterteilt, die die für die FEM notwendigen, geometrischen Elemente definieren. Im zwei- bzw. dreidimensionalen Fall resultiert hierbei ein Netz (vgl. Abbildung 8).

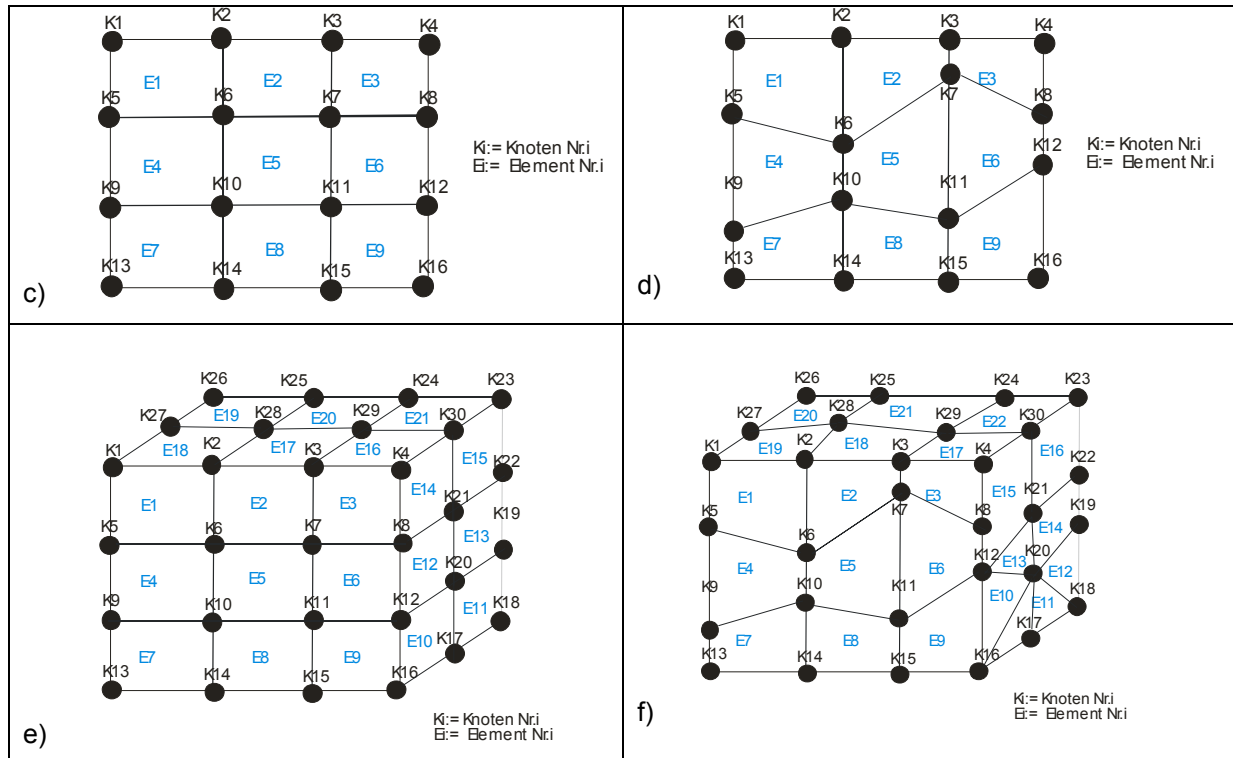


Abb. 8: Diskretisierungen diverser Kontinua im zwei- bzw. dreidimensionalen Fall

- a) äquidistante Unterteilung der rechteckigen Fläche [axb]
- b) Unterteilung der rechteckigen Fläche [axb] in unterschiedliche Teilflächen
- c) äquidistante Unterteilung des Quaders [axbxc]
- d) Unterteilung des Quaders [axbxc] in unterschiedliche Volumenkörper

Je nach Aufgabenstellung ergibt sich eine unterschiedliche Aufteilung der Elemente. So werden beispielsweise Strukturstellen, an denen erhöhte Beanspruchungen vermutet werden feiner unterteilt als Strukturstellen, die wenig beansprucht sind. Die verschiedenen, in FE-Programmpaketen implementierten Softwareprogramme beinhalten entsprechende Verfahren zur Netzerzeugung bzw. -verfeinerung. Auf die Darstellung konkreter, mathematischer Verfahren zur Gitternetzerzeugung wird an dieser Stelle auf Klöckler und Neugebauer (2001) verwiesen.

#### IV) Aufstellen und Lösung des linearen Gleichungssystems aus dem diskreten mathematischen Modell:

Zur Berechnung der Verschiebungen  $u_i$  der einzelnen Knoten  $K_i$ , aus denen schließlich die Dehnungen, Spannungen und somit die Beanspruchungen der zu betrachtenden Gesamtstruktur abzuleiten sind, muss eine Beziehung zwischen der Steifigkeit<sup>2</sup> des jeweiligen Elements  $K_{elem}$ , der auf jedes Element einwirkenden Kraft  $f_{elem}$  sowie der resultierenden Verschiebung  $u_{elem}$  hergestellt werden. Diese erfolgt in Form eines linearen Gleichungssystems. Zur Erstellung der für dieses Gleichungssystem notwendigen Komponenten werden zunächst Funktionen mit ganz bestimmten Eigenschaften, sog. Ansatzfunktionen, auf den Elementen der diskreten Näherung definiert (vgl. Steinbuch, 1998, S. 36-38). Hieraus resultiert das jedes Element charakterisierende Elementgleichungssystem

$$A_{elem} u_{elem} = f_{elem}$$

das sich aus den jeweiligen Komponenten aller Elemente zusammensetzt, wobei  $A_{elem}$  die Elementsteifigkeitsmatrix (fasst die Teilsteifigkeiten eines Finiten Elements in einer Matrix zusammen),  $u$  den Elementverschiebungsvektor (fasst die Teilverschiebungen der Knoten des Finiten Elements in einem Vektor zusammen) und  $f$  den Elementkraftvektor (fasst die auf dem Finiten Element einwirkenden Teilkräfte in einem Vektor zusammen) darstellt. Im Folgenden müssen die Elementsteifigkeitsmatrizen der einzelnen diskreten Elemente zur globalen Steifigkeitsmatrix der gesamten diskreten Struktur bzw. die einzelnen Elementlastvektoren zum globalen Lastvektor des Kontinuums im Rahmen mathematischer Kriterien elementweise zusammengesetzt werden, so dass die zu ermittelnde Größe des gesamten Kontinuums berechnet werden kann. Somit resultiert aus den einzelnen Elementsteifigkeitsmatrizen sowie den einzelnen Elementlastvektoren folgendes Gesamtgleichungssystem

$$A u = f$$

das sich aus den jeweiligen Komponenten aller Elemente zusammensetzt, wobei  $A$  die Gesamtsteifigkeitsmatrix (fasst die Teilsteifigkeiten des diskretisierten

---

<sup>2</sup> Die Steifigkeit  $c$  einer Struktur ist innerhalb der Methode der Finiten Elemente als Quotient aus

Kraft  $F$  und Verlängerung  $\Delta l$  definiert, so dass gilt:  $c = \frac{F}{\Delta l} = \frac{EA}{l}$ .



Gegenstandes in einer Matrix zusammen),  $u$  den Gesamtverschiebungsvektor (fasst die Teilverschiebungen des diskretisierten Gegenstandes in einem Vektor zusammen) und  $f$  den Gesamtkraftvektor (fasst die auf den diskretisierten Gegenstand einwirkenden Teilkräfte in einem Vektor zusammen) darstellt. Die mathematische Betrachtung des resultierenden FE-Gesamtgleichungssystems zeigt auf, dass dieses lineare Gleichungssystem nicht eindeutig lösbar ist. Der Grund ist im fehlenden Einbau der Randbedingungen zu suchen. Die Randbedingungen des zu analysierenden Systems müssen in das Gesamtsteifigkeitgleichungssystem eingebaut werden. Erst dieser Einbau lässt das mathematische System eindeutig lösbar werden.

Klassische, numerische Analysen werden im Folgenden durchgeführt, um sowohl die Existenz als auch die Eindeutigkeit der Lösung des diskretisierten, mathematischen Modells zu gewährleisten. Insbesondere werden Konvergenzanalysen, Fehlerabschätzungen etc. angestellt.

Zur Lösung des aufgestellten linearen FE-Gesamtgleichungssystems wird zunächst die Auswahl der Lösungsstrategie getroffen, das entsprechende Verfahren algorithmisiert, das lineare Gleichungssystem gelöst und der Lösungsvektor berechnet. Dieser gibt die Verschiebungen der einzelnen Knoten in den diversen Freiheitsgraden an. Aus den Verschiebungen  $u(x)$  können durch entsprechende Ableitung die Dehnungen

$$\lim_{\Delta x \rightarrow 0} \varepsilon(x) \approx \frac{[u(x + \Delta x) - u(x)]}{\Delta x} = \frac{\partial u(x)}{\partial x}$$

bestimmt werden.

Aus den ermittelten Dehnungen  $\varepsilon$  können schließlich die Spannungen  $\sigma$  der zu analysierenden Struktur mittels der Beziehung

$$\sigma = C\varepsilon$$

mit Werkstoffmatrix  $C$  ermittelt werden.

#### V) Fehlerabschätzung:

Grundsätzlich unterliegt jede mittels der Methode der Finiten Elemente berechnete Näherungslösung für die exakte Antwort der mechanischen Idealisierung des zu analysierenden Systems dem Einfluss verschiedenartiger Fehlerquellen, die die Lösung verfälschen können. Tabelle1 stellt mögliche auftretende Fehler bei der Lösung mit Finiten Elementen, die zu unvermeidbaren Verfälschungen führen, tabellarisch dar.

Tab. 1. Nicht vermeidbare Fehler bei der Lösung mit Finiten Elementen

Verfälschungen der Lösung durch Fehler im Bereich der
<u>Rundung</u> - aufgrund der endlichen arithmetischen Genauigkeit des Rechners
<u>Diskretisierung</u> - bei der Finite-Elemente-Interpolation
<u>Numerischen Integration</u> - bei der Auswertung der Finite-Elemente-Matrizen
<u>Auswertung von Materialgleichungen</u> - unter Verwendung diverser Materialmodelle
<u>Lösung von Finite-Elemente-Gleichungen</u> - mittels Verwendung iterativer Verfahren

(vgl. Bathe, 1990, S. 185)

Um den Einfluss nichtvermeidbarer Fehler in gewissen Grenzen zu halten und sicher zu stellen, dass weitere Fehler vermieden sind, ist darauf zu achten, dass die FE-Lösung mit zunehmender Anzahl von Finiten Elementen gegen die exakte analytische Lösung monoton konvergiert. Die im Folgenden mit der Lösung  $x_a$  des linearen Gleichungssystems durchgeführte Fehlerabschätzung gibt Aufschluss darüber, ob das Ergebnis bereits interpretiert und die Fragestellung schließlich beantwortet werden kann oder ob die Differenz zwischen numerischer Lösung  $x_a$  und exakter Lösung  $x_e$  bzw. zwischen numerischer Lösung  $x_a$  und numerischer Lösung  $x_{a+1}$  in der Norm die maximal definierte Abweichung  $\epsilon$  übersteigt. Übersteigt die entsprechende Differenz  $\epsilon$ , so muss eine örtliche Verfeinerung der Diskretisierung des Modells erfolgen. In diesem Fall wird die erneut generierte Diskretisierung wiederum numerisch analysiert, dessen lineare Elementsteifigkeitsmatrizen und Elementlastvektoren aufgestellt, über die Gesamtsteifigkeitsmatrix sowie den Gesamtlastvektor zum FE-Gesamtgleichungssystem zusammengefügt und gelöst. Entsprechend der Güte der Ergebnisse muss entweder erneut eine Verfeinerung der Diskretisierung durchgeführt werden oder es kann schließlich die Interpretation der Ergebnisse erfolgen.

#### VI) Interpretation der Ergebnisse:

Zur Interpretation werden die Ergebnisse der FE-Analyse, sowohl die ermittelten Verschiebungen und Dehnungen als auch die resultierenden Spannungen, unter werkstofftheoretischen Gesichtspunkten betrachtet. Liegen z.B. Spannungen beim kritischen Lastfall an einer gefährdeten Stelle vor, so ist abzuschätzen, ob diese

Spannungen im zu analysierenden System zum Versagen der Struktur führen. Übersteigt die FE-Spannung hierbei den „Versagens-Kennwert“ der entsprechenden Struktur nicht, so ist auch bei der mittels FEM analysierten, realen Struktur nicht mit Versagen zu rechnen. Auf Basis dieser Erkenntnisse kann schließlich die Fragestellung beantwortet werden.

#### **4.4 Modellierung biologischer Systeme mittels FEM**

Die Methode der Finiten Elemente stellt ein Näherungsverfahren zur approximativen Berechnung von Belastungen, Verformungen, Dehnungen, Spannungen etc. beliebiger Strukturen dar. Aufgrund der Popularität dieser Methode sind in der Literatur bereits zahlreiche FE-Analysen in verschiedenen Wissenschaftsbereichen aufzufinden. Die folgende Literaturanalyse nimmt Bezug auf Finite-Elemente-Analysen biologischer Systeme. Abschnitt eins thematisiert in der Literatur dokumentierte FE-Analysen biologischer Strukturen in diversen Bereichen außerhalb des Sports. Aufgrund der Fragestellung der vorliegenden Arbeit findet die explizite Dokumentation von FE-Analysen biologischer Strukturen außerhalb des Sports für den Bereich der unteren Extremitäten statt. FE-Analysen innerhalb des Sports werden in Abschnitt zwei betrachtet. Die tabellarische Darstellung dokumentierter FE-Analysen erfolgt unter jeweiliger Berücksichtigung der thematisierten Aspekte in chronologischer Reihenfolge des Veröffentlichungsjahres, bei Übereinstimmung des Veröffentlichungsjahres in alphabetischer Auflistung. Die tabellarische Auflistung dient der Schaffung eines Überblicks und bezieht sich auf die Darstellung bearbeiteter Aspekte und Fragestellungen. Die folgende Literaturanalyse dient somit der Illustration diverser Studien in Bezug auf verschiedene System- und Aspektkomplexe, in denen die Methode der Finiten Elemente bereits erfolgreich angewendet wird. Sie erhebt keinen Anspruch auf Vollständigkeit.

##### 4.4.1 FE-Analysen außerhalb des Sports

FE-Analysen biologischer Strukturen außerhalb des Sports sind in der Literatur in vielen Bereichen zu finden. Auf der Grundlage einer umfassenden Literaturrecherche lässt sich die wissenschaftliche Betrachtung hierbei im Wesentlichen in drei

Themenkomplexe aufgliedern. Der erste Bereich umfasst FE-Analysen menschlicher Strukturen wie beispielsweise Spannungsanalysen des Ellbogengelenkes, Biegungen und Verschiebungen des menschlichen Schlüsselbeins bzw. Analysen des menschlichen Schädels während der Simulation von Stößen. Der zweite Themenkomplex beinhaltet FE-Analysen diverser Implanatsysteme. Hierzu zählen u.a. FE-Belastungs- und Beanspruchungsanalysen der Lendenwirbelsäule mit und ohne Fixateure, Untersuchungen zum Einfluss der Klemmsteifigkeit auf die Lastverteilung in paarig montierten Wirbel-Fixateur-Interne, Analysen zum Einfluss einer spinalen Lenden-Curvature in der sagittalen und frontalen Ebene auf die Belastungsverteilung in den Bandscheiben bzw. Beanspruchungsanalysen von Knochen-Implantat-Systemen im Bereich des menschlichen Kiefers.

Der dritte Betrachtungskomplex umfasst FE-Berechnungen im Rahmen diverser Prothesen. Neben Spannungsanalysen am Schulterblatt nach Schultergelenkersatz zählen hierzu u.a. auch Untersuchungen zur Ermittlung von Belastungsverhältnissen an Beinprothesen bzw. FE-Analysen im Bereich des Femurs mit und ohne Hüftendoprothese.

Insbesondere für den Bereich der unteren Extremitäten finden sich in der Literatur einige, diesen drei Themenkomplexen untergeordnete, Finite-Elemente-Studien. Tabelle 2 veranschaulicht eine Auswahl in der Literatur dokumentierter FE-Analysen im Bereich der unteren Extremitäten.

Tab. 2. FE-Analysen im Bereich der unteren Extremitäten

Autor(en)	Jahr	Titel	Analysierte Lokalisation
Huber-Betzer, H.	1990	Beiträge zur Biomechanik des Kniegelenkes und neue Möglichkeiten zur Versorgung.	Kniegelenk
Beaugonin, M., Haug, E. & Cesari, D.	1996	A numerical model of the Human Ankle/Foot under Impact loading in Inversion and Eversion.	Knöchel/Fuß
Merkle, C.	1996	Messtechnische Untersuchungen zur Ermittlung von Belastungsverhältnissen an	Beinprothese

		Beinprothesen.	
Tannous, R. E., Bandak, F. A., Toridis, T. G. & Eppinger, R. H.	1996	A Three-Dimensional Finite Elemente Modell oh the Human Ankle: Development and Preliminary Application to Axial Impulse loading.	Knöchel
Krönig, H.-J.	1997	Simulation eines Kniegelenks auf Basis von CT-Daten.	Kniegelenk
Richard, H. A., Kullmer, G. & Weiser, J.	1998	Finite Elemente Studie für ein Kniegelenk.	Kniegelenk
Ribble, T. G., Santare, M. H. & Miller, F.	2001	Stresses in the Growth Plate of the Developing Proximal Femur.	Oberschenkel
Sackel, O.	2001	Erstellung eines Volumenmodells von Femur und Tibia und deren Lastsimulation mittels Finite- Elemente-Methode.	Ober- und Unterschenkel
Simon, U., Augat, P., Ignatius, A. & Claes, L.	2001	FE-Modell der proximalen Schafstibia mit Knochenimplantat – Modellbildung, Analyse, Vergleich mit In-Vivo-Ergebnissen.	Schafstibia

#### 4.4.2 FE-Analysen im Sport

Der folgende Literaturüberblick bezieht sich auf im Bereich sportlicher Bewegungen durchgeführte Belastungsanalysen mittels FEM. Während Tabelle 3 zunächst in der Literatur dokumentierte FE-Analysen im Bereich des Sports zur Erlangung eines Überblicks auflistet, werden alle Studien im Anschluss sowohl in Bezug auf die zugrunde liegende Fragestellung als auch in Bezug auf ihre Vorgehensweise sowie auf deren erzielte Resultate explizit dargestellt.

Tab. 3. FE-Analysen im Bereich des Sports

Autor(en)	Jahr	Titel	Analysierte Lokalisation
Qui, C.	1991	The finite element analysis of tibia stress in high jumping	Schienbein
Glitsch, U.	1998	Simulation des Tennisschlages: FE-Schlägermodell	Tennisschläger sowie Auswirkungen der Schwingungen auf angrenzende biologischer Strukturen
Kullmer, G., Weiser, J. & Richard, H. A.,	1998	Construction of finite element models on the basis of computed tomography data.	Kniegelenk
Kaps, P., Mössner, M., Nachbauer, W. & Stenberg, R.	2000	Pressure distribution under a ski during carved turns.	Ski
Roos, M. & Harnisch, U.	2000	Erarbeiten einer wissenschaftlichen Simulationsmethode des Systems Ski/Bindung beim Kurvenfahren unter Berücksichtigung der Schneemechanik – Umsetzung in der Entwicklung eines integralen Systems Ski-Bindung.	Schnee-Ski-Bindung
Hainzlmaier, C., Wolf, S. & Wintermantel, E.	2004	Numerische Mechanik im Bobsport: Finite-Elemente-Modell einer Bobkufe	Bobkufe

QUI (1991) untersucht in seiner wissenschaftlichen Arbeit „The finite element analysis of tibia stress in high jumping“ die Belastung des Schienbeins mit Hilfe der

dreidimensionalen Finite-Elemente-Methode. Unter der Annahme, dass während der gesamten Sprungbewegung hohe Belastungen im Bereich des Schienbeins auftreten, wird der Zeitpunkt maximaler Schienbeinbelastung innerhalb der Gesamtbewegung ermittelt und die Belastungen des Schienbeins zu diesem Zeitpunkt analysiert. Aufgrund vorliegender Resultate werden Vorschläge zur Verbesserung diverser Hochsprungtechniken sowie zur Vorbeugung von Schienbeinverletzungen erarbeitet.

Glitsch (1998, S. 104-107) analysiert das Schwingungsverhalten des Tennisschlägers in der Treffphase mittels FEM. Hierzu wird der Schläger über einen Biegebalken mit 77 Elementen modelliert, wobei der Schläger in der Hand frei schwingt. Sowohl das statische Biegeverhalten als auch das Amplitudenspektrum beim Schlag wird vorhergesagt. Die Ergebnisse zeigen auf, dass im Bereich um den Schwingungsknoten vorwiegend hochfrequente Schwingungen auftreten, die für den Spieler wahrnehmbar sind und schnell abklingen. Am Stoßmittelpunkt ist die reine Stoßbelastung am geringsten, während mit zunehmender Entfernung vom Schwingungsknoten die Grundschiwingung durch den Ballkontakt in den Vordergrund tritt.

Kullmer, Richard & Weiser führen in den Jahren 1996-1998 FE-Simulationen des menschlichen Bewegungsapparates während sportlicher Bewegungen durch. Der Konstruktion der Gelenk bildenden Knochen sowie zur Anfertigung der FE-Netze sind Computertomographiedaten zugrunde gelegt. Die erstellten Modelle berücksichtigen sowohl Kontaktbedingungen zwischen den Knochen als auch kinematische Kopplungen der Knochen durch den Bandapparat. Die Einführung diverser Randbedingungen für sportliche Bewegungen führt zu einer biomechanischen Analyse des Kniegelenks im Blick auf resultierende Belastungen und Spannungen bei Durchführung einer Kniebeuge. Neben Fragen zur individuellen Reduktion der Kniebelastungen werden Abschätzungen von Verletzungen und Fehlbelastungen angestellt und Hinweise zur Vermeidung von Folgeschäden nach medizinischen Eingriffen im Bereich des Kniegelenks formuliert.

Kaps, Mössner, Nachbauer & Stenberg (2000) analysieren in ihrer FE-Studie die Druckverteilung unter einem Ski während einer gekarvten Kurvenfahrt. Das hierfür

konstruierte Modell des Skis wird als elastischer Balken auf einer Schneegrundlage modelliert. Im Bereich der Skibindung bzw. der Auflagefläche des Skistiefels auf dem Ski wird eine Kraft, vergleichbar mit der Oberflächenkraft während einer Skiabfahrt modelliert. Ebenfalls erfolgt die Generierung einer realistischen Kraft sowohl im Bereich der beiden Skienden als auch in transversaler Richtung. Auf der Basis der Ablenkung und Torsion der Balkenelemente resultieren entsprechende Differenzialgleichungen, mit denen sowohl der Kontakt zwischen Ski und Schnee als auch die Eindringtiefe des Skis in den Schnee simuliert wird. Mit Hilfe der physikalischen Gesetze des Schnees wird schließlich die Druckverteilung unter dem gesamten Ski modelliert und berechnet. Aufgrund messtechnischer Probleme musste allerdings auf eine Validierung des Schneemodells verzichtet werden.

Roos, M. & Harnisch, U. (2000) erarbeiten im Rahmen eines Projekts in Zusammenarbeit mit dem Skihersteller Stöckli eine wissenschaftliche Simulationsmethode des Gesamtkomplexes Ski-Bindung zur numerischen Simulation von Kurvenfahrten unter Berücksichtigung der Schneemechanik. Unter Verwendung der Simulationssoftware NM SESES wird ein numerisches Modell, bestehend aus Ski, Bindung und Schneeuntergrund generiert. Durch Modifikation diverser Ski-Parameter, wie zum Beispiel der Geometrie, der Materialien, etc. innerhalb einzelnen Simulationsläufe, kann schließlich die Funktion des Gesamtsystems den äußeren Bedingungen im Skilauf optimal angepasst und die Ski-Eigenschaften des realen Systems entsprechend modifiziert werden.

Hainzmaier, C., Wolf, S. & Wintermantel, E. (2004) analysieren in ihrer Studie „Numerische Mechanik im Bobsport: Finite-Elemente-Modell einer Bobkufe“ Verformungen und Beanspruchungen einer Bobkufe auf der Eisbahn. Das verwendete, dreidimensionale FE-Modell basiert auf der Geometrie einer bestehenden Weltcup-Kufe und wurde mit 120.000 linearen und quadratischen Tetraeder-Elementen modelliert. In diversen Biegeversuchen wurde die Kufe sowohl einer vertikalen als auch einer horizontalen Last ausgesetzt und Übereinstimmungen des Modells mit der realen Kufe überprüft. Zur Modellierung des mit der Kufe in ständiger Wechselwirkung stehenden Eises werden Werkstoffkennwerten von postkristallinem Eis bei  $-5^{\circ}\text{C}$  angenommen und ein konstanter Reibkoeffizient vorausgesetzt. Der Gesamtfehler des Kufenmodells konnte im Biegeversuch bis hin



zu 3,4% bestimmt werden, so dass die Autoren auf eine gute Eignung des Kufenmodells zur Bewertung der Materialbelastung sowie zur Quantifizierung der Verformungen schließen.

Der Literaturüberblick verdeutlicht, dass FE-Analysen biologischer Strukturen außerhalb des Sports sowohl in statischen als auch in dynamischen Situationen häufig Anwendung finden und dass insbesondere für medizinische Zwecke bereits vielfältige Untersuchungen mittels FEM durchgeführt wurden. Im Gegensatz hierzu existiert im Bereich der Sportwissenschaft eine relativ geringe Anzahl derzeit veröffentlichter FE-Analysen. Bemerkenswert ist außerdem, dass im Gegensatz zu weiteren Wissenschaftsdisziplinen wie beispielsweise der Luftfahrttechnik, der Automobiltechnik bzw. der Medizin bis heute fast keine Untersuchungen biologischer Strukturen im Bereich der Sportwissenschaft in dynamischen Situationen aufzufinden sind. So reicht die Anwendung der FEM in der Biomechanik des Sports in statischen Situationen vereinzelt bis in die 90iger Jahre des letzten Jahrhunderts zurück (vgl. beispielsweise Qui 1991). In dynamischen Situationen hingegen wird die FEM von Glitsch (1998) als einem der ersten angewandt, um neue Einblicke in das Schwingungsverhalten eines Tennisschlägers während der Treffphase zu erhalten. Vorliegende Arbeit soll ihren Teil dazu beitragen, dieses Defizit aufzuarbeiten.

## 5 Problemformulierung

Das Inline-Skating stellt eine sportliche Bewegungsform dar, die insbesondere bei einer zunehmenden Anzahl von Kindern als Freizeitbeschäftigung in den vergangenen Jahren immer mehr in den Vordergrund getreten ist. Das alltägliche Inline-Skating von Kindern findet hierbei fast ausschließlich auf hartem Asphalt statt. Hinzu kommt, dass in der Natur auftretende Erhöhungen jeglicher Art die Kinder in vielen Fällen zu Niedersprüngen auffordern, weshalb davon auszugehen ist, dass die Körper der oft sehr jungen Inline-Skater während der resultierenden Landevorgänge relativ hohen Belastungen und Beanspruchungen ausgesetzt sind, die vor dem Hintergrund einer „gesunden Entwicklung“ unbedingt vermieden werden müssen. Die vorliegende Arbeit ist daher der Analyse von Belastungs- bzw. Beanspruchungsgefügen während diverser Landevorgänge bei Niedersprüngen im Bereich des Inline-Skatings von Kindern gewidmet.

Die Belastung des Bewegungsapparates wird hierbei in Anlehnung an Röhlig & Prohl (2003, S. 72 & 73) spezifisch definiert als die Einwirkung mechanischer Kräfte auf bestimmte Teile des Bewegungsapparates. Die von außen am Körper angreifenden Kräfte werden hierbei als äußere Belastung (Last) bezeichnet und beinhalten Größen wie z.B. Angriffspunkt, Höhe und Richtung der Last. Als innere Belastung werden die Kräfte bezeichnet, die intern auf bestimmte Strukturen einwirken wie z.B. die Muskel- bzw. die Gelenkkraft. Die an den einzelnen Funktionseinheiten hervorgerufenen Belastungen sind sowohl abhängig von der äußeren Belastung als auch von der inneren Belastung jeweils in Abhängigkeit von der Geometrie des Lastfalls, wie z.B. der Skelettgeometrie und der Lage der einzelnen Segmente. Dies hat unmittelbar zur Folge, dass bei gleicher äußerer Belastung unterschiedliche innere Belastungen resultieren können und somit die an der Peripherie gemessene Reaktionskraft zwar einen wesentlichen Faktor im Belastungsverhalten darstellt, nicht aber identisch mit der Belastung ist.

Wird die innere Belastung auf den Querschnitt sowie die Geometrie und Materialeigenschaften der belasteten Elemente bezogen, so kann die

Beanspruchung der zu betrachtenden Struktur ermittelt werden. Die hierbei aus den inneren Belastungen resultierenden Beanspruchungen sind von ganz besonderer Bedeutung, da insbesondere für biologische Materialien sog. Beanspruchungsgrenzen gelten, bei deren Überschreitung irreversible Strukturveränderungen wie, z.B. Risse oder Brüche der entsprechenden Struktur, auftreten. Die tatsächlich ermittelten Beanspruchungen der zu analysierenden Struktur geben schließlich Aufschluss darüber, inwieweit bei der Ausführung bestimmter Bewegungen die Beanspruchungstoleranz ausgenutzt wird bzw. wie „gefährdet“ das betrachtete Element hinsichtlich irreversibler Strukturveränderungen ist. Die Beanspruchung einer zu analysierenden Struktur hängt somit sowohl von der Belastung als auch von Querschnitt, Geometrie und Materialeigenschaft der belasteten Struktur ab, so dass bei gleicher Belastung unterschiedliche Beanspruchungen auftreten können.

Aufgrund der Schwierigkeit, sowohl die innere und äußere Belastungsverteilung als auch die beanspruchten Querschnitte hinreichend genau zu ermitteln, werden im Rahmen von in der Literatur zitierten Studien entsprechend der Darstellung in Kapitel zwei und drei sportliche Bewegungen in den meisten Fällen unter dem Aspekt einer Bewegungs- nicht aber einer Belastungs- bzw. Beanspruchungsanalyse durchgeführt oder ausschließlich Belastungen bestimmt und mittels diverser intra- bzw. interindividueller Vergleiche Aussagen getroffen.

Um die individuelle unmittelbare Auswirkung einer von außen auf den menschlichen Organismus einwirkenden Belastung, wie die während der Landung beim Inline-skatenden Kind auftretenden Beanspruchungen, detailliert zu erfassen, muss ausgehend von realen kinematischen, anthropometrischen sowie dynamometrischen Daten inline-skatender Kinder eine Strategie zur Berechnung der inneren Belastungen sowie der daraus resultierenden Beanspruchungen entwickelt werden. Die Entwicklung und Durchführung dieser Strategie zur Ermittlung der beanspruchungsrelevanten Aussagen während des Inline-Skatings von Kindern steht im Zentrum vorliegender Arbeit.

Exemplarisch für Sprünge aus dem Alltag wird eine Landesituation nach einem Sprung aus einer Höhe von  $0,35\text{ Metern}$  bei einer durchschnittlichen Rollgeschwindigkeit von  $2,6\frac{\text{m}}{\text{sec}}$  vor Verlassen der Bank auf deren Belastungs- bzw. Beanspruchungsgefüge hin analysiert. Die Analyse erfolgt schwerpunktmäßig unter folgenden Gesichtspunkten:

A) Berechnung der charakteristischen Belastungs- bzw. Beanspruchungsgefüge im Bereich der Knorpelflächen der Kniegelenke während charakteristischer Zeitpunkte der Landephase

B) Aufzeigen charakteristischer Veränderungen der Beanspruchungsgefüge bei Variation diverser Parameter

Im Rahmen einer Parameterstudie werden diverse Modellparameter variiert, entsprechende Landesituationen aus A) simuliert und die resultierenden Belastungs- bzw. Beanspruchungsergebnisse im Bereich der Kniegelenke wiederum ermittelt, verglichen und diskutiert. Da Kinder und Jugendliche in vielen Fällen mangelhafte muskuläre Absicherungen aufweisen, erfolgen hierbei diverse Erhöhungen bzw. Reduktionen verschiedener Muskelaktivitäten, die sich im Bereich von  $\pm 15\%$  der vorhandenen Muskelaktivität befinden und somit in Bereichen liegen, die auf Basis mittelfristiger trainingsbedingter Veränderungen erzielt werden können. Hierbei stehen folgende Fragestellungen im Vordergrund:

- ❖ Welche Auswirkungen hat eine um 15% reduzierte Aktivität im Bereich der Muskulatur der Ober- bzw. Unterschenkelrückseite?
- ❖ Welche Auswirkungen hat eine um 15% reduzierte Muskelaktivität im Bereich des Mus. Quadrizeps?
- ❖ Wie wirkt sich eine 15%ige Reduktion aller Muskelgruppen auf die resultierenden Beanspruchungen im Bereich der Knorpelflächen der Kniegelenke aus?
- ❖ Welche Auswirkungen hat eine um 15% erhöhte Muskelaktivität im Bereich aller Muskeln?

C) Erarbeitung konkreter Vorschläge zur Belastungs- bzw. Beanspruchungsreduktion

Auf Basis der vorliegenden Erkenntnisse kann schließlich folgende

Fragestellung diskutiert werden:

Welche realistischen Maßnahmen können zur Beanspruchungsreduktion kindlicher Kniegelenke während diverser Landevorgänge beim Inline-Skating durchgeführt werden?

## **6 FEM zur Belastungs- und Beanspruchungsanalyse von Landevorgängen beim Inline-Skating von Kindern**

Das vorliegende Kapitel umfasst die Darstellung der empirischen Vorgehensweise der Arbeit. In einem ersten Schritt wird der methodische Ansatz dargestellt. Abschnitt eins stellt hierbei zunächst die Untersuchungsdurchführung dar. Im Anschluss daran werden die drei wesentlichen, zur Datenerfassung herangezogenen Messverfahren aufgezeigt. Über die zur Datenerfassung verwendeten Verfahren hinaus beschreibt Abschnitt drei die Datenverarbeitung ausgehend von den gemessenen Rohdaten hin zu den Eingabedaten des FE-Modells. Des Weiteren erfolgt die Dokumentation des eigentlichen Modellbildungsprozesses einschließlich Berücksichtigung der Geometrie und Massenverhältnisse der einzelnen Teilkörper, der verwendeten Kopplungs- und Dämpfungskonstanten, der Anfangsbedingungen, einer Boden-Kontakt-Modellierung sowie der Modellierung der Kniegelenke mittels der Methode der Finiten Elemente. Die Ergebnisse der auf Basis dieses Modells durchgeführten Simulationen werden im Rahmen von Kapitel 6.2 dokumentiert, diskutiert und bewertet, in dem zunächst die charakteristischen Belastungs- und Beanspruchungsgefüge der Landevorgänge im Einzelnen dargestellt werden. Im Folgenden werden die nach systematischer Parametervariation resultierenden Belastungs- bzw. Beanspruchungsgefüge unter den in Kapitel fünf formulierten Fragestellungen dargestellt, verglichen und bewertet. Der letzte Teil dieses Kapitels beinhaltet schließlich das Aufzeigen charakteristischer Veränderungen der Belastungs- und Beanspruchungsverläufe nach systematischer Parametervariation und leitet daraus konkrete Vorschläge zur Belastungsreduktion ab.

### **6.1 Methodischer Ansatz - Die Arbeitsschritte der FE-Belastungsanalyse**

Anhand eines Flussdiagramms wird zunächst ein chronologischer Überblick über die Arbeitsschritte, beginnend mit der Datenerfassung bis hin zur Ableitung konkreter Vorschläge zur Belastungsreduktion, gegeben.

Zur Realisierung der in Kapitel sechs formulierten Problemstellung liegt dieser Arbeit das folgende methodische Vorgehen zugrunde.

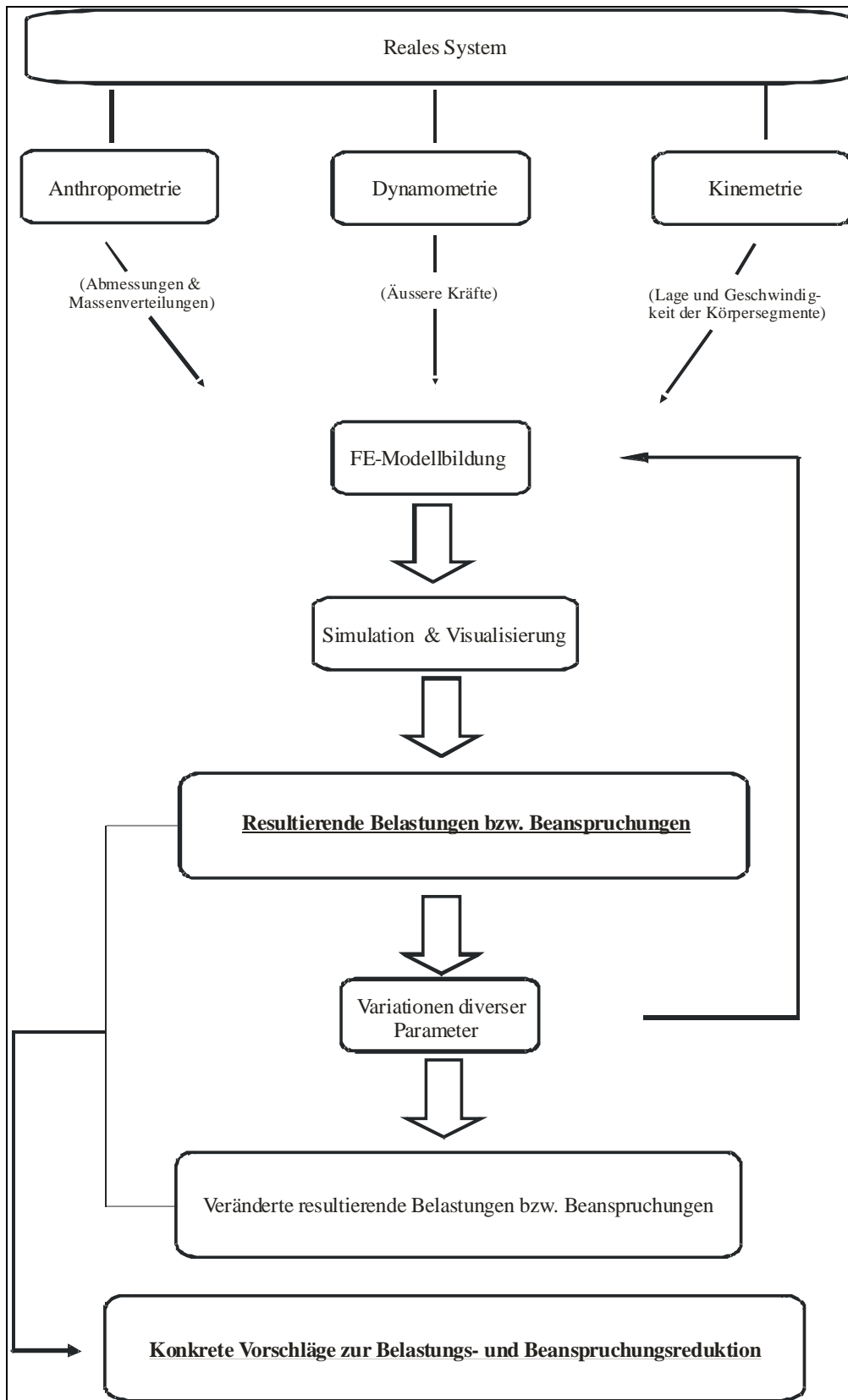


Abb. 9: Flussdiagramm zur Methodik

Voraussetzung für die Berechnung der resultierenden Belastungs- bzw. Beanspruchungsgefüge beim Inline-Skating von Kindern bildet die Bestimmung der anthropometrischen Parameter, das Messen der Bodenreaktionskräfte sowie das Messen der translatorischen bzw. rotatorischen Bewegungen aller Körpersegmente. Durch Eingabe dieser empirisch ermittelten Daten in das Finite-Elemente-Modell werden die resultierenden Belastungen und Beanspruchungen entsprechend Kapitel sechs berechnet. Diese Modellausgabe dient als Ergebnis der invers-dynamischen FE-Modellrechnung.

In den darauf folgenden Simulationsläufen werden wiederum die empirisch ermittelten anthropometrischen, dynamometrischen und kinematischen Daten eingelesen. Im Rahmen einer Parameterstudie werden nun systematische Veränderungen der Eingabedaten vorgenommen und die resultierenden Belastungen und Beanspruchungen erneut berechnet.

Die Differenz zwischen den resultierenden Belastungen und Beanspruchungen vor bzw. nach systematischer Variation diverser Belastungsparameter ermöglicht die Berechnung wesentlicher Belastungsparameter und resultiert im Ableiten konkreter Vorschläge zur Belastungs- und Beanspruchungsreduktion.

### 6.1.1 Untersuchungsdurchführung

#### A) Versuchsaufbau

Zur Analyse der Belastungs- bzw. Beanspruchungsgefüge der zu analysierenden Landevorgänge während des Inline-Skatings von Kindern wird das optische Messsystem CV-M-30 verwendet (vgl. Anhang C: Technische Daten). Hierbei werden zwei Kameras orthogonal zueinander und senkrecht zur Bewegungsrichtung der Probanden postiert. Eine dritte Kamera zeichnet den gesamten Bewegungsablauf der Probanden auf.

Kamera eins wird auf einen Anstellwinkel von  $5^\circ$  eingestellt, die Kamerahöhe beträgt 86.2 Zentimeter über dem definierten Nullniveau (Höhenangaben jeweils Oberkante Cameragehäuse), der Abstand von der Objektebene beträgt 605 Zentimeter. Kamera zwei arbeitete in einem Winkel von  $6^\circ$ , einer Höhe von 87.5 Zentimetern und steht in einem Abstand von 675 Zentimetern zur Objektebene.



Um mögliche Störeinflüsse auszuschließen, werden alle Aufnahmen nach Einbruch der Dunkelheit durchgeführt. Um optimale und homogene Lichtverhältnisse zu gewährleisten, bestrahlen vier Lampen den Probanden von der Decke.

Abbildung 10 stellt den gesamten Versuchsaufbau schematisch dar.

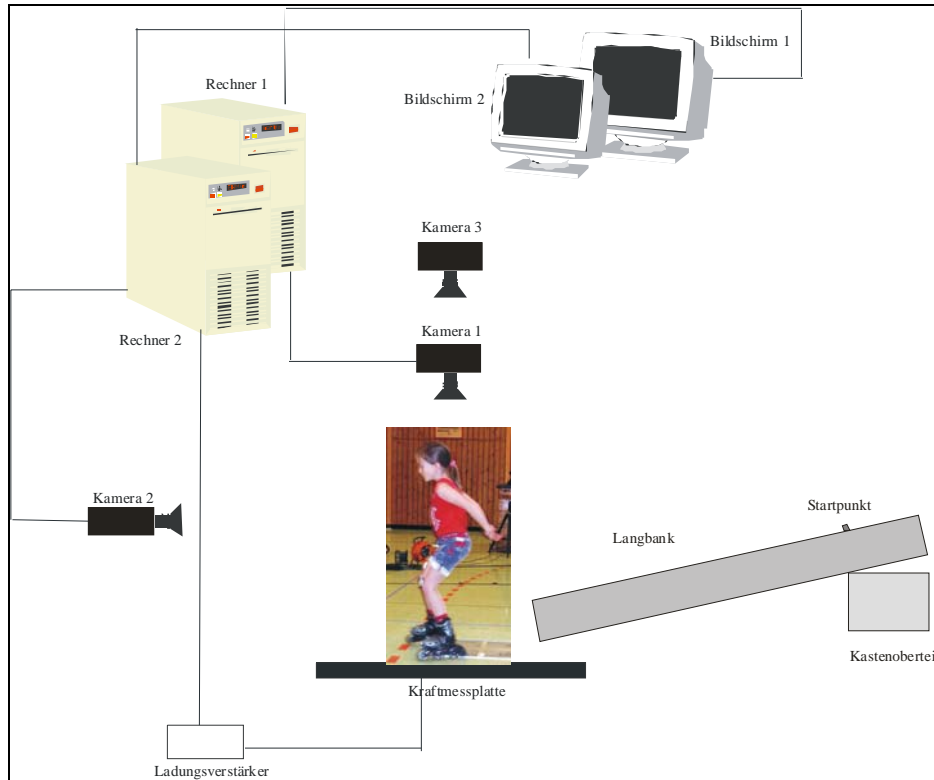


Abb. 10: Darstellung des gesamten Versuchsaufbaus

## B) Versuchsdurchführung

An der vorliegenden Untersuchung zur Analyse verschiedener Landebewegungen beim Inline-Skating von Kindern partizipieren eine weibliche sowie eine männliche Versuchsperson im Alter von sieben und zwölf Jahren. Beide Probanden sind mit dem Inline-Skating vertraut, haben bereits mehrmals kleine Sprünge aus verschiedenen Höhen durchgeführt und verfügen über ein unterschiedliches Maß an Bewegungserfahrung bei Landevorgängen während des Inline-Skatings.

Die Untersuchungen finden in der Universitätssporthalle der Universität Tübingen statt. Dabei durchlaufen die Probanden folgende Stationen:

- 1) Aufwärmen und Einspringen: Das Aufwärmen und Einspringen gestaltet sich spielerisch, wird von beiden Probanden individuell durchgeführt und findet unter den Gesichtspunkten der Vorbereitung des Organismus auf die bevorstehende Belastung, der Vorbeugung von Verletzungen sowie dem

Kennen lernen der während der Untersuchung auszuführenden Sprungbewegung statt.

- 2) Markierung der Gelenkpunkte durch sieben Marker: Die Körpermarker werden entsprechend Kapitel 6.1.2 an die Gelenkpunkte angeklebt.
- 3) Durchführung der Sprünge: Die Probanden haben die Aufgabe, bei auf dem Rücken fixierten Armen von einem definierten Startpunkt aus die Rampe beidbeinig hinunter zu rollen. Das Hauptinteresse liegt jeweils auf einer möglichst perfekten, beidbeinigen Landung im Zentrum der Kraftmessplatte, die sich in Verlängerung der Rampe im Boden implementiert befindet. Hierzu werden von jedem Probanden 10 Sprünge durchgeführt und mit Hilfe der in Kapitel 6.1.2 dargestellten Messmethodiken aufgezeichnet.
- 4) Anthropometrische Vermessung: Um die anthropometrischen Daten zu erfassen, werden die Probanden entsprechend Kapitel 6.1.2 vermessen.

#### 6.1.2 Messverfahren zur Datenerfassung

##### A) Anthropometrie

Die Erfassung der anthropometrischen Merkmale erfolgt nach Angaben von Hanavan (1964). Die Probanden werden in leichter Sportbekleidung und ohne Schuhe bzw. Inline-Skates mit einem Maßstab bzw. einem Bandmaß mit einer Auflösung von  $0,1\text{cm}$ , einer Wasserwaage sowie einer handelsüblichen Personenwaage mit einer Auflösung von  $100\text{Gramm}$  vermessen.

Zur Beschreibung der anthropometrischen Eigenschaften wird jedes Körpersegment mit physikalischen Charakteristika belegt, wobei elastische Eigenschaften zu einem späteren Zeitpunkt im Rahmen der FEM gesondert Berücksichtigung finden. Jedes Segment wird zunächst als starrer Körper betrachtet, der durch seine Masse, Länge, Lage des Körperschwerpunktes und durch sein Trägheitsmoment bis auf Isomorphie eindeutig bestimmt ist. Zur Berechnung dieser Parameter werden die Probanden bzgl. verschiedener anthropometrischer Merkmale vermessen<sup>3</sup>. Während die Segmentmassen nach Clauser et al. (1969) berechnet werden, dienen die von Hanavan aufgestellten Regressionsgleichungen schließlich der Berechnung der

---

<sup>3</sup> Die gemessenen Merkmale sowie deren Definitionen sind Anhang A zu entnehmen.

weiteren für das Modell als Eingabeparameter benötigten individuellen, mechanischen Körpersegmentparameterwerte.

### B) Dynamometrie

Das Modell benötigt als weitere Eingabeparameter die von außen auf das inline-skatende Kind einwirkenden Kräfte, wie zum Beispiel die Gravitationskraft. Zur Berechnung weiterer Kraftkomponenten dient eine Kraftmessplatte der Firma Kistler (vgl. Anhang C: Technische Daten). Sie soll auftretende Stützkkräfte möglichst genau erfassen, ohne den zu untersuchenden Bewegungsablauf zu beeinflussen. Die Platte verfügt über eine Abmessung von 0.40 m x 0.60 m. Ein Ladungsverstärker wandelt die erzeugte Ladung in Spannung um, so dass ein Signal von  $\pm 10$  Volt vorliegt. Das Signal wird über eine AD-Wandlerkarte analogdigital mit 12 Bit umgewandelt. Dies entspricht einer Auflösung von  $2^{12}$  Pixeln. Schließlich gelangen die digitalisierten Daten in einen PC und werden dort abgespeichert. Somit sind alle dynamometrischen Daten, die das Modell als Eingabeparameter benötigt, erfasst.

Die gemessenen Bodenreaktionskräfte dienen insbesondere der Abschätzung der Modellgüte. Hierzu wird eine Metrik definiert, die den Abstand zwischen gemessener und berechneter Bodenreaktionskraft zu jedem Messzeitpunkt  $t$  bestimmt.

### C) Kinemetrie

Das verwendete Messsystem hat die Aufgabe, alle Bewegungen der definierten Körpersegmente während der zu analysierenden Landevorgänge zu erfassen. Zu diesem Zweck wird das optische Messsystem CV-M30 verwendet. Die Kameras werden mit 16 mm-Pentax-Objektiven der Firma Cosmocar mit Blenden von 1:1,4 ausgestattet. Die Bildfrequenz beträgt 120 Bilder pro Sekunde bei einer Gesamtaufnahmezeit von 1,25 Sekunden. Die Blendenöffnungszeit (elektronischer Shutter) beträgt  $\frac{1}{1000}$  Sekunde. Dieses System ermöglicht die Bilderfassung mit

infinitesimaler Rückwirkung auf die Probanden. Um die hohe Rate der Bilderfassung zu realisieren, arbeiten die CV-M30-Cameras mit CCD-Chips mit 768x494 Bildelementen. Die Auflösung der CCD-Chips wird außerdem durch die Anwendung einer Subpixel-Arithmetik erhöht. Diese subpixelgenaue Bestimmung der Konturen erfolgt unter Anwendung eines Kantendetektionsverfahrens. Jedes Segment kann hierbei durch seine Länge und eine bestimmte Anzahl von Durchmessern

beschrieben werden (vgl. DBS, 1998, S. 67). Auf Basis derartiger Voraussetzungen resultiert die Aufnahme des in Abbildung 11 dargestellten Bewegungsablaufs eines inline-skatenden Kindes.

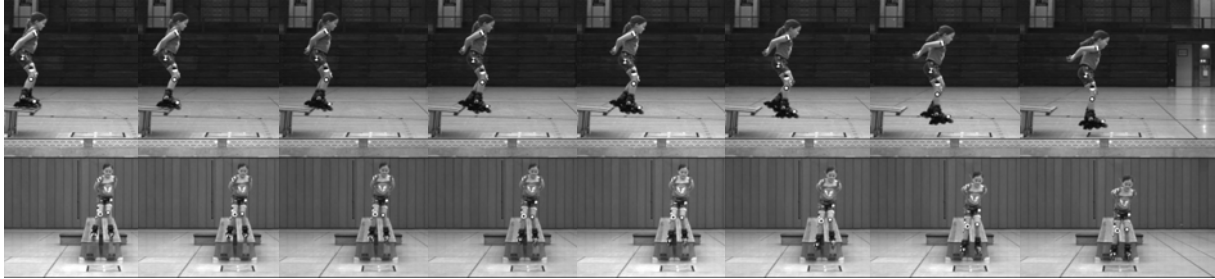


Abb.11: Kinemetrisch erfasster Bewegungsablauf eines inline-skatenden Kindes

Zur optischen Verdeutlichung der Körperpunkte werden an den Probanden jeweils 8 Marker so angebracht, dass sie das Körpermodell vollständig definieren. Abbildung 12 verdeutlicht die an folgenden von außen zu ertastenden Lokationen befestigten Markierungspunkte<sup>4</sup>.



- Marker 1: Humeroulnargelenk
- Marker 2: Acromion
- Marker 3: Trochanter major
- Marker 4: Proximalis Epicondylus lateralis femoris
- Marker 5: Patella
- Marker 6: Distalis Epicondylus lateralis femoris
- Marker 7: Malleolus lateralis
- Marker 8: Lateraler Rand des Metatarsal

Abb. 12: Markerpositionierung

Die ermittelten Ortskoordinaten der Marker werden direkt über die Digitalisierungskarte Genesis/LC auf einen PC transferriert. Dabei taktet Genesis/LC die beiden Kameras, liest zeitgleich die beiden Signale ein und schreibt die ermittelten Daten in den Hauptspeicher, Genlocking ist somit nicht notwendig. Mit

---

<sup>4</sup>Aufgrund der Herstellung der Marker aus Papier besitzen sie eine sehr geringe Masse und beeinträchtigen den Probanden während seiner Sprünge nur geringfügig. Sie haben unterschiedlichen Durchmesser, besitzen diverse Aufdrucke und werden direkt auf die Haut geklebt. Das hierzu verwendete Klebeband wurde in verschiedenen Experimenten zuvor sowohl auf seine Klebefähigkeit während Schweißbildung als auch auf seine Hautverträglichkeit getestet und stellte sich als zuverlässig heraus.

Hilfe der eigenentwickelten Software V2000 (Schiebl, 2001) werden die Messpunkte digitalisiert und deren Koordinaten abgespeichert.

Abbildung 13 liefert eine grafische Veranschaulichung der gesamten Messkette.

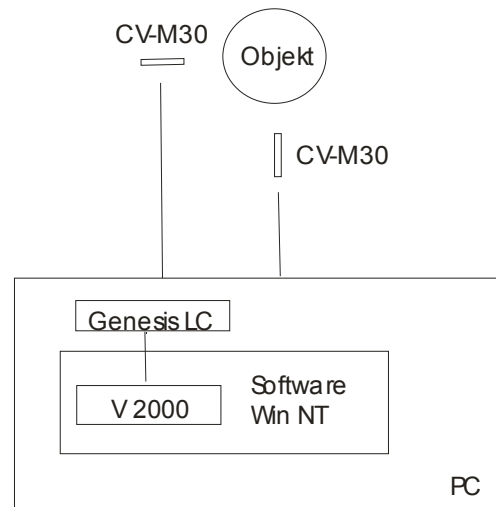


Abb. 13 Kinematische Messkette

Mit Hilfe der Filmanalyse kann somit über den gesamten Zeitraum des Landevorgangs beim Inline-Skating Bild für Bild der Bewegungsablauf erfasst werden, so dass alle erforderlichen Parameter als Messwerte zur Verfügung stehen.

Die Erfassung und Weiterverarbeitung aller Rohdaten, wie beispielsweise die Berechnung der Gelenkwinkel zur Eingabe in das Modell bzw. die Glättungsroutine, erfolgt mittels der in Kapitel 6.1.3 dargestellten Operationen.

Da es sich bei allen Versuchen um symmetrische, zweibeinige Landevorgänge handelt, erfolgen die Berechnungen entsprechend der Modellierung jeweils für das rechte Bein.

### 6.1.3 Datenverarbeitung

Die anthropometrischen Daten liegen bereits in der Form vor, in der sie das Modell verwendet.

Die dynamometrischen Daten können ebenfalls in der vorliegenden Form zur Modellvalidierung verwendet werden.

Somit stehen alle Parameter der anthropometrischen sowie der dynamometrischen Eingabedaten für das FE-Modell zur Verfügung.

Um die räumlichen Verläufe der definierten Körperpunkte zu bestimmen, müssen die mit Hilfe des optischen Messsystems ermittelten Ortskoordinaten der 8 Körpermarker weiterverarbeitet werden. Zunächst wird die räumliche Lage der Markierungspunkte rekonstruiert und daraus die Lage der Körpersegmente rückberechnet. Bildverarbeitungsmethoden werden eingesetzt, um die Mittelpunkte der Markierungspunkte zu ermitteln bzw. die Bahnen der Markierungspunkte während der Landebewegung zu verfolgen.

### Kalibration

Die Abbildung eines Objektpunktes aus dem dreidimensionalen Anschauungsraum in eine zweidimensionale Bildebene wird grundsätzlich mit dem Begriff der Parallelprojektion bezeichnet. Für die Rekonstruktion ist die Kenntnis über den projektiven Zusammenhang aller beteiligten Koordinatensysteme, wie z.B. den Weltkoordinaten, den idealen Bildkoordinaten und den Kamerakoordinaten notwendig. Zur Berücksichtigung der Abstände verschiedener Punkte von den beiden Kameras, aus denen schließlich nicht zu vernachlässigende Verzerrungen resultieren können, wird eine Referenzebene definiert, auf die sämtliche Abstände projiziert werden. In dieser Referenzebene wird ein rechteckiger Kalibrierrahmen positioniert, der mit identischer Kameraeinstellung wie die Probanden am Anfang bzw. Ende der Videoaufnahmen aufgenommen wird. Der Vorgang der Kalibration besteht nun darin, mit Eingabe einer Menge von Punktepaaren (Szenenpunkt-Bildpunkt) die zu ermittelnden Kameraparameter möglichst exakt auf das gewählte Kameramodell anzupassen, wobei die im Kamerabild detektierten Punkte eindeutig den mit Weltkoordinaten bekannten Punkten des Kalibrierobjekts zugeordnet sind. Mit den ermittelten Kameraparametern lässt sich dann die beobachtete Szene rekonstruieren.

Um die Güte der in der Literatur dargestellten Kalibrationsverfahren abzuschätzen und die Auswahl eines möglichst exakten Kalibrationsverfahren zu gewährleisten, kommen zwei Verfahren zur Kalibration vorliegender Daten zum Einsatz. Ein im Bereich der Sportwissenschaft bereits etabliertes Kalibrationsverfahren nach Tsai (1986) sowie ein Kalibrationsverfahren nach Hoppe et al. (2002), das relativ neu entwickelt wurde und im Bereich der Biomechanik des Sports derzeit noch nicht eingesetzt wurde. Das in der Biomechanik des Sports häufig eingesetzte Verfahren

DLT wird in seiner ursprünglichen Form hierbei nicht betrachtet, da sich dieses Verfahren für Weitwinkelobjektive, wie sie im Rahmen der vorliegenden Arbeit verwendet wurden, aufgrund des fehlenden radialen Linsenverzerrungsausgleichs nicht eignet. Sowohl das Kalibrationsverfahren nach Hoppe als auch das Kalibrationsverfahren nach Tsai werden entsprechend Abbildung 14 auf einen dreidimensionalen Passpunktrahmen der Größe  $121,5m \times 123,5m \times 169,7m$  mit  $240$  Passpunkten angewendet.

Um den Entscheidungsprozess für eines der beiden Verfahren zu erläutern, erfolgt eine kurze Darstellung der grundlegenden Prinzipien beider Kalibrationsverfahren sowie die Darstellung der Genauigkeit der jeweiligen Strategie. Auf die mathematische Darstellung wird mit Blick auf Übersichtlichkeit im Rahmen dieses Kapitels verzichtet und auf Tsai (1986) sowie auf Hoppe et al. (2002) verwiesen.

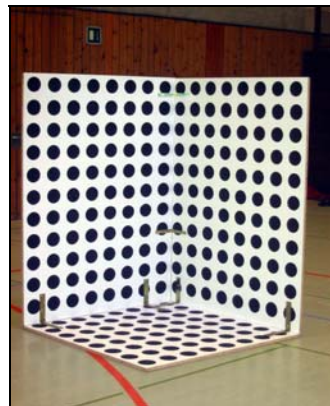


Abb. 14: Dreidimensionales Kalibrationsmodell

Voraussetzung für das Kalibrationsverfahren von Tsai ist ein Kalibrationsmodell, das mindestens sieben nicht komplanare Punkte liefert. Zunächst sind elf, den Projektionsvorgang beschreibende Kameraparameter bzgl. äußerer als auch innerer Orientierung zu bestimmen. Parameter der äußeren Orientierung, die sowohl die Position als auch Orientierung der Kamera im Raum beschreiben, sind hierbei z. B. die Rotation um die x-Achse mit Winkel  $\alpha$ , die Rotation um die y-Achse mit Winkel  $\beta$ , die Rotation um die z-Achse mit Winkel  $\gamma$  sowie die Translation in x-, y- und z-Richtung. Die intrinsischen Parameter hingegen beinhalten sowohl die Brennweite, den x- bzw. y-Wert des Bildhauptpunktes, den Skalierungsfaktor als auch den radialen Linsenverzerrungskoeffizienten.

Abbildung 15 zeigt einige Parameter des Kameramodells nach Tsai. Der Punkt P kann hierbei sowohl über das Kamerakoordinatensystem mittels der Koordinaten  $P(x_c, y_c, z_c)$  als auch mittels durch die Koordinaten  $P(x_w, y_w, z_w)$  dargestellt werden.

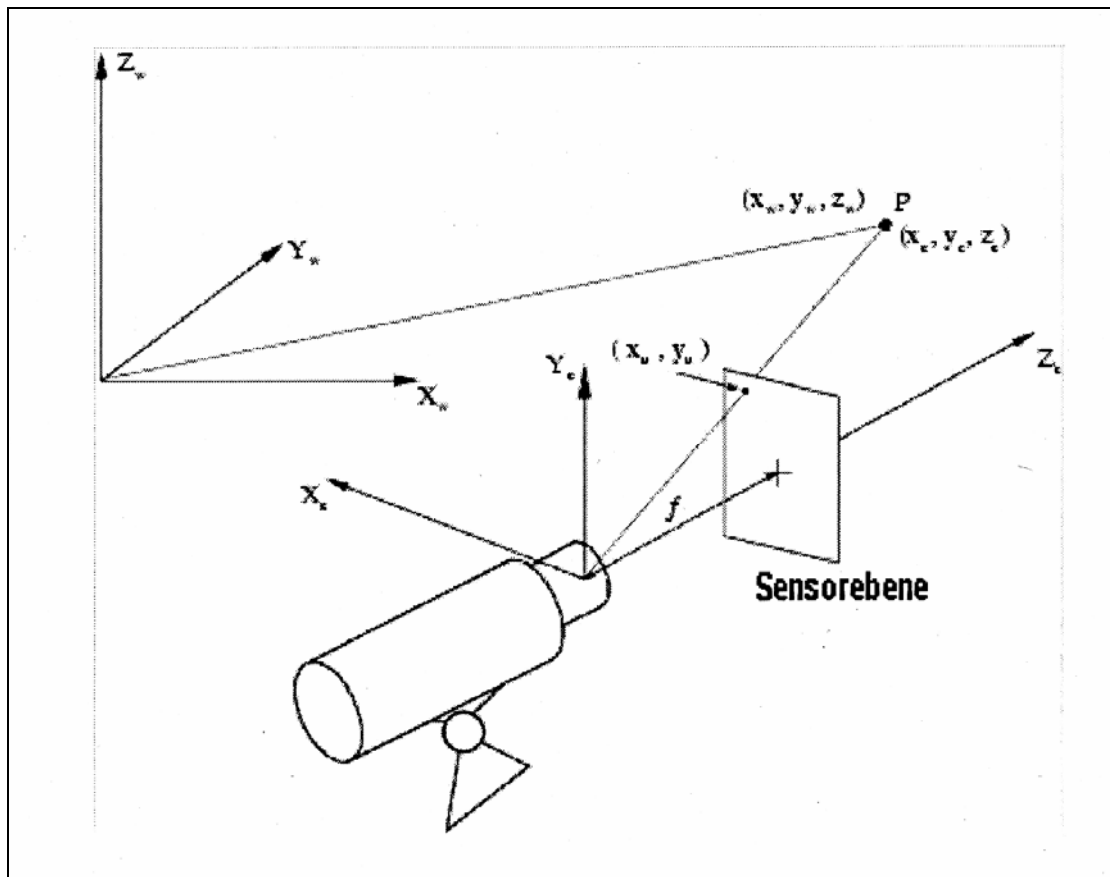


Abb. 15: Prinzip des Kameramodells nach Tsai (Tsai, 1987, 117)

Zur Transformation der 3-D-Szene auf die 2-D-Sensorszene der Kamera wird in fünf Schritten vorgegangen. Zunächst werden die Szenenkoordinaten  $(x_w, y_w, z_w)$  mittels einer Translation sowie einer Rotation in Kamerakoordinaten  $(x_c, y_c, z_c)$  transformiert. Die resultierenden Kamerakoordinaten werden nun in unverzerrte Sensorkoordinaten  $(x_u, y_u)$  entsprechend der mathematischen Strahlensätze umgewandelt. Im Weiteren erfolgt die Transformation dieser unverzerrten Sensorkoordinaten zunächst in verzerrte Sensorkoordinaten  $(x_d, y_d)$  und dann in digitalisierte Bildkoordinaten  $(x_f, y_f)$ . Aus der somit resultierenden Relation zwischen Szenenpunkt und Bildpunkt können die Kameraparameter bestimmt werden, so dass schließlich die Kamerakoordinaten in Weltkoordinaten des zu rekonstruierenden Szenenpunktes transformiert werden können. Auf diese Weise resultiert ein Punkt auf der Sensorebene, durch dessen Mittelpunkt eine Abbildungsgerade vom Kameraursprung der beiden Kameras gelegt werden kann, auf der sich der Szenenpunkt befindet. Das Schneiden dieser beiden



Geraden liefert schließlich den gewünschten Szenenpunkt einschließlich seiner Weltkoordinaten. Abbildung 16 veranschaulicht dieses Vorgehen.

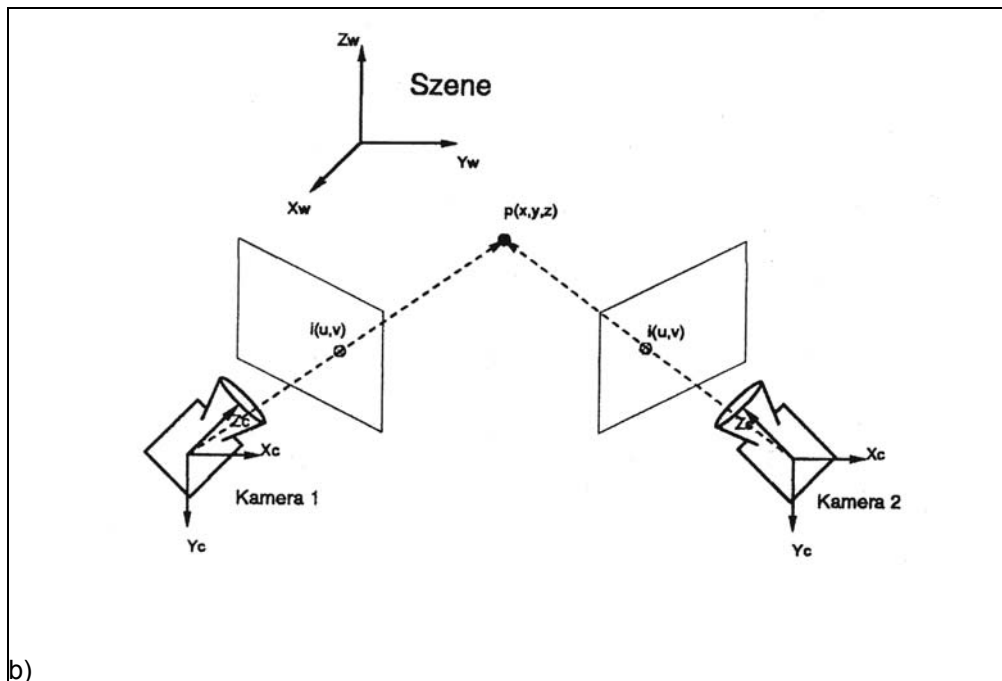
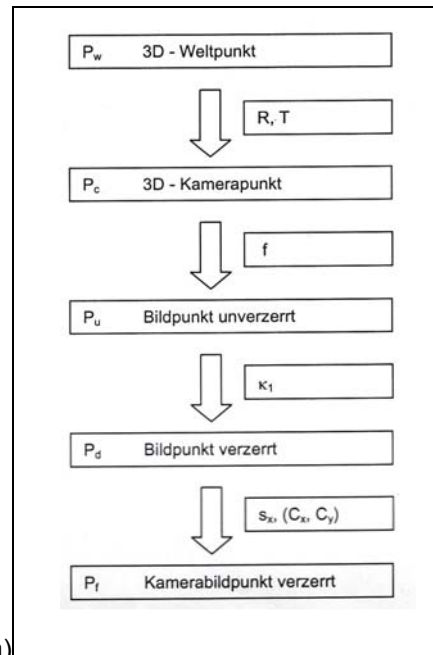


Abb. 16: a) Schematische Darstellung der Vorgehensweise der Kamerakalibration nach Tsai einschließlich

b) Veranschaulichung Triangulation mittels zweier Kameras (vgl. Tsai, 1986,117)



Entsprechend Abbildung 17 wird im Rahmen des Kalibrationsverfahrens nach Hoppe et al. die CCD- bzw. die LCD-Ebene der Kamera auf eine zu dieser parallelen Ebene durch den Ursprung des verwendeten Koordinatensystems projiziert, so dass eine Ebene C definiert ist. Da die optische Achse orthogonal auf der CCD- bzw. auf der LCD-Ebene steht, kann das Zentrum der Linsenverzerrung F durch die orthogonale Projektion von Z auf C ermittelt werden. Aus den verzerrten Pixelkoordinaten resultieren dann die unverzerrten Pixelkoordinaten und daraus entsprechend die unverzerrten Koordinaten auf der Ebene C. Mittels der bei Hoppe et al. verlangten mindestens sechs Referenzpunkte können dann die benötigten 13 Modellparameter durch Lösen eines linearen Gleichungssystems iterativ berechnet werden. Im Gegensatz zum Kalibrationsverfahren von Tsai wird bei mathematischer Betrachtung der den Verfahren zugrunde liegenden Gleichungen deutlich, dass Hoppe et al. zur Entwicklung diverser Terme im Rahmen der Bestimmung der verzerrten Pixelkoordinaten sowohl gerade als auch ungerade Terme berücksichtigt, während bei Tsai ausschließlich gerade Exponenten Beachtung finden. Nach Auffassung von Hoppe et al. sowie auf Basis analytischer Überlegungen kann darin ein wesentlicher Grund für exaktere Parametrisierungen liegen. Tabelle vier belegt diese Vermutung mittels eines Vergleichs der mittleren Pixelabweichung der jeweils berechneten von den ursprünglichen Pixelkoordinaten bzgl. beider Kalibrationsverfahren.

Tab. 4. Vergleichende Veranschaulichung der Kalibrationsergebnisse nach Tsai und nach Hoppe et al. anhand zweier Datensätze (vgl. Hoppe et al., 2002, S. 12)

Modell	Mittlere Pixelabweichung Datensatz 1 (in Pixeln)	Mittlere Pixelabweichung Datensatz 2 (in Pixeln)
Tsai	0,351	0,361
Hoppe et al.	0,188	0,171

Tabelle vier zeigt diverse, mit dem Modell nach Hoppe et al. besser als mit dem Modell nach Tsai parametrisierbare Datensätze, so dass im Rahmen vorliegender Arbeit das insbesondere mit weniger Implementierungsaufwand arbeitende Kalibrationsverfahren nach Hoppe et al. Anwendung findet.

Mit Hilfe der Kalibration sind somit alle Längenverhältnisse in vertikaler und horizontaler Richtung eindeutig bestimmt und die räumlichen Fehler der Abbildung

auf ein Minimum reduziert, so dass die Kalibration im vorliegenden Fall bis auf  $0,6\text{cm}$  genau erfolgt, was mit einem relativen Fehler von  $0,04\%$  zu bezeichnen ist.

Zur weiteren Ermittlung der Raum-Zeit-Verläufe der definierten Körperpunkte, die dem FE-Modell als Eingabedaten dienen, müssen die mit Hilfe des optischen Messsystems ermittelten und bereits kalibrierten Ortskoordinaten der sieben Körpermarker weiterverarbeitet werden. Die abgetasteten und mit Fehlern behafteten, rekonstruierten Gelenkpunktverläufe wurden hierzu mittels eines Butterworth-Filters geglättet, um fehlerhafte Schwankungen zu reduzieren. Die optimale Cutoff-Frequenz wurde zuvor mittels einer Residualanalyse nach Winter berechnet und lag abhängig von jedem Körpermarker zwischen fünf und sieben Herz (vgl. Nagano et al., 2003, S. 196).

Mittels Konstruktion diverser Geraden und Ebenen durch die Markerpunkte und der Anwendung trigonometrischer Operationen auf den dreidimensionalen Verlauf der Messpunkte wird sowohl die Gelenkwinkel-Ausgangsposition als auch die einzelnen Gelenkwinkelverläufe bestimmt und können somit in den Gelenken des Modells vorgegeben werden. Die Berücksichtigung der Gelenkwinkelveränderungen in der Frontal- sowie der Transversalebene würde zu Problemen in der Modellierung der Roll- bzw. Reifen-Boden-Kontaktsituation führen, die den Rahmen der vorliegenden Arbeit bei Weitem übersteigen würden. Abbildung 18 stellt die entsprechenden Segmente und Gelenkwinkel des Modells dar.

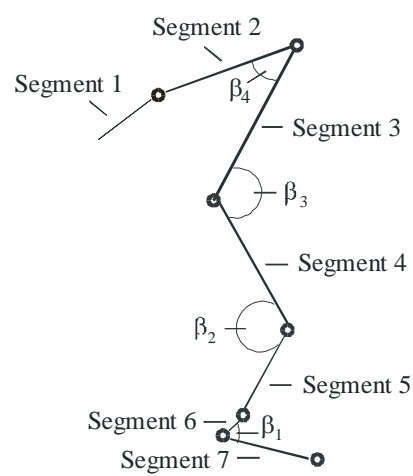


Abb. 18: Bezeichnung der Segmente und Gelenkwinkel

Somit stehen alle, dem Modell als Eingabedaten benötigten Parameter zur Verfügung, so dass das FE-Modell erstellt werden kann.

Zur Konkretisierung bzw. Programmierung dieses Modells findet ein spezielles Softwarepaket Anwendung. Um das Modell des inline-skatenden Kindes im Folgenden in der Modellierungs- und Simulationssoftware VisualNastran erstellen zu können, müssen zunächst die einzelnen Modellkomponenten auf Basis des Modelloriginals berechnet werden. Diese Darstellung erfolgt im nächsten Abschnitt.

#### 6.1.4 Modellbildung

Soll, wie in der vorliegenden Arbeit, die Analyse eines mehrgliedrigen Körpers während verschiedener Landevorgänge durchgeführt werden, ist diese Untersuchung nur unter Berücksichtigung von Eigenbewegungen der verschiedenen Teilsegmente möglich. Ein experimentelles Vorgehen, bei dem zum Beispiel einzelne Glieder immobilisiert werden, ist daher kaum möglich. Die Lösung dieses Problems kann lediglich mit Hilfe eines geeigneten Modells erfolgen.

Ein bislang bei biomechanischen Untersuchungen häufig herangezogenes Mehrkörpermodell des menschlichen Körpers wurde bereits 1964 von Hanavan auf der Basis anthropometrischer Messungen zur Berechnung der Trägheitscharakteristika des menschlichen Körpers und seiner Segmente entwickelt. 25 anthropometrische Maße, die sowohl Körpermasse und Körperlänge, als auch Umfang, Länge, Breite und Tiefe der Segmente beschreiben, werden in das Modell eingegeben, um individuelle Massenpunkte und Trägheitstensoren des Körpers und seiner Segmente zu berechnen. Ursprünglich wurde dieses Modell für Bewegungssimulationen in der Raumfahrtforschung entwickelt. Bis heute wurde das Modell des menschlichen Körpers nach Hanavan in sportwissenschaftlichen Untersuchungen mehrfach erfolgreich angewendet, wie z.B. für Simulationsmodelle im Hochsprung (Preiß, 1987), für den Absprung zum Flick-Flack am Boden (Spaepen, 1983), für die dreidimensionale Computersimulation zur Entwicklung neuer Elemente im Kunstturnen (Hong, 1991), für Flugteile im Bodenturnen (Brüggemann et al., 1990) etc. Das Hanavan-Modell bietet eine gute Approximation des Modellvolumens bzw. der Modellmassen an das Originalvolumen bzw. die Originalmasse und erfasst die

mechanischen Charakteristika des menschlichen Körpers in einem Maße, das zur Bearbeitung der in dieser Arbeit gewählten Fragestellung genügt.

Insbesondere ermöglicht es die Berechnung der geometrischen Dimensionen, der Massen, der Schwerpunkte sowie der Trägheitsmomente aus anthropometrischen Daten. Die folgende Darstellung des Modells erfolgt in Anlehnung an Hanavan (1964).

Das Hanavan-Modell setzt sich aus 15 starren, geometrischen Körpern homogener Dichte zusammen, die durch reibungsfreie Gelenke miteinander verbunden sind.

- 1 Oberrumpf
- 2 Unterrumpf
- 3 Rechter Oberarm
- 4 Linker Oberarm
- 5 Rechter Unterarm
- 6 Linker Unterarm
- 7 Rechte Hand
- 8 Linke Hand
- 9 Rechter Oberschenkel
- 10 Linker Oberschenkel
- 11 Rechter Unterschenkel
- 12 Linker Unterschenkel
- 13 Rechter Fuß
- 14 Linker Fuß
- 15 Kopf

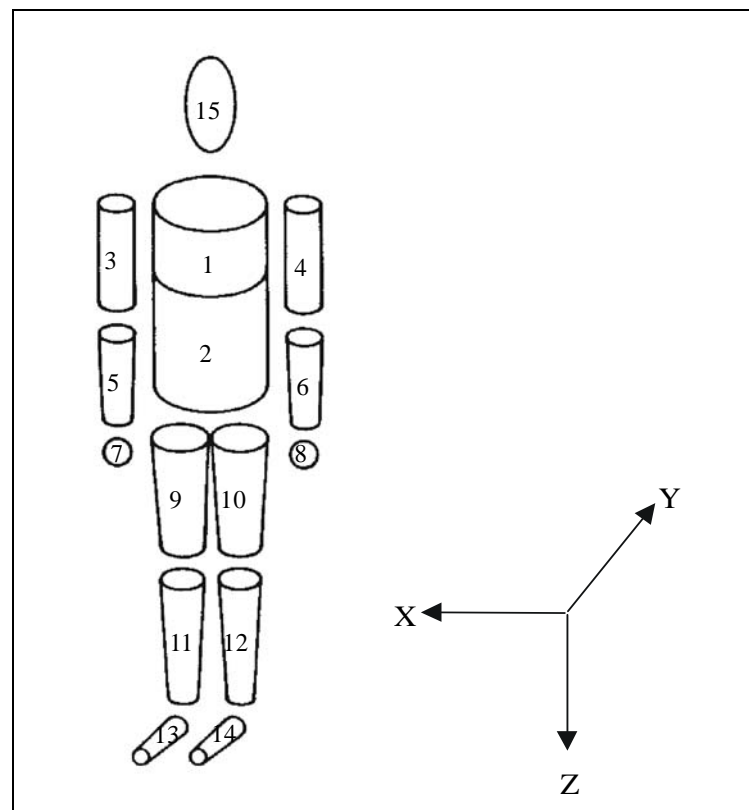


Abb. 19: Modell des menschlichen Körpers nach Hanavan (vgl. Hanavan, 1964, S. 8)

Die 15 Segmente des Modells approximieren die Körperteile wie folgt. Die Körpersegmente der beiden Oberarme, der Unterarme, der Oberschenkel, der Unterschenkel sowie die beiden Füße werden als senkrechte Kreiskegelstümpfe modelliert.

Der Kopf wird als Rotationsellipsoid mit senkrechter Rotationsachse dargestellt. Sein senkrechter Durchschnitt wird als Differenz zwischen Körperhöhe und Kinnhöhe, sein waagrechter Umfang als Kopfumfang definiert.

Das Segment Hand wird als Kugel mit Durchmesser  $2R$  dargestellt.

Der Rumpf besteht aus zwei aufeinander gesetzten, senkrechten elliptischen Zylindern. Die Gesamthöhe beider Zylinder ergibt sich aus der Sitzhöhe abzüglich der Differenz von Körper- und Schulterhöhe. Der transversale Durchmesser des oberen Rumpfsegmentes ergibt sich aus dem Mittelwert von Brustkorb- und Taillenbreite, der sagittale Durchmesser ergibt sich aus dem Mittelwert von Brustkorb- und Taillentiefe. Entsprechend ist der transversale Durchmesser des unteren Rumpfsegmentes als Mittelwert aus Taillen- und Hüftbreite, der sagittale Durchmesser als Mittelwert aus Taillen- und Gesäßtiefe definiert. Die Beschreibung der mechanischen Eigenschaften der einzelnen Starrkörper erfolgt in einem für jedes Segment definierten, symmetrischen Koordinatensystem, dessen Ursprung sich im jeweiligen Massenzentrum befindet.

Die Achsen dieser Koordinatensysteme werden folgendermaßen definiert<sup>5</sup>:

x-Achse: Verlauf parallel zur Transversalachse des Modells; Orientierung von der linken zur rechten Körperseite

y-Achse: Verlauf parallel zur Sagittalachse des Modells; Orientierung von der Körpervorderseite zur Körperrückseite

z-Achse: Verlauf parallel zur Longitudinalachse des Modells; Orientierung von "oben nach unten"<sup>6</sup>

Aus den oben beschriebenen Anforderungen an das Modell des inline-skatenden Kindes resultiert somit eine modifizierte Form des Hanavan-Modells, das in einzelne Teilkörper und Gelenke zerlegt ist, die auf geeignete Submodelle abgebildet werden und aufgrund der physikalischen Gegebenheiten so miteinander verbunden sind, dass die mechanischen Eigenschaften des Systems genau wiedergegeben werden.

---

<sup>5</sup> vgl. Abbildung 19

<sup>6</sup> Die Beschreibungen aller drei Achsen beziehen sich auf die in Abb. 19 dargestellte Standardkörperstellung des Modells

Zunächst muss somit die Geometrie der einzelnen Teilkörper sowie entsprechende Längen- und Massenverhältnisse, Kopplungs- und Dämpfungskonstanten, Anfangsbedingungen, etc. festgelegt werden.

#### 6.1.4.1 Geometrie der Teilkörper

Zur Modellierung des Modells des inline-skatenden Kindes müssen die aus den anthropometrischen Daten gewonnenen Informationen des Probanden abgebildet werden. Die hierzu benötigten Längen der einzelnen Teilkörper des Modells werden entsprechend den anthropometrischen Daten entnommen, die gesondert in Anhang A aufgeführt sind.

Das im Rahmen der vorliegenden Arbeit verwendete Modell des menschlichen Körpers nach Hanavan erfährt hierbei eine wesentliche Erweiterung gegenüber dem in Abschnitt 6.1.4 dargestellten Modellansatz und stellt somit eine veränderte Version des Modells des menschlichen Körpers nach Hanavan dar. In der ursprünglichen Form des Hanavan-Modells wird Ober- sowie Unterrumpf mittels zweier elliptischer Zylinder approximiert, die jedoch nicht gegeneinander um die Segmentlängachse rotieren bzw. nicht in der Frontal- und Sagittalachse gegenseitig abknicken können. Eine erste Modifikation im Sinne einer Erweiterung der Beweglichkeitscharakteristika des Modells wird somit im Rahmen vorliegender Arbeit durch die Einführung eines weiteren Gelenkpunktes zwischen Ober- und Unterrumpf erzielt, so dass sowohl der Ober- als auch der Unterrumpf gesondert voneinander modelliert werden.

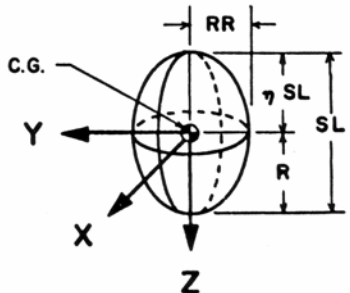
Die Berechnung der mechanischen Eigenschaften der einzelnen Körpersegmente erfolgt durch den Einsatz individueller anthropometrischer Daten nach folgenden Gleichungen<sup>7</sup>. Entsprechend der ermittelten Daten resultieren in Anlehnung an Hanavan (1964) somit folgende Größen der Teilkörper des Modells des inline-skatenden Kindes.

---

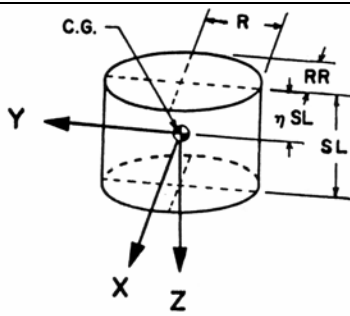
<sup>7</sup> Die für die Berechnung eingeführten Symbole sind Anhang A zu entnehmen.



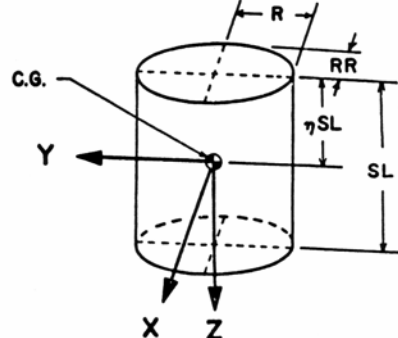
Kopf:

 <p>Abb. 20: Kopf (Hanavan, 1964, S. 13)</p>	$R = 0.5 \cdot (HKÖ - HSH),$ $RR = UKO / (2\pi),$ $SL = HKÖ - HSH,$ $R = 11.95\text{cm}$ $RR = 8.44\text{cm}$ $SL = 23.9\text{cm}$
---	---

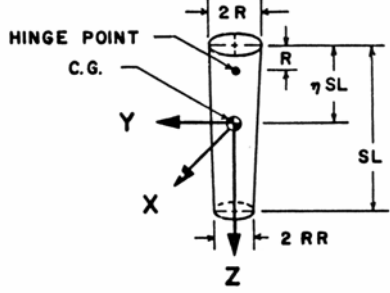
Oberrumpf:

 <p>Abb. 21: Oberrumpf (Hanavan, 1964, S. 14)</p>	$R = 0.5 \cdot BBR,$ $RR = 0.25 \cdot (TBR + TTA),$ $SL = HSH - HST,$ $R = 10.35\text{cm}$ $RR = 6.55\text{cm}$ $SL = 9.9\text{cm}$
---	--

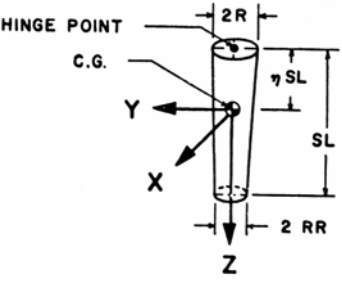
Unterrumpf:

 <p>Abb. 22: Unterrumpf (Hanavan, 1964, S. 16)</p>	$R = 0.5 \cdot BHÜ,$ $RR = 0.25 \cdot (TTA + TGE),$ $SL = HSI - (HKÖ - HST),$ $R = 11.35\text{cm}$ $RR = 6.275\text{cm}$ $SL = 35.2\text{cm}$
---	--

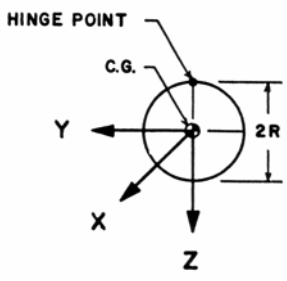
Oberarm:

 <p>Abb. 23: Kegelstumpfsegment Oberarm (Hanavan, 1964, S. 18)</p>	$R = UOA/(2 \cdot \pi),$ $RR = UEL/(2 \cdot \pi),$ $SL = LOB,$ $R = 3.58cm$ $RR = 2.94cm$ $SL = 20.8cm$
---	--

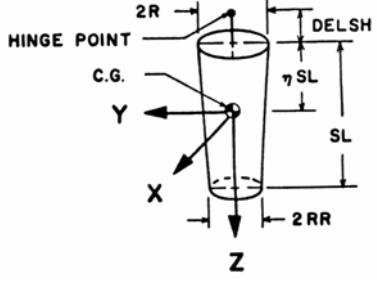
Unterarm:

 <p>Abb. 24: Kegelstumpfsegment Unterarm (Hanavan 1964, S. 18)</p>	$R = UEL,$ $RR = UHG/(2 \cdot \pi),$ $SL = LUA,$ $R = 2.94cm$ $RR = 1.99cm$ $SL = 19.2cm$
--	--

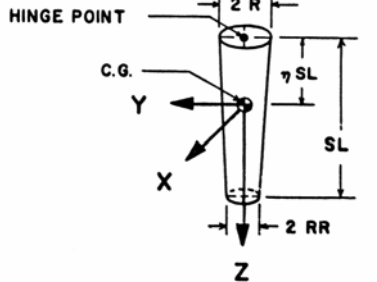
Hand:

 <p>Abb. 25: Hand (Hanavan, 1964, S. 17)</p>	$R = UFA/(2\pi),$ $RR = R,$ $SL = 2R,$ $R = 3.18cm$ $RR = 3.18cm$ $SL = 6.37cm$
---	--

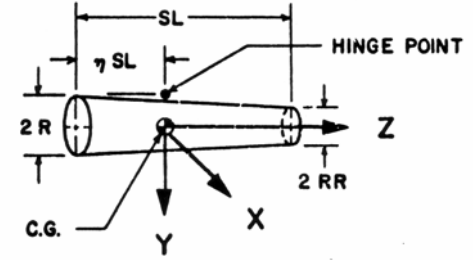
Oberschenkel:

 <p>Abb. 26: Kegelstumpfsegment Oberschenkel (Hanavan, 1964, S. 20)</p>	$R = UOS/(2 \cdot \pi),$ $RR = UKN/(2 \cdot \pi),$ $SL = HKÖ - HSI - HKN,$ $R = 6.16 \text{ cm}$ $RR = 4.15 \text{ cm}$ $SL = 19.2 \text{ cm}$
--	---

Unterschenkel:

 <p>Abb. 27: Kegelstumpfsegment Unterschenkel (Hanavan, 1964, S. 21)</p>	$R = UKN/(2 \cdot \pi),$ $RR = UFG/(2 \cdot \pi),$ $SL = HKN - HKC,$ $R = 4.15 \text{ cm}$ $RR = 3.04 \text{ cm}$ $SL = 30.3 \text{ cm}$
--	---

Fuß:

 <p>Abb. 28: Kegelstumpfsegment Unterschenkel (Hanavan, 1964, S. 22)</p>	$R = 0.5 \cdot HKC,$ $RR = \text{so zu wählen, dass das Gravitationszentrum des Fußes vom größeren Ende } 0.429 \cdot SL \text{ entfernt ist.}$ $SL = LFU,$ $R = 2.75 \text{ cm}$ $RR = 1.77 \text{ cm}$ $SL = 19.2 \text{ cm}$
---	--

#### 6.1.4.2 Massenverhältnisse

Während die Abkürzung „cg“ in Abbildung 20 bis 28 das jeweilige Massenzentrum (center of gravity) bezeichnet, erfolgt die Bestimmung der Massen der einzelnen Teilkörper in Anlehnung an Zatsiorsky (1979). Die entsprechenden Regressionsgleichungen sind Anhang A zu entnehmen. Somit resultieren für das Modell des inline-skatenden Kindes folgende Massen der einzelnen Teilkörper.

*Masse Kopf = 4.4754 kg*

*Masse Oberrumpf = 1.72 kg*

*Masse Unterrumpf = 7.36 kg*

*Masse Oberarm = 0.6859 kg*

*Masse Unterarm = 0.6 kg*

*Masse Hand = 0.26 kg*

*Masse Oberschenkel = 3.5413 kg*

*Masse Unterschenkel = 1.3601 kg*

*Masse Fuß = 0.594 kg*

Der schnelle Anstieg der Bodenreaktionskräfte während der Landung des inline-skatenden Kindes auf dem Boden, der mittels der Kraftmessplatte bestimmt wurde, weist auf hohe Beschleunigungen hin. Dies erfordert die Einführung von Schwabbelmassen zur Modellierung des Verhaltens der Weichteile. Nach Untersuchungen von Gruber (1987) reicht die detaillierte Schwabbelmassenmodellierung für die Bereiche des Rumpfes sowie der Ober- und Unterschenkel zur Simulation derartiger Landebewegungen aus.

Im Rahmen vorliegender Modellierung bestehen die Segmente Rumpf, Ober- und Unterschenkel somit nicht aus einer homogenen starren Masse. Sie setzen sich vielmehr aus Teilmassen unterschiedlicher Charakteristika zusammen, so dass die Massen in ihren knöchernen ( $m_k$ ) sowie ihren schwabbelnden ( $m_s$ ) Anteil zergliedert werden. Die Modellierung der Weichteile, die sich gegenüber dem Knochen verschieben können, erfolgt hierbei äquivalent zur Modellierung des knöchernen Anteils mittels

jeweils eines starren Körpers. Hierbei wird approximativ angenommen, dass der Massenmittelpunkt des Knochens identisch mit dem Massenmittelpunkt des Körpersegments zusammenfällt. Die Beweglichkeit des schwabbelnden Anteils wird kinematisch mittels eines Gelenkes implementiert. Die Kraftkopplung zwischen den Weichteilen und den Knochen erfolgt hierbei mittels eines Kraftkoppellements mit implementierten Kräften, das die im Modelloriginal durch bindegewebige Strukturen wie z.B. Haut, Sehnen, Muskeln, etc. hervorgerufenen Kräfte approximiert. Das Kraftkoppellement beschreibt somit die wesentlichen viskoelastischen Eigenschaften des Modelloriginals. Seine Lage befindet sich zwischen dem Mittelpunkt des entsprechenden Weichteils sowie dem entsprechenden Massenmittelpunkt des Körpersegmentes. Die Modellierung der schwabbelnden Masse erfolgt mittels einer Kugel vom Radius 0,002m und wird mittels einer Feder-Dämpfer-Konstruktion jeweils im Massenmittelpunkt des jeweiligen Teilkörpers entsprechend 6.1.4.3 an die knöcherne Struktur angehängt.

Zur Berechnung der Massenverhältnisse von Knochen und Schwabbelmasse wird auf medizinische Daten rekurriert. So liefert die Vermessung kindlicher Skelettknochen sowohl die notwendige Auskunft über die entsprechenden Knochenlängen als auch über die Knochenradien der einzelnen Teilkörper. Auf Basis dieser Daten kann das Volumen jedes Knochens als Zylinder approximativ bestimmt werden. Nach Multiplikation dieser Größe mit der für Knochen realistischen homogenen Masse von  $1.2 \frac{g}{cm^3}$  wird die Masse des Knochens berechnet und von der bereits ermittelten Gesamtmasse des entsprechenden Teilkörpers subtrahiert, so dass die Masse des schwabbelnden Anteils resultiert. Da für den Rumpf kein Knochenradius vorliegt, wird ein fiktiver Zylinder angenommen, der vom Hüftgelenk bis zur Schulter reicht. Die Gesamtheit der für die Berechnung benötigten anthropometrischen Daten sind Anhang B zu entnehmen.

Somit resultieren im vorliegenden Fall folgende, prozentual bestimmte Massenverhältnisse von Knochen und Schwabbelmasse.

*Rumpf:  $m_k = 4.994 \text{ kg}$  ,  $m_s = 4.086 \text{ kg}$*

*Oberschenkel:  $m_k = 1.31 \text{ kg}$  ,  $m_s = 2.2313 \text{ kg}$*

*Unterschenkel:  $m_k = 0.435 \text{ kg}$  ,  $m_s = 0.9251 \text{ kg}$*

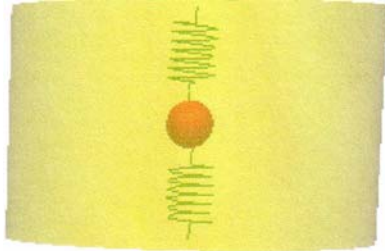
Im Fall der Rechnung mit starren Teilkörpern des Modells für den Bereich des Kopfes, der Füße sowie der Hände werden die Anteile der Schwabbelmasse verschwindend gering gegenüber dem Anteil der Knochenmasse und somit im Rahmen vorliegender Modellierung vernachlässigt. Mit Hilfe der Schwabbelmassenmodellierung werden somit Muskulatur, Fettgewebe, Bänder und Haut als starre Körper modelliert, die nicht-elastisch, verschiebbar und verdrehbar an die entsprechenden Knochen gekoppelt sind.

#### 6.1.4.3 Kopplungs- und Dämpfungskonstanten

Die Kopplung zwischen Knochen und schwabbelnder Masse erfolgt mittels einer quasi-elastischen Kraft mit Dämpfung. Hierbei muss eine Kraft implementiert werden, die zusammen mit einer entsprechend gewählten Dämpfung das natürliche Verhalten der Weichteile relativ genau approximiert. Zur Modellierung des Verhaltens der Gesamtheit der Weichteile gegenüber den knöchernen Anteilen muss neben der Massenbestimmung der einzelnen knöchernen und schwabbelnden Anteile die Implementierung geeigneter Feder- und Dämpfungskonstanten zur Schwabbelmassenkopplung erfolgen. Hierzu findet ein lineares Feder- Dämpfer-Modell Anwendung. Die Frequenz der Schwingung bei Auslenkung der Schwabbelmasse in longitudinaler bzw. transversaler Richtung zum Knochen wird hierbei durch eine Federkonstante  $c_l = c_t$  festgelegt, die über die Anzahl der Schwingungen der Schwabbelmasse nach Auslenkung gegenüber dem Knochen entscheidet. Die Stärke der Dämpfung wird mittels einer Dämpfungskonstanten  $d_l = d_t$  festgelegt. Zur Bestimmung dieser Kopplungsparameter wird ein einfaches Modell eines Körpers verwendet, an den eine Schwabbelmasse angekoppelt wird. Die geometrischen Daten sowie die Massenverhältnisse dieses Körpers entsprechen jeweils den mit Schwabbelmassen zu versehenen Teilkörpern des Modells. Die auf diese Weise entstehenden Modelle werden aus einer Höhe von 20 cm mit entsprechender, aus dem Video ermittelter Anfangsgeschwindigkeit auf den Boden fallen gelassen und prallen dort auf. Die Konstanten  $c_l = c_t$  und  $d_l = d_t$  werden nun so gewählt, dass die Schwabbelmasse die in der medizinischen Literatur relevante Oszillationsfrequenz von 30Herz nicht überschreitet und Schwingungen von maximal zwei Zentimetern

ausgeführt werden. Abbildung 29 stellt die gesamte Versuchsanordnung des Aufpralls des Körpers mit Schwabbelmasse auf dem Boden dar.

a)



b)

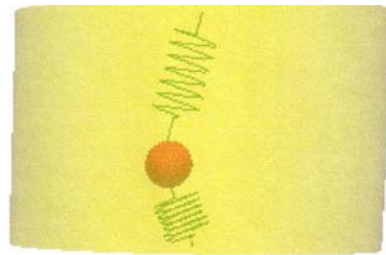


Abb. 29: Körper mit Schwabbelmasse

a) vor dem Aufprall

b) kurz nach dem Aufprall

Abbildung 29 verdeutlicht, dass Knochen und Schwabbelmasse kurz nach dem Aufprall gegeneinander verschoben und verdreht sind. Die Verdrehung der Weichteile gegenüber dem Knochen sowie das entstehende Drehmoment findet somit ebenfalls Berücksichtigung. Auf diese Weise wird die Federkonstante  $c_t = c_t = 1.5 \cdot 10^4 \frac{N}{m}$  sowie die Dämpfungskonstante  $d_t = d_t = 1.8 \frac{kg}{s}$  ermittelt und in das Modell des inline-skatenden Kindes implementiert.

#### 6.1.4.4 Gelenke

Gelenke sind Diskontinuitäten in einem biologischen System, die Kräfte und Momente bedingt übertragen und dadurch Bewegung ermöglichen. Zur Verbindung der einzelnen Teilkörper werden dem 15-segmentigen Starrkörpermodell mit Schwabbelmassen hierzu ideale, d.h. masselose und reibungsfreie Gelenke, in Form von Drehmotoren implementiert. Die Positionierung der Gelenke erfolgt in Anlehnung an Hanavan (1964). Der in den Abbildungen 20 bis 28 enthaltene „hinge point“ gibt hierbei die Lage der

jeweiligen Gelenkpunkte, bestehend aus Gelenkpfanne und Gelenkpunkt, an. Sie sind ebenfalls geometrisch mittels anthropometrischer Daten des Modelloriginals nach folgenden Gesetzmäßigkeiten zu berechnen und werden als reibungsfrei angenommen. Die Gelenkverbindung zwischen Oberarm und Rumpf befindet sich in der x-z-Ebene des Segmentkoordinatensystems des Oberrumpfes. Der Gelenkpunkt des Oberarms ist in Abbildung 30 bezeichnet. Die entsprechende Gelenkpfanne liegt in der x-z-Ebene des Segmentkoordinatensystems des Oberrumpfes mit Abstand R des Oberarms von seinem oberen Querschnitt.

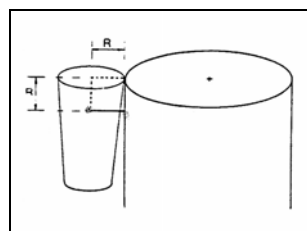


Abb. 30: Schultergelenk des Modells des menschlichen Körpers nach Hanavan (vgl. Ballreich et al. 1989, S. 161)

Unter- und Oberarm sind durch ein Gelenk im Mittelpunkt des proximalen Durchmessers des Unterarmes verbunden, dessen Gelenkpfanne im Mittelpunkt des distalen Querschnitts des Oberarmes definiert ist.

Die Gelenkpfanne der Hand liegt im Mittelpunkt des distalen Querschnitts des Unterarmes. Sein Gelenkpunkt befindet sich auf der Peripherie der Kugel.

Die Verbindung zwischen Unterschenkel und Fuß erfolgt durch ein Gelenk, dessen Gelenkpfanne sich im distalen Querschnitt des Unterschenkels befindet. Der Gelenkpunkt des Fußes ist in Abbildung 31 dargestellt.

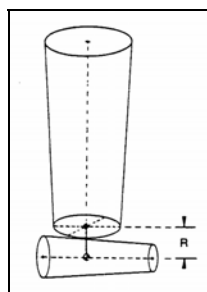


Abb. 31: Fußgelenk des Modells des menschlichen Körpers nach Hanavan (vgl. Ballreich et al. 1989, S. 162)



Der Gelenkpunkt zwischen Ober- und Unterrumpf befindet sich im Mittelpunkt des proximalen Querschnitts des unteren Rumpfsegments, die Gelenkpfanne im Mittelpunkt des distalen Querschnitts des oberen Rumpfsegments. Abbildung 20 dokumentiert den Gelenkpunkt des Oberschenkels. Die Gelenkpfanne befindet sich in der x-z-Ebene des Segmentkoordinatensystems des Unterrumpfes mit Abstand „S“ von seinem unteren Querschnitt und dem Radius R des Oberschenkels von seiner Seite. Die Größe „S“ resultiert hierbei aus der Differenz von Sitzhöhe und der Differenz aus Körpergröße und Trochanterhöhe.

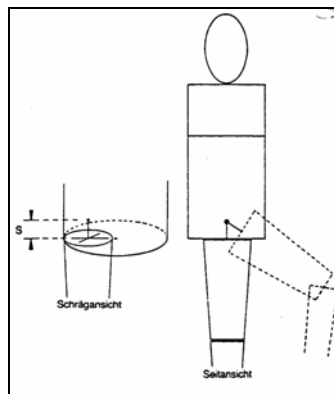


Abb. 32: Hüftgelenk des Modells des menschlichen Körpers nach Hanavan (vgl. Ballreich et al. 1989, S. 161)

Der Gelenkpunkt des Unterschenkels liegt im Mittelpunkt seines oberen Querschnitts, die Gelenkpfanne befindet sich im Mittelpunkt seines unteren Querschnitts des Oberschenkels.

Um das Problem der Durchdringung angrenzender Körper zu vermeiden, müssen ihre Rotationsfreiheitsgrade auf bestimmte Winkelbereiche entsprechend des Modelloriginals begrenzt werden. Beim Menschen begrenzen hierbei sowohl Gelenkkörper als auch Bänder, Sehnen, Muskeln und Weichteile das Ausmaß der Bewegungsfreiheit. Während in den Gelenken von Knie, Hüfte und Schulter hauptsächlich Begrenzung durch sich straffende Bänder und Muskeln erreicht wird, besitzt das Ellbogen- und das Fußgelenk zusätzlich eine Knochenhemmung. Beim Beugen kommt außerdem der direkte Anschlag an das Weichteilgewebe hinzu, wobei ein Teil der Bewegungsenergie bei der Verdrängung des Weichteilgewebes verloren geht. Zur Berücksichtigung der Gesamtheit derartiger Phänomene erfolgt die Implementierung der Gelenkanschlüge durch die Angabe eines minimalen sowie eines maximalen Winkels. In Abhängigkeit von diesem Gelenkwinkel und der Winkelgeschwindigkeit wird ein Drehmoment erzeugt, das das Gelenk am Verlassen

des erlaubten Bereichs hindert. Die der Modellierung zugrunde liegenden Beweglichkeitsparameter wurden dem Probanden zuvor entnommen.

Die Ansteuerung der einzelnen Gelenke erfolgt mittels der aus der Videoanalyse berechneten Gelenkwinkelverläufe, die durch entsprechende Files eingelesen werden.

#### 6.1.4.5 Inline-Skate-Schuh-Modellierung

Während der Landung des Inline-skatenden Kindes auf dem Boden wird die gesamte, entstehende Kraft ausgehend vom kindlichen Körper über die beiden Inline-Skate-Schuhe auf den Boden übertragen. Die hierbei vom Inline-Skate-Schuh ausgehende Dämpfung sowie die charakteristische Eigenschaft des Weiterrollens der Inline-Skate-Schuhe beeinflusst den gesamten Bewegungsablauf wesentlich und muss daher im Rahmen der Modellbildung gesondert Berücksichtigung finden.

Der Inline-Skate-Schuh selbst besteht hierbei aus unterschiedlichen Geometrien bzw. Materialien. Abbildung 33 stellt die Geometrie des modellierten Inline-Skate-Schuhs explizit dar.

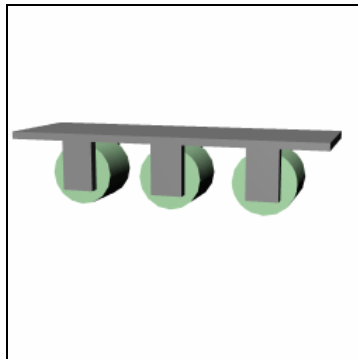


Abb. 33: Modellierung eines Inline-Skate-Schuhs zur Simulation von Landevorgängen

Der in Abbildung 33 dargestellte Inline-Skate-Schuh besteht aus drei Hartgummirollen, die sich bei entsprechender Krafteinwirkung jeweils kugelgelagert drehen und den Inline-Skate-Schuh translatorisch bewegen. Die Rollen wurden mittels diverser Zylinder mit einem Radius von 0.03 m und einer Höhe 0.05 m modelliert. Die Gesamtheit der Rollen besitzt eine Masse von 0.6 Kg. Die Sohle des Schuhs, modelliert als Quader mit einer Länge von 0.3 m, einer Breite von 0.1 m und einer Höhe von 0.007 m, besteht aus Kunststoff und verfügt über ein Gewicht von 1.0 Kg. Auf die Modellierung des Schuh-Schafts wird aufgrund vorliegender Fragestellung verzichtet.

Um dennoch relativ detailliert die Massenverhältnisse des Inline-Skate-Schuhs abzubilden, sind sämtliche Massenanteile mit Ausnahme der Gummirollen in dem Gewicht der Sohle vereint.

Bei Auftreffen des Inline-Skate-Schuhs auf dem Boden sowie beim Weiterrollen des Inline-Skate-Schuhs treten Reibungskräfte auf. Das zugehörige Gleitreibungsmoment wird mittels eines implementierten Reibe-Kraft-Modells der Form

$$F=0.5 \cdot \text{normalkomp} ( ) \cdot [\text{tangentialvel} ( ) / \text{tangentialvel} ( ) + 0.0001 \text{ m/s}]$$

Approximiert, wobei  $\text{normalkomp} ( )$  den Vektor in Normalenrichtung und  $\text{tangentialvel} ( )$  die Geschwindigkeit in Tangentialrichtung bezeichnet. Das Gleitreibungsmoment hingegen, das die Rollen des Inline-Skate-Schuhs in dessen Kugellager ausüben, ist wegen der relativ kleinen Kontaktfläche gering. Der Inline-Skate-Schuh kann insbesondere im Hinblick auf vorliegende Fragestellung in guter Approximation reibungsfrei im Kugellager gleiten.

#### 6.1.4.6 Anfangsbedingungen

Zur Integration der Bewegungsgleichungen ist es notwendig, die Anfangsbedingungen zu definieren. Der Anfangszeitpunkt ( $t=0$ ) der Simulation ist durch das Verlassen des Inline-Skates auf der Rampe festgelegt.

Zur Festlegung der Anfangskoordinaten des 15-segmentigen Modells mit Schwabbelmassen wird der den Inline-Skate beinhaltende Fuß des Modells auf die Höhe des aus den Videodaten rückberechneten Daten des abspringenden Kindes gesetzt.

Die Anfangswinkelstellungen werden mittels trigonometrischer Operationen aus den kalibrierten und geglätteten Gelenkpunktverläufen bestimmt und in das bestehende Modell implementiert.

Die Winkelgeschwindigkeiten für den Anfangszustand zum Zeitpunkt  $t=0$  werden entsprechend des Verhältnisses von Weg und Zeit aus den Videodaten sowohl in x- als auch in y- und z-Richtung entsprechend der validierten Gelenkpunktverläufe berechnet.

Somit ist das Starrkörpermodell des inline-skatenden Kindes mit Schwabbelmassen vollständig definiert. Abbildung 34 stellt das aus 6.1.4.1 bis 6.1.4.6 resultierende Modell dar.

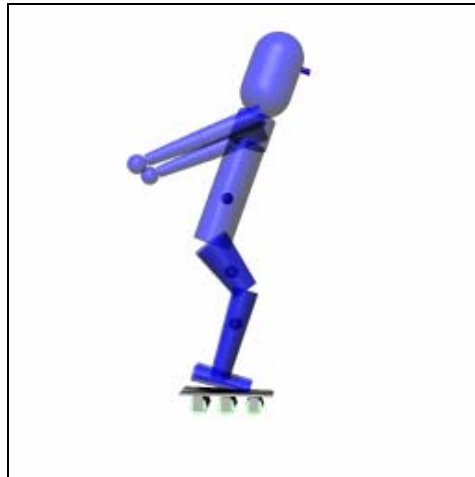


Abb. 34: 15-segmentiges Starrkörpermodell des inline-skatenden Kindes mit Schwabbelmassen

#### 6.1.4.7 Boden-Kontakt-Modellierung

Die Bodenreaktionskraft wirkt als äußere Kraft auf den bereits modellierten Körper des inline-skatenden Kindes ein, sobald dieser auf dem Boden auftrifft. Der Körper erfährt hierdurch eine Abbremsung bis hin zum Stillstand, so dass die Geschwindigkeit des Gesamtschwerpunktes von der freien Fallgeschwindigkeit auf Null reduziert wird. Für die Simulation der Landephase des inline-skatenden Kindes wird das modifizierte Modell des menschlichen Körpers nach Hanavan zur Modellierung dieses Phänomens um ein Modenkontakt-Modell erweitert. Sobald das inline-skatende Kind den Boden berührt, wird der Kontakt detektiert. Hierzu wird jeweils ein Punkt am Fuß des Modells definiert, der die Kontaktpunkte des Inline-Skates im Bereich des Fußballens und des Bodens repräsentiert. Daraufhin wirkt eine Bodenreaktionskraft auf den Kontaktpunkt und bremst den Fuß ab, so dass die Schwerpunktbewegung des inline-skatenden Kindes je nach aktiver Muskelaktion verlangsamt wird. Hierzu wird an den entsprechenden Punkten in Abhängigkeit von Höhe und Eindringgeschwindigkeit in den Boden eine Feder-Dämpfer-Kraft implementiert. Zu dem Zeitpunkt, zu dem die Kontaktpunkte in den Boden eindringen, beginnen die Kräfte zu wirken. Um sowohl das Dämpfungsverhalten des Fersenpolsters als auch das der Gummirollen des Inline-Skates während der Landung möglichst exakt nach zu bilden, wird eine maximale Eindringtiefe von einem Zentimeter zugelassen. In Anlehnung an Roemer et al. (2001), die ähnliche

Sprungarten in Form von Drop Jumps analysierte, wird für die Federkonstante der Wert

$$c = 4491.4 \frac{N}{m}$$

und für die Dämpfungskonstante der Wert

$$d = 40.5 \frac{N}{m/s}$$

angenommen und in das Modell implementiert. Somit wird die vertikale Kraft-Deformations-Charakteristik des Fersenpolsters, des Inline-Skate-Schuhs sowie des Untergrundes durch ein visko-elastisches Kraffelement unter entsprechender Berücksichtigung der Geschwindigkeit repräsentiert.

Im Folgenden werden die Datenfiles, die sowohl die Ergebnisse der Messungen als auch die Modellparameter und Anfangsbedingungen beinhalten, eingelesen und das resultierende Gleichungssystem zur Berechnung des Bewegungsablaufs des 15 Segmente umfassenden Modells mit Schwabbelmassen in der Software VisualNastran gelöst. Hierbei generiert VisualNastran unter Vorgabe der eingegebenen Parameter zunächst in automatisierter Form die Bewegungsgleichungen, um daraus die Bahnkurven der einzelnen Modellkomponenten zu berechnen. Auf diese Weise wird der vollständige Bewegungsablauf des Modells von Beginn des Fluges über das Auftreffen auf dem Boden bis zum Stillstand berechnet.

Abbildung 35 stellt den entsprechenden Bewegungsablauf in Form einer Reihenbildserie dar.

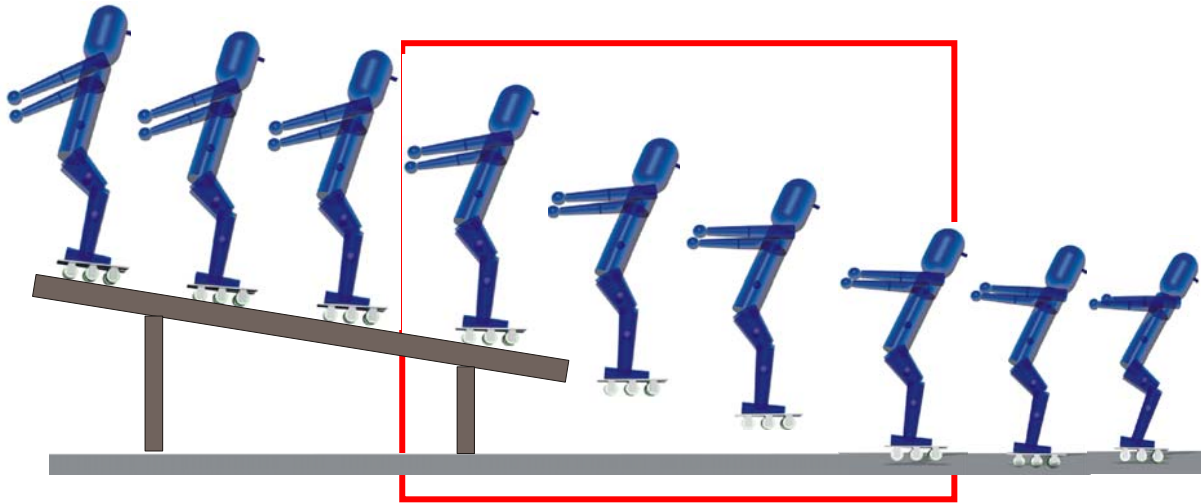
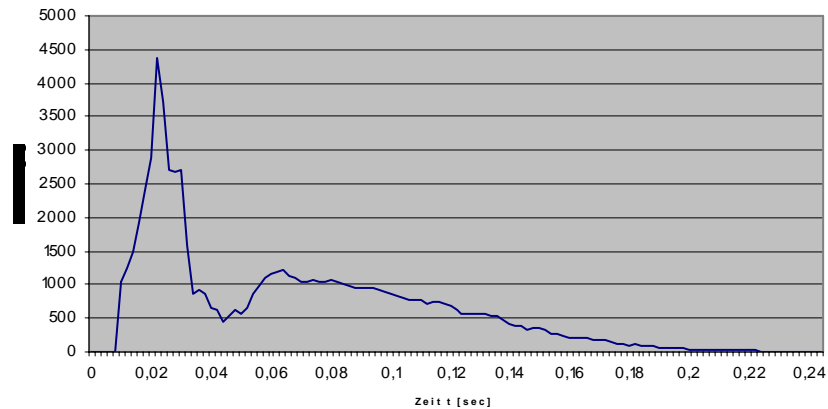


Abb. 35: Schematisch dargestellter Bewegungsablauf des Modells des inline-skatenden Kindes von Beginn der Rollbewegung zum Ausrollen auf dem Boden. Die im Kasten dargestellten Zeitschritte wurden zur Simulation verwendet.

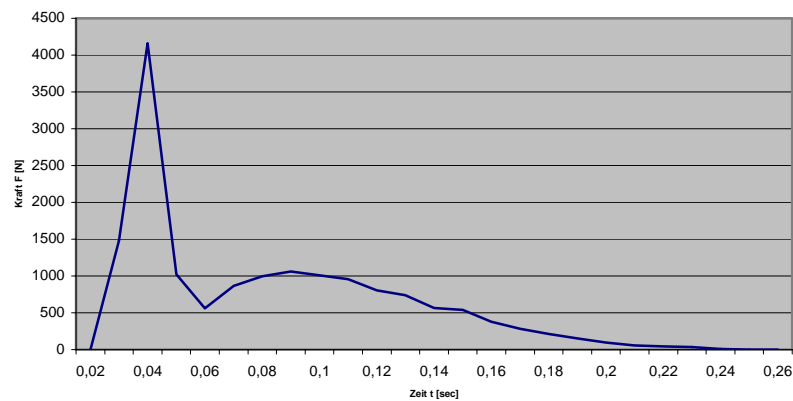
#### 6.1.4.8 Modellvalidierung

Als Maß der Approximationsgüte der Modellierung wird der vertikale Verlauf der Bodenreaktionskraft betrachtet. Da die während der Landung des inline-skatenden Kindes auf dem Boden resultierenden Kräfte in horizontaler Richtung ausschließlich Werte im Bereich von maximal 30 Newton aufwiesen, wird auf deren Verwendung im Rahmen der Modellvalidierung verzichtet.

Abbildung 36 stellt sowohl die mittels einer Kraftmessplatte der Firma Kistler gemessenen als auch die mittels Simulation berechneten vertikalen Bodenkräfte dar.



a)



b)

Abb. 36: Ermittelte vertikale Bodenreaktionskräfte in der Phase der Landung des inline-skatenden Kindes

- a) Gemessene vertikale Bodenreaktionskraft mittels Kistler-Kraftmessplatte
- b) Mittels Simulationssoftware VisualNastran4D berechnete vertikale Bodenreaktionskraft

Abbildung 36 a) zeigt den mittels Kistler gemessenen Kraftverlauf in vertikaler Richtung. Es wird deutlich, dass zum Zeitpunkt der Landung des inline-skatenden Kindes auf dem Boden eine Kraft entsteht, die in einer minimalen Zeitspanne von ca. 0,014 sec von 0 auf 4389 N ansteigt. Im Anschluss an den steilen Anstieg erfolgt ein ähnlich steiler Abfall der entstehenden vertikalen Kraftwerte, der ebenfalls ca. 0,014 sec andauert und bei einem Wert von 459 N endet. In Folge dieses schnellen Kraftabfalls resultiert ein erneuter Anstieg der vertikalen Bodenreaktionskraft um ungefähr 750 N in einer Zeitspanne von ca. 0,018 sec, der schließlich stetig bis auf 0 N abfällt und das Kind die Kraftmessplatte verlässt.

Abbildung 36 b) hingegen zeigt die mittels Simulationssoftware VisualNastran4D berechnete vertikale Bodenreaktionskraft. Sie zeigt einen zu Abbildung 36a) dargestellten vergleichbaren Verlauf, der ebenfalls bei 0 N vor Auftreffen des Kindes auf dem Boden beginnt, dann einen rasanten Anstieg bis auf knapp 4160 N vollzieht, in den weiteren entsprechenden 0.014 sec rasant bis auf knapp 560 N abfällt und schließlich in einem Zeitraum von ca. 0.018 sec wiederum bis auf ca. 1000 N ansteigt und sich dann stetig dem Nullniveau asymptotisch annähert.

Der Vergleich der beiden Bodenreaktionskurven verdeutlicht, dass das im Rahmen dieses Abschnitts erstellte Modell des kindlichen Inline-Skaters alle für die Fragestellung wesentlichen Eigenschaften des Modelloriginals insbesondere im Hinblick auf resultierende Kräfte beinhaltet und mit einer durchschnittlichen Abweichung von knapp 5% eine relativ gute Approximation an das Modelloriginal darstellt.

#### 6.1.4.9 FE-Modellierung der Kniegelenke

Das Kniegelenk, *Articulatio genus*, ist das größte Gelenk des menschlichen Körpers und setzt sich aus drei Gelenkkompartimenten zusammen: dem Femoropatellargelenk sowie der inneren und äußeren Gelenkverbindung zwischen den *Condyli femoris* und den *Condyli tibiae*. Die Übertragung von Kräften auf die Gliedmaßen hängt hierbei im Wesentlichen von der geometrischen Form der Gelenk bildenden Teile der Knochen ab.

Das Kniegelenk, das sowohl das Beugen und Strecken, in gebeugter Position die Längsachsenrotation des Unterschenkels sowie die Translation zwischen Tibia und Femur ermöglicht, stellt hierbei aufgrund der Tatsache, dass es sich um einen Kompromiss zwischen Stabilität und Beweglichkeit handelt, aus belastungs- bzw. beanspruchungstheoretischer Sicht eine Besonderheit dar. Abbildung 37 stellt die der Modellbildung zugrunde liegende Anatomie des Kniegelenkes dar.



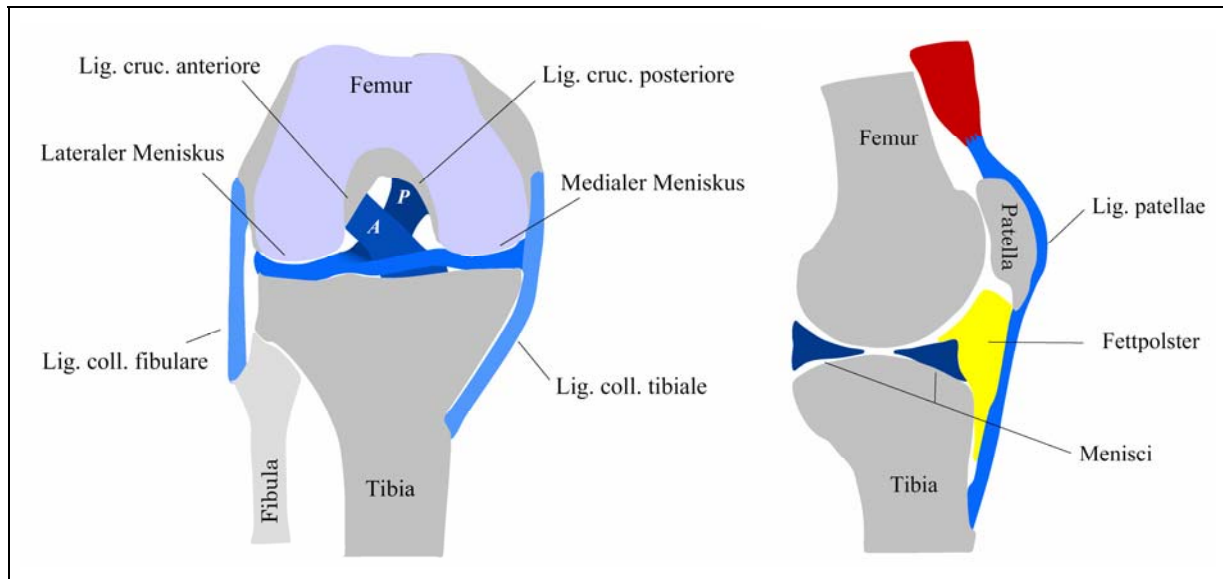


Abb.37: Anatomie des Kniegelenkes (Schäffler und Menche 1999, S. 153)

Die Abbildung verdeutlicht, dass der Oberschenkelchaft in Richtung Kniegelenk zunehmend dicker wird bis er in die sog. Oberschenkelrollen (Femurkondylen) mündet. Es wird hierbei zwischen einer inneren bzw. einer äußeren Rolle unterschieden. Die Femurkondylen divergieren distal und posterior. Der Condylus lateralis ist anterior breiter als posterior, während der Condylus medialis eine gleichmäßige Breite aufweist. In transversalen Ebenen sind die Kondylen um eine sagittale Achse nur leicht gekrümmt. In der sagittalen Ebene nimmt die Krümmung nach posterior zu, so dass der Krümmungsradius kleiner wird. Der Condylus medialis ist noch zusätzlich um eine vertikale Achse gekrümmt. Die Oberschenkelrollen weisen hierbei eine spezifische Krümmung auf, so dass die zur Beugung des Kniegelenkes notwendige Roll-Gleitbewegung auf dem Schienbeinkopf erfolgen kann. Im anterioren Bereich sind die Rollen miteinander verbunden. Hier befindet sich eine flache Rinne auf der sich die Kniescheibe bewegt, das Kniescheibengleitlager. Im posterioren Bereich sind die beiden Kondylen voneinander deutlich abgegrenzt, wobei an ihrer Innenseite die Kreuzbänder angewachsen sind. Parallel zum geometrischen Verlauf des Femur entsteht auch der Schienbeinkopf durch die zunehmende Verbreiterung des Schienbeins in Richtung Kniegelenk. Die obere, dem Kniegelenk zugewandte Seite (Tibiaplateau) weist hierbei sowohl eine innere als auch eine äußere Gelenkfläche für den Kontakt zum Femur auf. In der Mittellinie sind die beiden Gelenkflächen durch den Kreuzbandhöcker getrennt. In diesem Bereich sind die beiden Kreuzbänder am

Schienbeinkopf befestigt. Die knöcherne Grundlage des Unterschenkels wird von zwei Knochen, der Tibia sowie der Fibula gebildet. Die Tibia stellt hierbei den kräftigeren Knochen dar, der allein die Verbindung zwischen Femur und Fußskelett herstellt. Er weist einen annähernd dreiseitigen Schaft auf, der aus dem Corpus tibiae, einem proximalen sowie einem distalen Ende besteht. Im Bereich des proximalen Endes befindet sich der Condylus medialis sowie der Condylus lateralis. Die nach proximal gerichtete Facies articularis superior ist durch die Eminentia intercondylaris unterbrochen. Während sich diese Erhebung in ein Tuberculum intercondylare laterale und ein Tuberculum intercondylare mediale gliedert, liegen vor bzw. hinter der Eminentia Area intercondylaris anterior und posterior. An der Außenseite der Tibia befindet sich der Schienbeinkopf in Kontakt mit dem Wadenbeinköpfchen, die durch kräftige Bänder miteinander in Verbindung stehen. Die Gelenkflächen von Femur und Tibia selbst sind mit Knorpel überzogen, allerdings sind die Gelenkflächen der Tibia im Gegensatz zu den gekrümmten Kondylen des Femur weitgehend flach. Im Bereich dieses interkondylären Raums kommt die formausgleichende Rolle der Menisken zum Tragen. Die Patella, die keinen direkten Kontakt mit dem Unterschenkel besitzt, weist ebenfalls eine auf ihrer Rückfläche unebene Struktur auf. In ihrer Mitte befindet sich eine kleine längs verlaufende Erhebung, der sog. First, der in der gegenüberliegenden Vertiefung des Femurs, dem Kniescheibengleitlager, verläuft. Zu beiden Seiten des Firstes befinden sich eine innere sowie eine äußere Facette. Während die Patella in Anbindung an den Mus. Quadrizeps verläuft, führt von ihr aus die Patellasehne zum Schienbeinkopf (vgl. Platzer, 1986, S. 198-211).

Um Belastungen und Beanspruchungen im Bereich der Kniegelenke während des Inline-Skatings von Kindern explizit berechnen zu können, muss das über die vertikale Bodenreaktionskraft validierte, 15-segmentige Starrkörpermodell mit Schwabbelmassen somit eine wesentliche Erweiterung im Bereich der unteren Extremitäten erfahren. Hierzu werden die einzelnen Gelenk bildenden Teilkörper von starren hin zu flexiblen Körpern interaktiv mittels FEM verfeinert. Im Bereich der beanspruchungsrelevanten Kniegelenke wird hierfür die detaillierte Struktur des kindlichen Kniegelenkes einschließlich der Modellierung von Knochen, Bändern, etc. nachgebildet. Als Basis dieser Kniemodellierung dienen die in Abbildung 38 aufgeführten CT-Daten kindlicher Kniegelenke im Alter von sieben bis 14 Jahren, die vom städtischen Klinikum in Pforzheim zur Verfügung gestellt wurden.

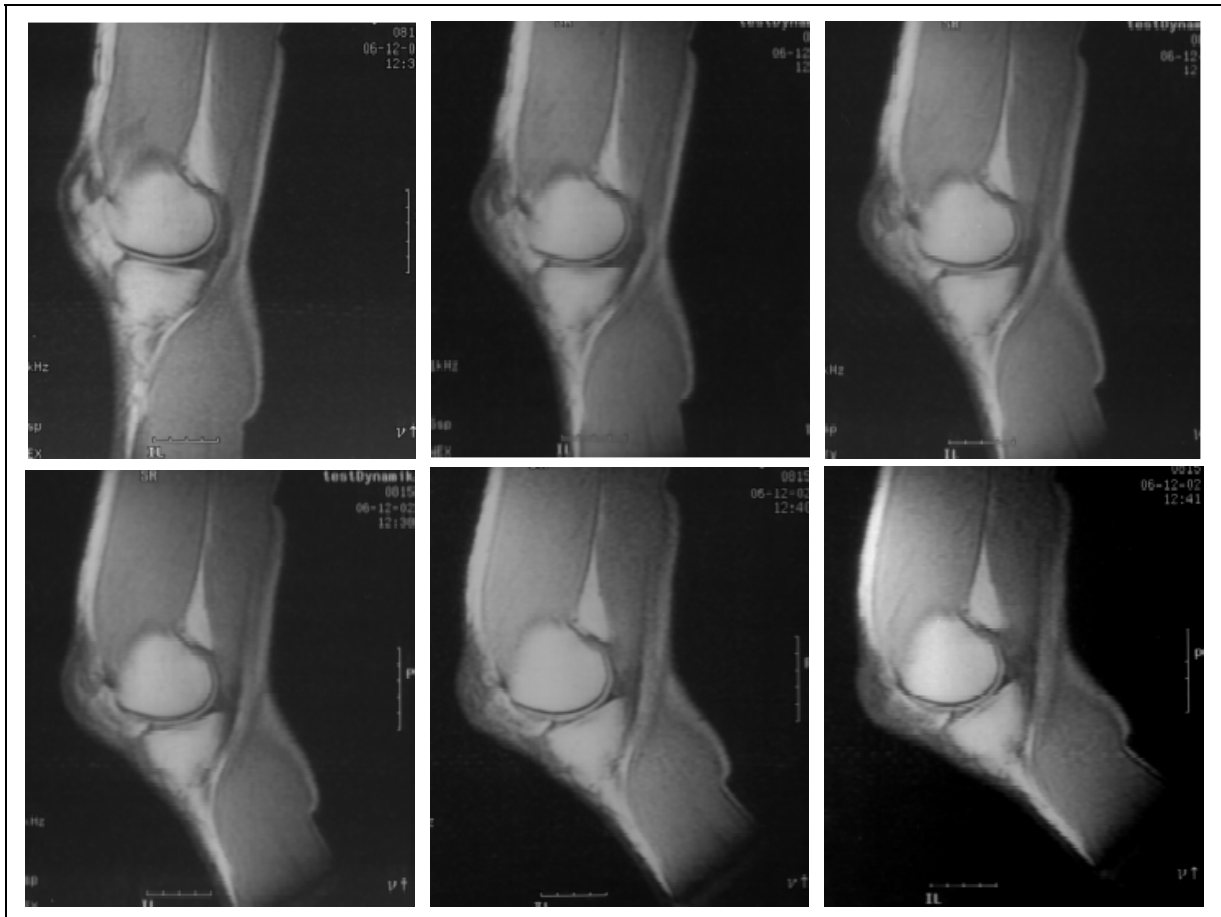


Abb. 38: CT-Aufnahmen eines rechten kindlichen Kniegelenkes (Städtisches Klinikum Pforzheim, 2004)

In Kooperation mit dem Institut für Gerichtliche Medizin der Universität Tübingen wurde mittels der Software „3D-Doctor“ von Materialise NV, Belgien, aus den CT-Datensätzen die Oberfläche der Gelenk bildenden Teile des kindlichen Knies modelliert. Die Daten liegen als Transversal- sowie als Sagittalschnitte vor. Die Auflösung der zur Verfügung gestellten CT-Daten beträgt in x-y-Richtung (in den Transversalebene) 0,5 mm und in z-Richtung (Abstand der Ebenen entlang der Körperlängsachse) 3 mm. Wenngleich sich sowohl die Menisken als auch die Seitenbänder des Knies im Rahmen diverser, ebenfalls zur Verfügung stehender MRT-Aufnahmen durch einen schärferen Kontrast von ihrer Umgebung abtrennen, wurde im Rahmen der Modellerstellung dennoch den Oberflächen mit höherer Auflösung der Vorzug gegeben, so dass zur Oberflächenerstellung die vorhandenen CT-Daten herangezogen wurden. Die Erstellung der Knochenoberflächen kann in der Software „3d-Doctor“ - nach Einstellung der Helligkeit und des Kontrastes in den Graustufenaufnahmen - mit einer automatischen Segmentierung erfolgen, da die

Absorptionskoeffizienten der Knochen sich stark von denen des umliegenden Gewebes unterscheiden. Möglich sind noch gelegentlich manuelle Korrekturen an den Knochenumrissen in einzelnen Transversalschnitten. Abbildung 39 stellt die Konturen der entsprechenden Teilstrukturen für einen beliebigen Transversalschnitt explizit dar.

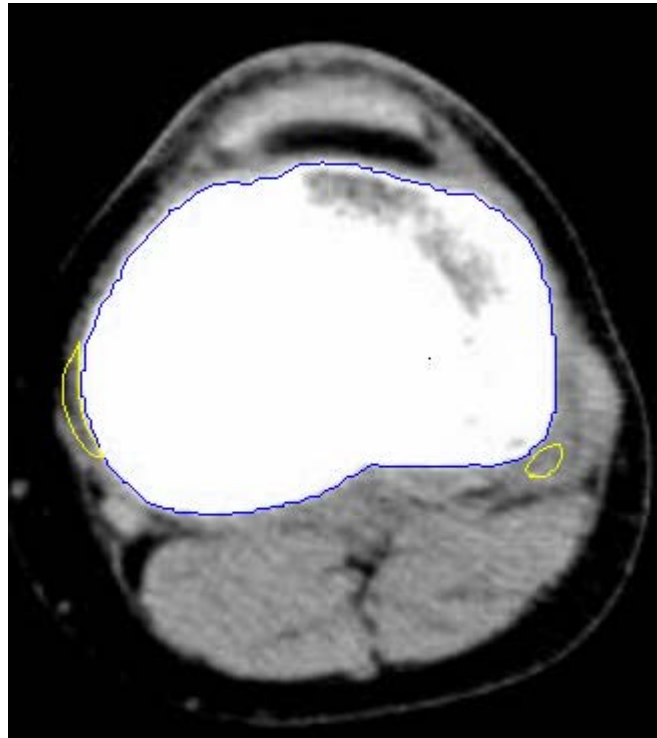


Abb. 39: Modellierung der Knochenoberflächen der diversen Teilstrukturen des Kniegelenkes in der Software „3d-Doctor“ mittels Vereinigung diverser Transversalschnitte

Das Programm erstellt die 3d-Oberflächen, die zur Weiterverarbeitung im dxf-Format gespeichert werden. Aufgrund der schichtweisen Erstellung der Oberflächen der Gelenk bildenden Teilstrukturen unterliegt das Modell in seiner vorliegenden Form gewissen Diskontinuitäten, so dass die unrealistischen Unregelmäßigkeiten im Bereich der Oberflächenform zunächst minimiert werden müssen. Hierzu wird das vorliegende Oberflächenmodell der einzelnen Teilstrukturen des Kniegelenkes über das Softwarepaket „Rapidform“ von Imsitechnology geglättet, so dass eine für die Knochenstruktur plausible Oberfläche resultiert. In einem weiteren Schritt werden die einzelnen Modellteile über das mit VisualNastran kompatible Softwarepaket „Rhinoceros“ in die Simulationssoftware eingelesen und diskretisiert. Aufgrund der vorliegenden Fragestellung sowie zur Reduktion des Rechenaufwandes wird die detaillierte, flexible Modellierung des Kniegelenkes nur einseitig modelliert. Abbildung

40 stellt die diversen Komponenten des Volumenmodells eines kindlichen Kniegelenkes zur Durchführung einer Finite-Elemente-Analyse explizit dar.

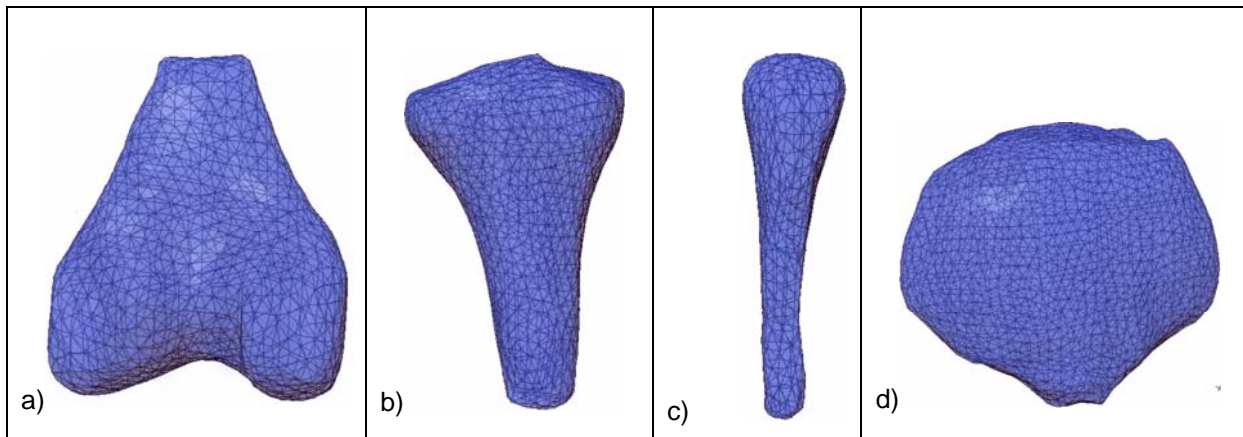


Abb. 40: Komponenten des Volumenmodells eines Kindes anhand des rechten Kniegelenks

- a) diskretisierter Femur, bestehend aus 10841 Knoten bzw. 6851 Kanten
- b) diskretisierte Tibia, bestehend aus 11585 Knoten bzw. 7379 Kanten
- c) diskretisierte Fibula, bestehend aus 2858 Knoten bzw. 1607 Kanten
- d) diskretisierte Patella, bestehend aus 2988 Knoten bzw. 1783 Kanten

Entsprechend seiner Anatomie ist das menschliche Kniegelenk ein mechanisch hoch beanspruchtes Gelenk, das es ermöglicht, Beugungen und Streckungen um annähernd transversale Achsen durchzuführen. In gebeugter Position besteht insbesondere die Möglichkeit, eine Rotation um die Unterschenkelachse zu realisieren (vgl. Platzer, 1986, S. 208). Die Kinematik setzt sich aus einer Überlagerung von Rotations- und Translationsbewegungen aller drei Raumachsen zusammen und erlaubt neben der Innen- und Außenrotation (in Beugstellung) auch eine Flexion und Extension. Die enorme Bewegungsamplitude des Kniegelenks von etwa  $0^{\circ}$ - $150^{\circ}$  wird hierbei durch Rotation der Tibia um den Femurkopf erreicht, wobei der Tibiakopf auf seinem Weg um die Femurkondyle sowohl abrollt als auch gleitet. Die Bahn des Krümmungsmittelpunkts sowie das Verhältnis zwischen Roll- und Gleitanteil haben maßgeblichen Einfluss auf die Lage des Momentendrehzentrums im Laufe der Kniestreckung (vgl. Wank, 2000, S. 207 & 208), was schließlich die Belastungen und Beanspruchungen des Kniegelenks ganz wesentlich determiniert. Daher muss die sich verändernde Lage des Drehzentrums in Abhängigkeit vom Kniewinkel in dem Modell berücksichtigt werden.

Da im Rahmen der vorliegenden Arbeit die individuelle Kniegelenkgeometrie berücksichtigt werden und die Datengewinnung bewegungsunabhängig und möglichst exakt erfolgen soll, wird neben einer Vielzahl weiterer Gelenkmodelle auf das von Wank (2000) entwickelte Gelenkmodell zurückgegriffen. Wank (2000) entwickelte, basierend auf Arbeiten von Yamaguchi und Zajac (1989) sowie Blankevoort und Huiskes (1996), ausgehend von der Frage nach der Übertragung der Muskelkräfte auf das Skelettsystem ein Kniemodell, mit dessen Hilfe sich die Koordinaten des Momentandrehzentrums im Kniegelenk individuell bestimmen lassen. Hierbei wird ein Zusammenhang zwischen der Kontur der Femurkondyle und der Lage des Momentandrehzentrums hergestellt. In einer ersten Näherung werden die Parameter der Gleitbewegung bestimmt, so dass der jeweilige Krümmungsmittelpunkt der Kondylenkontur mit den Koordinaten des momentanen Drehzentrums zusammen fällt. Das Tibiaplateau wird hierbei als Gerade approximiert, die auf der Kondylenoberfläche gleitet. Zusätzlich wird für das Modell angenommen, dass die Lage des momentanen Drehzentrums abhängig vom Kniewinkel ist. Das bedeutet, dass aufgrund der bandhaften Führung im Kniegelenk davon ausgegangen werden kann, dass sich für einen definierten Kniewinkel  $\varphi$  genau ein zugehöriger Kontaktpunkt  $P$  ergibt. Dieser Zusammenhang gilt unabhängig von der Bewegungsgeschwindigkeit und der bewegten Last. Für jeden Kontaktpunkt zwischen Tibiaplateau und Femurkondyle wird weiterhin angenommen, dass das Tibiaplateau die Eigenschaften einer Tangente am Kurvenverlauf der Kondylenkontur erfüllt. Entsprechend Abbildung 41 wird der Ortsvektor des Momentandrehzentrums der Tibia für einen Kontaktpunkt  $P_i$  als Schnittpunkt der beiden Mittelsenkrechten  $a^\perp$  bzw.  $b^\perp$  der Strecken zu den benachbarten Punkten  $P_{i-1}$  und  $P_{i+1}$  bestimmt und das Drehzentrum als Schnittpunkt  $Z_i$  der Mittelsenkrechten der Strecken  $\overline{P_{i-1}P_i}$  und  $\overline{P_{i-1}^*P_i^*}$  berechnet.

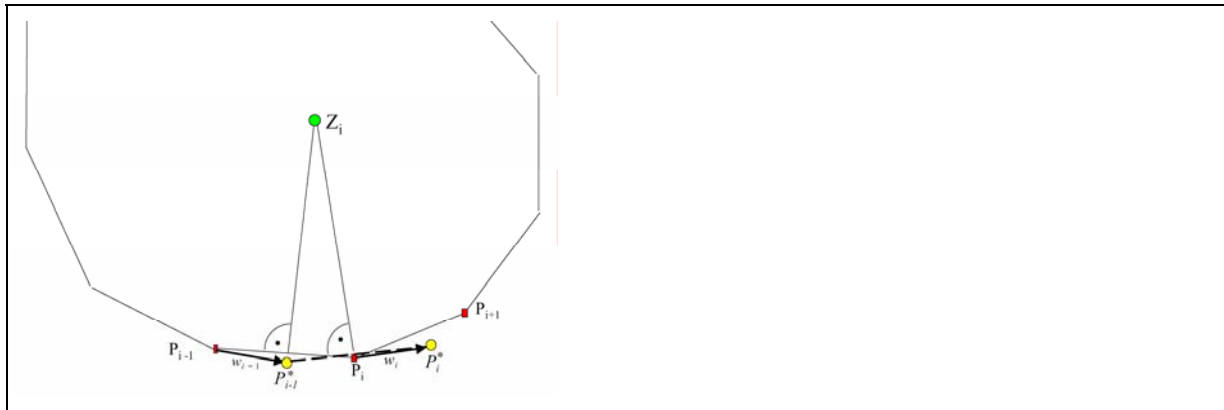


Abb. 41: Bestimmung des Momentendrehzentrums

In einem weiteren Schritt wird nun die die Gleitbewegung überlagernde Rotationsbewegung in die bereits bestehenden Berechnungen integriert. Würde zwischen Tibia und Femurkondyle ausschließlich eine Rollbewegung stattfinden, so wäre das Momentendrehzentrum immer der jeweilige Kontaktpunkt zwischen Femurkondyle und Tibiaplateau. Da die „abgerollte“ Strecke auf der Tibia jedoch kleiner ist als auf der Femurkondyle, muss eine Beziehung zwischen der überschrittenen Bogenlänge auf der Kondyle und der auf dem Tibiaplateau zurückgelegten Strecke hergestellt werden. Hierzu dient eine gebrochen-rationale Funktion, die als Startpunkt den Kontaktpunkt zwischen Tibia und Femurkondyle bei voller Kniestreckung definiert und für alle resultierenden Kontaktpunkte eine Funktion zur Darstellung der Abhängigkeit von Bogenlänge  $l$  und zugehörigen Verschiebung  $d$  darstellt. Abbildung 42 stellt den entsprechenden Verlauf grafisch dar<sup>9</sup>.

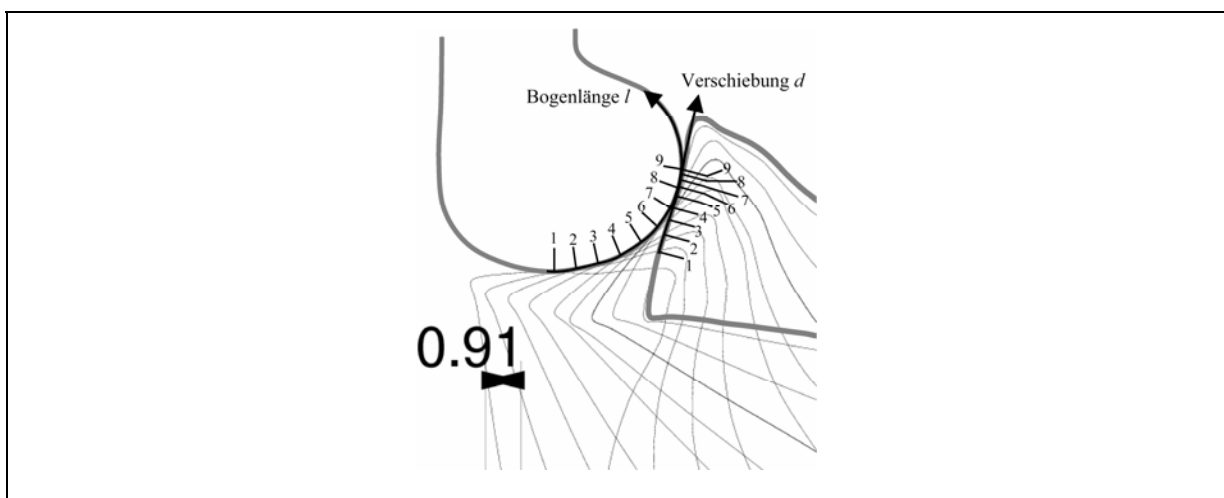


Abb. 42: Darstellung des Kontaktpunktes zwischen Femurkondyle und Tibia in Abhängigkeit von der jeweiligen Kniewinkelstellung unter Berücksichtigung der Bogenlänge  $l$  der Femurkondyle und der Verschiebung  $d$  entlang des Tibiaplateaus (vgl. Wank 2000)

<sup>9</sup> Für weitere Ausführungen bzgl. des verwendeten Verfahrens wird auf WANK (2000) verwiesen.

Dem Femoropatellargelenk liegt ebenfalls eine Gleitbewegung mit Schlupf zu Grunde. Allerdings ist hier der Schlupf der eigentlichen Bewegungsrichtung entgegengesetzt. Betrachtet man dabei die lateralen artikulierenden Flächen zwischen Kondylen und Patella, kehrt sich der Schlupf ab einem Winkel von ca.  $80^\circ$  um (vgl. Zatsiorsky 1998). Bezüglich der medialen artikulierenden Flächen, d.h. der Trochlea – einer Rinne zwischen den beiden Femurkondylen – und der Fascies patellaris – der Patellarrückseite mit einer medialen Erhöhung, bleibt der rückwärts gerichtete Schlupf jedoch erhalten, da der Radius der Trochlea zunehmend kleiner wird. Ebenso wie bei dem Tibiaplateau, kann die Kontaktfläche der Patella mit der Trochlea als Gerade approximiert werden, so dass für die Bestimmung des Momentandrehzentrums der Patella die gleiche Methodik wie beim Kniegelenk angewendet werden kann. Basierend auf den individuellen Ausgangsdaten des kindlichen Kniegelenkes können somit die entsprechenden Größen berechnet und im MKS-Modell umgesetzt werden.

Auf Basis dieser Überlegungen werden die diversen Gelenkstrukturen in Abhängigkeit von dem jeweiligen Kniewinkel der einzelnen Simulationszeitpunkte positioniert und in der Software „Rhinoceros“ eine den Komponenten angepasste Zwischenstruktur generiert, die aufgrund ihrer physikalischen Charakteristika sowohl den eigentlichen Gelenkspalt einschließlich der Synovialflüssigkeit als auch Außen- und Innenmeniskus repräsentiert. Zur exakten Positionierung aller Volumenkörper entsprechend des Modelloriginals in der Simulationssoftware „VisualNastran“ werden schließlich drei Koordinatensysteme, die beliebig aber fest im Raum implementiert sind, in Deckung gebracht und das gesamte Kniemodell in das bestehende starre Mehrkörpersystem eingebaut.

Im Folgenden werden die diversen Finite-Elemente-Teilstrukturen in das bestehende Starrkörpermodell im Bereich des bereits vorhandenen Ober- bzw. Unterschenkels implementiert. Hierbei werden die bereits vorhandenen Kreiskegelstümpfe des Hanavan-Modells so gekürzt, dass die diskretisierte Kniegelenkstruktur im Bereich des Oberschenkels distal, im Bereich des Unterschenkels proximal eingesetzt werden kann. Die in Kapitel 6.1.4.2 für die Starrkörper der Strukturen der unteren Extremitäten nach Zatsiorsky berechneten Massen werden im Folgenden auf die diversen Komponenten des Finite-Elemente-Modells entsprechend ihrer Volumenverhältnisse prozentual aufgeteilt. Somit resultiert folgende Massenverteilung für die einzelnen Strukturen des Finite-Elemente-Kniegelenkes:



Masse FE-Femur = 0.6 kg

Masse FE-Tibia = 0.12 kg

Masse FE-Fibula = 0.1 kg

Masse FE-Patella = 0.01 kg

Masse FE-Zwischenstruktur = 0.01 kg.

#### 6.1.4.10 Materialeigenschaften

Auf Basis der in Kapitel sechs definierten Fragestellung beschäftigt sich dieser Abschnitt mit der Mechanik deformierbarer Körper zur Modellierung entsprechender Materialeigenschaften im Bereich des Kniemodells des inline-skatenden Kindes.

Grundsätzlich lassen sich die einen makroskopischen Körper aufbauenden Teilchen, wie beispielsweise Atome, Ionen und Moleküle, gegeneinander verschieben. Feste Körper „wehren“ sich hierbei gegen jegliche Art von Deformationen und kehren, sobald die Krafteinwirkung endet und ein bestimmtes Maß nicht überschreitet, in ihre ursprüngliche Form zurück und werden daher als form- und volumenelastisch bezeichnet. Übersteigt die Krafteinwirkung die intra- und intermolekularen Kräfte der aufbauenden Teilchen, so wird der Bereich der Elastizität verlassen und der Körper irreversibel plastisch deformiert. Unter fortgesetzter Krafteinwirkung folgt schließlich das Materialversagen durch Bruch oder Reißen.

Je nach Material, aus dem der Körper besteht und je nach den äußeren Bedingungen, erfordert dieses Verschieben somit unterschiedlich große Krafteinwirkungen, die als Konsequenz dieser Verschiebung schließlich in einer makroskopisch wahrnehmbaren Deformation des Körpers resultieren. Um entsprechende Verhaltensweisen der im Kniegelenk vorhandenen Strukturen möglichst genau zu approximieren, müssen entsprechende Materialmodelle in die Strukturen implementiert werden. Aufgrund der Tatsache, dass es sich im Rahmen vorliegender Arbeit um die Anwendung finiter Elemente im Rahmen der linearen Elastostatik handelt, stehen die hier zu betrachtenden Probleme unter zwei Prämissen. Zum einen wird davon ausgegangen, dass sich alle verwendeten Werkstoffe reversibel linear-elastisch verhalten, d.h. dass bei einer Vervielfachung der wirkenden Last bzw. Kraft um einen bestimmten Faktor  $\alpha$  tritt auch die  $\alpha$ -fache Verformung auf. Insbesondere verschwindet die Verformung bei Wegnahme der Last

bzw. Kraft wieder vollständig. Zum anderen wird angenommen, dass die zu analysierenden Verformungen im Vergleich zu den relevanten Körperteilabmessungen relativ klein sind, so dass die auf das unverformbare Teil wirkenden Kräfte und Momente betrachtet werden können.

Hierbei sind diverse Parameter von wesentlicher Bedeutung. Elastizität ist die Eigenschaft eines Materials, aufgrund der es nach einwirkender äußerer Kraft wieder seine ursprüngliche Ausdehnung und Form annimmt. Das die Elastizität möglichst genau approximierende Elastizitätsmodul  $E$  wird, ebenso wie die den Elastizitätsbereich abschließende Elastizitätsgrenze, durch den molekularen Aufbau des betreffenden Materials bestimmt. In entspanntem Zustand ist der Abstand zwischen den Molekülen eine Folge des Gleichgewichts zwischen anziehenden und abstoßenden Kräften der Moleküle. Wirkt nun eine äußere Kraft, so führt dies zum Aufbau einer mechanischen Spannung im entsprechenden Material, so dass sich die Molekülabstände geringfügig verändern und eine Verformung der Struktur eintritt. Sind sich die Moleküle bereits ohne einwirkende Kraft relativ nahe, so werden auch hohe Kräfte nur geringe Verformungen bewirken können. Bei weniger fester Bindung in größeren Abständen hingegen ruft eine relativ geringe Kraft bereits deutliche Formveränderungen hervor. Innerhalb des elastischen Bereichs kehren die Moleküle nach dem Wegnehmen der äußeren Kraft in ihre vorherigen Positionen und damit zu ihren alten Abständen zurück und das Material nimmt wieder seine frühere Gestalt und Ausdehnung an. Oberhalb der Elastizitätsgrenze bewirkt die äußere Kraft aber eine so große Änderung der Molekülabstände, dass diese nicht mehr zu den vorherigen Positionen zurückkehren können, was schließlich in einer bleibenden Deformation bzw. einem Bruch des Materialstücks resultiert. Das Elastizitätsmodul  $E$  stellt somit eine Materialkonstante dar, die das Verhältnis der erforderlichen Spannung zur dadurch erzielten Dehnung bzw. das Verhältnis des erforderlichen Drucks im Verhältnis zur dadurch erzielten Stauchung, angibt. Im Rahmen der in dieser Arbeit durchgeführten Modellierung eines kindlichen Kniegelenkes werden anisotrope Elastizitätsmodule zur Approximation der entsprechenden Eigenschaften der einzelnen Strukturen herangezogen. Auf diese Weise resultiert das Elastizitätsmodul des modellierten Femurs aus der Mittelwertbildung der von Ashman et al. (1983) mittels Ultraschall ermittelten Elastizitätsmodule bzgl. der Knochenlängsachse sowie der Radial- und Umfangsrichtung mit  $E_{Femur} = 15.1 \text{ GPA}$ .

Bzgl. der Elastizitätscharakteristika des Tibiaknochens wird auf bewährte Untersuchungsergebnisse von Knets und Malmeisters aus dem Jahre 1977 zurückgegriffen, die mittels eines mechanischen Zugversuchs bestimmt wurden. Auch diese Daten werden durch Mittelwertbildung als anisotrope Materialkonstante mit  $E_{Tibia} = 11.2 \text{ GPA}$  implementiert. Für das Elastizitätsmodul der Patella und der Fibula sowie für die Gesamtheit der in dem Volumenkörper des Gelenkspalts vereinten biologischen Strukturen werden die Werte  $E_{Patella} = 13.2 \text{ GPA}$ ,  $E_{Fibula} = 10.3 \text{ GPA}$  sowie  $E_{Gelenkspalt} = 3.2 \text{ GPA}$  angenommen.

Des Weiteren ist zu berücksichtigen, dass Zug- und Druckbelastungen entlang einer Achse auch Deformationen in der dazu senkrechten Ebene bewirken. So findet unter Dehnung beispielsweise eine Querkontraktion statt. Auch diese kann innerhalb des Bereichs elastischer Deformationen durch eine Formel mit einer Materialkonstante, der sog. Poissonschen Zahl  $\mu$  festgelegt werden. Sie beschreibt hierbei das Verhältnis der durch Zug bzw. Druck bewirkten relativen Längenänderung quer zur Krafrichtung zur gleichzeitig erfolgten relativen Längenänderung in der Krafrichtung

und resultiert somit aus  $\mu = \frac{\frac{d-d'}{d}}{\frac{l'-l}{l}}$ , wobei  $d$  die ursprüngliche Länge quer zur

Krafrichtung,  $d'$  die veränderte Länge quer zur Krafrichtung,  $l$  die ursprüngliche Länge in Krafrichtung und  $l'$  die veränderte Länge in Krafrichtung darstellt.

Im Rahmen der in dieser Arbeit durchgeführten Modellierung wird aufgrund der sehr stark differierenden Literaturbefunde zur Approximation der entsprechenden Eigenschaft eine sich im Bereich des arithmetischen Mittels bereits bestimmter Querkontraktionszahlen befindliche und für alle Teilstrukturen einheitliche Querkontraktionszahl von  $\mu = 0.29$  sowohl für Femur als auch für Tibia, Patella und Gelenkspalt angenommen.

Aufgrund der oben definierten Materialeigenschaften aller am Kniegelenk beteiligter, modellierter Strukturen ist nun das Kompressionsmodul  $K = \frac{E}{3(1-2\mu)}$  jeder

Teilstruktur eindeutig festgelegt, so dass bei entsprechend guter Wahl der o.g. Komponenten von einer guten Approximation der elastischen Eigenschaften der Originalstruktur auszugehen ist.

#### 6.1.4.11 Bandmodellierung

Im Folgenden muss zusätzlich noch die Gelenkstabilität implementiert werden. Hierzu muss berücksichtigt werden, dass die Gelenkmechanik des Kniegelenkes durch die Interaktion von Femur, Tibia und Patella bestimmt wird. Da die Gelenkkondylen keinerlei Kongruenz aufweisen, kann die Gelenkführung nicht durch Formschluss bewirkt werden, sondern muss vielmehr durch die Anordnung eines Bandapparates sichergestellt sein. Die Lokalisation im Zentrum der Regio intercondylaris femoris macht die Kreuzbänder als sog. „Binnenbänder“ zum zentralen Angelpunkt des Gelenkes („pivot central“). Sie überschneiden durch ihre verschiedenartige Verlaufsrichtung sich selbst und auch die Seitenbänder, indem das vordere Kreuzband das fibulare, das hintere Kreuzband das mediale Kollateralband überkreuzt. Biomechanisch stabilisieren und kontrollieren die Kreuzbänder in Koordination mit den Kollateralbändern jede Phase des Bewegungsablaufes, hauptsächlich in der Sagittalebene. Vorn und seitlich sind die Kreuzbänder von der Synovialmembran, zur Kniekehle hin nur vom Stratum fibrosum der Gelenkkapsel bedeckt. Das vordere Kreuzband zieht von seinem Ursprung an der hinteren inneren Knorpel-Knochen-Grenze des äußeren Schienbeinkondylus schräg distalwärts nach medioventral, um im ventralen Abschnitt der Area intercondylaris tibiae und entlang der medialen Gelenkfläche des Tibiakopfes zu inserieren. Seine Länge wird nach Lobenhoffer und Tscherne (1993) mit 31-38 mm angegeben; es besteht aus mehreren, unterschiedlich dicken und langen Faserbündeln, die in sich torquiert verlaufen (vgl. Friedrich und O'Brien 1990). Hinter dem vorderen liegt das kräftigere, um etwa ein Drittel kürzere dorsale Kreuzband. Es entspringt fächerförmig oben an der gesamten Innenfläche des tibialen Femurkondylus, verläuft in diagonaler Richtung abwärts nach laterodorsal, wo es im Knochen der hinteren Tibiakante fixiert ist. Im Bereich ihrer korrespondierenden axialen Fläche berühren sich die beiden Kreuzbänder und gleiten aneinander vorbei. Häufig anzutreffende Verankerungsbänder des lateralen Meniskushinterhorns setzen benachbart oder direkt am hinteren Kreuzband an, einzelne inkonstante Fasern des vorderen Kreuzbandes strahlen in das mediale Vorderhorn ein. Hierbei dienen die Lig. cruciata vor allem der Kontakterhaltung bei Drehbewegungen und verhindern somit ein Abgleiten des Oberschenkels nach vorne oder hinten. Das Lig. cruciatum anteriore (ACL) zieht von der Area intercondylaris

anterior tibiae zur Innenfläche des Condylus lateralis femoris. Das Lig. cruciatum posterio (PCL) nimmt einen gegensinnigen Verlauf und zieht von der lateralen Fläche des medialen Femurcondylus zur Area intercondylaris posterior tibiae. Entsprechend dieser anatomischen Grundlagen werden die Bänder mittels diverser Feder-Dämpfer-Elemente in das bestehende Finite-Elemente-Modell des inline-skatenden Kindes implementiert.

Als Ersatz für die Berechnung des Elastizitätsmoduls wurde von einigen Autoren der Begriff der Steifigkeit der Bänder eingeführt (Claes, 1983). Die Steifigkeit ist als Quotient aus Kraft (F) und absoluter Dehnung (DI) definiert. Sie ist ein Maß für den Widerstand, den das Band einer Zugkraft entgegensetzt.

Die in der Literatur zu findenden, von unterschiedlichen Autoren wie beispielsweise Noyes und Grood (1976), Steiner et al. (1994) bzw. Jones et al. (1995) experimentell ermittelten Steifigkeiten variieren in einem Bereich zwischen 66 und 300 N/mm. Da die angegebenen Werte stark abhängig vom Spenderalter sind und die Mittelwerte für junge Bänder signifikant höher liegen als die älterer Bänder, wird auf Daten von Woo et al. (1991) zurückgegriffen. Hierzu wird in einem ersten Schritt sowohl die Federkonstante  $c$  als auch die Dämpferkonstante  $d$  der modellierten Bänder einheitlich für alle Bänder durch  $c=210$  N/mm bzw.  $d= 200$  kg/s in Anlehnung an Davy und Audu (1987) approximiert.

Auch zur Vorspannung, mit der die Bänder implementiert werden, existieren vielfältige Untersuchungen (vgl. u.a. Johnson et al. 1992, Hunter 1990, Lewis et al. 1989 und Fleming et al. 1992), die demonstrieren, dass die Vorspannung der Bänder zur Verhinderung einer Gelenkinstabilität wichtig ist. Bis heute werden jedoch unterschiedliche Empfehlungen über den exakten Betrag der Vorspannung, oder die Gelenkstellung in der sie implementiert werden soll, abgegeben. Nach experimentellen Untersuchungen von Markolf et al. (1996a) muss bei einem vorderen Kreuzband-Transplantat eine Vorspannung von im Mittel 28,2 N bei einer Knieflexion von  $30^\circ$  appliziert werden, um die ursprüngliche antero-posteriore Stabilität wiederherzustellen. Da eine Vorspannung von etwa 30 N derzeit häufig in der Bandersatzchirurgie appliziert wird, wird dieser Wert der Vorspannung auch im Rahmen der hier durchgeführten Modellbildung verwendet.

#### 6.1.4.12 Muskelmodellierung

Nach Untersuchungen u.a. von Calisse aus dem Jahre 1998 ist die Wichtigkeit einer Muskelmodellierung zur Simulation eine nicht zu vernachlässigende Größe. Zur weiteren Stabilität werden dem Modell somit Ersatzmuskeln implementiert.

Neben der Modellierung von Ursprung und Ansatz der einzelnen Muskelgruppen, die in Anlehnung an die anatomische Grundlagenliteratur stattfindet, müssen die Muskelkräfte der einzelnen an der Bewegung beteiligten Muskeln für jeden Zeitschritt berechnet werden. Zur Berechnung dieser Eingabedaten zur Ansteuerung der Ersatzmuskeln wird auf die Software „Anybody“ zurückgegriffen. Hierzu wird ein Muskelmodell erstellt, das zur Berechnung der Muskelkräfte der einzelnen Muskeln der unteren Extremitäten folgende Muskelgruppen berücksichtigt:

Mus. Gastrocnemius,  
Mus. Tibialis anterior,  
Mus. Extensor Digitorum Longus,  
Mus. Semitendinosus,  
Mus. Biceps Femoris,  
Mus. Sartorius,  
Mus. Gracilis,  
Mus. Iliopsias,  
Mus. Gluteus Minimus,  
Mus. Gluteus Medius,  
Mus. Tensor Fascie Latae und  
Mus. Adductor Longus  
Mus. Soleus  
Mus. Vastus lateralis  
Mus. Vastus Medialis  
Mus. Vastus Intermedialis  
Mus. Semimembranosus



Abb. 43: Modell zur Berechnung der diversen Muskelkräfte

Im Folgenden werden die entsprechend Kapitel 6.1.2 ermittelten kinematischen Daten des Modells des inline-skatenden Kindes in das Muskelmodell eingegeben, so

dass unter Verwendung der Software „Anybody“ die die Bewegung verursachenden Muskelkräfte berechnet werden können. Nach Generieren diverser Gleichungen auf Basis der implementierten Input-Daten ist das resultierende System zunächst statisch überbestimmt, da es zu jedem Gelenk mehr partizipierende Muskeln als Freiheitsgrade im betreffenden Gleichungssystem gibt. Zur Behebung dieses Problems werden die einzelnen Muskelbelastungen auf der Grundlage eines Minimalkriteriums aufgeteilt, so dass ein entsprechendes Mini/Max-Problem resultiert, das unter Verwendung eines in der Software „Anybody“ implementierten Energieoptimierungsalgorithmus auf Basis grundlegender Überlegungen der linearen Optimierung schließlich gelöst werden kann (vgl. u. a. Rasmussen, 1997). Die resultierenden Kraftkurven zeigen die Kraft der einzelnen Muskeln in Abhängigkeit vom jeweiligen Kniegelenkwinkel auf. Abbildung 44 stellt die entsprechenden Muskelkräfte für die relevanten Kniewinkelpositionen schematisch dar.

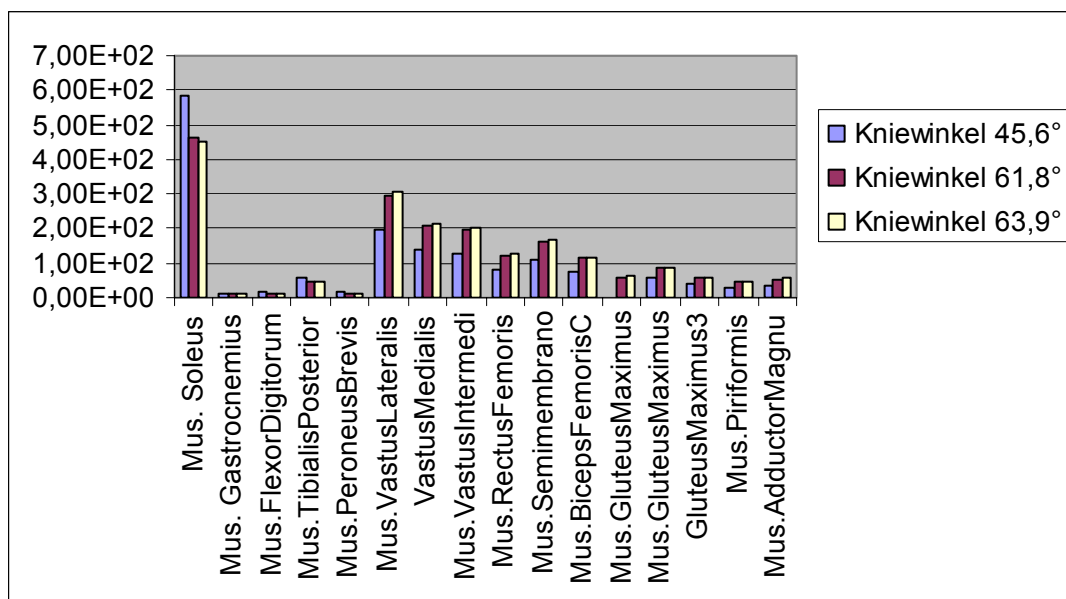


Abb.44: Mittels Software „Anybody“ berechnete Kraftwerte der einzelnen Muskeln in Abhängigkeit vom Kniewinkel [Einheiten in Newton].

Weitere in die Berechnung einbezogene Muskeln wie beispielsweise der Mus. Tibialis anterior, Mus. Extensor Digitorum Longus, Mus. Semitendinosus, Mus. Biceps Femoris, Mus. Sartorius, Mus. Gracilis, Mus. Iliopspas, Mus. Gluteus Minimus, Mus. Gluteus Medius, Mus. Tensor Fasciae Latae sowie der Mus. Adductor Longus erwiesen sich bei dieser Art von Bewegung als weitgehend inaktiv. Auf Basis der vorliegenden Berechnungen sowie zur Reduktion der Komplexität werden dem

Modell des inline-skatenden Kindes zur Simulation der Landesituationen entsprechend ausschließlich all die Muskeln implementiert, bei denen mindestens ein Anteil eine Kraftaktivität von  $1,00E+02$  N in mindestens einer der drei Kniegelenkwinkelpositionen überschreitet. Hieraus resultieren die folgenden Ersatzmuskeln, die in Form von Linearantrieben in das FE-Modell des inline-skatenden Kindes implementiert werden:

- Mus. Triceps [Mus. Soleus, Mus. Gastrocnemius]
- Mus. Quadrizeps [Mus. Vastus lateralis, Mus. Vastus Medialis, Mus. Vastus Intermedialis, Mus. Rectus Femoris]
- Mus. Semimembranosus
- Mus. Biceps Femoris [Mus. Caput Longum, Mus. Caput Breve]

Für die zu analysierende Landebewegung resultiert im Rahmen der vorliegenden Modellierung somit ein Modell der unteren Extremität bestehend aus vier Ersatzmuskeln, die im Rahmen der diversen Simulationen mit Eingabedaten entsprechend Abbildung 44 angesteuert werden.

Abbildung 45 stellt das Starrkörper-Schwabbelmassen-Modell mit diskretisiertem Finite-Elemente-Volumenmodell und Muskelmodellierung im Bereich des Kniegelenkes dar.



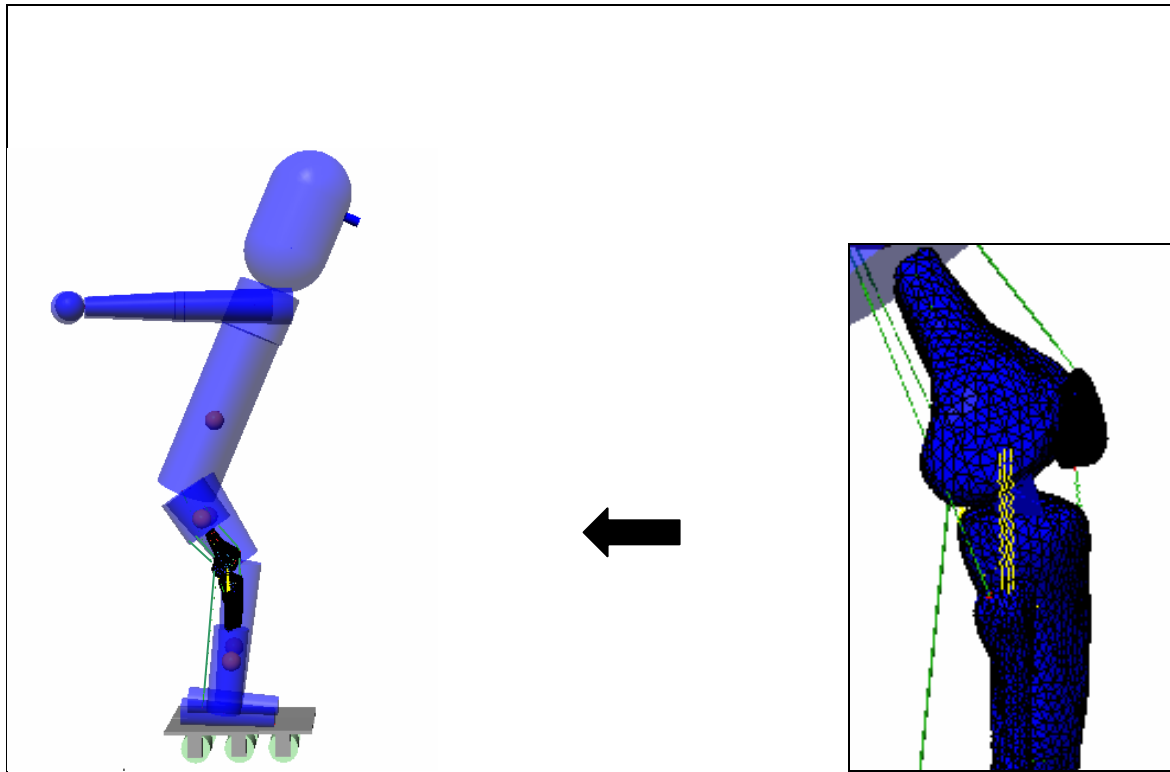


Abb. 45: Darstellung des Starrkörpermodells mit Schwabbelmassen sowie implementiertem Finite-Elemente-Modell eines kindlichen Kniegelenkes zur Bestimmung von Belastungen und Beanspruchungen während diverser Landebewegungen beim Inline-Skating von Kindern

Auf Basis der o.g. in Kapitel sechs dargestellten Grundlagen des erstellten und über die Bodenreaktionskraft validierten Modells des kindlichen Körpers können im Folgenden die diversen Landebewegungen mit Blick auf deren Belastungs- bzw. Beanspruchungsprofil detailliert für die einzelnen Teilstrukturen analysiert werden. Nach Durchführung eines ersten Finite-Elemente-Simulationslaufs liegen die resultierenden Beanspruchungen im Bereich der diversen Strukturen der Kniegelenke bereits vor. Um weitere Simulationen zu starten, werden verschiedene Parametrisierungen bei Beibehaltung des Modells in seiner Grundform vorgenommen. Hiermit besteht die Möglichkeit, den Einfluss einzelner Variablen auf die Beanspruchung zu analysieren, in dem gegenüber einem Referenzsimulationslauf ein, mehrere bzw. alle Parameter in Folge variiert und die Belastungs- bzw. Beanspruchungsveränderungen des Mehrkörpersystems berechnet und verglichen werden.

## 6.2 Dokumentation und Diskussion der Ergebnisse der FE-Beanspruchungsanalysen

Die gesamte, im Rahmen des vorliegenden Kapitels in den vorangegangenen Abschnitten dargestellte Untersuchungsmethodik ermöglicht entsprechend der in Kapitel fünf formulierten Problemstellung die Bestimmung von Belastungen sowie die Berechnung daraus resultierender Beanspruchungen im Bereich der Knorpelflächen der Kniegelenke bei Landevorgängen während des Inline-Skatings von Kindern.

Bei der im Rahmen der vorliegenden Arbeit durchgeführten Analyse handelt es sich um quasistatische Finite-Elemente-Berechnungen. Um die Beanspruchungen der Kniegelenkstrukturen während der Landung des inline-skatenden Kindes zu extrahieren, werden charakteristische Simulationszeitpunkte aus der Bodenkontaktkurve ermittelt. Abbildung 46 veranschaulicht die entsprechenden Simulationszeitpunkte.

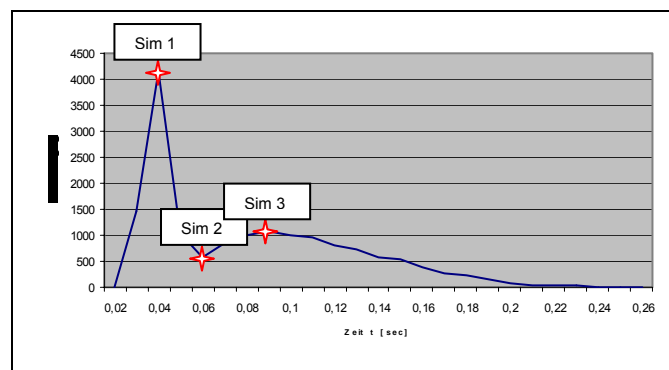


Abb. 46: Veranschaulichung der Simulationszeitpunkte der Finite-Elemente-Analyse

Die Dokumentation der Ergebnisse gliedert sich grundsätzlich in drei Abschnitte. Zunächst erfolgt die Darstellung, Dokumentation und Diskussion des charakteristischen Beanspruchungsgefüges des Landevorganges eines inline-skatenden Kindes im Bereich der Knorpelflächen der Kniegelenke nach Durchführung eines Niedersprunges aus einer Höhe von 0.35 Metern bei einer Absprunggeschwindigkeit von 2.6 m/sec.

Um insbesondere Aussagen über den Einfluss verschiedener Parameter auf die resultierenden Beanspruchungen treffen zu können, werden im Anschluss daran diverse Parametervariationen durchgeführt und die resultierenden Beanspruchungen jeweils berechnet und mit den zuvor erhaltenen Werten der jeweiligen Simulationsausgangssituation verglichen. Auf Basis der gewonnenen Erkenntnisse werden schließlich konkrete Vorschläge zur Belastungs- bzw. Beanspruchungsreduktion erarbeitet.

### 6.2.1 Darstellung des charakteristischen Beanspruchungsgefüges im Bereich der Gelenkflächen der Kniegelenke während des Landevorganges eines inline-skatenden Kindes

Im Rahmen dieses Abschnitts erfolgt die Darstellung der Simulationsergebnisse des Landevorganges eines inline-skatenden Kindes. In einem ersten Schritt werden die Beanspruchungen der Knorpelflächen von Femur bzw. Tibia entsprechend Abbildung 46 bzgl. des Simulationszeitpunkts I, dann bzgl. der Simulationszeitpunkte II und III vergleichend dargestellt und erläutert. In einem weiteren Schritt erfolgt die Illustration der Beanspruchungen, die aus den diversen Parametervariationen resultieren, ebenfalls für Femur und Tibia in der Reihenfolge der betrachteten Simulationszeitpunkte. Die Darstellung der Beanspruchungen erfolgt in der Einheit Pascal (Pa), wobei  $1\text{Pa}=1\text{N/m}^2$  entspricht. Abbildung 47 stellt die den nachfolgenden Simulationsergebnissen zugrunde liegende Farbskala mit entsprechender Veranschaulichung der quantitativen Beanspruchungsgrößen grafisch dar.

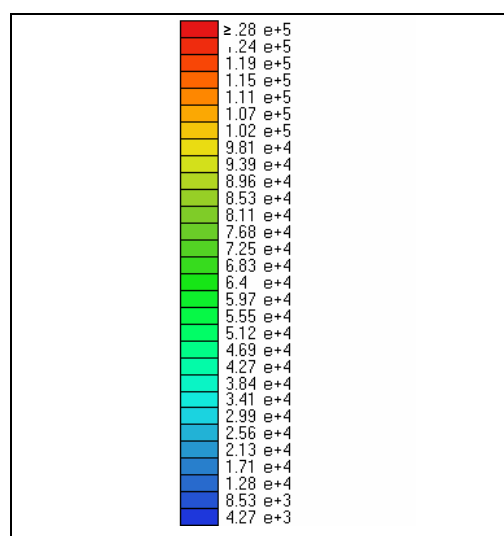


Abb. 47: Farbskala der Beanspruchungsberechnungen

Im Folgenden werden die Beanspruchungen im Bereich der Knorpelflächen von Femur und Tibia bzgl. der Simulationszeitpunkte I, II und III dargestellt.

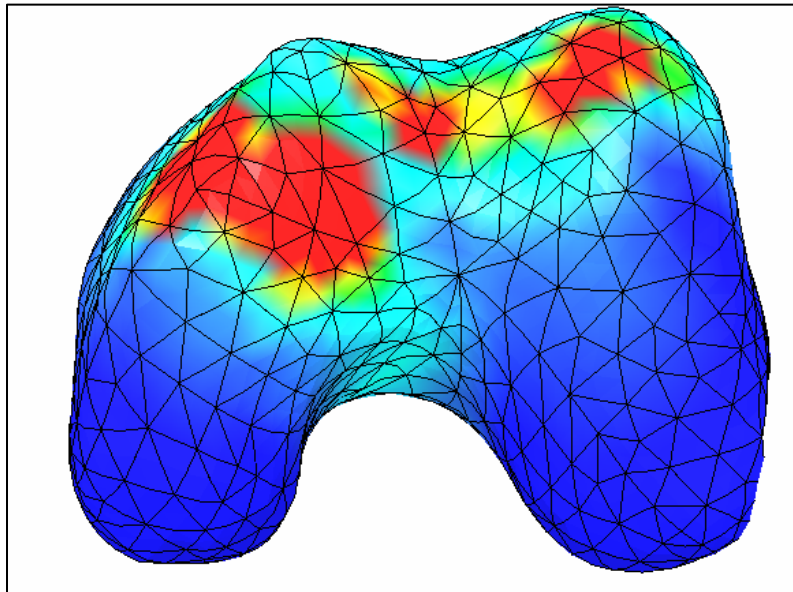


Abb. 48: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt I

Abbildung 48 zeigt, wie sich die aus Simulationszeitpunkt I resultierende Belastung auf die Gelenkstruktur der Femurkondyle auswirkt. Die Beanspruchungen der Struktur befinden sich entsprechend Abbildung 47 in einem Bereich zwischen  $4.27e+03$  Pa und  $1.28e+05$  Pa. Sowohl der Condylus lateralis als auch der Condylus medialis weisen hierbei erhöhte Beanspruchungen auf. Während sich der posteriore Bereich der beiden Kondylen weitgehend unbeansprucht zeigt, weisen die Simulationsergebnisse im anterioren Kondylendrittel sowohl lateral als auch zentral und medial deutlich erhöhte Beanspruchungswerte von bis zu  $1.28e+05$  Pa auf. Die flächenmäßig deutlichsten Beanspruchungsspitzen liegen hierbei im Bereich der lateralen Femurkondyle bei Werten zwischen  $6.4e+04$  Pa und  $1.28e+05$  Pa, gefolgt von Beanspruchungsmaxima im Bereich des anterioren Drittels der medialen Femurkondyle sowie der Facies patellaris. Während das gesamte anteriore Drittel der Femurkondyle auch außerhalb der eigentlichen Beanspruchungsmaxima erhöhte Beanspruchungswerte von  $2.99e+04$  Pa bis  $5.97e+04$  Pa zeigt, sind auch im Bereich der Fossa intercondylaris erhöhte Beanspruchungen von  $2.99e+04$  Pa bis  $3.84e+04$  Pa zu verzeichnen.

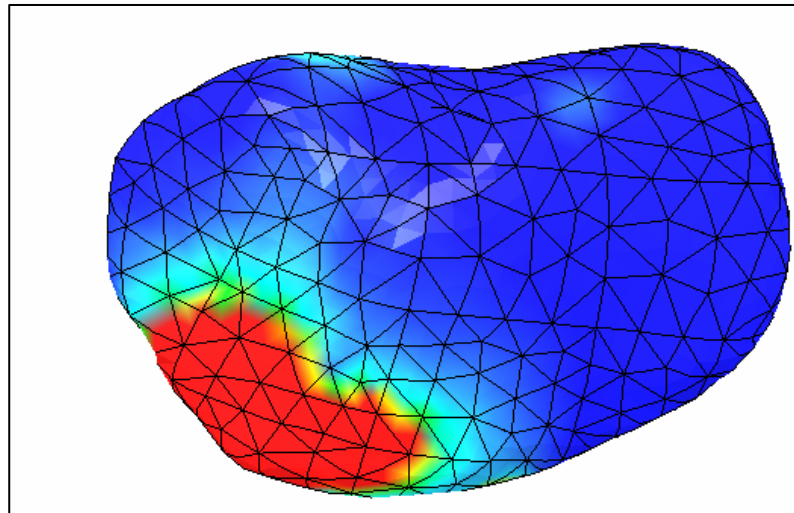


Abb. 49: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt I

Abbildung 49 zeigt, wie sich die aus Simulationszeitpunkt I resultierende Belastung auf die Knochenstruktur der Tibia auswirkt. Die Beanspruchungen der Struktur befinden sich entsprechend Abb. 47 ebenfalls in einem Bereich zwischen  $4.27 \times 10^3$  Pa und  $1.28 \times 10^5$  Pa. Während der überwiegende Teil dieser Struktur mit Werten um  $5 \times 10^4$  Pa weitgehend gering beansprucht wird, ist die flächenmäßige Verteilung der vorliegenden Beanspruchungsmaxima ellipsenförmig angeordnet. Insbesondere der anterior-laterale Teil der Tibia weist hierbei auf erhöhte Beanspruchungen in einem Bereich von maximal  $1.28 \times 10^5$  Pa über  $9.39 \times 10^4$  Pa und  $6.4 \times 10^4$  Pa bis zu  $2.99 \times 10^4$  Pa hin.

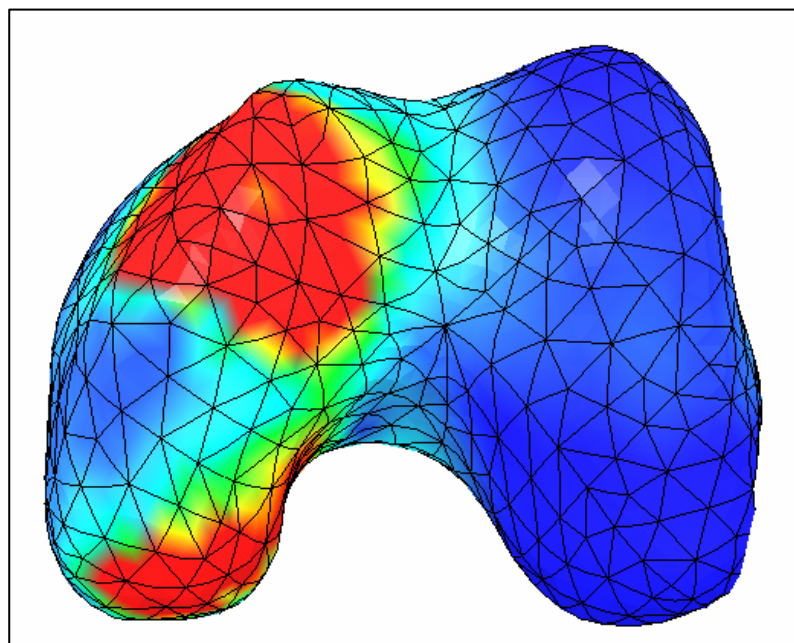


Abb. 50: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt II

Abbildung 50 zeigt, wie sich die aus Simulationszeitpunkt II resultierende Belastung auf die Gelenkstruktur der Femurkondyle auswirkt. Die Beanspruchungen der Struktur befinden sich wiederum in einem Bereich zwischen  $4.27e+03$  und  $1.28e+05$  Pa. Im Gegensatz zu Abbildung 48 zeigt die Beanspruchungsverteilung zu diesem Simulationszeitpunkt ausschließlich erhöhte Werte im Bereich des Condylus lateralis, wobei der Condylus medialis mit Werten um  $8.53e+03$  Pa keine erhöhten Beanspruchungen aufweist. Während sich im Bereich der Fascies patellaris leicht erhöhte Beanspruchungen von etwa  $2.99e+04$  Pa bis  $5.55e+04$  Pa zeigen, weisen die Simulationsergebnisse im Bereich des Condylus lateralis sowohl im anterioren als auch im posterioren Drittel auf deutlich erhöhte Beanspruchungswerte von bis zu  $1.28e+05$  Pa hin. Die flächenmäßig deutlichsten Beanspruchungsspitzen liegen hierbei im Bereich des anterioren, lateralen Condylus bei Werten zwischen  $9.81e+04$  und  $1.28e+05$  Pa, gefolgt von Beanspruchungsmaxima im posterioren Verlauf des Femur-Condylus mit Werten von ebenfalls  $9.81e+04$  bis  $1.28e+05$  Pa, die sich in leicht abgeschwächter Form über die Innenseite des Condylus lateralis bis hin zur Fossa intercondylaris ausbreiten.

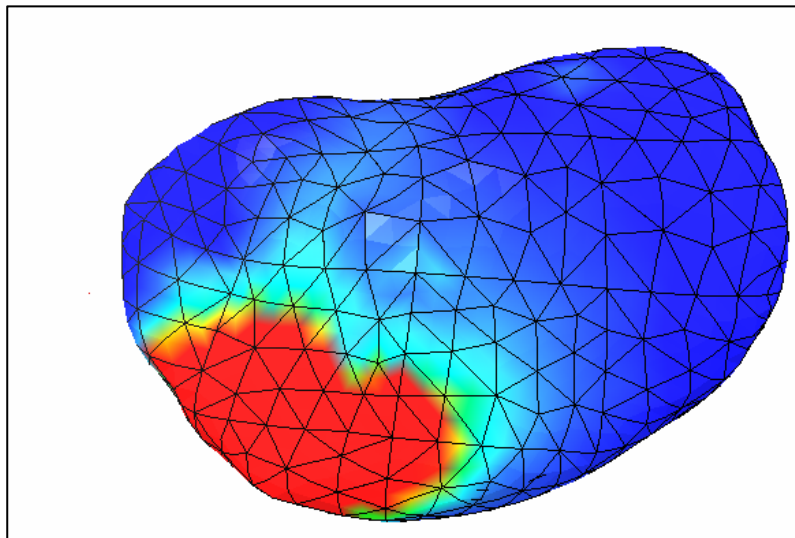


Abb. 51: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt II

Abbildung 51 zeigt, wie sich die aus Simulationszeitpunkt II resultierende Belastung auf die Knochenstruktur der Tibia auswirkt. Die Beanspruchungen der Struktur befinden sich hierbei in einem Bereich zwischen  $4.27e+03$  Pa und  $1.28e+05$  Pa. Während der überwiegende Teil dieser Struktur mit Werten um  $5e+04$  Pa weitgehend gering beansprucht wird, ist die flächenmäßige Verteilung der hier vorliegenden Beanspruchungsmaxima ellipsenförmig angeordnet und weist insbesondere im

anterior-lateralen Teil der Tibia auf erhöhte Beanspruchungen in einem Bereich von maximal  $1.28 \times 10^5$  Pa über  $9.39 \times 10^4$  Pa und  $6.4 \times 10^4$  Pa bis hin zu  $2.99 \times 10^4$  Pa hin. Im Gegensatz zum Beanspruchungsgefüge der Tibia bei Simulationszeitpunkt I erweist sich sowohl der hochbeanspruchte Bereich mit Werten um  $1.28 \times 10^5$  Pa als auch der mittelmäßig beanspruchte Teil der Tibia mit Werten um  $3.41 \times 10^4$  Pa als flächenmäßig etwas ausgeprägter.

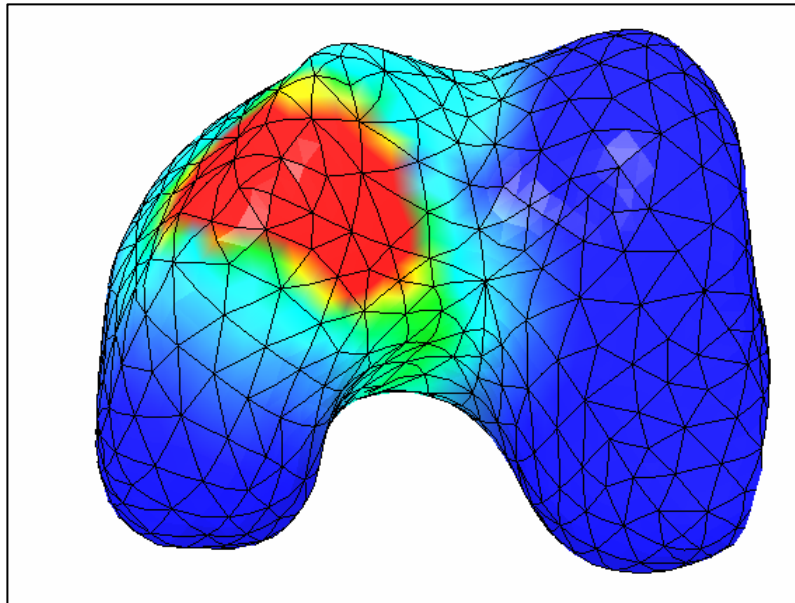


Abb. 52: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt III

Abbildung 52 zeigt, wie sich die aus Simulationszeitpunkt III resultierende Belastung auf die Gelenkstruktur der Femurkondyle auswirkt. Die Beanspruchungen der Struktur befinden sich wiederum in einem Bereich zwischen  $4.27 \times 10^3$  und  $1.28 \times 10^5$  Pa. Im Gegensatz zu Abbildung 48 und Abbildung 50 zeigt die Beanspruchungsverteilung zu diesem Simulationszeitpunkt ausschließlich erhöhte Werte im Bereich des anterioren Verlaufs des Condylus lateralis, wobei der Condylus medialis mit Werten um  $8.53 \times 10^3$  Pa keine erhöhten Beanspruchungen aufweist. Auch der posteriore Teil der lateralen Femurkondyle bleibt gering beansprucht. Während sich im Bereich der Fascies patellaris leicht erhöhte Beanspruchungen von etwa  $3.41 \times 10^4$  Pa zeigen, weisen die Simulationsergebnisse im anterioren Bereich des Condylus lateralis auf deutlich erhöhte Beanspruchungswerte mit Maxima von bis zu  $1.28 \times 10^5$  Pa hin, die dann sowohl in posteriorer als auch medialer und anteriorer Richtung leicht vermindert auslaufen. Dieser Teil der Femurkondyle stellt somit den sowohl qualitativ als auch quantitativ am deutlichsten beanspruchten Bereich dar.

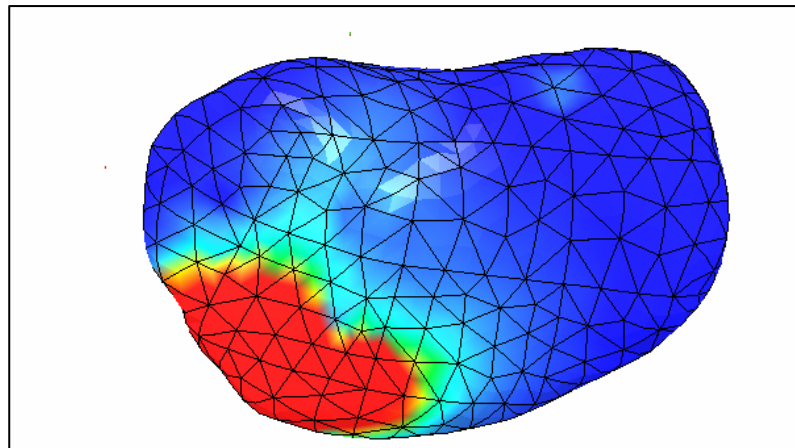


Abb. 53: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt III

Abbildung 53 zeigt die resultierende Beanspruchung der Knochenstruktur der Tibia zum Simulationszeitpunkt III. In Übereinstimmung mit den Simulationszeitpunkten I und II (vgl. Abb. 49 und Abb. 51) befinden sich die Beanspruchungen der Struktur auch zu diesem Zeitpunkt in einem Bereich zwischen  $4.27e+03$  Pa und  $1.28e+05$  Pa, wobei der überwiegende Teil dieser Struktur mit Werten um  $2e+04$  Pa weitgehend gering beansprucht wird und die flächenmäßige Verteilung der vorliegenden Beanspruchungsmaxima ellipsenförmig angeordnet ist. Insbesondere im anterior-lateralen Teil der Tibia sind wiederum erhöhte Beanspruchungen in einem Bereich von maximal  $1.28e+05$  Pa über  $9.39e+04$  Pa und  $6.4e+04$  Pa bis hin zu  $2.99e+04$  Pa zu verzeichnen.

### 6.2.2 Darstellung der charakteristischen Beanspruchungsgefüge diverser Landevorgänge nach systematischer Parametervariation

Ein häufig auftretendes Problem im Kindes- und Jugendalter stellen Haltungsfelder bzw. Haltungsschäden in Folge von Überlastungen dar. Ursächlich hierfür werden eine in diesem Alter noch nicht ausgeprägte Muskulatur sowie häufig auftretende muskuläre Dysbalancen betrachtet. Zur Simulation dieser Phänomene werden im Folgenden diverse Parametrisierungen vorgenommen, wobei jeweils ein Parameter modifiziert wird und das Modell in seiner Grundform sowie in seinen grundsätzlichen Eingabedaten beibehalten wird. Da Kinder und Jugendliche in vielen Fällen mangelhafte muskuläre Absicherungen aufweisen, erfolgen hierbei diverse Erhöhungen bzw. Reduktionen verschiedener Muskelaktivitäten, die sich im Bereich



von  $\pm 15\%$  der vorhandenen Muskelaktivität befinden und somit in Bereichen liegen, die auf Basis mittelfristiger trainingsbedingter Veränderungen erzielt werden können. Im Rahmen der ersten drei Parametervariationen erfolgt hierzu eine Reduktion der muskulären Aktivität in unterschiedlicher Ausprägung. Während in Parametervariation I eine um 15% verminderte Muskelaktivität der Muskeln im Bereich der Ober- bzw. Unterschenkelrückseite simuliert wird, enthält Parametervariation II eine 15%ige Reduktion der Muskelaktivität im Bereich des Mus. Quadrizeps. Um neben Auswirkungen muskulärer Dysbalancen auf die Beanspruchungen der Gelenkstruktur auch Aussagen über Beanspruchungsveränderungen in Folge gleichmäßig auftretender muskulärer Defizite treffen zu können, erfolgt im Rahmen von Parametervariation III die gleichzeitige Reduktion der Muskelaktivität des Mus. Quadrizeps sowie der Muskeln im Bereich der Ober- bzw. Unterschenkelrückseite um jeweils 15%. Um weitere Aussagen zur Belastungsreduktion im Bereich der Knorpelflächen der Kniegelenke treffen zu können, thematisiert Parametervariation IV eine 15%ige Erhöhung der muskulären Aktivität sowohl im Bereich des Mus. Quadrizeps als auch im Bereich der Muskulatur der Ober- bzw. Unterschenkelrückseite mit Blick auf eine mögliche Beanspruchungsreduktion.

#### 6.2.2.1 Parametervariation I

Im Rahmen dieser Parametervariation wird die Aktivität der Muskulatur im Bereich der Ober- bzw. Unterschenkelrückseite um 15% entsprechend Abbildung 54 vermindert und die resultierenden Beanspruchungen der Knorpelflächen von Femur und Tibia berechnet, dargestellt und vergleichend betrachtet.

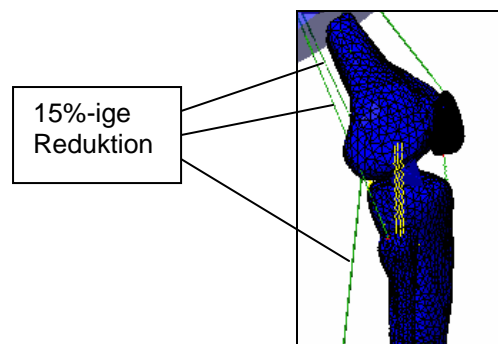


Abb. 54: 15%-ige Reduktion der Aktivität der Muskelgruppen im Bereich der Ober- bzw. Unterschenkelrückseite

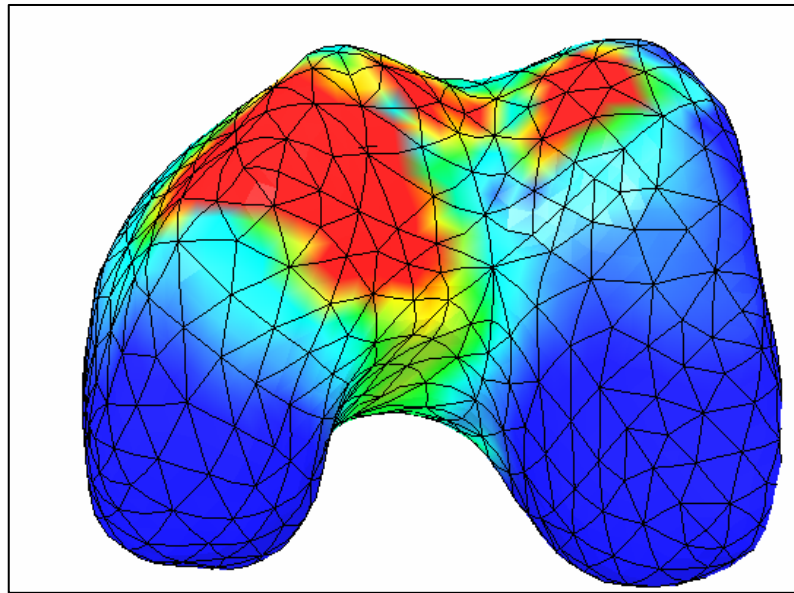


Abb. 55: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt I nach Parametervariation I

Abbildung 55 veranschaulicht das Beanspruchungsgefüge der Femurkondyle nach 15%iger Reduktion der Aktivität der Muskulatur im Bereich der Ober- bzw. Unterschenkelrückseite bei unveränderter Aktivität des Mus. Quadrizeps zum Simulationszeitpunkt I und zeigt wie sich die entsprechende Parametervariation auf die Beanspruchung der Knorpelstruktur der Femurkondyle im Vergleich zu Abbildung 48 auswirkt. Während sich die Beanspruchungen der Struktur in einem Bereich zwischen  $4.27e+03$  Pa und  $4.38e+05$  Pa befinden, weist sowohl der Condylus lateralis als auch der Condylus medialis und die Fascies Patellaris in ihrem posterioren Verlauf erhöhte Beanspruchungen auf. In Übereinstimmung mit Abbildung 48 zeigt sich der posteriore Bereich der beiden Kondylen weitgehend unbeansprucht, wohingegen die Simulationsergebnisse im anterioren Kondylendrittel sowohl lateral als auch zentral und medial deutlich erhöhte Beanspruchungswerte von bis zu  $4.38e+05$  Pa aufzeigen. Ebenfalls übereinstimmend mit den Ergebnissen der Ausgangssimulation gliedern sich die flächenmäßig deutlichsten Beanspruchungsspitzen hierbei wiederum in drei voneinander getrennte Beanspruchungsmaxima. Die flächenmäßig deutlichsten Beanspruchungsspitzen liegen hierbei im Bereich der lateralen Femurkondyle bei Werten zwischen  $7.68e+04$  Pa und  $4.38e+05$  Pa, gefolgt von Beanspruchungsmaxima im Bereich des anterioren Drittels der medialen Femurkondyle sowie der Facies patellaris. Während das gesamte anteriore Drittel der Femurkondyle auch außerhalb der eigentlichen Beanspruchungsmaxima erhöhte Beanspruchungswerte von bis zu  $1.02e+05$  Pa

zeigt, sind auch im Bereich der Fossa intercondylaris erhöhte Beanspruchungen von rund  $8e+04$  Pa zu verzeichnen.

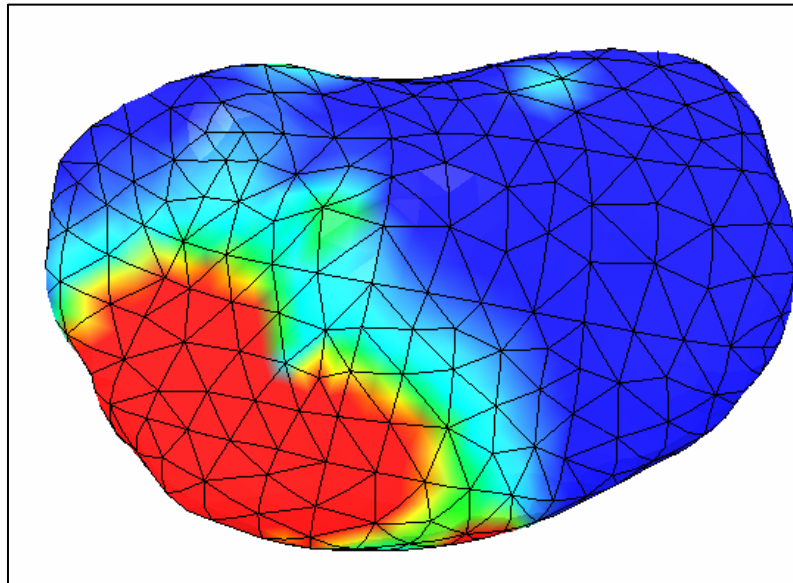


Abb. 56: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt I nach Parametervariation I

Abbildung 56 zeigt die resultierende Beanspruchung der Knorpelstruktur der Tibia nach 15%iger Reduktion der Aktivität der Muskulatur im Bereich der Ober- bzw. Unterschenkelrückseite bei unveränderter Aktivität des Mus. Quadrizeps. Im Gegensatz zu Abbildung 49 befinden sich die Beanspruchungen der Struktur nach dieser Parametervariation in einem Bereich zwischen  $4.27e+03$  Pa und  $3.28e+05$  Pa, wobei hinzukommt, dass der hoch beanspruchte Bereich eine wesentlich größere Fläche einnimmt. Während diese erhöhten Beanspruchungen im anterior-lateralen Teil der Tibia in einem Bereich von  $3.28e+05$  Pa über  $9.42e+04$  Pa und  $7.2e+04$  Pa bis hin zu  $2.13e+04$  Pa verlaufen, ist die flächenmäßige Verteilung der vorliegenden Beanspruchungsmaxima ebenfalls ellipsenförmig angeordnet. Im Gegensatz zu Abbildung 49, in der zwei Drittel der Tibia nur geringfügig mit Werten um  $8e+03$  Pa beansprucht werden, bleibt im Rahmen dieser Parametervariation ausschließlich die posterior-mediale bzw. Teile der posterior-lateralen Hälfte der Knochenstruktur mit Werten um  $3e+04$  Pa gering beansprucht. Eine vereinzelt auftretende, leichte Beanspruchungserhöhung befindet sich mit Werten um  $3.41e+04$  Pa außerdem im posterior-medialen Bereich.

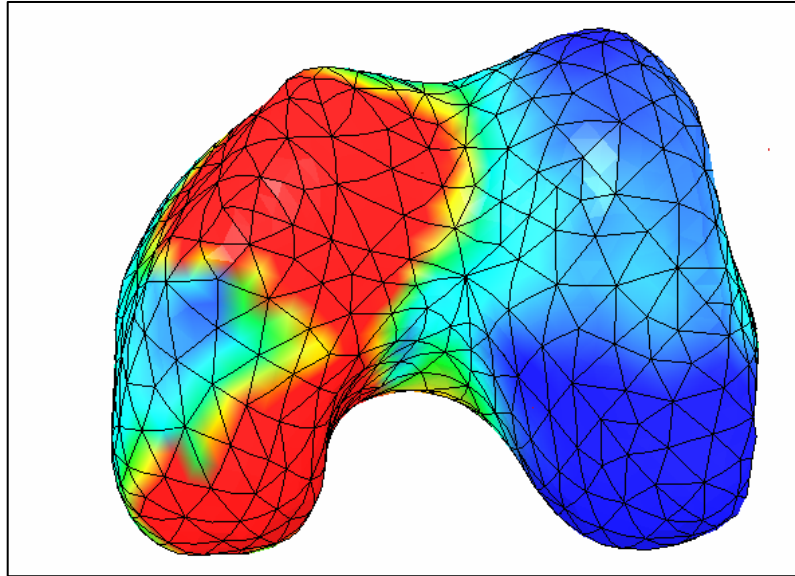


Abb. 57: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt II nach Parametervariation I

Abbildung 57 zeigt, wie sich die aus Parametervariation I resultierende Belastung während des Simulationszeitpunkts II auf die Beanspruchung der Knorpelfläche der Femurkondyle auswirkt. Die Beanspruchungen der Struktur befinden sich in einem Bereich zwischen  $4.27e+03$  Pa und  $2.68e+05$  Pa. In Übereinstimmung mit Abbildung 50 zeigt die Beanspruchungsverteilung insbesondere erhöhte Werte im Bereich des Condylus lateralis, wobei der Condylus medialis mit Werten um  $2.86e+04$  Pa nur leicht erhöhte Beanspruchungen aufweist. Die flächenmäßig deutlichsten Beanspruchungsspitzen, deren quantitative Ausprägungen die Beanspruchungen aus Abbildung 50 leicht übersteigen, liegen hierbei im Bereich des anterioren, lateralen Condylus, pflanzen sich im posterioren Verlauf fort und verlaufen in leicht abgeschwächter Form über die Innenseite des Condylus lateralis bis hin zur Fossa intercondylaris. Neben ebenfalls erhöhten Beanspruchungen im Bereich von bis zu  $9.81e+04$  Pa an der Fascies patellaris sowie in ihrem posterioren Verlauf, weisen die Simulationsergebnisse im Bereich des Condylus lateralis im anterioren und im posterioren Drittel sowohl qualitativ als auch quantitativ auf leicht erhöhte Beanspruchungswerte von bis zu  $2.68e+05$  Pa hin.

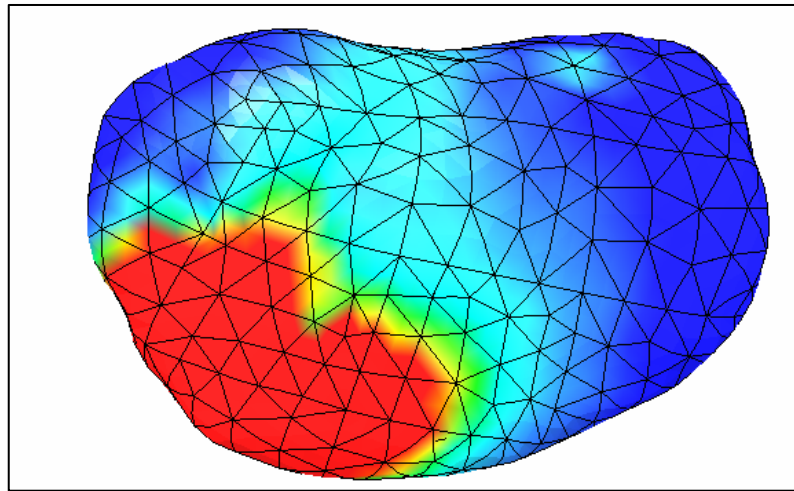


Abb. 58: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt II nach Parametervariation I

Abbildung 58 zeigt, wie sich die aus Simulationszeitpunkt II resultierende Belastung in Folge der durchgeführten Parametervariation I auf die Beanspruchung der Knorpelstruktur der Tibia auswirkt. Während ausschließlich die Hälfte dieser Struktur mit Werten um  $4.98 \times 10^4$  Pa weitgehend gering beansprucht wird, befinden sich die Beanspruchungen hierbei in einem Bereich zwischen  $4.27 \times 10^3$  Pa und  $2.56 \times 10^5$  Pa. Die flächenmäßige Verteilung der hier vorliegenden Beanspruchungsmaxima ist in Übereinstimmung mit Abbildung 51 ellipsenförmig angeordnet und weist insbesondere im anterior-lateralen Teil der Tibia auf erhöhte Beanspruchungen in einem Bereich von maximal  $2.56 \times 10^5$  Pa über  $8.42 \times 10^4$  Pa und  $5.3 \times 10^4$  Pa bis hin zu  $1.65 \times 10^4$  Pa hin. Im Gegensatz zur Ausgangsbeanspruchung der Knorpelfläche der Tibia während dieses Simulationszeitpunkts, in der zwei Drittel nur geringfügig mit Werten um  $8 \times 10^3$  Pa beansprucht werden, bleiben im Rahmen dieser Parametervariation ausschließlich die posterior-mediale bzw. Teile der posterior-lateralen Hälfte der Knorpelstruktur mit Werten um  $2.54 \times 10^4$  Pa gering beansprucht. Zu diesem Simulationszeitpunkt befindet sich außerdem eine vereinzelt auftretende, leichte Beanspruchungserhöhung mit Werten um  $3.41 \times 10^4$  Pa im posterior-medialen Bereich.

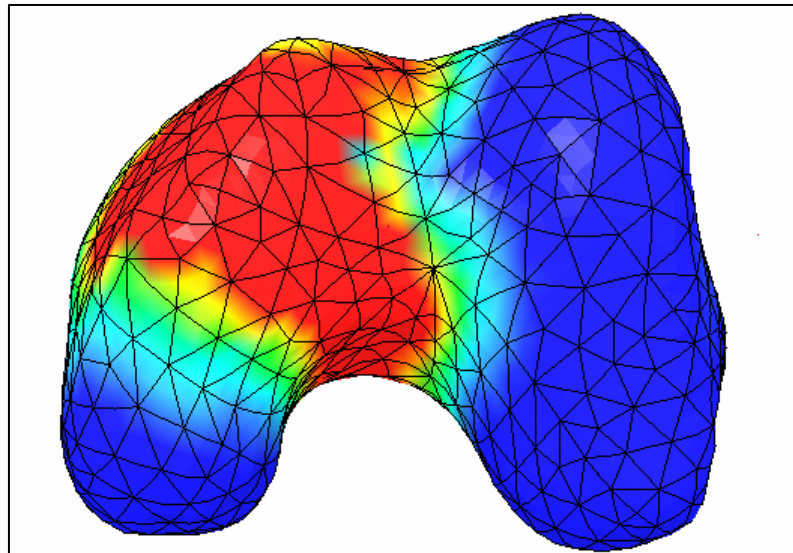


Abb. 59: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während SimulationszeitpunktIII nach Parametervariation I

Abbildung 59 zeigt, wie sich die aus Simulationszeitpunkt III unter Berücksichtigung der entsprechenden Parametervariation resultierende Belastung auf die Beanspruchung der Knorpelstruktur der Femurkondyle auswirkt. Die Beanspruchungen befinden sich hierbei in einem Bereich zwischen  $4.27e+03$  Pa und  $2.39e+05$  Pa. Im Gegensatz zu Abbildung 52 zeigt die Beanspruchungsverteilung zu diesem Simulationszeitpunkt nach Reduktion der Muskelaktivität im Bereich des Mus. Quadrizeps deutlich erhöhte Werte im Bereich des anterioren Verlaufs des Condylus lateralis bis hin zu maximal  $2.39e+05$  Pa, wobei der Condylus medialis mit Werten um  $8.53e+03$  Pa keine erhöhten Beanspruchungen aufweist. Auch der posteriore Teil der lateralen Femurkondyle bleibt gering beansprucht. Während sich im Bereich der Fascies patellaris ebenfalls erhöhte Beanspruchungen mit Werten zwischen  $2.56e+04$  Pa und  $6.37e+04$  Pa zeigen, weisen die Simulationsergebnisse im anterioren Bereich des Condylus lateralis auf deutlich erhöhte Beanspruchungswerte mit Maxima von bis zu  $3.98e+05$  Pa hin, die dann sowohl in posteriorer als auch medialer und anteriorer Richtung leicht vermindert, aber im Vergleich zu Abbildung 52 dennoch deutlich verstärkt auslaufen. Dieser Teil der Femurkondyle stellt somit auch nach Durchführung der Parametervariation I den sowohl qualitativ als auch quantitativ am deutlichsten beanspruchten Bereich der Knorpelfläche des Femurs dar.

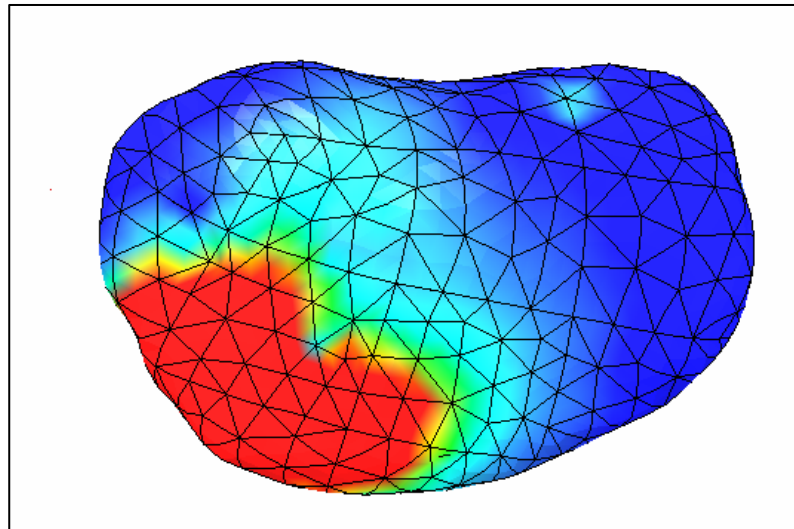


Abb. 60: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während SimulationszeitpunktIII nach Parametervariation I

Abbildung 60 zeigt, wie sich die aus Simulationszeitpunkt III resultierende Belastung in Folge der durchgeführten Parametervariation I auf die Knochenstruktur der Tibia auswirkt. Die Beanspruchungen der Struktur befinden sich hierbei in einem Bereich zwischen  $4.27e+03$  Pa und  $2.98e+05$  Pa. Während weniger als die Hälfte der Struktur mit Werten um  $4.27e+04$  Pa geringfügig beansprucht wird, ist die flächenmäßige Verteilung der hier vorliegenden Beanspruchungsmaxima in Übereinstimmung mit Abbildung 53 wiederum ellipsenförmig angeordnet und weist insbesondere im anterior-lateralen Teil der Tibia auf erhöhte Beanspruchungen in einem Bereich von bis zu  $2.98e+05$  Pa über  $8.84e+04$  Pa und  $5.43e+04$  Pa bis hin zu  $2.58e+04$  Pa hin. Im Gegensatz zur Basisbeanspruchung aus Abbildung 53, in der zwei Drittel der Tibia nur geringfügig mit Werten um  $8e+03$  Pa beansprucht werden, bleiben sowohl zu diesem Simulationszeitpunkt als auch im Rahmen dieser Parametervariation ausschließlich posterior-mediale bzw. Teile der posterior-lateralen Hälfte der Knorpelstruktur mit Werten um  $2.99e+04$  Pa unwesentlich beansprucht. Während der hochbeanspruchte Bereich der Knorpelfläche der Tibia mit Werten um  $2.98e+05$  Pa von seiner flächenmäßig quantitativen Ausprägung in Übereinstimmung mit den resultierenden Beanspruchungen der Tibia aus Abbildung 53 zeigt, weist der zentral lokalisierte, mittelmäßig beanspruchte Bereich der Tibia eine wesentlich größere Fläche als bei der Ausgangssimulation auf. Außerdem befindet sich zu diesem Simulationszeitpunkt eine vereinzelt auftretende, leichte

Beanspruchungserhöhung mit Werten um  $3.41e+04$  Pa im posterior-medialen Bereich der Knorpelfläche der Tibia.

#### 6.2.2.2 Parametervariation II

Im Rahmen dieser Parametervariation wird die Aktivität der Muskulatur im Bereich des Mus. Quadrizeps um 15% vermindert und die resultierenden Beanspruchungen der Knorpelflächen von Femur und Tibia berechnet, dargestellt und vergleichend betrachtet.

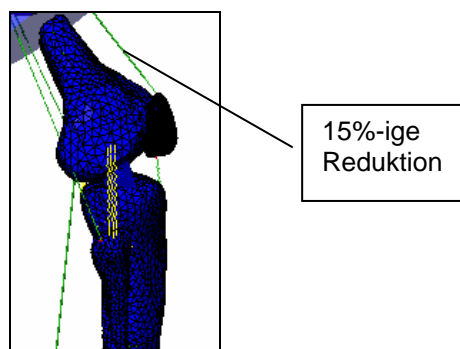


Abb. 61: 15%-ige Reduktion der Aktivität der Muskelgruppen im Bereich des Mus. Quadrizeps

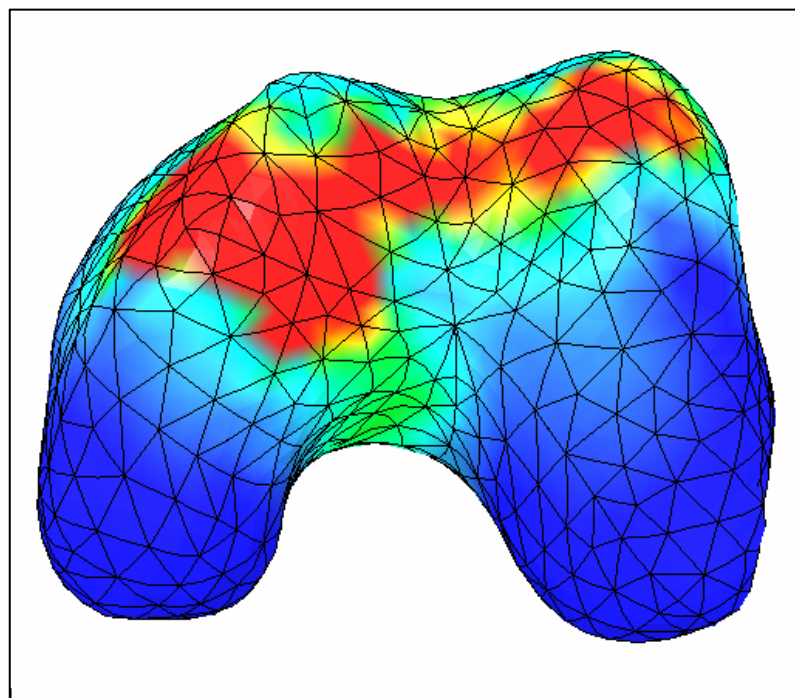


Abb. 62: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt I nach Parametervariation II



Abbildung 62 veranschaulicht das Beanspruchungsgefüge der Femurkondyle nach 15%iger Reduktion der Muskelaktivität des Mus. Quadrizeps zum Simulationszeitpunkt I und zeigt wie sich die entsprechende Parametervariation II auf die Beanspruchung der Gelenkstruktur der Femurkondyle im Vergleich zu Abbildung 48 auswirkt. Während sich die Beanspruchungen der Struktur in einem Bereich zwischen  $4.27e+03$  und  $3.38e+05$  Pa befinden, weist sowohl der Condylus lateralis als auch der Condylus medialis und die Fascies Patellaris in ihrem posterioren Verlauf erhöhte Beanspruchungen auf. In Übereinstimmung mit Abbildung 48 zeigt sich der posteriore Bereich der beiden Kondylen weitgehend unbeansprucht, wohingegen die Simulationsergebnisse im anterioren Kondylendrittel sowohl lateral als auch zentral und medial deutlich erhöhte Beanspruchungswerte von bis zu  $3.38e+05$  Pa aufzeigen. Die flächenmäßig deutlichsten Beanspruchungsspitzen gliedern sich hierbei nicht in drei voneinander getrennte Beanspruchungsmaxima, sondern erstrecken sich von der lateralen Femurkondyle über die Fascies patellaris bis hin zum anterioren Drittels der medialen Femurkondyle und stellen somit eine relativ weiträumige, stark beanspruchte Fläche dar. Während das gesamte anteriore Drittel der Femurkondyle auch außerhalb der eigentlichen Beanspruchungsmaxima erhöhte Beanspruchungswerte von rund  $2.99e+04$  Pa bis  $8.53e+04$  Pa zeigt, sind auch im Bereich der Fossa intercondylaris erhöhte Beanspruchungen von  $2.99e+04$  Pa bis hin zu  $7.25e+04$  Pa zu verzeichnen.

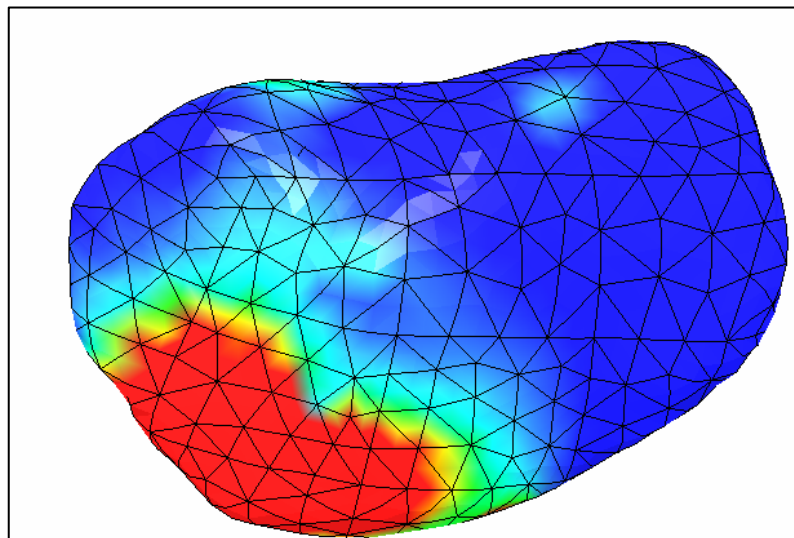


Abb. 63: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt I nach Parametervariation II

Abbildung 63 zeigt die resultierende Beanspruchung der Knochenstruktur der Tibia nach 15%iger Reduktion der Muskelaktivität des Mus. Quadrizeps. Im Gegensatz zu Abbildung 49 befinden sich die Beanspruchungen der Struktur nach dieser Parametervariation in einem Bereich zwischen  $4.27e+03$  Pa und  $3.28e+05$  Pa, wobei hinzukommt, dass der hoch beanspruchte Bereich eine wesentlich größere Fläche einnimmt. Während diese erhöhten Beanspruchungen im anterior-lateralen Teil der Tibia in einem Bereich von  $3.28e+05$  Pa über  $9.42e+04$  Pa und  $7.2e+04$  Pa bis hin zu  $2.13e+04$  Pa verlaufen, ist die flächenmäßige Verteilung der vorliegenden Beanspruchungsmaxima ebenfalls ellipsenförmig angeordnet. Im Gegensatz zu Abbildung 49, in der zwei Drittel der Tibia nur geringfügig mit Werten um  $8e+03$  Pa beansprucht werden, bleibt im Rahmen dieser Parametervariation ausschließlich die posterior-mediale bzw. Teile der posterior-lateralen Hälfte der Knochenstruktur mit Werten um  $3e+04$  Pa gering beansprucht. Eine vereinzelt auftretende, leichte Beanspruchungserhöhung befindet sich mit Werten um  $3.41e+04$  Pa außerdem im posterior-medialen Bereich.

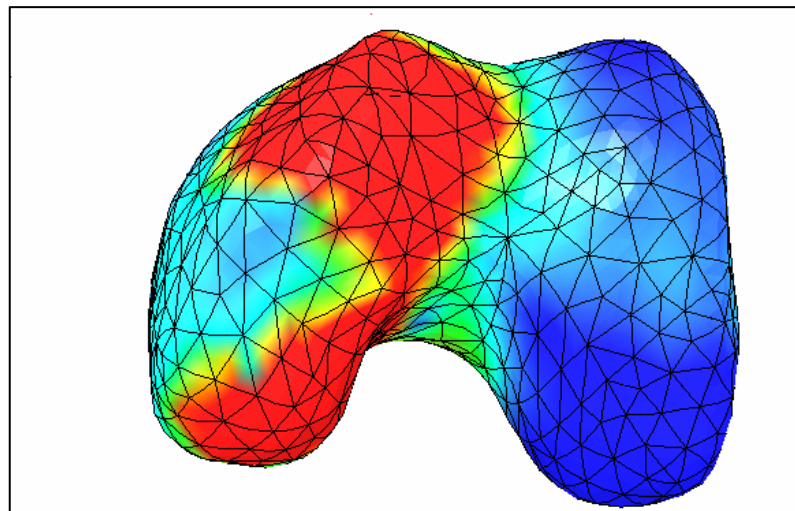


Abb. 64: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt II nach Parametervariation II

Abbildung 64 zeigt, wie sich die aus Parametervariation II resultierende Belastung während des Simulationszeitpunkts II auf die Gelenkstruktur der Femurcondyle auswirkt. Die Beanspruchungen der Struktur befinden sich in einem Bereich zwischen  $4.27e+03$  Pa und  $3.28e+05$  Pa. In Übereinstimmung mit Abbildung 50 zeigt die Beanspruchungsverteilung insbesondere erhöhte Werte im Bereich des Condylus lateralis, wobei der Condylus medialis mit Werten um  $3.41e+04$  Pa nur leicht erhöhte

Beanspruchungen aufweist. Neben nun ebenfalls deutlich erhöhten Beanspruchungen um bis zu  $9.81e+04$  Pa im Bereich der Fascies patellaris sowie in ihrem posterioren Verlauf, weisen die Simulationsergebnisse im Bereich des Condylus lateralis im anterioren und im posterioren Drittel sowohl qualitativ als auch quantitativ auf deutlich erhöhte Beanspruchungswerte von bis zu  $3.38e+05$  Pa hin. Die flächenmäßig deutlichsten Beanspruchungsspitzen, deren quantitative Ausprägungen die Beanspruchungen aus Abbildung 50 deutlich übersteigen, liegen hierbei im Bereich des anterioren, lateralen Condylus, pflanzen sich im posterioren Verlauf fort und verlaufen in leicht abgeschwächter Form über die Innenseite des Condylus lateralis bis hin zur Fossa intercondylaris.

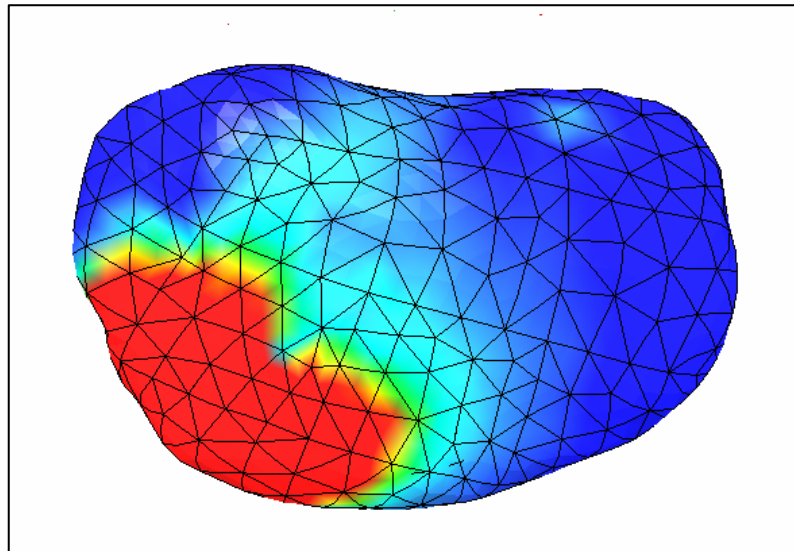


Abb. 65: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt II nach Parametervariation II

Abbildung 65 zeigt, wie sich die aus Simulationszeitpunkt II resultierende Belastung in Folge der durchgeführten Parametervariation II auf die Knochenstruktur der Tibia auswirkt. Die Beanspruchungen der Struktur befinden sich hierbei in einem Bereich zwischen  $4.27e+03$  Pa und  $3.28e+05$  Pa. Während ausschließlich die Hälfte dieser Struktur mit Werten um  $5e+04$  Pa weitgehend gering beansprucht wird, ist die flächenmäßige Verteilung der hier vorliegenden Beanspruchungsmaxima in Übereinstimmung mit Abbildung 51 ellipsenförmig angeordnet und weist insbesondere im anterior-lateralen Teil der Tibia auf erhöhte Beanspruchungen in einem Bereich von maximal  $3.28e+05$  Pa über  $9.39e+04$  Pa und  $6.4e+04$  Pa bis hin zu  $2.99e+04$  Pa hin. Im Gegensatz zur Ausgangsbeanspruchung der Knorpelfläche der Tibia während dieses Simulationszeitpunkts, in der zwei Drittel nur geringfügig

mit Werten um  $8e+03$  Pa beansprucht werden, bleibt auch im Rahmen dieser Parametervariation ausschließlich die posterior-mediale bzw. Teile der posterior-lateralen Hälfte der Knochenstruktur mit Werten um  $3e+04$  Pa gering beansprucht. Auch im Gegensatz zum Beanspruchungsgefüge der Tibia nach Parametervariation I während Simulationszeitpunkt I erweist sich sowohl der hochbeanspruchte Bereich mit Werten um  $3.28e+05$  Pa als auch der mittelmäßig beanspruchte Teil der Tibia mit Werten um  $3.41e+04$  Pa als flächenmäßig ausgeprägter. Auch zu diesem Simulationszeitpunkt befindet sich eine vereinzelt auftretende, leichte Beanspruchungserhöhung mit Werten um  $3.41e+04$  Pa im posterior-medialen Bereich.

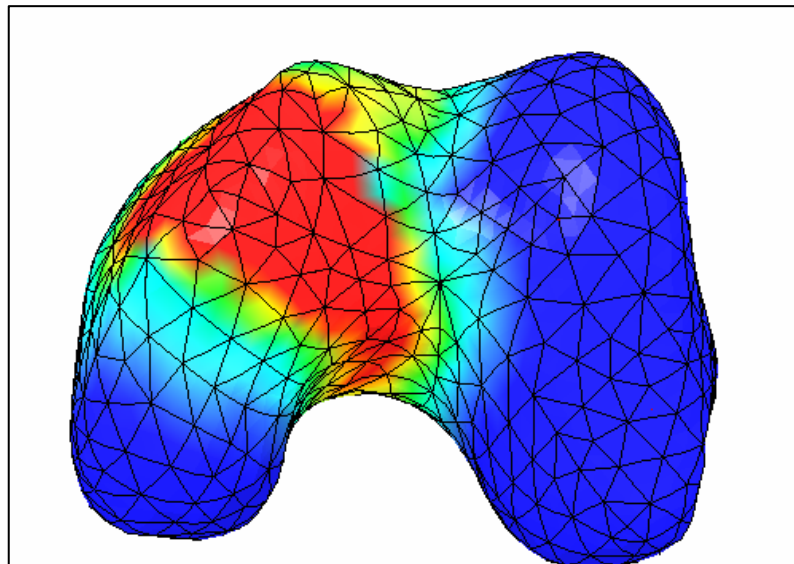


Abb. 66: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt III nach Parametervariation II

Abbildung 66 zeigt, wie sich die aus Simulationszeitpunkt III unter Berücksichtigung der entsprechenden Parametervariation II resultierende Belastung auf die Beanspruchung der Knorpelstruktur der Femurkondyle auswirkt. Die Beanspruchungen der Struktur befinden sich hierbei in einem Bereich zwischen  $4.27e+03$  Pa und  $4.28e+05$  Pa. Im Gegensatz zu Abbildung 52 zeigt die Beanspruchungsverteilung zu diesem Simulationszeitpunkt nach Reduktion der Muskelaktivität im Bereich des Mus. Quadrizeps deutlich erhöhte Werte im Bereich des anterioren Verlaufs des Condylus lateralis, wobei der Condylus medialis mit Werten um  $8.53e+03$  Pa keine erhöhten Beanspruchungen aufweist. Auch der posteriore Teil der lateralen Femurkondyle bleibt unkritisch beansprucht. Während

sich im Bereich der Fascies patellaris ebenfalls erhöhte Beanspruchungen mit Werten zwischen  $2.56e+04$  Pa und  $9.81e+04$  Pa zeigen, weisen die Simulationsergebnisse im anterioren Bereich des Condylus lateralis auf deutlich erhöhte Beanspruchungswerte mit Maxima von bis zu  $4.28e+05$  Pa hin, die dann sowohl in posteriorer als auch medialer und anteriorer Richtung leicht vermindert, aber im Vergleich zu Abbildung 52 dennoch deutlich erhöht auslaufen. Dieser Teil der Femurkondyle stellt somit auch nach Durchführung der Parametervariation den sowohl qualitativ als auch quantitativ am deutlichsten beanspruchten Bereich der Gelenkfläche des Femurs dar.

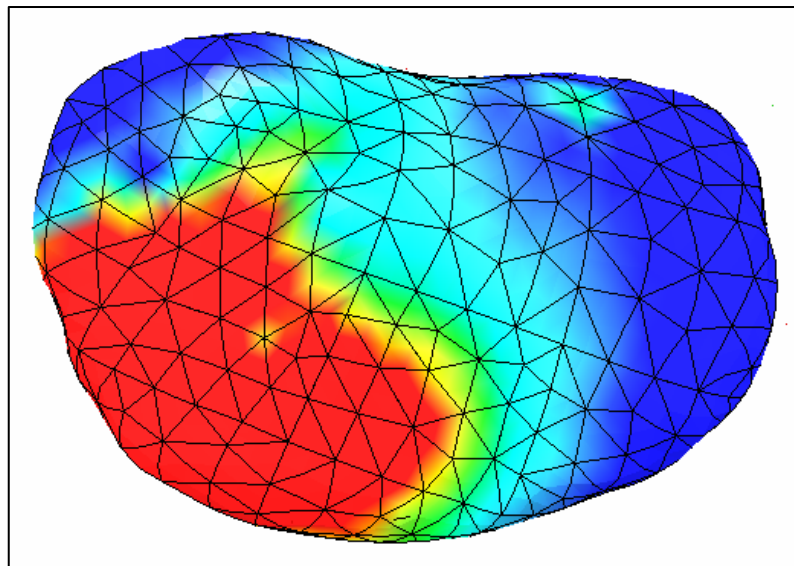


Abb. 67: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt III nach Parametervariation II

Abbildung 67 zeigt, wie sich die aus Simulationszeitpunkt III resultierende Belastung in Folge der durchgeführten Parametervariation II auf die Knochenstruktur der Tibia auswirkt. Die Beanspruchungen der Struktur befinden sich hierbei wiederum in einem Bereich zwischen  $4.27e+03$  Pa und  $3.28e+05$  Pa. Während weniger als die Hälfte der Struktur mit Werten um  $4.31e+04$  Pa geringfügig beansprucht wird, ist die flächenmäßige Verteilung der hier vorliegenden Beanspruchungsmaxima in Übereinstimmung mit Abbildung 53 wiederum ellipsenförmig angeordnet und weist insbesondere im anterior-lateralen Teil der Tibia auf erhöhte Beanspruchungen in einem Bereich von maximal  $3.28e+05$  Pa über  $9.39e+04$  Pa und  $6.4e+04$  Pa bis hin zu  $2.99e+04$  Pa hin. Im Gegensatz zu Abbildung 53, in der zwei Drittel der Tibia nur geringfügig mit Werten um  $8e+03$  Pa beansprucht werden, bleiben sowohl zu diesem

Simulationszeitpunkt als auch im Rahmen dieser Parametervariation ausschließlich posterior-mediale bzw. Teile der posterior-lateralen Hälfte der Knorpelstruktur mit Werten um  $3.23e+04$  Pa unwesentlich beansprucht. Auch im Gegensatz zum Beanspruchungsgefüge der Tibia nach Parametervariation I während Simulationszeitpunkt I bzw. in Übereinstimmung mit dem Beanspruchungsgefüge der Tibia nach Parametervariation I während des Simulationszeitpunkts II erweist sich sowohl der hochbeanspruchte Bereich mit Werten um  $3.28e+05$  Pa als auch der mittelmäßig beanspruchte Teil der Tibia mit Werten um  $3.41e+04$  Pa als flächenmäßig ausgeprägter. Auch zu diesem Simulationszeitpunkt befindet sich eine vereinzelt auftretende, leichte Beanspruchungserhöhung mit Werten um  $3.41e+04$  Pa im posterior-medialen Bereich.

### 6.2.2.3 Parametervariation III

Im Rahmen dieser Parametervariation wird die Aktivität der Muskulatur sowohl im Bereich des Mus. Quadrizeps als auch im Bereich der Muskulatur der Ober- bzw. Unterschenkelrückseite entsprechend Abbildung 68 um jeweils 15% vermindert und die resultierenden Beanspruchungen der Knorpelflächen von Femur und Tibia berechnet, dargestellt und vergleichend betrachtet.

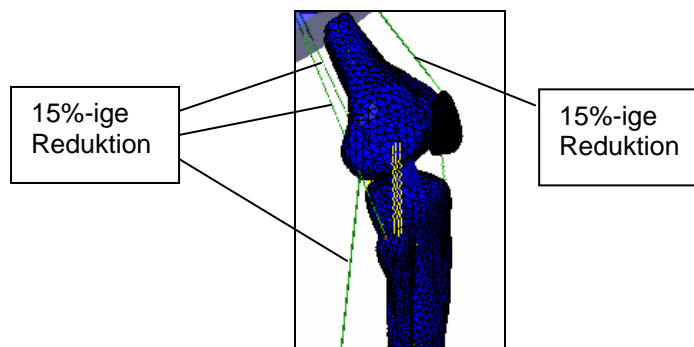


Abb. 68: 15%-ige Reduktion der Aktivität der Muskelgruppen im Bereich der Ober- bzw. Unterschenkelrückseite sowie im Bereich des Mus. Quadrizeps

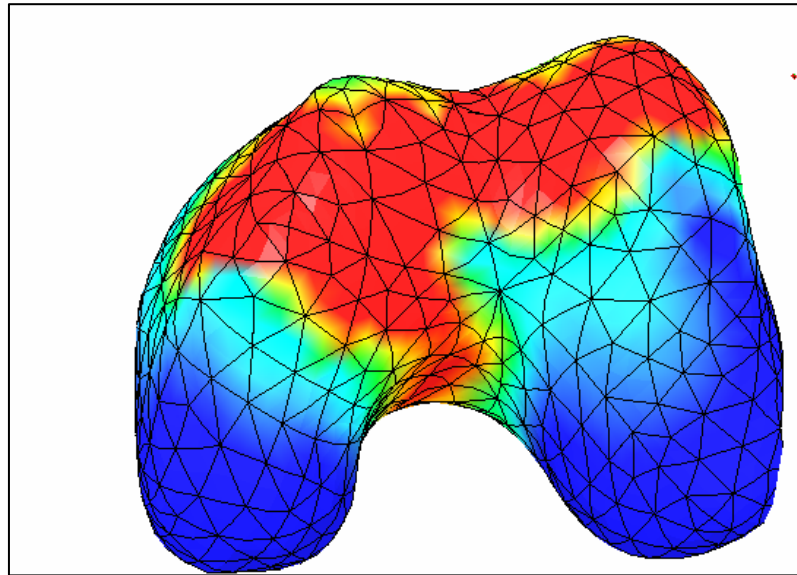


Abb. 69: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt I nach Parametervariation III

Abbildung 69 veranschaulicht das Beanspruchungsgefüge der Femurkondyle nach 15%iger Reduktion der Muskelaktivität des Mus. Quadrizeps sowie der Muskulatur der Ober- bzw. Unterschenkelrückseite zum Simulationszeitpunkt I und zeigt wie sich die entsprechende Parametervariation auf die Beanspruchung der Knorpelstruktur der Femurkondyle im Vergleich zu Abbildung 48, Abbildung 55 und zu Abbildung 62 auswirkt. Während sich die Beanspruchungen der Struktur in einem Bereich zwischen  $4.27e+03$  und  $3.67e+05$  Pa befinden, weist sowohl der Condylus lateralis als auch der Condylus medialis und die Fascies Patellaris erhöhte Beanspruchungen auf. Auch im Bereich des posterioren Verlaufs der Fascies Patellaris zeigen sich stark erhöhte Beanspruchungen auf. In Übereinstimmung mit Abbildung 48 erweist sich der posteriore Bereich der beiden Kondylen als weitgehend unbeansprucht, wohingegen die Simulationsergebnisse im anterioren Kondylendrittel sowohl lateral als auch zentral und medial deutlich erhöhte Beanspruchungswerte von bis zu  $3.67e+05$  Pa aufzeigen. Die flächenmäßig deutlichsten Beanspruchungsspitzen gliedern sich hierbei nicht mehr wie im Rahmen der Ausgangssimulation in drei voneinander getrennte Beanspruchungsmaxima, sondern erstrecken sich von der lateralen Femurkondyle über die Facies patellaris bis hin zum anterioren Drittels der medialen Femurkondyle und stellen somit eine weiträumig stark beanspruchte Fläche dar, die die Beanspruchungswerte aus allen vorangegangenen Simulationsläufen sowohl qualitativ als auch quantitativ

maßgeblich übersteigen. Während das gesamte anteriore Drittel der Femurkondyle auch außerhalb der eigentlichen Beanspruchungsmaxima erhöhte Beanspruchungswerte von  $3.42e+04$  Pa bis  $1.07e+05$  Pa zeigt, sind auch im Bereich der Fossa intercondylaris erhöhte Beanspruchungen von  $3.98e+04$  Pa bis hin zu  $1.11e+05$  Pa zu verzeichnen.

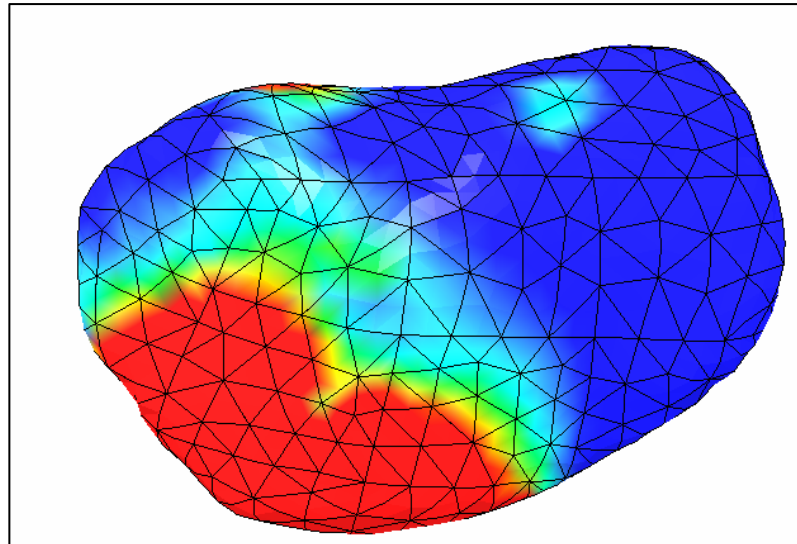


Abb. 70: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt I nach Parametervariation III

Abbildung 70 zeigt die resultierende Beanspruchung der Knochenstruktur der Tibia nach 15%iger Reduktion der Muskelaktivität des Mus. Quadrizeps sowie der Muskulatur der Ober- bzw. Unterschenkelrückseite. Im Gegensatz zu Abbildung 49, 56 und 63 befinden sich die Beanspruchungen der Struktur nach dieser Parametervariation in einem Bereich zwischen  $4.27e+03$  Pa und  $3.99e+05$  Pa, wobei hinzukommt, dass der hoch beanspruchte Bereich eine größere Fläche einnimmt als in den vorangegangenen Simulationsläufen. Während diese erhöhten Beanspruchungen im anterior-lateralen Teil der Tibia in einem Bereich von  $3.88e+05$  Pa über  $9.79e+04$  Pa und  $8.62e+04$  Pa bis hin zu  $3.56e+04$  Pa verlaufen, ist die flächenmäßige Verteilung der vorliegenden Beanspruchungsmaxima ebenfalls ellipsenförmig angeordnet. Im Gegensatz zu Abbildung 49, in der zwei Drittel der Tibia nur geringfügig mit Werten um  $8e+03$  Pa beansprucht werden, bleibt im Rahmen dieser Parametervariation ausschließlich die posterior-mediale bzw. Teile der posterior-lateralen Hälfte der Knochenstruktur mit Werten um  $4.87e+04$  Pa weitgehend gering beansprucht. Eine vereinzelt auftretende, leichte



Beanspruchungserhöhung befindet sich mit Werten um  $3.84e+04$  Pa außerdem auch im Rahmen dieser Parametervariation im posterior-medialen Bereich. Eine weitere, lokal auftretende, nicht zu vernachlässigende Beanspruchungserhöhung erscheint nun erstmals am posterioren Ende des lateralen Bereichs der Tibia mit Werten um  $1.24e+05$  Pa.

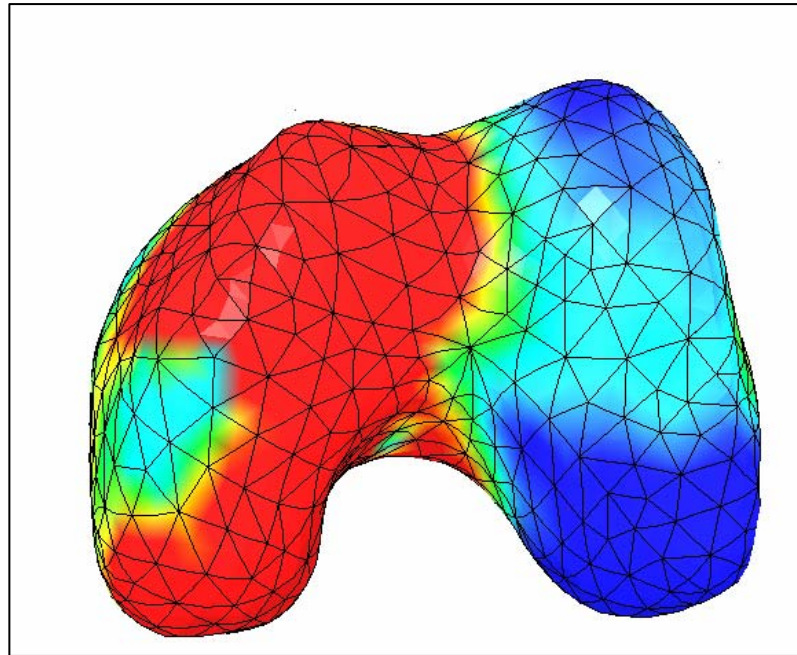


Abb. 71: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt II nach Parametervariation III

Abbildung 71 zeigt, wie sich die aus Parametervariation III resultierende Belastung während des Simulationszeitpunkts II auf die Beanspruchung der Knorpelfläche der Femurcondyle auswirkt. Die Beanspruchungen der Struktur befinden sich in einem Bereich zwischen  $4.27e+03$  Pa und  $4.12e+05$  Pa. In Übereinstimmung mit Abbildung 50, 57 und 64 zeigt die Beanspruchungsverteilung insbesondere erhöhte Werte im Bereich des Condylus lateralis. Im Gegensatz zu den vorangegangenen Simulationsläufen erweist sich nun auch der Condylus medialis mit Werten um  $3.41e+04$  Pa insbesondere in seinem zentralen Teil als vermehrt beansprucht. Die flächenmäßig deutlichsten Beanspruchungsspitzen, deren quantitative und qualitative Ausprägungen sowohl die Beanspruchungen aus Abbildung 50 als auch die Beanspruchungen aus Abbildung 57 und 64 ganz wesentlich übersteigen, liegen hierbei nahezu im gesamten Bereich des anterioren, lateralen Condylus, pflanzen sich im posterioren Verlauf fort und verlaufen über die Innenseite des Condylus

lateralis bis hin zur Fossa intercondylaris. Des Weiteren weisen die aus der vorliegenden Parametervariation III resultierenden Simulationsergebnisse ebenfalls auf erhöhte Beanspruchungen im Bereich von bis zu  $3.25e+05$  Pa an der Fascies patellaris sowie in ihrem posterioren Verlauf hin.

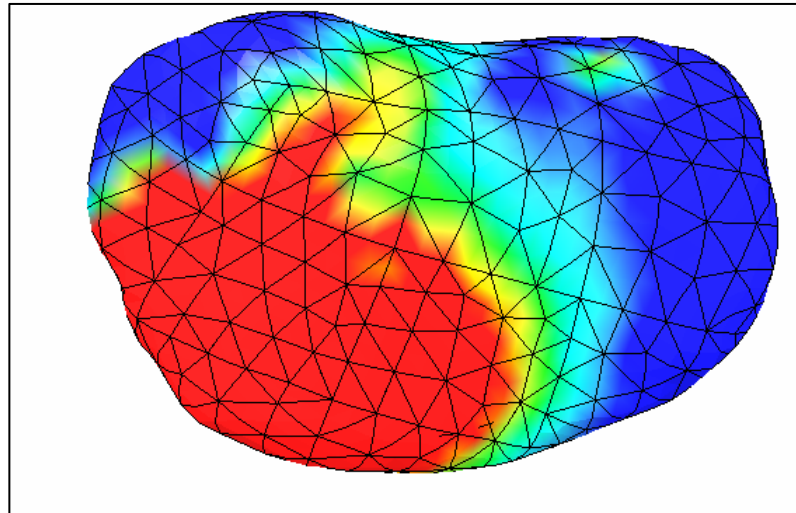


Abb. 72: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt II nach Parametervariation III

Abbildung 72 zeigt, wie sich die aus Simulationszeitpunkt II resultierende Belastung in Folge der durchgeführten Parametervariation III auf die Beanspruchung der Knorpelstruktur der Tibia auswirkt. Während sich im Rahmen der Ausgangssimulation ausschließlich ein Drittel der Tibia als wesentlich beansprucht erwies, zeigt sich die Verteilung der Beanspruchungen im Rahmen dieser Parametervariation wesentlich verändert. Im Gegensatz zu den Simulationsergebnissen aus Abbildung 51, 58 und 65 wird hierbei weniger als ein Drittel der Knorpelfläche der Tibia mit Werten um  $4.98e+04$  Pa weitgehend gering beansprucht. Obwohl die flächenmäßige Verteilung der hier vorliegenden Beanspruchungsmaxima in Übereinstimmung mit den Abbildungen 51, 58 und 65 ellipsenförmig angeordnet ist, unterscheiden sich die Beanspruchungen in ihrer Ausprägung doch sowohl quantitativ als auch qualitativ ganz wesentlich von denen der vorangegangenen Simulationsläufe. Während die im Rahmen der vorangegangenen Simulationsläufe dokumentierten Beanspruchungen sich ausschließlich im anterior-lateralen Teil der Tibia befanden, zeigen die hierbei resultierenden Beanspruchungen neben erhöhten Werten im anterior-lateralen Bereich auch stark erhöhte Werte bis in den posterior-lateralen Bereich hinein. Auch

zu diesem Simulationszeitpunkt befindet sich eine vereinzelt auftretende Beanspruchungserhöhung mit Werten um  $8.53e+04$  Pa im posterior-medialen Bereich.

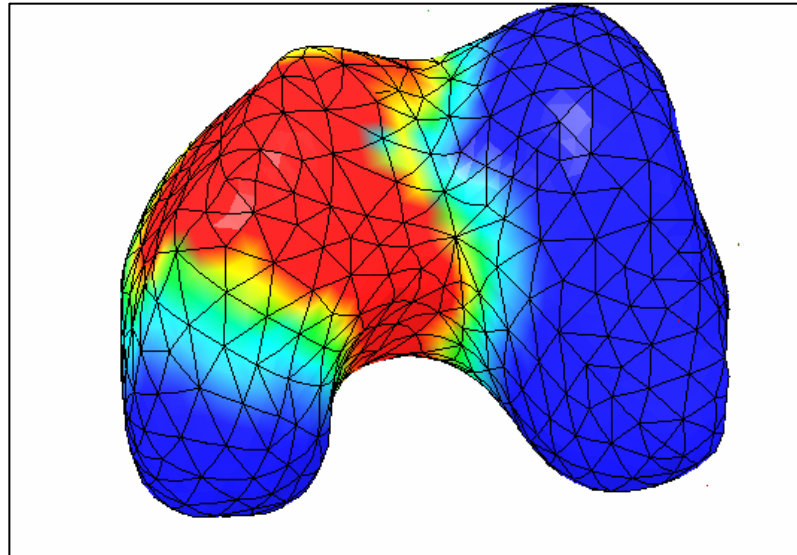


Abb. 73: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt III nach Parametervariation III

Abbildung 73 zeigt, wie sich die aus Simulationszeitpunkt III unter Berücksichtigung von Parametervariation III resultierende Belastung auf die Beanspruchung der Knorpelstruktur der Femurkondyle auswirkt. Die Beanspruchungen befinden sich hierbei in einem Bereich zwischen  $4.27e+03$  Pa und  $4.03e+05$  Pa. Obwohl die flächenmäßige Verteilung der hier vorliegenden Beanspruchungsmaxima in Übereinstimmung mit Abbildung 52 angeordnet ist, unterscheiden sich die Beanspruchungen in ihrer Ausprägung doch sowohl quantitativ als auch qualitativ ganz wesentlich von denen der vorangegangenen Simulationsläufe. Im Gegensatz zu Abbildung 52 zeigt die Beanspruchungsverteilung zu diesem Simulationszeitpunkt nach Reduktion der Muskelaktivität im Bereich des Mus. Quadrizeps sowie im Bereich der hinteren Ober- bzw. Unterschenkelmuskulatur hierbei deutlich erhöhte Werte im Bereich des anterioren Verlaufs des Condylus lateralis bis hin zu maximal  $3.87e+05$  Pa, wobei der Condylus medialis mit Werten um  $9.47e+03$  Pa keine wesentlich erhöhten Beanspruchungen aufweist. Auch der posteriore Teil der lateralen Femurkondyle bleibt weitgehend gering beansprucht. Im Bereich der Fascies patellaris zeigt die Knorpelstruktur ebenfalls erhöhte Beanspruchungen mit Werten zwischen  $3.41e+04$  Pa und  $1.24e+05$  Pa auf. Außerdem weisen die

Simulationsergebnisse im anterioren Bereich des Condylus lateralis auf deutlich erhöhte Beanspruchungswerte mit Maxima von bis zu  $4.14e+05$  Pa hin, die dann sowohl in posteriorer als auch medialer und anteriorer Richtung leicht vermindert, aber im Vergleich zu Abbildung 52, 59 und 66 dennoch deutlich verstärkt auslaufen. Dieser Teil der Femukondyle stellt somit auch nach Durchführung dieser Parametervariation den sowohl qualitativ als auch quantitativ am deutlichsten beanspruchten Bereich der Knorpelfläche des Femurs dar.

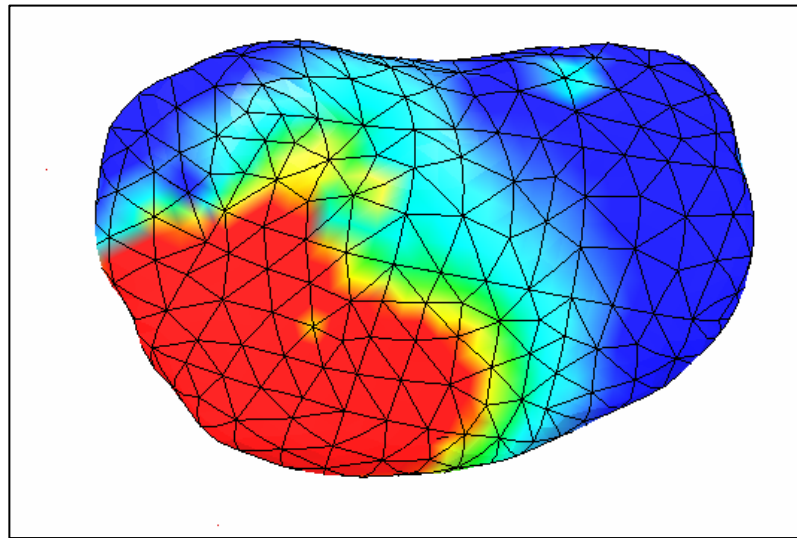


Abb. 74: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt III nach Parametervariation III

Abbildung 74 zeigt, wie sich die aus Simulationszeitpunkt III resultierende Belastung in Folge der durchgeführten Parametervariation III auf die Beanspruchung der Knorpelstruktur der Tibia auswirkt. Während sich im Rahmen der Ausgangssimulation ausschließlich ein Drittel der Tibia als wesentlich beansprucht erwies, zeigt sich die Verteilung der Beanspruchungen im Rahmen dieser Parametervariation in Übereinstimmung mit Abbildung 72 als wesentlich verändert. Im Gegensatz zu den Simulationsergebnissen aus Abbildung 53, 60 und 67 wird hierbei weniger als ein Drittel der Knorpelfläche der Tibia mit Werten um  $3.84e+04$  Pa weitgehend gering beansprucht. Obwohl die flächenmäßige Verteilung der vorliegenden Beanspruchungsmaxima auch hier ellipsenförmig angeordnet ist, unterscheiden sich die Beanspruchungen in ihrer Ausprägung doch sowohl ganz wesentlich von denen der vorangegangenen Simulationsläufe aus Parametervariation I und II. Während die im Rahmen der Parametervariationen I und II dokumentierten Beanspruchungen sich ausschließlich im anterior-lateralen Teil der

Tibia befanden, zeigen die hierbei resultierenden Beanspruchungen neben erhöhten Werten im anterior-lateralen Bereich auch stark erhöhte Werte bis in den posterior-lateralen Bereich hinein und weisen eine ähnliche Struktur auf wie die Simulationsergebnisse der Tibia bei Simulationszeitpunkt II (vgl. Abb. 72). Auch zu diesem Simulationszeitpunkt befindet sich außerdem eine vereinzelt auftretende Beanspruchungserhöhung mit Werten um  $8.53e+04$  Pa im posterior-medialen Bereich.

#### 6.2.2.4 Parametervariation IV

Im Rahmen dieser Parametervariation wird die Aktivität der Muskulatur sowohl im Bereich des Mus. Quadrizeps als auch im Bereich der Muskulatur der Ober- bzw. Unterschenkelrückseite entsprechend Abbildung 75 um jeweils 15% erhöht und die resultierenden Beanspruchungen der Knorpelflächen von Femur und Tibia berechnet, dargestellt und vergleichend betrachtet.

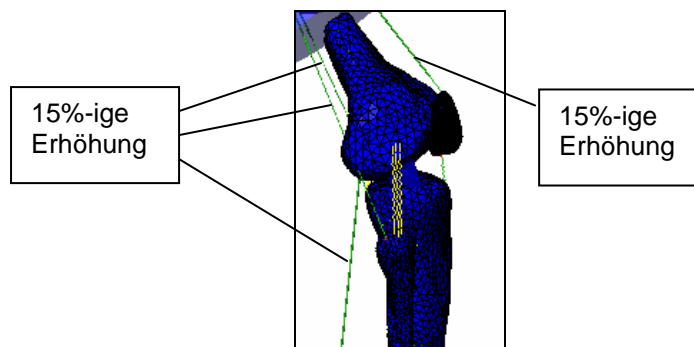


Abb. 75: 15%-ige Erhöhung der Aktivität der Muskelgruppen im Bereich der Ober- bzw. Unterschenkelrückseite sowie im Bereich des Mus. Quadrizeps

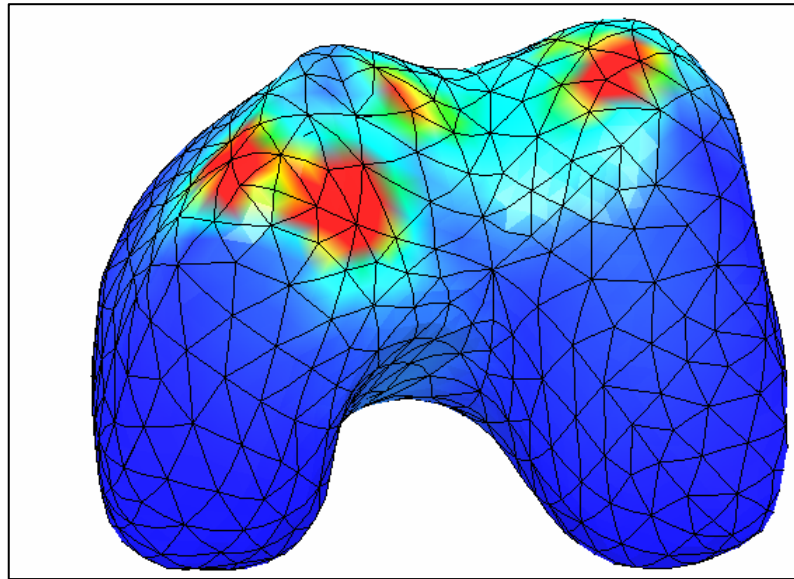


Abb. 76: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt I nach Parametervariation IV

Abbildung 76 zeigt, wie sich die aus Simulationszeitpunkt I resultierende Belastung auf die Knorpelstruktur der Femurkondyle im Rahmen von Parametervariation IV auswirkt. Die Beanspruchungen der Struktur befinden sich hierbei entsprechend Abbildung 47 in einem Bereich zwischen  $4.27e+03$  Pa und  $1.21e+05$  Pa. Während sich der posteriore Bereich der beiden Kondylen in Übereinstimmung mit den Resultaten des Ausgangssimulationslaufs als weitgehend unbeansprucht zeigt, weist sowohl der Condylus lateralis als auch der Condylus medialis im Rahmen der vorliegenden Parametervariation leicht erhöhte Beanspruchungen auf. Im anterioren Kondylendrittel sind hierbei sowohl lateral als auch zentral und medial erhöhte Beanspruchungswerte von lediglich  $1.19e+05$  Pa auf zu finden. Die flächenmäßig mit geringem Abstand deutlichsten Beanspruchungsspitzen liegen auch hier im Bereich der lateralen Femurkondyle bei Werten zwischen  $1.07e+05$  Pa und  $1.21e+05$  Pa, gefolgt von Beanspruchungsmaxima im Bereich des anterioren Drittels der medialen Femurkondyle sowie der Facies patellaris. Während das gesamte anteriore Drittel der Femurkondyle auch außerhalb der eigentlichen Beanspruchungsmaxima leicht erhöhte Beanspruchungswerte von  $2.99e+04$  Pa bis  $5.97e+04$  Pa zeigt, sind im Gegensatz zu Abbildung 48 im Rahmen dieser Parametervariation neben grundsätzlich reduzierten Beanspruchungen der gesamten Tibia auch im Bereich der Fossa intercondylaris keinerlei erhöhte Beanspruchungen zu verzeichnen.

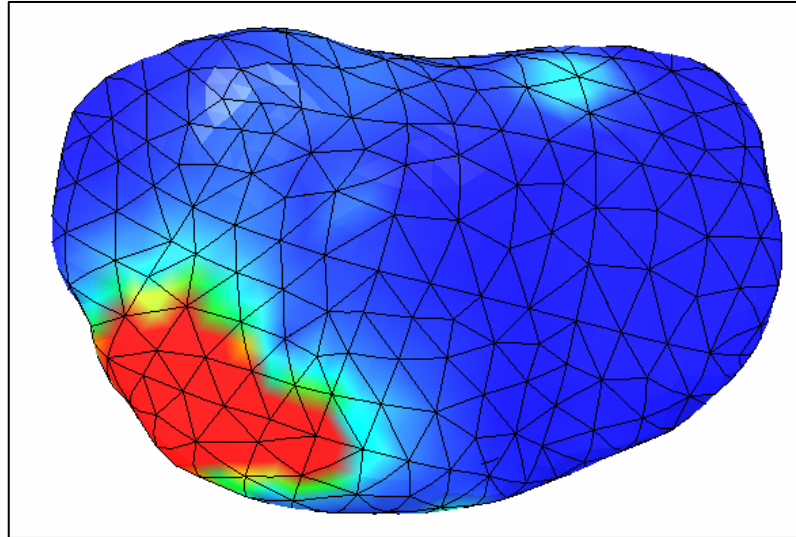


Abb. 77: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt I nach Parametervariation IV

Abbildung 77 zeigt, wie sich die aus Simulationszeitpunkt I resultierende Belastung im Rahmen der durchgeführten Parametervariation IV auf die Knorpelstruktur der Tibia auswirkt. Die Beanspruchungen der Struktur befinden sich entsprechend Abbildung 47 ebenfalls in einem Bereich zwischen  $4.27e+03$  Pa und  $1.06e+05$  Pa. Während der überwiegende Teil dieser Struktur mit Werten um  $2.13e+04$  Pa weitgehend gering beansprucht wird, ist die flächenmäßige Verteilung der vorliegenden Beanspruchungsmaxima auch hier ellipsenförmig angeordnet und weist insbesondere im anterior-lateralen Teil der Tibia auf erhöhte Beanspruchungen in einem Bereich von maximal  $1.06e+05$  Pa hin, wobei der hoch beanspruchte Bereich sowohl quantitativ als auch qualitativ deutlich unter den Beanspruchungswerten der Ausgangssimulation liegt und der niedrig beanspruchte Bereich die Werte der Ausgangssimulation flächenmäßig sehr deutlich übersteigt.

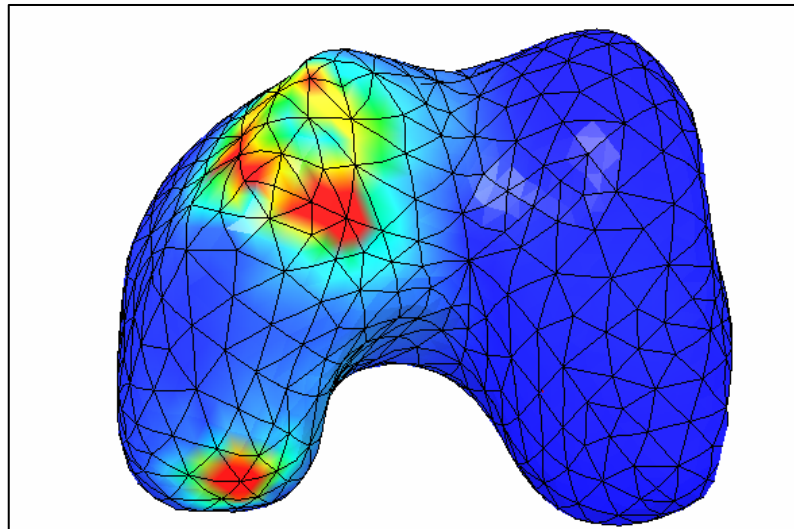


Abb. 78: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt II nach Parametervariation IV

Abbildung 78 zeigt, wie sich die aus Simulationszeitpunkt II resultierende Belastung nach Durchführung von Parametervariation IV auf die Knorpelstruktur der Femurkondyle auswirkt. Die Beanspruchungen der Struktur befinden sich hierbei in einem Bereich zwischen  $4.27e+03$  und  $1.09e+05$  Pa. Im Gegensatz zu Abbildung 50 zeigt die Beanspruchungsverteilung zu diesem Simulationszeitpunkt ausschließlich geringfügig erhöhte Werte im Bereich des Condylus lateralis, wobei der Condylus medialis mit Werten um  $8.14e+03$  Pa keine erhöhten Beanspruchungen aufweist. Während die Ergebnisse der Ausgangssimulation bzgl. des Simulationszeitpunkts II im Bereich der Fascies patellaris ebenfalls leicht erhöhte Beanspruchungen von etwa  $2.99e+04$  Pa bis  $5.55e+04$  Pa aufzeigten, weisen die im Rahmen dieser Parametervariation gewonnenen Simulationsergebnisse in diesem Bereich keinerlei erhöhte Werte auf. Im Bereich des Condylus lateralis zeigen die Berechnungen sowohl im anterioren als auch im posterioren Drittel in Übereinstimmung mit Abbildung 50 erhöhte Beanspruchungswerte. Während diese im Rahmen der Ausgangssimulation absolute Werte von bis zu  $1.28e+05$  Pa erreichen, fallen die Beanspruchungen hierbei mit Werten bis lediglich  $1.19e+05$  Pa sowohl in ihrer Quantität als auch in ihrer Qualität wesentlich geringer aus. Die flächenmäßig deutlichsten Beanspruchungsspitzen liegen auch hier im Bereich des anterioren, lateralen Condylus bei Werten zwischen  $9.81e+04$  und  $1.19e+05$  Pa, gefolgt von Beanspruchungsmaxima im posterioren Verlauf des Femur-Condylus mit Werten von  $9.81e+04$  bis  $1.15e+05$  Pa, die sich in stark abgeschwächter Form über die



Innenseite des Condylus lateralis verlaufen, im Gegensatz zu Abbildung 50 sich aber nicht bis hin zur Fossa intercondylaris ausbreiten.

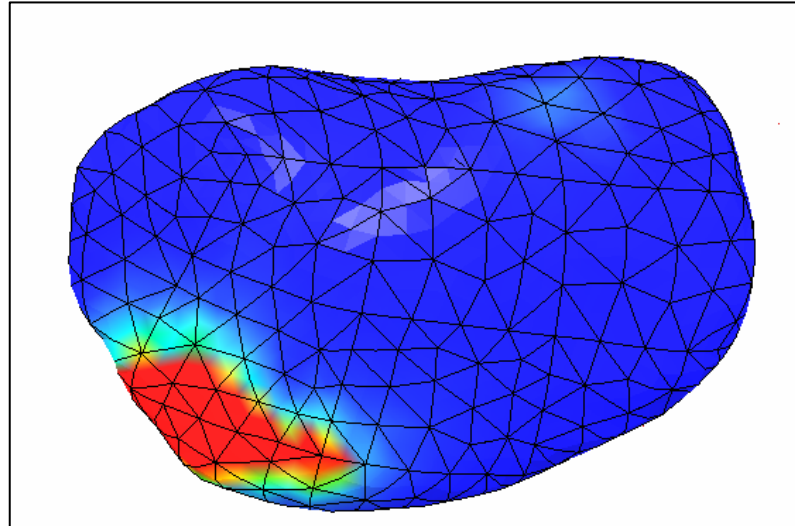


Abb. 79: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt II nach Parametervariation IV

Abbildung 79 zeigt, wie sich die aus Simulationszeitpunkt II resultierende Belastung in Folge von Parametervariation IV auf die Knorpelstruktur der Tibia auswirkt. Die Beanspruchungen der Struktur befinden sich hierbei in einem flächenmäßig sehr kleinen Bereich mit Werten zwischen  $4.27e+03$  Pa und  $1.11e+05$  Pa. Während fast der gesamte Teil der Tibia mit Werten um  $2.14e+04$  Pa gering beansprucht wird, ist die ellipsenförmig Verteilung der hier vorliegenden Beanspruchungsmaxima in Übereinstimmung mit den vorangegangenen Simulationsläufen ebenfalls im anterior-lateralen Teil angesiedelt und zeigt im Gegensatz zu Abbildung 51 lediglich erhöhte Beanspruchungen in einem Bereich von maximal  $1.11e+05$  Pa.

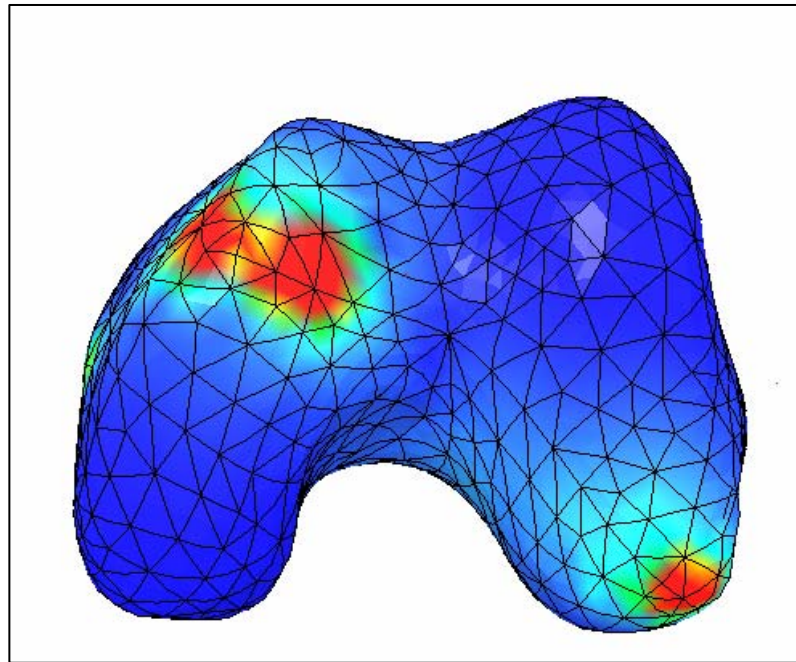


Abb. 80: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während SimulationszeitpunktIII nach Parametervariation IV

Abbildung 80 zeigt, wie sich die aus Simulationszeitpunkt III resultierende Belastung auf die Beanspruchung der Knorpelstruktur der Femurkondyle auswirkt. Die maximalen Beanspruchungen der Struktur befinden sich hierbei lediglich in einem Bereich zwischen  $4.27e+03$  und  $1.13e+05$  Pa. In Übereinstimmung mit Abbildung 52, in der die Beanspruchungsverteilung erhöhte Werte im Bereich des anterioren Verlaufs des Condylus lateralis aufzeigte, zeigt die Beanspruchungsverteilung in Folge der vorliegenden Parametervariation ebenfalls erhöhte Werte in diesem Bereich. Auch der posteriore Teil der lateralen Femurkondyle bleibt in Übereinstimmung mit Abbildung 52 gering beansprucht. Die sich im Bereich der Fascies patellaris bei den Beanspruchungsberechnungen der Ausgangssimulation leicht erhöht gezeigten Beanspruchungen von etwa  $3.41e+04$  Pa sind in Folge der Parametervariation kompensiert. Auffällig ist, dass der Condylus medialis, der im Rahmen der Beanspruchungsberechnungen der Ausgangssimulation mit Werten um  $8.53e+03$  Pa keine erhöhten Beanspruchungen aufwies, im Rahmen dieser Parametervariation im Bereich seines posterioren Verlaufs ein erneutes Beanspruchungsmaximum mit Werten bis zu  $1e+05$  Pa aufweist.

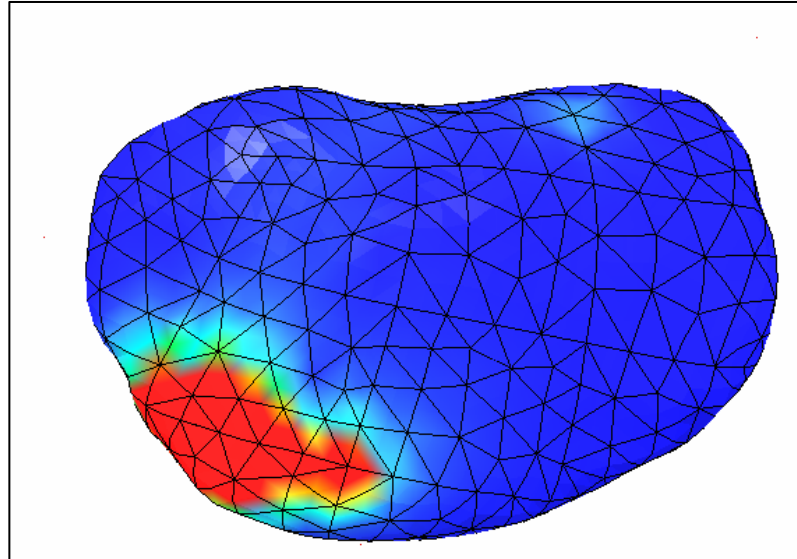


Abb. 81: Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt III nach Parametervariation IV

Abbildung 81 zeigt auf, wie sich die aus Simulationszeitpunkt III resultierende Belastung in Folge von Parametervariation IV auf die Knorpelstruktur der Tibia auswirkt. Die Beanspruchungen der Struktur befinden sich hierbei in einem flächenmäßig sehr kleinen Bereich mit Werten zwischen  $4.27e+03$  Pa und  $1.14e+05$  Pa. Während in Übereinstimmung mit den vorangegangenen Simulationsläufen der Parametervariation bzgl. der Knorpelfläche der Tibia fast der gesamte Teil dieser Struktur mit Werten um  $2.14e+04$  Pa gering beansprucht wird, ist die ellipsenförmig Verteilung der hier vorliegenden Beanspruchungsmaxima in Übereinstimmung mit den vorangegangenen Simulationsläufen ebenfalls im anterior-lateralen Teil angesiedelt und zeigt im Gegensatz zu Abbildung 51 lediglich erhöhte Beanspruchungen in einem Bereich von maximal  $1.11e+05$  Pa.

### 6.2.3 Aufzeigen charakteristischer Veränderungen der Beanspruchungsgefüge nach systematischer Parametervariation mit Blick auf konkrete Vorschläge zur Beanspruchungsreduktion

In diesem Abschnitt werden die in Kapitel 6.2.1 und 6.2.2 explizit dargestellten Simulationsergebnisse der Ausgangssimulationen bzw. der diversen Parametervariationen jeweils in Abhängigkeit vom betreffenden Simulationszeitpunkt differenziert betrachtet, verglichen, diskutiert und bewertet, um auf Basis der gewonnenen Erkenntnisse konkrete Vorschläge zur Beanspruchungsreduktion zu formulieren.

In einem ersten Schritt erfolgt hierzu ein intraindividuellem Vergleich der diversen Simulationsergebnisse der Ausgangssituation zu den jeweiligen Simulationszeitpunkten I, II und III zunächst für den Bereich der Knorpelflächen des Femurs (vgl. Abbildung 82) dann für den Bereich der Tibia (vgl. Abbildung 83). Im Rahmen eines sich daran anschließenden interindividuellen Vergleichs werden die Auswirkungen der Parametervariationen I, II, III und IV auf die resultierenden Beanspruchungen im Vergleich zu den resultierenden Beanspruchungen der Ausgangssituation des jeweiligen Simulationszeitpunkts ebenfalls für den Bereich der Knorpelflächen des Femur (vgl. Abbildung 84) sowie für den Bereich der Knorpelflächen der Tibia (vgl. Abbildung 85) betrachtet.

#### Intraindividuellem Vergleich:

Die entsprechend Kapitel 6.2.1 gewonnenen Simulationsergebnisse zeigen auf, dass sich die Struktur des Beanspruchungsgefüges im Bereich Knorpelflächen des Femurs während der gesamten Landephase von einem Zeitpunkt zum anderen ändert. Abbildung 82 stellt diesen Sachverhalt grafisch dar.

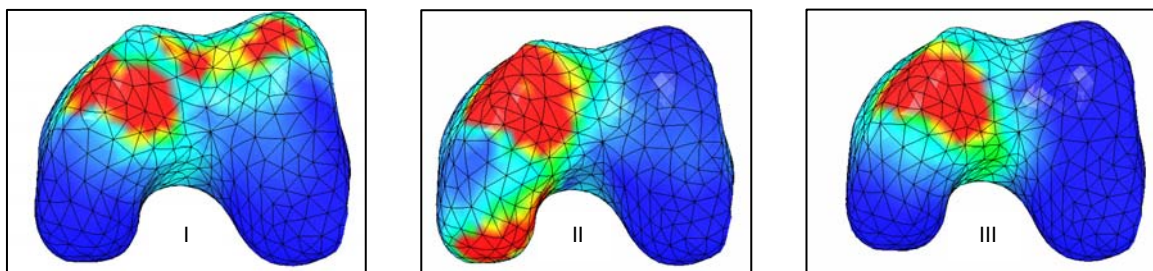


Abb. 82: Vergleichende Darstellung der Beanspruchungsgefüge des Femur zu den Simulationszeitpunkten I, II und III

Während Simulationszeitpunkt I eine erhöhte Beanspruchung des Femurs im anterior-lateralen, -zentralen und -medialen Bereich aufzeigt, befinden sich erhöhte Beanspruchungen während Simulationszeitpunkt II im Bereich der anterior- sowie der posterior-lateralen Femurkondyle. Mit ausschließlich erhöhten Beanspruchungen im posterioren Teil der lateralen Femurkondyle weist auch Simulationszeitpunkt III auf eine völlig eigenständige, charakteristische Beanspruchungsstruktur hin. Während sich daraus resultierend erhebliche Unterschiede bzgl. der Größe der beanspruchten Knorpelflächen ergeben, stimmen die maximal erreichten Beanspruchungswerte während der einzelnen Simulationszeitpunkte nahezu überein.

Im Bereich der beanspruchten Knorpelfläche der Tibia zeigen die resultierenden Simulationsberechnungen der Ausgangsbasis bzgl. der Simulationszeitpunkte I, II und III eine Beanspruchungsstruktur, die von Simulationszeitpunkt zu Simulationszeitpunkt sowohl im Hinblick auf die Höhe als auch im Hinblick auf die flächenmäßige Verteilung der Beanspruchungen entsprechend Abbildung 83 kaum variiert.

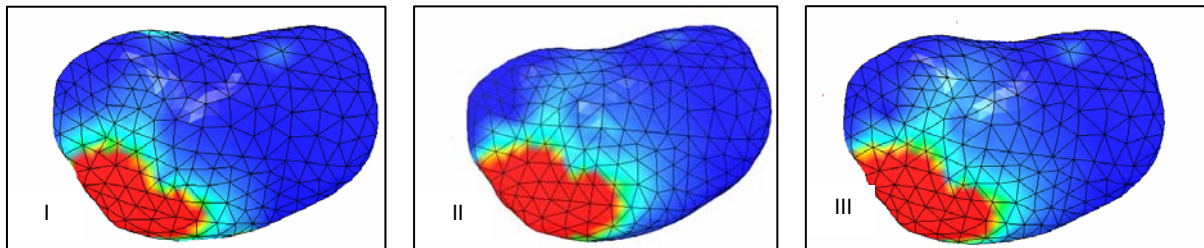


Abb. 83: Vergleichende Darstellung der Beanspruchungsgefüge der Tibia zu den Simulationszeitpunkten I, II und III

Während zu allen Simulationszeitpunkten der Ausgangssituation jeweils der überwiegende Teil der Knorpelfläche der Tibia gering beansprucht wird, befindet sich die flächenmäßige Verteilung der Beanspruchungsspitzen zu allen drei Simulationszeitpunkten übereinstimmend im anterior-lateralen Bereich. Sie ist stets ellipsenförmig angeordnet und differiert weder wesentlich im Hinblick auf die Höhe der resultierenden Beanspruchungen noch im Hinblick auf deren flächenintensive Ausprägung.

Interindividueller Vergleich:

Basierend auf den o.g. Simulationsberechnungen der Ausgangsbasis bzgl. der Simulationszeitpunkte I, II und III wurden Parametervariationen durchgeführt. Die gewonnenen Simulationsergebnisse zeigen hierbei auf, dass eine Verringerung der den Ausgangssimulationsläufen zugrunde liegenden Muskelaktivität grundsätzlich zu erhöhten Beanspruchungen der Knorpelstruktur sowohl im Bereich des Femurs als auch im Bereich der Tibia führen.

Abbildung 84 stellt die entsprechenden Beanspruchungsgefüge hinsichtlich Parametervariation I sowohl bzgl. Simulationszeitpunkt I als auch bzgl. Simulationszeitpunkt II und III vergleichend dar.

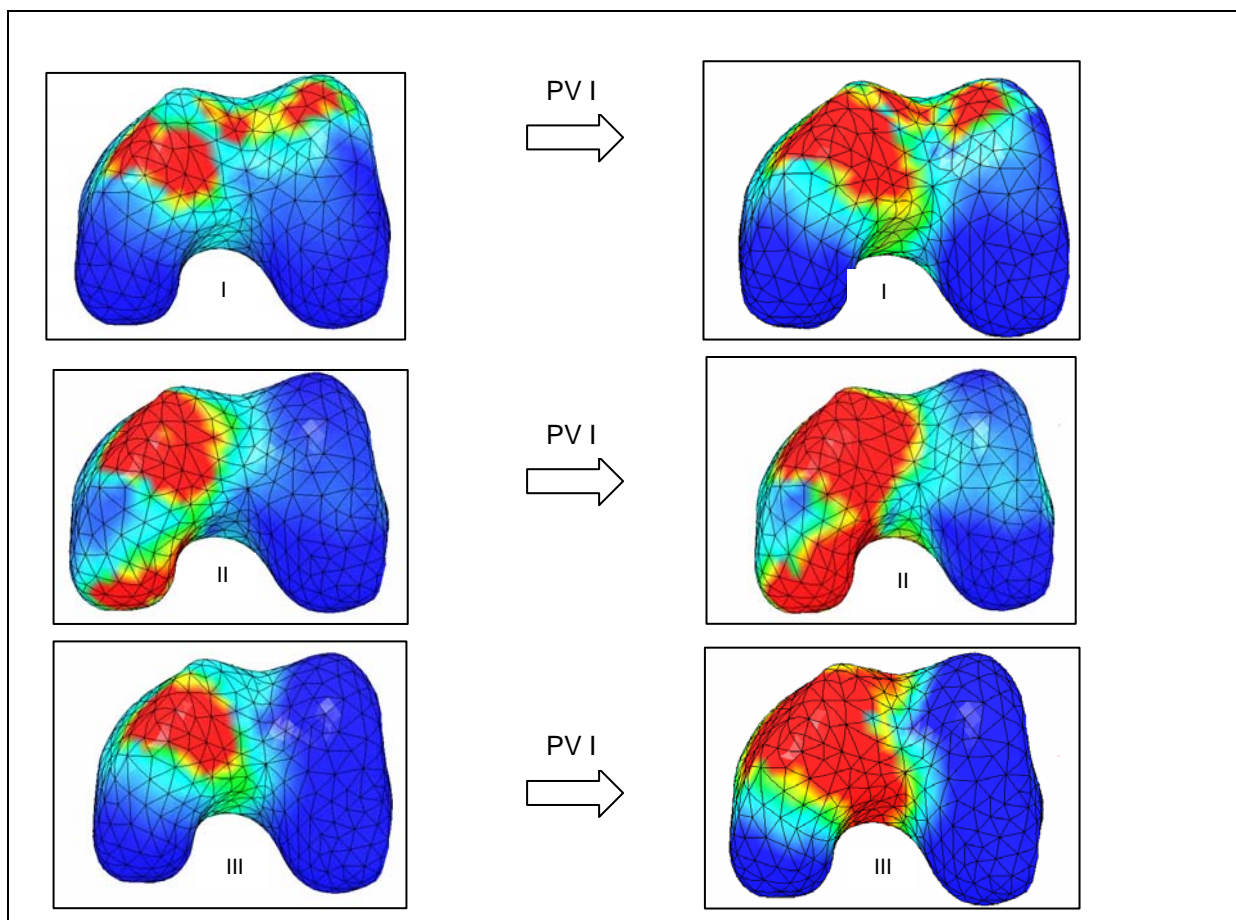


Abb. 84: Vergleichende Darstellung der Beanspruchungsgefüge des Femurs zu den Simulationszeitpunkten I, II und III nach Durchführung von Parametervariation I (PV I)

Die Beanspruchung des Femurs nach 15%iger Reduktion der Muskelaktivität im Bereich der hinteren Ober- bzw. Unterschenkelmuskulatur (vgl. Parametervariation I) ragt sowohl bei Simulationszeitpunkt I als auch bei Simulationszeitpunkt II und insbesondere bei Simulationszeitpunkt III leicht über die Bereiche der bereits im Ausgangssimulationslauf beanspruchten Teile der Femurkondyle hinaus.

Abbildung 85 stellt die entsprechenden Beanspruchungsgefüge des Femurs auf der Basis von Parametervariation II sowohl bzgl. Simulationszeitpunkt I als auch bzgl. der Simulationszeitpunkte II und III vergleichend dar.

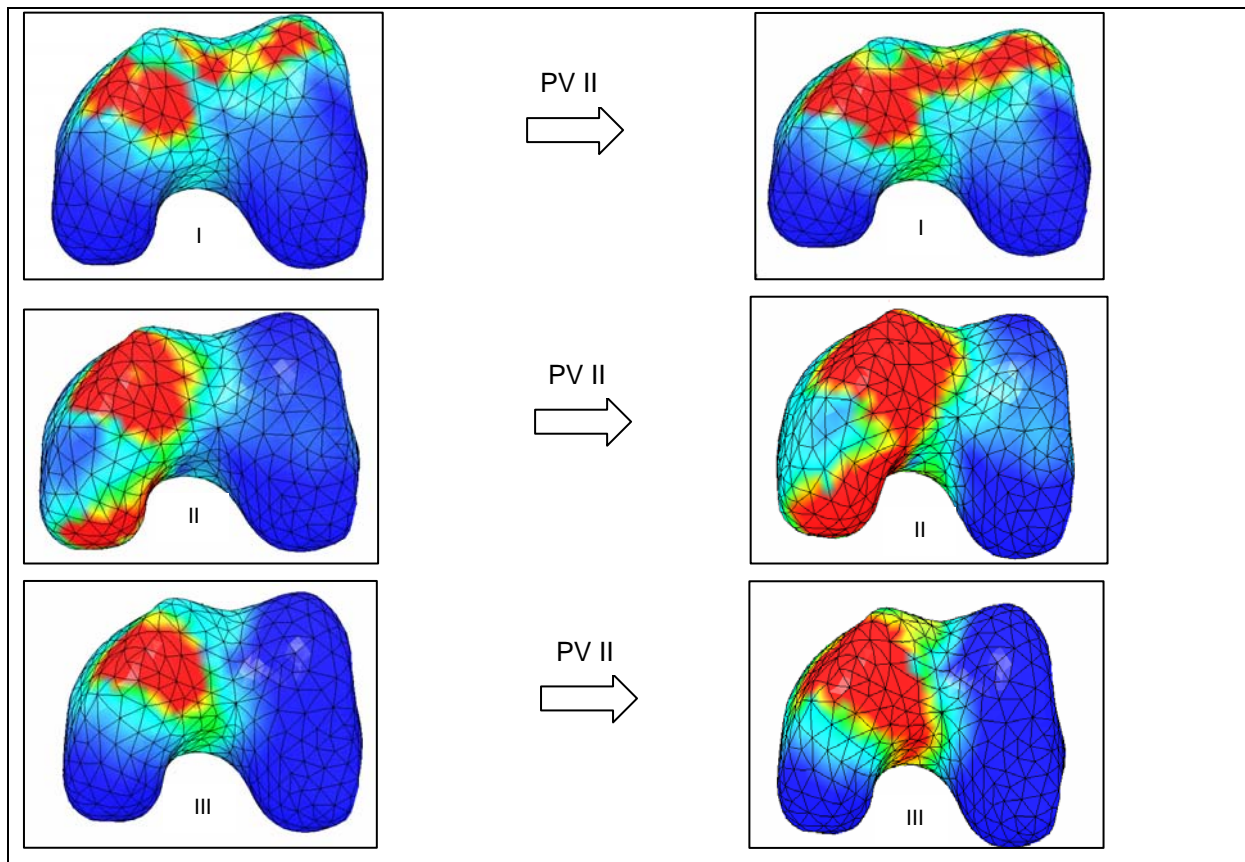


Abb. 85: Vergleichende Darstellung der Beanspruchungsgefüge des Femurs zu den Simulationszeitpunkten I, II und III nach Durchführung von Parametervariation II (PV II)

Im Gegensatz zu Abbildung 84 wird deutlich, dass sich eine isolierte 15%ige Reduktion der Muskelaktivität des Mus. Quadrizeps (vgl. Parametervariation II) sowohl zu Simulationszeitpunkt I als auch zu Simulationszeitpunkt II und III wesentlich stärker auf eine Beanspruchungserhöhung im Bereich der Knorpelfläche der Femurkondyle auswirkt.

Im Folgenden werden im Rahmen von Abbildung 86 die entsprechenden Beanspruchungsgefüge des Femurs auf der Basis von Parametervariation III sowohl bzgl. Simulationszeitpunkt I als auch bzgl. der Simulationszeitpunkte II und III vergleichend dargestellt.

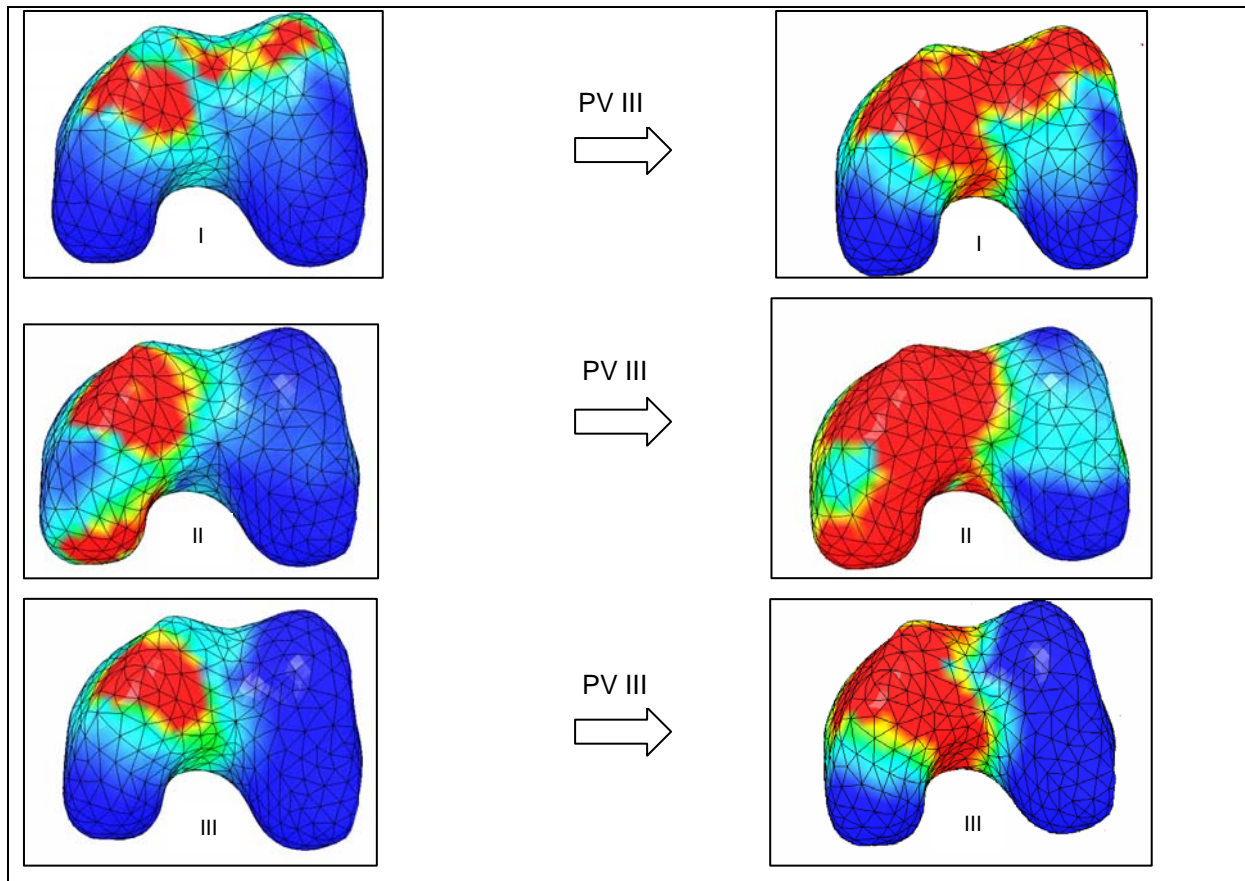


Abb. 86: Vergleichende Darstellung der Beanspruchungsgefüge des Femurs zu den Simulationszeitpunkten I, II und III nach Durchführung von Parametervariation III (PV III)

Abbildung 86 zeigt auf, dass eine 15%ige Reduktion der Muskelaktivität des Mus. Quadrizeps bei gleichzeitiger Reduktion der Muskelaktivität der hinteren Ober- bzw. Unterschenkelmuskulatur um 15% (vgl. Parametervariation III) zu einer noch wesentlich deutlicheren Beanspruchungserhöhung im Bereich der Knorpelfläche der Femurkondyle führen kann.

Im Rahmen von Abbildung 87 werden im Folgenden die entsprechenden Beanspruchungsgefüge des Femurs auf der Basis von Parametervariation IV sowohl bzgl. Simulationszeitpunkt I als auch bzgl. der Simulationszeitpunkte II und III vergleichend dargestellt.



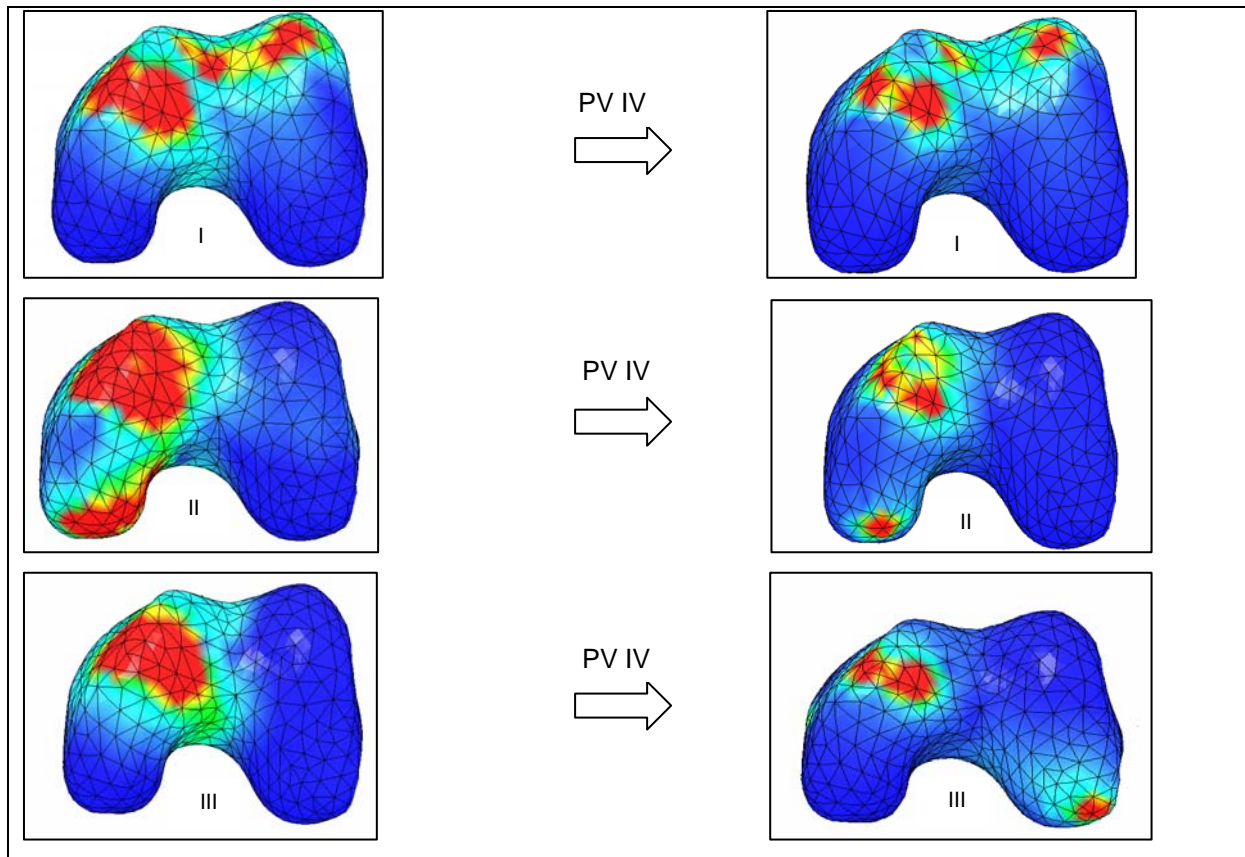


Abb. 87: Vergleichende Darstellung der Beanspruchungsgefüge des Femurs zu den Simulationszeitpunkten I, II und III nach Durchführung von Parametervariation IV (PV IV)

Im Gegensatz hierzu wirkt sich eine 15%ige Erhöhung der Muskelaktivität im Bereich des Mus. Quadrizeps bei gleichzeitiger Erhöhung der Muskelaktivität der hinteren Ober- bzw. Unterschenkelmuskulatur um 15% (vgl. Parametervariation IV) in wesentlichem Maße beanspruchungsreduzierend sowohl im Hinblick auf maximal resultierende Beanspruchungswerte als auch im Hinblick auf die Größe der hoch beanspruchten Flächen auf die Knorpelfläche der Femurkondyle aus.

Im Gegensatz zu den stark differierenden Ausprägungen der Beanspruchungsstruktur der Femurkondyle zeigen die auf Basis der Parametervariationen I bis IV gewonnenen Simulationsergebnisse bzgl. der Beanspruchungsstruktur der Tibia sowohl im Hinblick auf maximal resultierende Beanspruchungswerte als auch im Hinblick auf die Größe der hoch beanspruchten Flächen wesentlich geringere, dennoch aber deutlich zu lokalisierende Unterschiede auf.

Abbildung 88 stellt die entsprechenden Beanspruchungsgefüge der Tibia auf der Basis von Parametervariation I sowohl bzgl. Simulationszeitpunkt I als auch bzgl. der Simulationszeitpunkte II und III vergleichend dar.

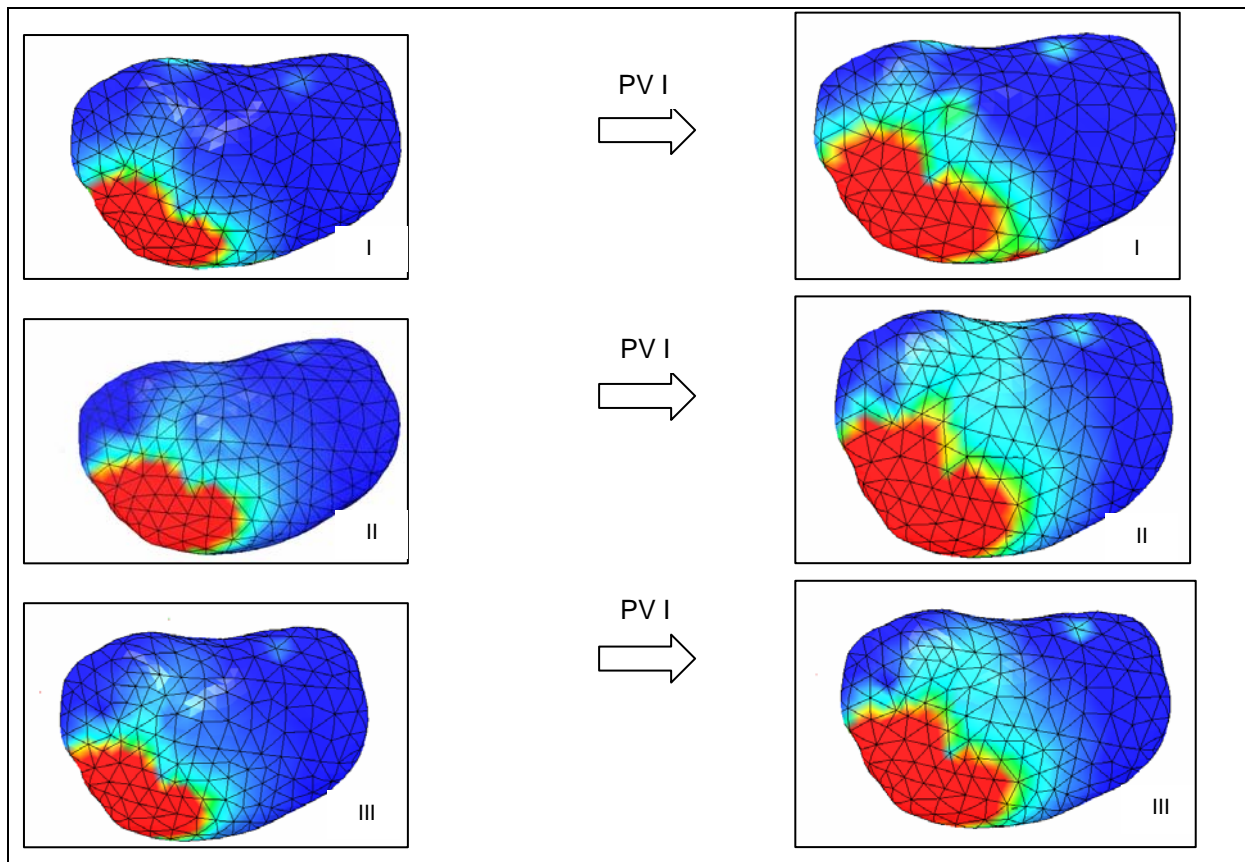


Abb. 88: Vergleichende Darstellung der Beanspruchungsgefüge der Tibia zu den Simulationszeitpunkten I, II und III nach Durchführung von Parametervariation I (PV I)

Sowohl bei Simulationszeitpunkt I als auch bei Simulationszeitpunkt II und Simulationszeitpunkt III zeigt die Beanspruchungsstruktur im Vergleich zur Ausgangsbeanspruchung der Tibia erhöhte Werte insbesondere im Bereich der hoch beanspruchten Knorpelteile auf. Außerdem zeigt sich in Folge vorliegender Parametervariation eine weitere, im posterior-medialen Bereich der Tibia auftretende, leichte Beanspruchungserhöhung. In Übereinstimmung mit den Ergebnissen bzgl. der Knorpelstruktur des Femurs wird auch mit Blick auf die Beanspruchungen der Tibia festgestellt, dass sich eine isolierte Reduktion der Muskelaktivität im Bereich des Ober- bzw. der Unterschenkelrückseite um 15% beanspruchungserhöhend auf die Knorpelstruktur auswirkt.

Abbildung 89 stellt die entsprechenden Beanspruchungsgefüge der Tibia auf der Basis von Parametervariation II sowohl bzgl. Simulationszeitpunkt I als auch bzgl. der Simulationszeitpunkte II und III vergleichend dar.

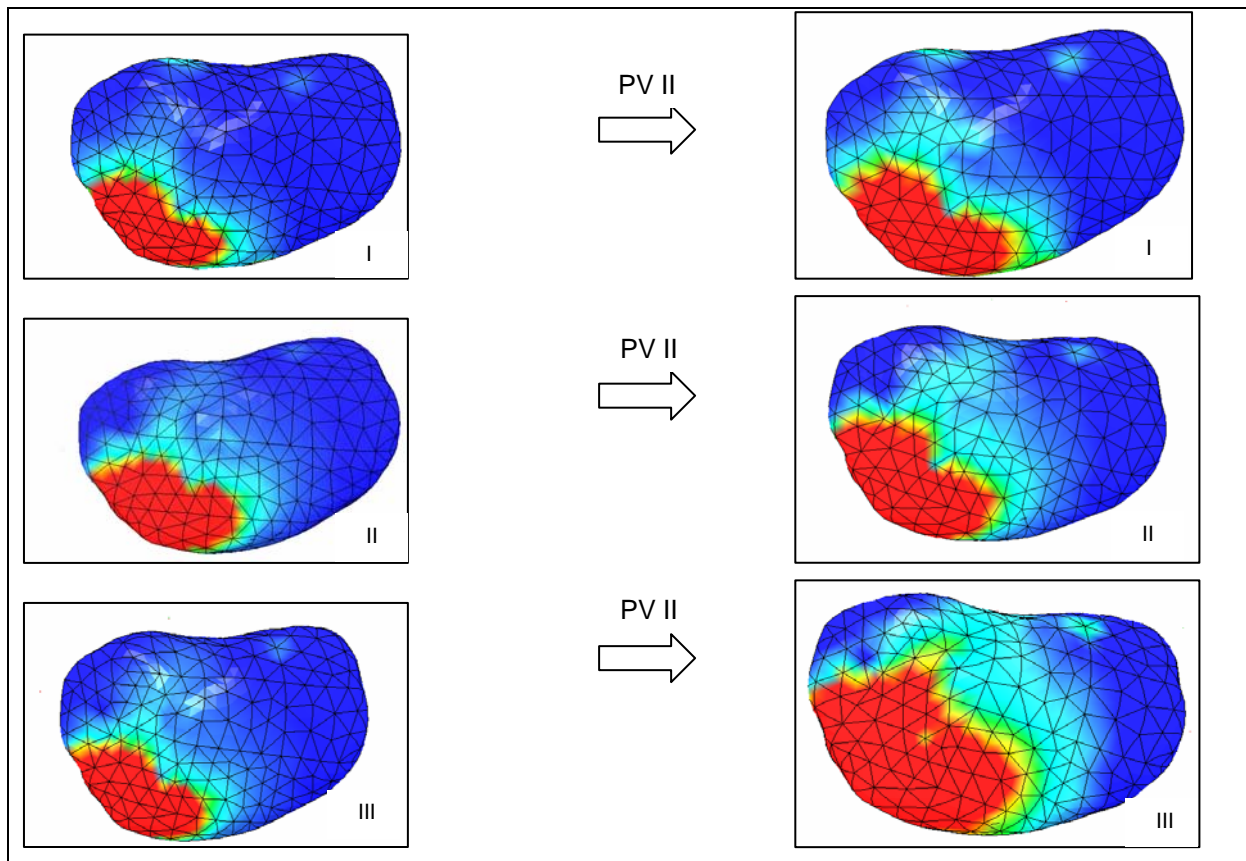


Abb. 89: Vergleichende Darstellung der Beanspruchungsgefüge der Tibia zu den Simulationszeitpunkten I, II und III nach Durchführung von Parametervariation II (PV II)

Abbildung 89 zeigt auf, dass sich eine Reduktion der Muskelaktivität des Mus. Quadrizeps um 15% (vgl. Parametervariation II) im Hinblick auf die Größe der hoch beanspruchten Flächen insbesondere bei Simulationszeitpunkt III intensiver auf die Beanspruchungserhöhung der Tibia auswirkt als eine isolierte 15%ige Reduktion der Muskelaktivität im Bereich der hinteren Ober- bzw. Unterschenkelmuskulatur (vgl. Parametervariation I).

Im Folgenden werden in Abbildung 90 die entsprechenden Beanspruchungsgefüge der Tibia auf der Basis von Parametervariation III sowohl bzgl. Simulationszeitpunkt I als auch bzgl. der Simulationszeitpunkte II und III vergleichend dargestellt.

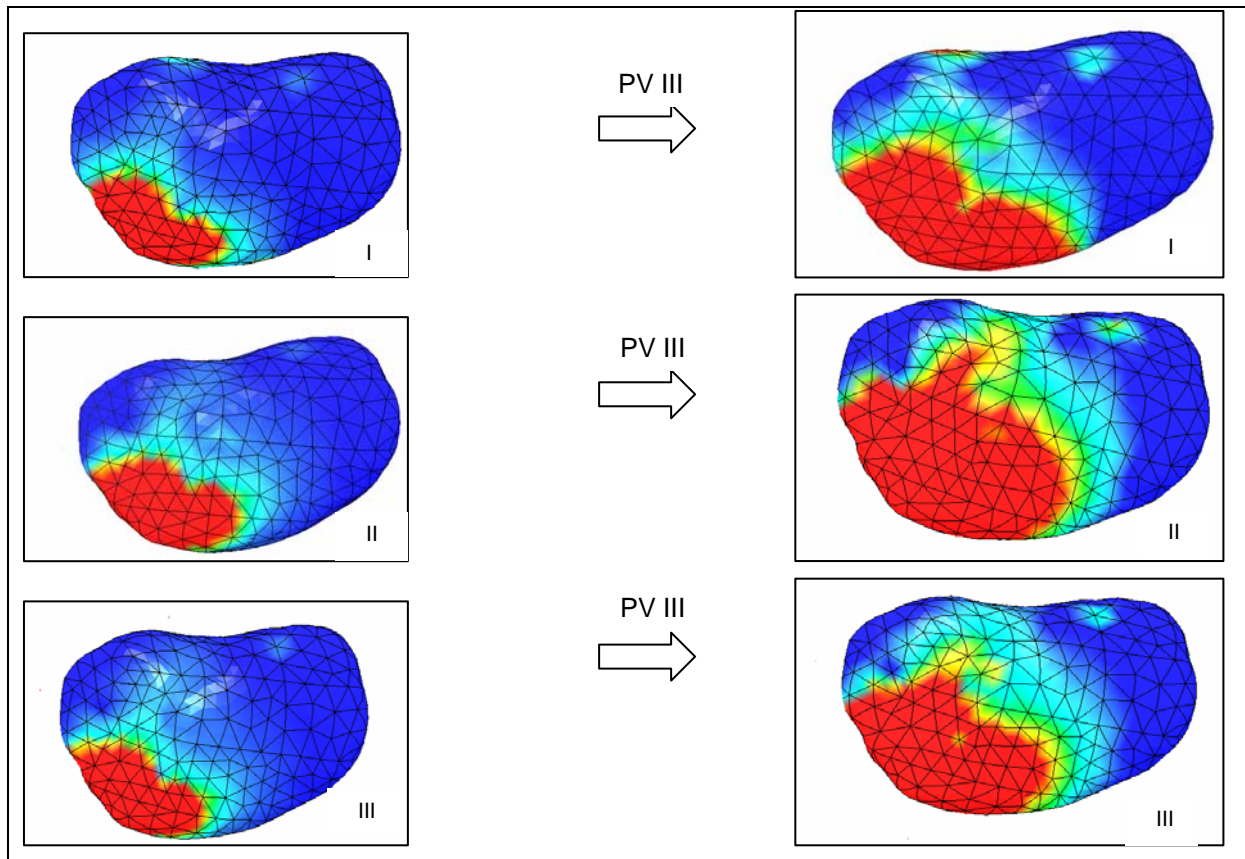


Abb. 90: Vergleichende Darstellung der Beanspruchungsgefüge der Tibia zu den Simulationszeitpunkten I, II und III nach Durchführung von Parametervariation III (PV III)

In Übereinstimmung mit den Veränderungen der Beanspruchungsstruktur des Femurs führt auch hier eine gleichzeitige 15%ige Reduktion der Muskelaktivität im Bereich des Mus. Quadrizeps sowie der hinteren Ober- bzw. Unterschenkelmuskulatur zu einer wesentlichen Beanspruchungserhöhung sowohl bzgl. der maximal auftretenden Beanspruchungswerte als auch bzgl. der Größe der hoch beanspruchten Flächen.

Schließlich zeigt Abbildung 91 die entsprechenden Beanspruchungsgefüge der Tibia auf der Basis von Parametervariation IV sowohl bzgl. Simulationszeitpunkt I als auch bzgl. der Simulationszeitpunkte II und III vergleichend auf.

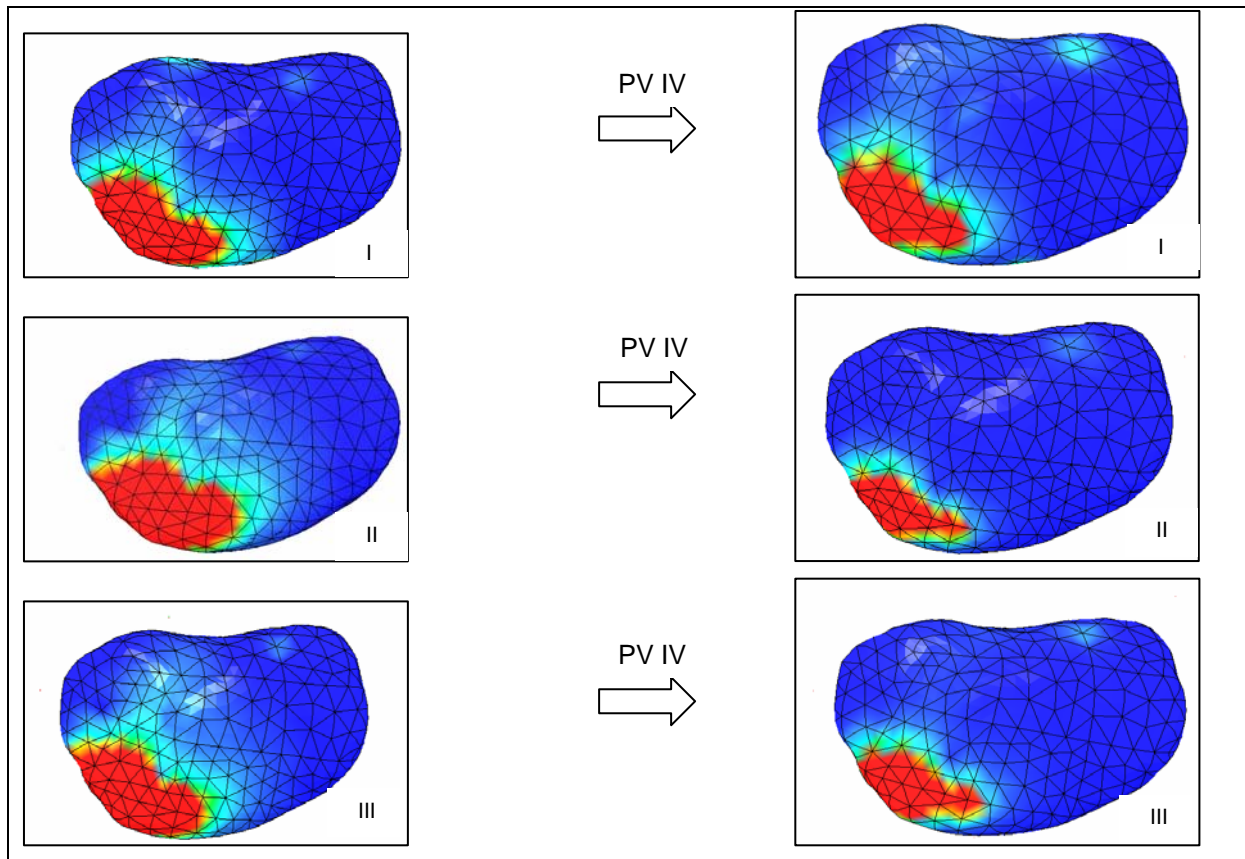


Abb. 91: Vergleichende Darstellung der Beanspruchungsgefüge der Tibia zu den Simulationszeitpunkten I, II und III nach Durchführung von Parametervariation IV (PV IV)

Im Gegensatz zu den Parametervariationen I bis III, die stets in Verbindung mit einer Reduktion der Muskelaktivität der einzelnen Muskelgruppen standen, wirkt sich die im Rahmen von Parametervariation IV durchgeführte 15%ige Erhöhung der Muskelaktivität im Bereich des Mus. Quadrizeps bei gleichzeitiger Erhöhung der Muskelaktivität der hinteren Ober- bzw. Unterschenkelmuskulatur in Übereinstimmung mit den Beanspruchungen der Femurkondyle ebenfalls in wesentlichem Maße beanspruchungsreduzierend sowohl im Hinblick auf maximal resultierende Beanspruchungswerte als auch im Hinblick auf die Größe der hoch beanspruchten Flächen der Tibia aus.

Auf Basis der aus den diversen Simulationsläufen gewonnenen Erkenntnisse werden im Folgenden konkrete Vorschläge zur Beanspruchungsreduktion der Knorpelflächen der Kniegelenke des inline-skatenden Kindes während der Landung auf dem Boden abgeleitet.

Sowohl die durchgeführte Messung als auch die Berechnung der Bodenreaktionskräfte wies bereits im Vorfeld der Finite-Elemente-Simulationen auf enorm hohe Belastungen und Beanspruchungen während der Landephase des inline-skatenden Kindes auf dem Boden hin. Im Rahmen der durchgeführten FE-Simulationen konnte insbesondere aufgezeigt werden, dass das Kniegelenk im Hinblick auf die Absorption dieser resultierenden Kräfte ganz wesentlich an der Landebewegung beteiligt ist. Hierbei zeigt sich, dass sowohl die Knorpelstruktur der Femurkondyle als auch die der Tibia während allen Simulationszeitpunkten der Landung in jeweils unterschiedlichen Bereichen sehr hoch beansprucht werden.

Im Rahmen der durchgeführten Parametervariationen wird deutlich, dass die Ausprägung der Muskulatur insbesondere im Bereich des Mus. Quadrizeps, in leicht abgeschwächter Form auch im Bereich der Muskulatur der Ober- bzw. der Unterschenkelrückseite ganz wesentlichen Einfluss auf das Beanspruchungsgefüge der beiden Gelenkkondylen besitzt. Hierbei wird deutlich, dass sich eine Reduktion der entsprechenden Muskelgruppen beanspruchungserhöhend, eine Erhöhung der Aktivität dieser Muskelgruppen hingegen beanspruchungsreduzierend auf die Knorpelstrukturen von Femur und Tibia auswirkt.

Häufig im Kindesalter auftretende muskuläre Dysbalancen führen somit ebenfalls zu erhöhten Beanspruchungen, wobei sich eine mangelnde Ausprägung im Bereich des Mus. Quadrizeps wesentlich negativer auf das Beanspruchungsgefüge auswirkt als eine mangelnde Aktivität im Bereich der Ober- bzw. Unterschenkelrückseite. Auf Basis dieser Erkenntnisse kommt dem Training der Muskulatur insbesondere im Kindes- und Jugendalter eine ganz besondere Bedeutung zu. So kann eine speziell im Bereich des Mus. Quadrizeps, aber auch im Bereich der hinteren Ober- bzw. Unterschenkelmuskulatur gut ausgeprägte Muskulatur die während der Landung resultierenden Kräfte wesentlich besser absorbieren und abfedern als eine in diesen Bereichen schwach ausgebildete muskuläre Basis. Da mögliche Überlastungen des kindlichen Körpers vor dem Hintergrund einer „gesunden“ Entwicklung unbedingt vermieden werden sollten, kommt diesen Erkenntnissen ganz wesentliche Bedeutung zu.

## 8 Resümee und Ausblick

Die Belastungs- und Beanspruchungsanalyse menschlicher Bewegungsabläufe nimmt im Bereich der Biomechanik, insbesondere in der Biomechanik des Sports, eine zentrale Stellung ein. So sind Belastungen, Dehnungen, Spannungen etc. sowohl am Sportgerät als auch am Bewegter selbst ein in der Bewegungswissenschaft häufig erwähntes, dennoch aber nicht systematisch aufgegriffenes und thematisiertes Problemfeld.

Im Rahmen durchgeführter Literaturanalysen konnten deutliche Defizite bzgl. wissenschaftlicher Belastungs- und Beanspruchungsanalysen im Bereich der Bewegungswissenschaft, insbesondere im Bereich des Inline-Skatings von Kindern, lokalisiert werden, so dass davon aus zu gehen ist, dass ein erheblicher Mangel an quantitativen Daten besteht, die Aufschluss über die Höhe von Belastungen und Beanspruchungen in diversen sportlichen Situationen geben können.

Mittels im Bereich der Biomechanik des Sports bereits etablierter, ausschließlich auf der Verwendung starrer Mehrkörpersysteme basierender Betrachtungsweisen besteht hierbei ausschließlich die Möglichkeit, Aussagen über Belastungen auf ein punktuelles Gelenk, nicht aber eine komplexe Gelenkfläche zu treffen, so dass aufgrund der Methoden der Kinematografie bzw. der Dynamografie ausschließlich quantitative Beschreibungen der Gliedmaßbewegungen bzw. der außen auf den Körper einwirkenden Kräfte durchgeführt werden können. Detaillierte Aussagen über die während einer sportlichen Bewegung im Körper auftretenden Belastungen sowie daraus resultierende Beanspruchungen sind auf diese Art und Weise nicht zu treffen.

Zwingende Voraussetzung für die Bestimmung von Belastungen, sowie daraus resultierender aussagekräftiger Beanspruchungen, ist ein geeignetes Werkzeug.

Hierfür stand die Aufarbeitung, Systematisierung und Weiterentwicklung der Methode der Finiten Elemente für den Bereich der Sportwissenschaft in Verbindung mit einer Mehrkörpersystemmodellierung im Zentrum der vorliegenden Arbeit, so dass erst die im Rahmen dieser Vorgehensweise entwickelte flexible Modellierungs- und Simulationsstrategie einschließlich der Berücksichtigung Finiter Elemente das Berechnen von Belastungen und Beanspruchung bei diversen sportlichen

Bewegungsformen ermöglicht. Das Wesentliche der Methode der Finiten Elemente als Verfahren zur Simulation des mechanischen Verhaltens verschiedener Objekte unter Belastung besteht insbesondere darin, die zu untersuchenden komplexen Elemente in viele kleine Elemente, die sog. Finiten Elemente zu unterteilen und das Verhalten des gesamten Objektes unter Einwirkung einer Belastung aufgrund des Verhaltens der einzelnen Finiten Elemente in unendlicher Näherung (approximativ) zu berechnen.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit bestand darin, sich der extrem schnell wachsenden Trendsportart Inline-Skating aus belastungs- bzw. beanspruchungsrelevanter Sicht auf Basis der bereits entwickelten FE-Strategien zu nähern. Auf der Grundlage bisheriger Arbeiten zur Modellierung menschlicher Bewegungen wurde eine modifizierte Form des 15-segmentigen Modells des menschlichen Körpers nach Hanavan mittels flexibler Mehrkörpersysteme angewendet. Der mathematischen Umsetzung sowie der Berechnung der während der Landevorgänge im Körper des inline-skatenden Kindes auftretenden Belastungen und Beanspruchungen diente die in der Sportwissenschaft in dynamischen Situationen bisher nur marginal angewendete Methode der Finiten Elemente, auf deren Basis die biomechanische Analyse des Inline-Skatings stattfand, die schließlich einen Einblick in die Belastungen und Beanspruchungen der Knorpelflächen der Kniegelenke des kindlichen Körpers während diverser Landevorgänge nach Sprüngen beim Inline-Skating lieferte.

Die gewonnenen Simulationsergebnisse der einzelnen Simulationszeitpunkte während der Landephase des inline-skatenden Kindes auf dem Boden zeigten hierbei für jeden Simulationszeitpunkt ganz unterschiedliche, charakteristische Beanspruchungsstrukturen auf, die im Hinblick auf die Femurkondyle von einem Simulationszeitpunkt zum anderen sehr stark variierten, die aber im Hinblick auf die Beanspruchungsstruktur der Tibia nur geringe Differenzen aufzeigen konnten. Während die ermittelten Beanspruchungen sich quantitativ im Bereich zahlreicher, in der Literatur zitierter Studie befinden, müssen aufgrund der Vielzahl an Modellvereinfachungen, die in das Finite-Elemente-Modell eingehen, aber absolute Beanspruchungswerte gewissermaßen kritisch betrachtet werden. Die im Rahmen der Fragestellung der vorliegenden Arbeit zu ermittelnden qualitativen



Veränderungen auf der Basis diverser Parametervariationen hingegen weisen aufgrund der durchgeführten Modellierung auf einen hohen Realitätsbezug hin.

Im Rahmen der durchgeführten Parametervariationen konnte hierbei insbesondere aufgezeigt werden, dass sich eine Reduktion der Aktivität der betrachteten Muskelgruppen grundsätzlich beanspruchungserhöhend, eine Erhöhung der Muskelaktivität hingegen grundsätzlich beanspruchungsreduzierend auf die Knorpelstrukturen von Femur und Tibia auswirkt. Auf Basis der diversen Parametervariationen konnte außerdem illustriert werden, dass häufig im Kindesalter auftretende muskuläre Dysbalancen ebenfalls zu erhöhten Beanspruchungen führen, wobei sich eine mangelnde Ausprägung der Muskelaktivität im Bereich des Mus. Quadrizeps wesentlich stärker auf das erhöhte Beanspruchungsgefüge der kindlichen Kniegelenke als eine mangelnde Aktivität im Bereich der Muskulatur der Ober- bzw. Unterschenkelrückseite auswirkt. Auf Basis dieser Simulationsergebnisse kann davon ausgegangen werden, dass eine speziell im Bereich des Mus. Quadrizeps, aber auch im Bereich der hinteren Ober- bzw. Unterschenkelmuskulatur gut ausgeprägte Muskulatur die während der Landung resultierenden Kräfte wesentlich besser absorbieren und abfedern kann als eine in diesen Bereichen schwach ausgebildete muskuläre Basis.

Ergänzend zu den Ergebnissen der vorliegenden Studie existiert eine unendliche Vielzahl interessanter Fragestellungen, die auf Basis der vorhandenen Modelle und Erkenntnisse nun realisierbar sind. Aufbauend auf diesen Simulationsergebnissen könnten im Rahmen weiterer Parametervariationen u. a. Einflüsse unterschiedlicher Bandsteifigkeiten, Einflüsse unterschiedlicher Materialkonstanten, Einflüsse diverser Dämpfungseigenschaften insbesondere auch in den anderen Gelenken auf die Beanspruchungen der Kniegelenke erörtert werden. Außerdem wurde im Rahmen der vorliegenden Arbeit zwar eine dreidimensionale Positionierung des Modells, zur Simulation allerdings ausschließlich eine zweidimensionale Betrachtung der Modellbewegungen berücksichtigt. Wird hierbei eine dreidimensionale Betrachtung im Bereich der Simulation mit einbezogen, so könnte weiteres, hoch interessantes Erkenntnispotential gewonnen werden.

So weisen derzeitige Entwicklungen im Bereich der FEM darauf hin, dass diese Strategie mit ihren Möglichkeiten noch bei Weitem nicht ihre Grenze erreicht hat. Die aus neuen Entwicklungen resultierenden Chancen, Komponenten besser,

zuverlässiger und kostengünstiger zu gestalten, lassen zukünftige Einsatzbereiche dieser Berechnungs- und Modellierungstechnik in einem wesentlich breiteren Spektrum als bisher erwarten. So ist davon aus zu gehen, dass auf der Basis von FE-Modellen und unter Nutzung modernster Rechentechnik aufgrund ständig sinkender Rechenkosten in Zukunft die Analyse und Simulation immer komplexerer Probleme in immer neuen Anwendungsgebieten möglich wird.

Die Methode der Finiten Elemente eröffnet hierbei insbesondere für den Bereich der Sportwissenschaft völlig neue Perspektiven, so dass mit der Verfügbarkeit heutiger Rechnerpotentiale sowie geeigneter numerischer Verfahren eine rationelle und erfolgreiche Bearbeitung nahezu aller Belastungs- und Beanspruchungsprobleme über die Bewegungsform des Inline-Skatings hinaus möglich wird und ein Großteil bisher bestehender, gravierender Defizite aufgearbeitet bzw. neue Betrachtungsweisen aufgezeigt werden können.

## 9 Literaturverzeichnis

- Abe´, H., Hayashi, K. & Sato, M. (1996). Data Book on Mechanical Properties of Living Cells, Tissues, and Organs. Tokyo: Springer-Verlag.
- Adams, S. L., Wyte, C. D., Paradise, M. S. & Delcastillo, J. (1996).  
A prospective study of inline-skating: Observational series and survey of active in-line skaters: Injuries, protective equipment and training. *Academic emergency medicine*, 3, 304-311.
- Allinger, T.D. & Bogert, A.J. (1997). Skating technique for the straights, based on the optimization of a simulation model. *Med. & Sci. in Sports & Exerc.*, 29, 279-286.
- Arampatzis A, Knicker A, Metzler V, Brüggemann G-P. (2000). Mechanical power in running: a comparison of different approaches. *J. Biomech.* 33, 457-463.
- Arampatzis, A., Brüggemann, G.-P. & Schade, F. (1998). Gelenkmomente, mechanische Leistung und mechanische Arbeit in den unteren Extremitäten bei verschiedenen Sprungübungen. *Originalia* 49 (5), 162-168.
- Argyris, J. H. & Kelsey, S. (1955). Energy theorems and structural Analysis. *Aircraft Engineering*, 26-27.
- Argyris, F. R. S. & Mlejnek, H.-P. (1998). Die Methode der Finiten Elemente in der elementaren Strukturmechanik – Band II Einführung in die Dynamik. Braunschweig/Wiesbaden: Friedr. Vieweg & Sohn Verlagsgesellschaft.
- Ashmann, M. K., Foster, P. F., Moore, L. R., Sankary, H. N., Hart, M. E. & Williams, J. W. (1993). Central venous catheterization in patients with coagulopathy. *Arch. Surg*, 127, 273-275.

- Audu, M. L. & Davy, D. T. (1988). A comparison of optimal control algorithms for complex bioengineering studies. *Optimal control applications & methods* 9, 101-106.
- Bächle, F. (2004). Computergestützte Optimierungsanalyse einer fundamentalen Fertigkeit im Gerätturnen – ein Gewinn für die Sportpraxis? Dissertation, Universität Tübingen, Fachbereich Sportwissenschaft.
- Ballreich, R. (1989). Modellierung in der Biomechanik, Terminologie, Konstruktion und Simulation. In K. Willimczick (Hg.), *Biomechanik der Sportarten* (S. 101-125), Reinbek: Hamburg.
- Banzer, W., Pfeifer, K. & Brettmann, K. (1999). Inline-Skating - Belastungen und Beanspruchungen aus sportmedizinischer Sicht. In F. Hänsel, K. Pfeifer & A. Woll, *Lifetime-Sport Inline-Skating* (S. 9-17), Schorndorf: Hoffmann.
- Banzer, W. & Schütze, U. (Hrsg.) (1992). *Prinzipien der Sportmedizin für das Krafttraining von Kindern und Jugendlichen - Freizeitunfälle im Kindes- und Jugendalter*. Stuttgart – New York: Thieme.
- Bathe, K.-J. (1990). *Finite-Elemente-Methoden. Matrizen und lineare Algebra, die Methode der finiten Elemente, Lösung von Gleichgewichtsbedingungen und Bewegungsgleichungen*. Berlin/Heidelberg: Springer Verlag.
- Baum, K. & Hoy, S., Fischer, F., Leyk, D., Schmidt, O. & Essfeld, D. (1999). Comparison between the physiological response to roller skiing and in-line-skating in biathletes. *Med. & Sci. in Sports & Exerc.*, 31 (4), 595-598.
- Beaugonin, M., Haug, E. & Cesari, D. (1996). A numerical model of the Human Ankle/Foot under Impact loading in Inversion and Eversion. PLEI Conference, Washington D.C., USA.

- 
- Berbakiewicz, M. & Viceconti, M. (2002). The role of parameter identification in the finite element contact analyses with reference to orthopaedic biomechanics applications. *Journal of Biomechanics* 35, 61-67.
- Bernhard, M., Antonijs, E., Vogt, L., Pfeifer, K. & Banzer, W. (1999). Auswirkungen von Inline-Skating in der Schule auf Koordination und Kraftausdauer. In: *Lifetime-Sport Inline-Skating* (S. 150-160). Schorndorf: Hofmann.
- Blankevoort, L. & Huiskes, R. (1996). Method to determine collagen density distributions in fibrous tissues. *J. Orthop. Res.* 11, 612-616.
- Bobbert, M. F. & Van Zandwijk, E. D. (2001). Dependence of human squat jump performance on the series elastic compliance of the triceps surae: a simulation study. *J. Exp. Biology* 204, 533-542.
- Bossel, H. (1992). *Modellbildung und Simulation*. Braunschweig: Vieweg.
- Böhm, H. (1997). *Dynamik der Riesenfelge am Reck im Rahmen von Mehrkörpersystemen*. Diplomarbeit, Universität Tübingen, Fachbereich Physik.
- Braess, D. (1992). *Finite Elemente*. Berlin: Springer-Verlag.
- Brunke, C. (2003). *Entwicklung eines virtuellen Minitrampolins als Grundlage für die Simulation von Absprungvorgängen*. Zulassungsarbeit, Universität Tübingen, Fachbereich Sportwissenschaft.
- Brüggemann, G.-P. (1983). *Biomechanische Analyse symmetrischer Absprungbewegungen im Gerätturnen*. Berlin: Bartels & Wernitz.
- Brüggemann, G.-P. (1990 & 1991). *Arbeiten zur angewandten Trainings- und Bewegungswissenschaft 2*. Köln: Verlag Sport und Buch Strauß.

- 
- Brzobohaty, von R. (1998 & 2001). Inlineskaten und Physiotherapie – Die Wiederherstellung der Beinachsen sowie die Erhaltung der Erfolge durch Inline-Skaten und Physiotherapie. Akademie KFJ, 01.
- Calisse, J. (1998). Belastungs- und Beanspruchungsanalyse der Lendenwirbelsäule mit und ohne Fixateure. Berlin: Köster.
- Calisse, J., Rohlmann, A. & Bergmann, G. (1994). Effect of clamping tensile strength on load distribution in paired mounted spinal internal fixators. Biomed. Technik 39, 113-116.
- Calisse, J., Rohlmann, A. & Bergmann, G. (1999). Estimation of trunk muscle forces using the finite element method and in vivo loads measured by telemeterized internal spinal fixation devices. J. Biomech., 32, 727-731.
- Calle, S C. & Eaton, R.G. (1993). Wheels-in-line roller skating injuries. J. of Trauma 35 (6), 946-951.
- Carroll, T. R., Bacharach, D., Kelly, J., Rudrud, E. & Karns, P. (1993). Metabolic cost of ice and in-line skating in Division I collegiate ice hockey players. Can. J. of appl. Physiol., 18 (3), 255-262.
- Chen, T. C. (2001). The vertical structure of diabatic heating associated with the Madden-Julian Oscillation simulated by the GLA GCM, J. Geophys. Res. - Atmos., 98 (5), 8801-8813.
- Chou, M.-D. (1993). One-parameter scaling and exponential-sum fitting for water vapor and CO<sub>2</sub> infrared transmission functions. J. Atmos. Sci., 50, 2294-2303.
- Claes L. (1983). Biomechanische Eigenschaften humaner Bänder  
Aktuelle Probl Chir Orthop 25, 12-19.

Clauser, C. E., McConville, J. T. & Joung, J. W. (1969). Weight, Volume and Center of Mass of Segments of the Human Body. AMRL-TR-69-70, Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base: Ohio.

Clough, R. W. (1960). The finite element in Plane stress Analysis. Proceedings second A.S.C.E. Conference on Electronic Computation, Pittsburgh.

Courant, R. (1943). Variational Methods for the solution of problems of Equilibrium and Vibrations. Bulletin of the American Mathematical Society, 49, 1-23.

DBS (Hrsg.). Digitale Bildverarbeitung (1998). o.V. o.O.

Davy, D.T., Audu, M.L. (1987) A dynamic optimization technique for predisting muscle forces in the swing phase of gait. J Biomech 20, 187-201.

Dingerkud, M.L. (1998). Verletzungsmuster und Überlastungsschäden beim Inline-Skating. In: V. Nagel (Hrsg.), Inline-Skating (S. 21-25), Hamburg: Czwalina.

Dufek, P. & Thormaehlen, F. & Ostendorf, U. (1999). Fraktur des Os pisiforme beim Inline-Skaten. Sportverletzung Sportschaden, 13 (2), 59-61.

Eils, E. & Jerosch, J. (2000). Plantare Druckverteilung beim Inline-Skating auf Geraden. Sportverletzung Sportschaden, 14 (4), 134-138.

Eingartner, C., Jockheck, M., Krackhardt, T. & Weise, K. (1997). Verletzungen beim Inline-Skating. Sportverletzung Sportschaden 11, 48-51.

Eng, J.J. & Winter, D.A. (1995). Kinetic analysis of the lower limbs during walking: What information can be gained from a three-dimensional model? Journal of Biomechanics, 5, 4-8.

- 
- Fleming, T. P. (1992). Trophectoderm biogenesis in the preimplantation embryo. In: T. P. Fleming (ed.), *Epithelial Organization and Development* (S. 111-134). London: Chapman & Hall.
- Friederich, N.F., Müller, W. & O'Brian, W.R. (1992). Klinische Anwendung biomechanischer und funktionell anatomischer Daten am Kniegelenk, *Orthopädie*, 21, 41-50.
- Friedrichs, K. O. (1962). Finite-difference schemes for the Neumann and Dirichlet problems. *Techn. Ber.*, N. Y. Universität.
- Fukashiro S., Komi, P.V., Järvinen, M. & Miyashita, M. (1993). Comparison between the directly Measured Achilles Tendon Force and the Tendon Force calculated from the Ankle Joint Moment during Vertical Jumps. *Clinical Biomechanics*, 8, 25-30.
- Fütterling, S. (1999). *Automatisierte patienten-individuelle Finite-Elemente-Modellierung von Knochen-Implantat-Systemen*. Marburg: Tectum.
- Galerkin, B.G. (1915). Series solution of some problems in elastic equilibrium of rods and plates, *Vestnik inzhenerov I tekhnikov* 19, 897-908.
- Giacobetti, F.B., Sharkey, P.F., Bos-Giacobetti, M.A., Hume, E.L. & Taras, J. S. (1997). Biomechanical analysis of the effectiveness of inline-skating wrist guards for preventing wrist fractures. *Amer. J. of Sports Med.*, 25 (2), 223-225.
- Glitsch, U. & Baumann, W. (1997). The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. *Journal of Biomechanics*, 30, 1123-1131.
- Glitsch, U. (1998). *Ausgewählte Anwendungsbeispiele der Computersimulation in der Biomechanik*. Habilitationsschrift, Deutsche Sporthochschule Köln.



- Glitsch, U. & Kneib, B. (1998). Beispiele aktueller Modellbildung in der Biomechanik. In J. Mester (Hrsg.), Informatik im Sport. Köln: Sport und Buch Strauss.
- Göhner, U. (1979). Bewegungsanalyse im Sport. Stuttgart: Schorndorf.
- Göhner, U. (1999). Einführung in die Bewegungslehre des Sports. Teil 2: Bewegelerlehre des Sports. Stuttgart: Schorndorf.
- Grimm, B. & Schmidt, A. (1999). Handbuch für Inlineskating. Aachen: Meyer & Meyer Verlag.
- Gruber, K. (1987). Entwicklung eines Modells zur Berechnung der Kräfte im Knie- und Hüftgelenk bei sportlichen Bewegungsabläufen mit hohen Beschleunigungen. Dissertation, Universität Tübingen, Fachbereich Physik.
- Hackl, W., Benedetto, K.P., Hausberger, K. & Fink, Ch. (1997). Verletzungsmuster beim Inline-Skating. Sportorthopädie - Sporttraumatologie, 2, 104-107.
- Hainzmaier, C, Wolf, S. & Wintermantel, E. (2004). Numerische Mechanik im Bobsport: Finite-Elemente-Modell einer Bobkufe. In H. Gabler, U. Göhner, F. Schiebl & C. Zaiss (Hrsg.), Sechstes gemeinsames Symposium zur Vernetzung von Lehre und Forschung in Biomechanik, Sportmotorik und Trainingswissenschaft (S. 61), Hofmann: Schorndorf.
- Hanavan, E.P. (1964). A Mathematical Model of Human Body. Ohio: Wright-Patterson Air Force Base.
- Heidjann, J. (1997). Verletzungsinzidenz, Belastung und Prophylaxe beim Inline-Skating – sportmedizinische und biomechanische Analyse. Dissertation Westfälische Wilhelms-Universität Münster.

- Heidjann, J. (1998). Verletzungsinzidenz und Prophylaxe beim Inline-Skating. Z. f. Orthop. u. Grenzgeb., 136 (1), Oa12-Oa14.
- Heidjann, J. & Nicol, K. (1999). Belastung und Beanspruchung beim Inline-Skating – eine biomechanische Untersuchung. In F. Hänsel, K. Pfeifer & A. Woll (Hrsg.), Lifetime-Sport Inline-Skating. Hoffmann: Schorndorf.
- Hatze, H. (1976). The complete optimization of human motion. Mathematical Biosciences 28, 99-135.
- Hatze, H. (2001). A three-dimensional mul-tivariate model of passive human joint torques and articular boundaries. Clin. Biomech. 12, 128–135.
- Heitkamp, H. C., Horstmann, T. & Schalinsky, H. (2000). In-line skating: injuries and prevention. J. of Sports Med. & phys. Fitness, 40 (3), 247-253.
- Hilgert, R E., Dallek, M., Radonich, H. & Jungbluth, K.H. (1996). Das Verletzungsmuster beim Inine-Skating, Verletzungsmechanismen und Prävention. Deutsche Zeitschrift Sportmedizin, 47, 574-576.
- Hilgert, R. E. (1998). Inline-Skating-Verletzungen: Risikogruppen, Unfallmechanismen und die projektive Wirkung der Schutzausrüstung. In V. Nagel, Inline-Skating. Hamburg: Czwalina.
- Hilgert, R. E. & Rueger, J. (1999). Das Verletzungsmuster beim Inline-Skating: Risikogruppen, Unfallmechanismen, Prävention. Dt. Z. Sportmed., 47, 574-576.
- Hirtz, P., Nieber, L. & Schielke, E. (2001). Lehrmaterialien für den Grundkurs zur Ausbildung von Übungsleitern und Trainern „Trainings- und Bewegungslehre“ LSB (Hrsg.). Schwerin: Macom. 1-75.

- Hofmann, J. & Tambornino, I. (1996). Verletzungsrisiko beim Inline-Skating. Epidemiologie und prophylaktische Möglichkeiten. Sportorthop. Sporttraumatol., 12 (4), 287-290.
- Hong, Y. (1991). Entwicklung neuer Elemente im Kunstturnen unter Verwendung dreidimensionaler Computersimulation. Köln: Sport und Buch Strauss.
- Hoppe, H., Kübler, C., Raczkowsky, J. & Wörn, H. (2002). Ein neues und leicht zu implementierendes Modell zur präzisen Kalibration von Kameras und Videoprojektoren. In M. Meiler, D. Saupe, F. Kruggel, H. Handels, T. Lehmann, Informatik aktuell (Beitrag zur BVM 2002, Bildverarbeitung für die Medizin) (S. 229-232). Leipzig: Springer.
- Housian, S. & Andersen, H. M. (2000). Comparison between in-line and rollerskating injury – a prospective study. Scand. J. of Med. & Sci. In Sports, 10 (1), 47-50.
- Huber-Betzer, H. (1990). Beiträge zur Biomechanik des Kniegelenkes und neue Möglichkeiten zur Versorgung. Düsseldorf: VDI-Verlag.
- Hunter, P. E. (1990). A designer's guide to script writing: Video capabilities and limitations. Performance and Instruction, 29 (3), 18-22.
- Hutchinson, M. R., Milhouse, C. & Gapski, M. (1998). Comparison of injury patterns in elite hockey players using ice versus in-line skates. Med. & Sci. in Sports & Exerc., 30 (9), 1371-1373.
- Hutten, A. & Mulder S. (1999). Ongevallen met in-line skates. Geneeskde. En Sport Lochem, 32 (4), 10-15.
- Jaffe, M.S., Dijkers, M.P. & Zametis, M. (1997). A population-based survey of inline-skaters' injuries and skating practices. Arch. Of phys. Med. & Rehab., 78 (12), 1352-1357.

- Jerosch, J. , Heidjann, J., Thorwesten, L. & Linnenbecker, S. (1996). Defizite in der Verletzungsprophylaxe beim Inline-Skating. Dt. Z. Sportmed., 47, 570-573.
- Jerosch, J., Heidjann, J., Thorwesten, L. & Linnenberger, S. (1997). Inline-Skating, typische Verletzungen und Prophylaxe. Sportverletzung, Sportschaden, 11, 43-47.
- Jerosch, J., Heidjann, J., Thorwesten, L. (1997). Trendsportart Inline-Skating: Hohes Verletzungsrisiko minimieren, TWSport&Medizin., 9 (3), 118-123.
- Jerosch, J., Heidjann, J., Thorwesten, L. (1998). Verletzungsmuster und Akzeptanz von passiver sowie aktiver Verletzungsprophylaxe bei Inline-Skatern. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 49 (1), 3-8.
- Jerosch, J., Heidjann, J. & Thorwesten, L. (1998). Verletzungsmuster und Akzeptanz von passiver sowie aktiver Verletzungsprophylaxe bei Inline-Skatern. Fitness professional, 33-34.
- Jerosch, J., Heidjann, J., Thorwesten, L. (1998). Gelenkbelastung beim Inline-Skating – eine biomechanische Untersuchung. Sportverletzung Sportschaden, 12, 47-53.
- Jerosch, J., Heidjann, J., Thorwesten, L. & Leprien, U. (1998). Injury pattern and acceptance of passive and active injury prophylaxis for inline skating. Knee Surg, Sports Traumatol., Arthrosc., 6, 44-49.
- Johnson, A. D., Croom, W. J., Hagler, W. M., Ort, J. F. & Henrikson, C. K. (1992). Pancreatic splenic lobe organ culture system: Viability and Amylase release. J. Poultry Science, 72, 185-192.
- Jones, R., Vrbova, G. & Gordon, T. (1995). Nerve-Muscle interaction. London: Chapman & Hall, 256.

- Jung, M., Langer, U. (2002). Methode der finiten Elemente für Ingenieure – Eine Einführung in die numerischen Grundlagen und Computersimulation. Stuttgart: Teubner.
- Kaiser, M., Schaar, B., Platen, P. (1999). One Globe - one Skate. Effekte eine Long Distance Tour auf Inline Skates. Forsch. Innovat. Technol., 1, 19-23.
- Kaplan, M. L. & Heegard, J.H. (2001). Predictive algorithms for neuromuscular control of human locomotion. J Biomech., 34, 1077-1083.
- Kaps, P., Mössner, M., Nachbauer, W. & Stenberg, R. (2000). Pressure distribution under a ski during carved turns. 2<sup>nd</sup> International Congress on Skiing and Science (ICSS).
- Kirsch, F. (1868). Field measurements and numerical analysis of the stress distribution below stone column supported embankments and their stability. In A. Vermeer (Eds.), Geotechnics of Soft Soils-Theory and Practice, Essen, VGE, 595-600.
- Klößner, N. & Neugebauer, F. (2001). Gittererzeugung. Skript Technische Universität Chemnitz.
- Knets, I. & Malmeisters, A. (1977). Deformability and strength of human compact bone tissue. Euromech. Colloquium, Mechanics of Biological Solids, 133.
- Knothe, K. & Wessels, H. (1999). Finite Elemente – Eine Einführung für Ingenieure. Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag.
- Komi, P.V., Salonen, M., Järvinen, M. & Kokko, O. (1987). In Vivo Registration of Achilles Tendon Forces in Man. I. Methodological Development. Internal Journal of Sports Medicine, 8, 3-9.

- 
- Komistek, R. D. (1998). Fluoroscopic analysis of kinematics after posterior-cruciate retaining knee arthroplasty," *Journal of Bone and Joint Surgery-British*, 77 (6), 884-889.
- Krabbe, B. (1994). Zur Belastung des Bewegungsapparates: Einfluss von Laufschuh und Lauftechnik. Dissertation, Dt. Sporthochschule Köln, Fachbereich Biomechanik.
- Krebs, T. (1995). Untersuchung der Lokomotion kleiner Säuger mit inverser Dynamik und Computersimulation biomechanischer Mehrkörpermodelle. Dissertation, Universität Tübingen, Fachbereich Physik.
- Krönig, H.-J. (1997). Simulation eines Kniegelenks auf Basis von CT-Daten. Vortrag beim FEM Workshop 1997.
- Kullmer, G., Weiser, J. & Richard, H. A., (1998). Construction of finite element models on the basis of computed tomography data. In J. Middleton, M. L. Jones & G. N. Pande (Eds.), *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering-2* (S. 231-238), Gordon and Breach Science Publisher, Amsterdam.
- Lewis, P. E. & Ward, J. P. (1989). *Vector analysis for engineers and scientists*. Wokingham: Addison-Wesley.
- Likins, (1972). Quasicoordinate equations for flexible spacecraft, *AIAA Journal*, 13, 524-526.
- Lobenhoffer P., Tscherne H. (1993). Die Ruptur des vorderen Kreuzbandes: Heutiger Behandlungsstand. *Unfallchirurg*, 96, 150-168.
- Lohmann, M./Petersen, A./Pedersen, O. D. (1990). Rullebraet- og ruelleskojteuheld Unfaelle beim Skateboardfahren und Rollerskating, *Ugeskr. for Laeger*, Kopenhagen, 152 (22), 1591-1593.

- 
- Mahar, A.T., Derrick, T., Hamill, J. & Caldwell, G.E. (1997). Impact shock and attenuation during in-line skating. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 29 (8), 1069-1075.
- Melanga, G. A. & Smith, H. M. (1996). Lower extremity injuries in in-line skaters: a report of two classes. *J. of Sports Med. & phys. Fitness*, 36 (2), 139-142.
- Melanson, E. L., Freedson, P. S. & Jungbluth, S. (1996). Changes in VO<sub>2</sub>max and maximal treadmill time after 9 weeks of running or in-line skating training. *Med. & Sci. in Sports & Exerc.*, 28 (11), 1422-1426.
- Merkle, C. (1996). Messtechnische Untersuchungen zur Ermittlung von Belastungsverhältnissen an Beinprothesen. *Orthop. Technik*, 47, 19-22.
- Mitts, K. G., Henrikus, W. L. (1996). In-line skating fractures in children. *J. of pediatr. Orthop.*, 16 (5), 640-643.
- Mohr, F. (1874). Historische Entwicklung der FEM. In K. Knothe & H. Wessels, *Finite Elemente – Eine Einführung für Ingenieure* (S. 43-45), Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag.
- Müller-Breslau, H. S. (1886). Ursprünge der Methode der Finiten Elemente. In K. Knothe & H. Wessels, *Finite Elemente – Eine Einführung für Ingenieure* (S. 67-69), Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag.
- Nagano, A., Komura, T., Himeno, R. & Fukashiro, S. (2003). Optimal Digital Filter Cutt-Off Frequency of Jumping Kinematics Evaluated Through Computer Simulation. *International Journal of Sport and Health Science*, Vol.1, No.2, 196-201.

- 
- Natrup, J., Peikenkamp, K. & Nicol, K. (1993). Resultant joint forces and Moments in the lower extremities during drop-jumps movements. In IVth Symposium on Computer Simulation in Biomechanics. Paris: Bonafe, 10-13.
- Natrup, J., Peikenkamp, K. & Nicol, K. (1994). The influence of fatigue on the internal loads during long distance running. In: Second World Congress of Biomechanics Amsterdam, 375.
- Natrup, J., Peikenkamp, K. & Nicol, K. (1995a). Gelenkkräfte und –momente während der Stützphase beim Langstreckenlauf. In A. Gollhofer (Hrsg.), Integrative Forschungsansätze in der Bio & Mechanik - Symposium der dvs-Sektion Biomechanik. Stuttgart: Lit-Verlag.
- Natrup, J., Peikenkamp, K. & Nicol, K. (1995b). Change of resultant joint forces and moments during distance running. In XVth Congress of the International Society of Biomechanics (S. 62-663). Jyväskylä: Czwalina.
- Natrup, J. (1997). Resultierende Kräfte und Momente an den Gelenken der unteren Extremität während der Stützphase beim Langstreckenlauf. Münster: Lit-Verlag.
- Neelemann, N., Carol, E. J., Leenen, L. P. H. (1999). Inline skating: recreatie met een hoog traumatologisch gehalte. Geneeskde. En Sport, Lochem, 32 (4), 16-21.
- Noves, F. R., Groos, E. S. (1976). Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study, J. Bone Joint Surg, 62A, 259.
- Opel, Adam AG (1989). Schriftenreihe Computermechanik in der Entwicklung des Opel Vektra. Atelier Volker Krell, Rüsselsheim.



- 
- Pandy, M. (2001). Computer modeling and simulation of human movement. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 3, 245–273.
- Peikenkamp, K. (1996). Ein 3-dimensionales, 3-segmentiges, dynamisches Modell des Fußes zur Berechnung interner Kräfte und Momente. Münster: Lit-Verlag.
- Peikenkamp, K., Natrup, J. & Nicol, K. (1997). Gelenkkräfte und –momente am Sprunggelenk während des Langstreckenlaufs. *Bewegung-Training-Gesundheit: Biokinetische Messverfahren – Einsatzmöglichkeiten in der Sportmedizin und Sporttraumatologie*. In L. Thorwesten, J. Jerosch & K. Nicol, Münster, 43-52.
- Pfeifer, K., Vogt, L., Alex, S. & Banzer, W. (1999). Muskelaktivität beim Inline-Skating. In F. Hänsel, K. Pfeifer & A. Woll (Hrsg.), *Lifetime-Sport Inline-Skating* (S. 41-51). Hoffmann: Schorndorf.
- Platzer, W. (1986). *Taschenatlas der Anatomie für Studium und Praxis - Band 1: Bewegungsapparat*. Stuttgart: Thieme-Verlag.
- Preiß, R. (1987). *Computersimulation zur Entwicklung sportmotorischer Techniken*. Hamburg: Czwalina.
- Qui, C. (1991). The finite element analysis of tibia stress in high jumping. *Sports Sci.*, 11, 62-65.
- Rasmussen, J. (1997). Optimization of Biomechanical Multibody Systems. In: W. Gutkowski & Z. Mroz (eds.), *Proceeding of the Second World Congress of Structural and Multidisciplinary Optimization*, 2, Warsaw. Institute of Fundamental Technological Research.
- Rauh, J. (1987). Ein Beitrag zur Modellierung elastischer Balkensysteme. *Fortschr. Bericht der VDI-Zeitschriften*, 18 (37). Düsseldorf: VDI-Verlag.

- 
- Ribble, T. G., Santare, M. H. & Miller, F. (2001). Stresses in the Growth Plate of the Developing Proximal Femur. *Journal of Applied Biomechanics*, 17, 129-141.
- Richard, H. A., Kullmer, G. & Weiser, J. (1998). Finite Elemente Studie für ein Kniegelenk. Vortrag beim FEM Workshop 1998.
- Ritz, W. (1908). Über eine neue Methode zur Lösung gewisser Variationsprobleme der mathematischen Physik. *Zeitschrift für Angewandte Mathematik und Mechanik*, 135 (1), 1-61.
- Roemer, K., Maißer, P. & Wolf, C.-D. (2001). Parameteridentifikation für ein Mensch-Schwabbelmassen-Modell mit Hilfe von Drop-Jumps. In J. Perl, Sport und Informatik VIII (S. 229-233), Sport und Buch Strauß, Köln.
- Rohlmann, A., Mößner, U., Bergmann, G. & Kölbl, R. (1982). Finite-Element-Analysis and Experimental Investigation of Stresses in a Femur. *J. Biomed. Engng.*, 4, 241-246.
- Roos, M. & Harnisch, U. (2000). Erarbeiten einer wissenschaftlichen Simulationsmethode des Systems Ski/Bindung beim Kurvenfahren unter Berücksichtigung der Schneemechanik – Umsetzung in der Entwicklung eines integralen Systems Ski-Bindung. Zugriff am 22. Oktober 2003 unter <http://ccp.zhwin.ch>.
- Röthig, P. & Prohl, R. (2003). Sportwissenschaftliches Lexikon. Schorndorf: Hoffmann.
- Rundell, K. W. (1996). Compromised oxygen uptake in speed skaters during treadmill in-line skating. *Med. & Sci. in Sports & Exerc.*, 28 (1), 120-127.
- Sackel, O. (2001). Erstellung eines Volumenmodells von Femur und Tibia und deren Lastsimulation mittels Finite-Elemente-Methode. Diplomarbeit, FH München, Medizintechnik.

- Schäffler, A., Menche, N. (1999). Mensch, Körper, Krankheit. München/Jena: Urban & Fischer Verlag.
- Schieber, R. A., Branche-Dorsey, C. M., Ryan, G. W., Stevens, J. A. & O'Neil, J. (1996). Risk factor for injuries from in-line skating and the effectiveness of safety gear. N. Engl. J. Med., 335, 1630-1635.
- Schiebl, F. (2001). Programmpaket 2000 – Software zur Erfassung und Analyse von digitalen Videosignalen unter Verwendung von MIL 6.0<sup>®</sup>, Tübingen, Institut für Sportwissenschaft.
- Schulz, H., Horn, A., Rautenberg, B., Heck, H. (1998). Energieverbrauch beim Inline-Skaten. Sportartspezifische Leistungsdiagnostik – energetische Aspekte. Köln: Sport & Buch Strauss.
- Schulz, H., Horn, A., Rautenberg, B., Heck, H. (1998). Inline-Skating im Vergleich zum Radfahren und Laufen. In V. Nagel (Hrsg.) Inline-Skating (S. 49-53), Hamburg: Czwalina.
- Schulz, H., Reiffer, S., Heck, H. (1998). Das Ausdauertraining bei Inline-Skatern im Freizeitsport. Gesundheitssport und Sporttherapie, 4, 108-109.
- Schulz, H., Reiffer, S., Nowak, H., Heck, H. (1996). Verletzungshäufigkeit bei Freizeit- Inline-Skatern und Möglichkeiten zur Prävention. Gesundheitssport und Sporttherapie, 4, 112-114.
- Schulz, H., Reiffer, S., Heck, H. (1999). Verletzungen bei Ausdauer-Inline-Skatern. In F. Hänsel, K. Pfeifer & A. Woll, Lifetime-Sport Inline-Skating (S. 35-40). Hoffmann: Schorndorf.
- Schwarz, H. R. (1991). Methode der finiten Elemente. Stuttgart: Teubner.

- Schwertassek, R., Wallrapp, O. (1999). Dynamik flexibler Mehrkörpersysteme – Methode der Mechanik zum rechnergestützten Entwurf und zur Analyse mechatronischer Systeme. Braunschweig/Wiesbaden: Vieweg.
- Shabana A. A., Wehage, R. (1983). Variable Degree-of-Freedom Component Mode Analysis of Inertia Variant Flexible Mechanical Systems. J. Mech. Transm. Autom. Design, 105.
- Shabana, A. A. (1989). Dynamics of Multibody Systems. O.O.: Willey & Sons.
- Simon, U., Augat, P., Ignatius, A. & Claes, L. (2001). FE-Modell der proximalen Schafstibia mit Knochenimplantat – Modellbildung, Analyse, Vergleich mit In-Vivo-Ergebnissen.
- Snyder, A.C., O'Hagan, K.P., Clifford, P.S., Hoffmann, M.D. & Forster, C. (1993). Exercise responses to in-Line Skating: Comparison to Running and Cycling. International Journal of Sports of Medicine, 14 (1), 38-42.
- Soko, P. (1990). Kinematik und Dynamik von Mehrkörperschleifen mit elastischen Körpern. Dissertation, Universität Duisburg, Fachbereich Maschinenbau.
- Sorge, K. (1993). Mehrkörpersysteme mit starr-elastischen Subsystemen. Fortschr. Bericht der VDI-Zeitschriften, 11 (184). Düsseldorf: VDI-Verlag.
- Spaepen, J. (1983). Historische Entwicklung der FEM. In K. Knothe & H. Wessels, Finite Elemente – Eine Einführung für Ingenieure (S. 21-27), Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag.
- Spägele, T. (1999). Modellierung, Simulation und Optimierung menschlicher Bewegungen. Dissertation, Universität Stuttgart, Fachbereich Mechanik.

Spicer, D.D.M., Mullins, M.M., Wexler, D.M. (1996). Roller-blades: should they carry a government health warning? *Injury*, Bristol, 27 (6), 401-403.

Stallkamp, F. (1998). Dreidimensionale Bewegungsanalyse und elektromyographische Untersuchung beim Inline-Skating unter Berücksichtigung eines Weichschalen- und eines Hartschalenschuhs. Inaugural-Dissertation, Universität Münster.

Stallkamp, F., Nitsche, St. (1998). Bewegungsanalyse des Inline-Skateschrittes und EMG-Messungen der unteren Extremitäten. Zugriff am 11. August 2003 unter <http://www.uni-muenster.de/Rektorat/Forschungeberichte-1997-1998.htm>.

Steinbuch, R. (1998). *Finite Elemente – Ein Einstieg*. Berlin: Springer-Verlag.

Steiner, K. V., Fecko, D. L. (1994). Review of progress in quantitative nondestructive evaluation, 13, 1189.

Subke, J. (1996). Visualisierung biomechanischer Bewegungen und biomechanische Computersimulation zur Berechnung innerer Kräfte während extremer Bewegungsabläufe beim Menschen mittels Modellierung der Muskelkräfte. Dissertation, Fachbereich Physik, Universität Tübingen.

Tannous, R. E., Bandak, F. A., Toridis, T. G. & Eppinger, R. H. (1996). A Three-Dimensional Finite Elemente Modell oh the Human Ankle: Development and Preliminary Application to Axial Impulse loading. 40<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference, Abbuquque, New Mexico, SAE-305, Proceedings, published by Soc. Of Automative Engineers, Inc.

- Thompson, B.S. & Sung, C.K. (1984). A Variational Formulation for the Nonlinear Finite Element Analysis of Flexible Linkages: Theory, Implementation, and Experimental Results. *J. Mech. Transm. Autom. Design*, 106.
- Treffz, J. (1926). Historische Entwicklung der FEM. In K. Knothe & H. Wessels, *Finite Elemente – Eine Einführung für Ingenieure* (S. 62-67), Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag.
- Tsai, R. Y. (1986). An efficient and accurate camera calibration technique for 3D machine vision. *Proc. International Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, Miami Beach, Florida, USA.
- Tsai, R. Y. (1987). A versatile Camera Calibration Technique for High-Accuracy 3D Machine Vision Metrology using Off-the-shelf TV Cameras and lenses. *IEEE Journal of Robotics and Automation*, RA-3 (4), 323-344.
- Turner, M. J., Martin, H. C., Clough, R. W., Topp, L. J. (1956). Stiffness and deflection analysis of complex structures. *Journal of Aeronautical Science*, 23, 805-823.
- Vogt, L., Bernhardt, M., Döring, K., Pfeifer, K., Banzer, W. (1999). Inline-Skating in der Schule – Verletzungsrisiken und körperliche Aktivität. In F. Hänsel, K. Pfeifer & A. Woll (Hrsg.), *Lifetime-Sport Inline-Skating* (161-170). Hoffmann: Schorndorf.
- Wallrapp, O. (1989a). Entwicklung rechnergestützter Methoden der Mehrkörperdynamik in der Fahrzeugtechnik. Forschungsbericht DFVLR. Institut für Dynamik der Flugsysteme.
- Wallrapp, O. (1989b). Entwicklung rechnergestützter Methoden der Mehrkörperdynamik in der Fahrzeugtechnik, DLR-FB-89-17, Deutsche Forschungsanstalt für Luft- und Raumfahrt.

- 
- Wank, V. (2000). Aufbau und Anwendung von Muskel-Skelett-Modellen zur Bestimmung biomechanischer Muskelparameter. Habilitationsschrift. Friedrich-Schiller-Universität Jena.
- Widmayer, K. (1995). Computersimulationen mit biomechanischen Mehrkörpermodellen und Fuzzy-Regelung zur Untersuchung der Bewegungskoordination am Beispiel Standhochsprung. Dissertation, Universität Tübingen, Fachbereich Physik.
- Winter, D.A., Deathe, A.B., Halliday, S., Ishac, M., Olin, M. (1993). A technique to analyse the kinetics and energetics of cane-assisted gait. *Clinical Biomechanics*, 8, 37-43.
- Woo, S. L.-Y., Hollis J.M., Adams D.J., Ljon R.M., Takai S. (1991). Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation, *Am. J. Sports Med.*, 19 (3), 217-25.
- Wood, J. E., Meek, S. G. & Jacobsen, S. C. (1989). Qualification of shoulder anatomy for prosthetic arm control I. Surface Modeling. *J. of Biomechanics*, 22, 309-325.
- Yamagucci, H. K. & Zajac, F.E., (1989). Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. In J. Bourne (Ed.), *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 19, CRC Press, Boca Raton, 359–411.
- Young, C. C., Mark, D. H. (1995). In-line Skating. An observational study of protective equipment used by skaters. *Arch. Fam. Med.*, 4, 19-23.
- Young, C. C., Seth, A., Mark, D. H. (1998). In-line skating: use of protective equipment, falling patterns, and injuries. *Clin. J. of Sport Med.*, 8 (2), 111-114.
- Zatsiorsky, V. M., Aruin, A. S. & Selujanov, V. N. (1984). *Biomechanik des menschlichen Bewegungsapparates*. Berlin: Sportverlag.

Zatsiorsky, V. M. (2002). Kinetics of Human Motion. Pennsylvania: Human Kinetics.

Zatsiorsky, V. M. (1979). Die körperlichen Eigenschaften des Sportlers. Berlin: Bartels & Wernitz.

Zeglinsky, C.M., Swanson, S.C., Self, B.P. & Greenwald, R.M. (1998). Muscle activity in the slalom turn of alpine skiing and in-line skating. Int. J. of Sports Med., 19 (7), 447-454.

Zernicke, R. F. (1991). Computer simulation of head impact: Estimation of the injury tolerance during soccer heading. International Journal of Sport Biomechanics 4, 358-371.

Zienkiewicz, O. C. (1984). Methode der finiten Elemente. München: Carl Hanser Verlag.

Zlamal, M. (1968). On the finite element method. Numerische Mathematik 12 (5), 394-408.

Zurmühl, R. (1964). Matrizen. Berlin: Springer-Verlag.



## Anhang A: Anthropometrie

Tab. 5. Symbole, Beschreibung und Dimension der anthropometrischen Merkmale zum geometrischen Teilmodell des menschlichen Körpers nach Hanavan (1964) mit Messwerten aus Erhebungen an zwei inline-skatenden Kindern

<u>Symbol</u>	<u>Beschreibung</u>	<u>Dimension</u>	<u>Proband 1</u>	<u>Proband 2</u>
MKÖ	Körpermasse	Kg	25.1	37.2
HKÖ	Körperhöhe	cm	124	145.5
HSH	Schulterhöhe	cm	100.1	119.9
HAST	Sternumhöhe	cm	90.2	105.5
HTR	Trochanterhöhe	cm	72.9	86.1
HSI	Sitzhöhe	cm	69	81.2
HKN	Kniespaltenhöhe	cm	35.8	44.1
HKC	Knöchelhöhe	cm	5.5	6.9
LFU	Fußlänge	cm	19.2	24.1
BBR	Brustkorbbreite	cm	20.7	27.8
BHÜ	Hüftbreite	cm	22.7	31.8
TBR	Brustkorbtiefe	cm	14.1	19.2
TTA	Taillentiefe	cm	12.1	22.3
LOB	Oberarmlänge	cm	20.8	24.2
LUA	Unterarmlänge	cm	19.2	24.1
UKO	Kopfumfang	cm	53	56
UOA	Oberarmumfang	cm	22.5	26.1
UEL	Ellbogenumfang	cm	18.5	20.3
UUA	Unterarmumfang	cm	14.9	19.8
UHG	Handgelenksumfang	cm	12.5	15.3
UFA	Faustumfang	cm	20	22
UOS	Oberschenkelumfang	cm	38.7	38.4
UKN	Knieumfang	cm	26.1	32.2
UUS	Unterschenkelumfang	cm	24.2	28.1
UFG	Fußgelenksumfang	cm	19.1	19.2
FHÜ	Hautfaltendicke	cm	0.5	0.5
TG	Gesäßtiefe	cm	13	15

Tab. 6. Regressionsgleichungen für Segmentmassen nach Zatsiorsky (1979)  
 (Y Massen in kg, X Gesamtkörpermasse in kg)

Segment	Bestimmungsgleichung	Korrelationskoeffizient	Standardfehler
Kopf & Hals	$Y = 3.243 + 0.024X$	0.57	0.327
Oberer Rumpfteil	$Y = -0.078 + 0.161X$	0.78	1.176
Mittlerer Rumpfteil	$Y = -2.222 + 0.194X$	0.82	1.268
Unterer Rumpfteil	$Y = -0.348 + 0.117X$	0.71	1.051
Oberarm	$Y = -0.142 + 0.029X$	0.83	0.178
Unterarm	$Y = 0.165 + 0.0139X$	0.78	0.102
Hand	$Y = 0.109 + 0.0046X$	0.58	0.06
Oberschenkel	$Y = -0.779 + 0.153X$	0.89	0.717
Unterschenkel	$Y = 0.141 + 0.041X$	0.86	0.226
Fuß	$Y = 0.259 + 0.01X$	0.66	0.107

(vgl. Zatsiorsky, 2002, S. 311).

## Anhang B: Tabellen- und Abbildungsverzeichnis

Nummerierung	Titel	Seitenzahl
Abb. 1	Belastungs- und Beanspruchungsmodell anhand eines „T-Trägers“	S. 4
Abb. 2	Biomathematische Modelle des menschlichen Körpers	S. 19
Abb. 3	Flussdiagramm der inversen Dynamik	S. 21
Abb. 4	Flussdiagramm der direkten Dynamik	S. 22
Abb. 5	Für eine Crash-Rechnung angefertigtes Finite-Elemente-Modell einer PKW-Karosserie a) Finite-Elemente-Modell des Opel VektraA b) Aus der FE-Crashrechnung resultierende visuell zu erfassende Veränderungen der Autokarosserie (Adam Opel AG)	S. 32
Abb. 6	Darstellung der mittels FEM gewonnenen Belastungen in den verschiedenen Bereichen eines Kiefermodells (vgl. Fütterling 1999, S. 57).	S. 33
Abb. 7	Flussdiagramm der Methode der Finiten Elemente von der physikalischen Erscheinung bis hin zur Beantwortung der Fragestellung	S. 37
Abb. 8	Diskretisierungen diverser Kontinua im zwei- bzw. dreidimensionalen Fall: a) äquidistante Unterteilung der rechteckigen Fläche [axb] b) Unterteilung der rechteckigen Fläche	S. 39

	[axb] in unterschiedliche Teilflächen c) äquidistante Unterteilung des Quaders [axbxc] d) Unterteilung des Quaders [axbxc] in unterschiedliche Volumenkörper	
Abb. 9	Flussdiagramm zur Methodik	S. 55
Abb. 10	Darstellung des gesamten Versuchsaufbaus	S. 57
Abb. 11	Kinemetrisch erfasster Bewegungsablauf eines inline-skatenden Kindes	S. 60
Abb. 12	Markerpositionierung	S. 60
Abb. 13	Kinemetrische Messkette	S. 61
Abb.14	Dreidimensionales Kalibrationsmodell	S. 63
Abb. 15	Prinzip des Kameramodells nach Tsai (1987)	S. 64
Abb. 16	a) Schematische Darstellung der Vorgehensweise der Kamerakalibratio nach Tsai einschließlich b) Veranschaulichung Triangulation mittels zweier Kameras	S. 65
Abb. 17	a) Schematische Darstellung der Kalibration nach Hoppe et al. (2002) einschließlich b) geometrischer Veranschaulichung	S. 66
Abb. 18	Bezeichnung der Segmente und Gelenkwinkel	S. 68
Abb. 19	Modell des menschlichen Körpers nach Hanavan (Hanavan 1964, S. 8)	S. 70
Abb. 20	Kopf nach Hanavan (Hanavan 1964, S. 13)	S. 73
Abb. 21	Oberrumpf nach Hanavan (Hanavan 1964, S. 14)	S. 73
Abb. 22	Unterrumpf nach Hanavan (Hanavan 1964, S. 14)	S. 73

Abb. 23	Oberarm nach Hanavan (Hanavan 1964, S. 18)	S. 74
Abb. 24	Unterarm nach Hanavan (Hanavan 1964, S. 18)	S. 74
Abb. 25	Hand nach Hanavan (Hanavan 1964, S. 17)	S. 74
Abb. 26	Oberschenkel nach Hanavan (Hanavan 1964, S. 20)	S. 75
Abb. 27	Unterschenkel nach Hanavan (Hanavan 1964, S. 21)	S. 75
Abb. 28	Fuß nach Hanavan (Hanavan 1964, S. 22)	S. 75
Abb. 29	Körper mit Schwabbelmasse a) vor dem Aufprall b) kurz nach dem Aufprall	S. 79
Abb. 30	Schultergelenk des Modells des menschlichen Körpers nach Hanavan (vgl. Ballreich et al. 1989, S. 161)	S. 80
Abb. 31	Fußgelenk des Modells des menschlichen Körpers nach Hanavan (vgl. Ballreich et al. 1989, S. 162)	S. 80
Abb. 32	Hüftgelenk des Modells des menschlichen Körpers nach Hanavan (vgl. Ballreich et al. 1989, S. 161)	S. 81
Abb. 33	Modellierung eines Inline-Skate-Schuhs zur Simulation von Landevorgängen	S. 82
Abb. 34	15-segmentiges Starrkörpermodell des inline-skatenden Kindes mit Schwabbelmassen	S. 84
Abb. 35	Schematisch dargestellter Bewegungsablauf des Modells des inline-skatenden Kindes von Beginn der Rollbewegung zum Ausrollen auf dem Boden	S. 86

Abb. 36	Ermittelte vertikale Bodenreaktionskräfte in der Phase der Landung des inline-skatenden Kindes auf dem Boden a) Gemessene vertikale Bodenreaktionskraft mittels Kistler-Kraftmessplatte b) Mittels Simulationssoftware „VisualNastran“ berechnete vertikale Bodenreaktionskraft	S. 87
Abb. 37	Anatomie des Kniegelenks (Schäffler & Menche, 1999)	S. 89
Abb. 38	CT-Aufnahmen deines rechten Kniegelenks	S. 91
Abb. 39	Modellierung der Knochenoberflächen der diversen Teilstrukturen des Kniegelenkes in der Software „3d-Doctor“ mittels Vereinigung diverser Transversalschnitte	S. 92
Abb. 40	Komponenten des Volumenmodells eines Kindes anhand des rechten Kniegelenks a) diskretisierter Femur, bestehend aus 10841 Knoten bzw. 6851 Kanten b) diskretisierte Tibia, bestehend aus 11585 Knoten bzw. 7379 Kanten c) diskretisierte Fibula, bestehend aus 2858 Knoten bzw. 1607 Kanten d) diskretisierte Patella, bestehend aus 2988 Knoten bzw. 1783 Kanten	S. 93
Abb. 41	Bestimmung des Momentendrehzentrums	S. 95

Abb. 42	Darstellung des Kontaktpunktes zwischen Femurkondyle und Tibia in Abhängigkeit von der jeweiligen Kniewinkelstellung unter Berücksichtigung der Bogenlänge $l$ der Femurkondyle und der Verschiebung $d$ entlang des Tibiaplateaus (vgl. Wank 2000)	S. 95
Abb. 43	Modell zur Berechnung der diversen Muskelkräfte	S. 102
Abb. 44	Mittels Software „Anybody“ berechnete Kraftwerte der einzelnen Muskeln in Abhängigkeit vom Kniewinkel	S. 103
Abb. 45	Darstellung des Starrkörpermodells mit Schwabbelmassen sowie implementiertem Finite-Elemente-Modell eines kindlichen Kniegelenkes zur Bestimmung von Belastungen und Beanspruchungen während diverser Landebewegungen beim Inline-Skating von Kindern	S. 105
Abb. 46	Veranschaulichung der Simulationszeitpunkte der Finite-Elemente-Analyse	S. 106
Abb. 47	Farbskala der Beanspruchungsberechnungen	S. 107
Abb. 48	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt I	S. 108
Abb. 49	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt I	S. 109
Abb. 50	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt II	S. 109

Abb. 51	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt II	S. 110
Abb. 52	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt III	S. 111
Abb. 53	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt III	S. 112
Abb. 54	15%-ige Reduktion der Aktivität der Muskelgruppen im Bereich der Ober- bzw. Unterschenkelrückseite	S. 113
Abb. 55	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt I nach Parametervariation I	S. 114
Abb. 56	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt I nach Parametervariation I	S. 115
Abb. 57	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt II nach Parametervariation I	S. 116
Abb. 58	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt II nach Parametervariation I	S. 117
Abb. 59	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt III nach Parametervariation I	S. 118



Abb. 60	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt III nach Parametervariation I	S. 119
Abb. 61	15%-ige Reduktion der Aktivität der Muskelgruppen im Bereich des Mus. Quadrizeps	S. 120
Abb. 62	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt I nach Parametervariation II	S. 120
Abb. 63	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt I nach Parametervariation II	S. 121
Abb. 64	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt II nach Parametervariation II	S. 122
Abb. 65	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt II nach Parametervariation II	S. 123
Abb. 66	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt III nach Parametervariation II	S. 124

Abb. 67	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt III nach Parametervariation II	S. 125
Abb. 68	15%-ige Reduktion der Aktivität der Muskelgruppen im Bereich der Ober- bzw. Unterschenkelrückseite sowie im Bereich des Mus. Quadrizeps	S. 126
Abb. 69	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt I nach Parametervariation III	S. 127
Abb. 70	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt I nach Parametervariation III	S. 128
Abb. 71	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt II nach Parametervariation III	S. 129
Abb. 72	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt II nach Parametervariation III	S. 130
Abb. 73	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt III nach Parametervariation III	S. 131
Abb. 74	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt III nach Parametervariation III	S. 133

Abb. 75	15%-ige Erhöhung der Aktivität der Muskelgruppen im Bereich der Ober- bzw. Unterschenkelrückseite sowie im Bereich des Mus. Quadrizeps	S. 133
Abb. 76	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt I nach Parametervariation IV	S. 134
Abb. 77	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt I nach Parametervariation IV	S. 135
Abb. 78	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt II nach Parametervariation IV	S. 136
Abb. 79	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt II nach Parametervariation IV	S. 137
Abb. 80	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche des Femurs während Simulationszeitpunkt III nach Parametervariation IV	S. 138
Abb. 81	Beanspruchungen im Bereich der Knorpelfläche der Tibia während Simulationszeitpunkt III nach Parametervariation IV	S. 139
Abb. 82	Vergleichende Darstellung der Beanspruchungsgefüge des Femur zu den Simulationszeitpunkten I, II und III	S. 140

Abb. 83	Vergleichende Darstellung der Beanspruchungsgefüge der Tibia zu den Simulationszeitpunkten I, II und III	S. 141
Abb. 84	Vergleichende Darstellung der Beanspruchungsgefüge des Femurs zu den Simulationszeitpunkten I, II und III nach Durchführung von Parametervariation I (PV I)	S. 142
Abb. 85	Vergleichende Darstellung der Beanspruchungsgefüge des Femurs zu den Simulationszeitpunkten I, II und III nach Durchführung von Parametervariation II (PV II)	S. 143
Abb. 86	Vergleichende Darstellung der Beanspruchungsgefüge des Femurs zu den Simulationszeitpunkten I, II und III nach Durchführung von Parametervariation III (PV III)	S. 144
Abb. 87	Vergleichende Darstellung der Beanspruchungsgefüge des Femurs zu den Simulationszeitpunkten I, II und III nach Durchführung von Parametervariation IV (PV IV)	S. 145
Abb. 88	Vergleichende Darstellung der Beanspruchungsgefüge der Tibia zu den Simulationszeitpunkten I, II und III nach Durchführung von Parametervariation I (PV I)	S. 146
Abb. 89	Vergleichende Darstellung der Beanspruchungsgefüge der Tibia zu den Simulationszeitpunkten I, II und III nach Durchführung von Parametervariation II (PV II)	S. 147

Abb. 90	Vergleichende Darstellung der Beanspruchungsgefüge der Tibia zu den Simulationszeitpunkten I, II und III nach Durchführung von Parametervariation III (PV III)	S. 148
Abb. 91	Vergleichende Darstellung der Beanspruchungsgefüge der Tibia zu den Simulationszeitpunkten I, II und III nach Durchführung von Parametervariation IV (PV IV)	S. 149
Tab. 1	Nicht vermeidbare Fehler bei der Lösung mit Finiten Elementen	S. 42
Tab. 2	FE-Analysen im Bereich der unteren Extremitäten	S. 44
Tab. 3	FE-Analysen im Bereich des Sports	S. 46
Tab. 4	Vergleichende Veranschaulichung der Kalibrationsergebnisse nach Tsai und nach Hoppe et al. anhand zweier Datensätze	S. 67
Tab. 5	Symbole, Beschreibung und Dimension der anthropometrischen Merkmale zum geometrischen Teilmodell des menschlichen Körpers nach Hanavan (1964) mit Messwerten aus Erhebungen an zwei inline-skatenden Kindern	S. 177
Tab. 6	Regressionsgleichungen für Segmentmassen nach Zatsiorsky (1979)	S. 178

## Anhang C: Technische Daten

### I) Angaben zu den verwendeten Cameras (Jai):

- 1/2" Hyper HAD CCD-Sensor (advanced)
- Double Speed Scanning (120/240/360 Bilder pro Sec.)
- Normal Speed Scanning (60/120/180 Bilder pro Sec.)
- Asynchroner Reset
- Shutter Mode 1/100 bis 1/10.000 sec.
- Video-Ausgang: extern HD / VD , composite
- 580 TV-Lines Resolution
- 768(H) x 494(V)
- Empfindlichkeit 0,01 Lux am Sensor
- Empfindlichkeit 0,1 Lux bei F1.4
- Signal Rausch Abstand 55 dB
- C-Mount Objektiv-Anschluß

### II) Verwendete Diadem Version: 4.0

### III) Technische Daten zur Kistler Kraftmessplatte:

Tab. 7. Kistler Instrumente AG Winterthur

Bereich	$F_x, F_y$ kN $-10 \dots 10$ , $F_z$ kN $-10 \dots 20$
Kalibrierter Teilbereich	$F_x, F_y$ kN $0 \dots 1$ , $F_z$ kN $0 \dots 2$
Überlast	$F_x, F_y$ kN $-15/15$ , $F_z$ kN $-15/25$
Linearität	% FSO $< \pm 0,5$ (0,3) 1
Hysterese	% FSO $< 0,5$ (0,3) 1
Übersprechen	$F_x \hat{=} F_y$ % $< \pm 1,5$ , $F_x, y \hat{=} F_z$ % $< \pm 1,5$ , $F_z \hat{=} F_x, y$ % $< \pm 1$ (0,2) 2)
Eigenfrequenz	$f_o(x, y)$ Hz $\hat{=} 1000$ , $f_o(z)$ Hz $\hat{=} 1000$
Betriebstemperaturbereich	$^{\circ}\text{C}$ $0 \dots 60$
Gewicht	kg 16
Flächenpressung	N/mm <sup>2</sup> $< 5$
Schutzart	DIN 40050 IP 65
Entspricht der Norm für	medizinisch elektrische Geräte und Systeme EN 60601-1+A1+A2,, EN 60601-1-1+A1