

Biomechanische Analyse des Einflusses des  
Fußballschuh-Stollendesigns auf die  
Belastungen im vorderen Kreuzband

**Dissertation**

Zur Erlangung des akademischen Grades eines  
Doktors der Naturwissenschaften

von

Thomas Grund

Referent: Prof. Dr. Karin Gruber

Koreferent: Prof. Dr. Veit Senner

Die Dissertation wurde am 05. November 2010 bei der Universität  
Koblenz-Landau vorgelegt und am 13. Juli 2011 durch den  
Fachbereich 3: Mathematik/Naturwissenschaften angenommen.



Meiner Mama



# Danksagung

Eine Dissertation, betrifft und beschäftigt nicht nur den Verfasser selbst, sondern auch viele Menschen im Umfeld. Das gilt umso mehr, wenn sich die Arbeit aus den verschiedensten Gründen in die Länge zieht und mehrfach am seidenen Faden hängt.

Vor allem in solchen Phasen war ich darauf angewiesen, dass mich die Menschen in meinem Umfeld unterstützten, mir zuhörten, mich berieten und mir gut zuredeten. Jeder einzelne, der mir half und für mich da war, war wichtig und hat seinen Beitrag zum Gelingen dieser Arbeit geleistet und dafür möchte ich mich ganz herzlich bedanken. Ausdrücklich „Danke“ sagen möchte ich:

Meiner Mama, ohne deren Unterstützung in allen Belangen ich diese Arbeit weder hätte beginnen, noch beenden können. DANKE für alles! Du bist die Beste.

Meiner Lebensgefährtin Sandra, der ich gar nicht genug danken kann. Ohne ihre Unterstützung und Hartnäckigkeit hätte ich mit großer Sicherheit die Arbeit nicht beendet. Sie erdete mich immer wieder und sorgte mit einem abwechslungsreichen Bespaßungsprogramm dafür, dass ich zwischenzeitlich etwas abschalten und neue Kraft schöpfen konnte. Außerdem war sie eine gnadenlose und pedantische Lektorin die half, meine langen Schachtelsätze auf ein erträgliches Maß zu reduzieren.

Den beiden Generationen von Mit-Aquariumsbewohnern, Christian und Isabella, sowie Franz, Christin und Michaela. Ihr wart alle super Bürokollegen und seid gute Freunde geworden. Danke für Eure Hilfe bei Problemen und allgemein für die tolle Zeit, die anregenden Diskussionen und dafür, dass Ihr meine Tobsuchtsanfälle immer gleichmütig ertragen habt. Michaela unterstützte mich außerdem tatkräftig bei den experimentellen Messungen und hatte immer ein offenes Ohr für meine Probleme, auch dafür vielen lieben Dank.

Max, meinem Trainingskumpan, Diskussionspartner und Leidensgenossen für die harten, frühmorgendlichen Trainingssessions im Kraftraum, die nur von unseren tiefschürfenden Diskussionen und regem Erfahrungsaustausch unterbrochen wurden.

Den übrigen Kollegen der ersten Generation des Fachgebiets Harald, Stefan, Carsten und Frau Chiritescu-Kretsch, die vor allem die ersten beiden Jahre zu einer tollen Zeit machten.

Meinen Diplomanden Ina, Linus und Andi, sowie den Studenten Nils und Lucie, die mit ihren Arbeiten einen wichtigen Beitrag zum Gelingen meiner Arbeit leisteten.

Tron Krosshaug vom OSTRC. Er erklärte mir die Poser-Methode, zeigte mir Oslo und half mir mit seiner Erfahrung immer bereitwillig und geduldig bei allen Fragen rund um Poser und die biomechanische Interpretation der Ergebnisse. Thanks a lot, man! Hope to see you again, soon.

Den Mitarbeiter der ZHS-Werkstatt Rudi und Sladdi sowie unserem Messtechniker Klemens Burkhardt ohne deren tatkräftige Unterstützung der Aufbau des Trak-Tester nicht möglich gewesen wäre.

An dieser Stelle darf natürlich auch ein Dank an Rico, den Therapie-Hund nicht fehlen, der immer dann für lange Spaziergänge (nicht selten am späten Abend) herhalten musste, wenn gar nichts mehr ging. Nachdem er mittlerweile zwei Dissertationen überlebt hat darf er sich nun mit Fug und Recht Dr. Hund nennen.

Last but not least gebührt mein Dank natürlich auch den beiden Professoren, ohne die die Arbeit nicht möglich gewesen wäre:

- Frau Prof. Karin Gruber, die sich unkompliziert und unbürokratisch bereit erklärte, diese Arbeit als Erstgutachterin an der Universität Koblenz-Landau zu betreuen und die mich vor allem in der letzten Phase tatkräftig unterstützte aber auch unbarmherzig antrieb, die Arbeit doch noch zu einem guten Ende zu bringen.
- Prof. Veit Senner - der die Arbeit initiierte und maßgeblich beeinflusste - zum einen dafür, dass er mir als FH-Absolvent sein Vertrauen schenkte und die Möglichkeit gab zu promovieren. Zum anderen bin ich ihm für die Betreuung und seine stets kreativen Lösungsvorschläge bei Problemen zu Dank verpflichtet. Außerdem ermöglichte er es mir durch die gewährten Freiheiten viele wertvolle Erfahrungen zu sammeln.

# Abstract

Non-Contact anterior cruciate ligament (ACL) injuries are a major problem in modern football (soccer). The stud design of the football shoes is suspected to be one important risk factor for ACL injuries. The aim of this thesis was therefore to investigate whether or not the football shoe stud design corresponds to the loads occurring in the ACL.

As direct measurements as well as subject tests (ethical reasons) are not possible, mechanical tests of the shoe-surface interaction are the only way to answer the research question. Hereby the realistic loading of the football shoes during the experimental tests is of major importance in order to get reliable and meaningful measurement results. Therefore the kinematics and ground reaction forces of real ACL injury situations were determined by means of the Poser method and the resulting joint moments were calculated via computer simulation using an inverse dynamics approach. The results of the Poser analysis and the computer simulation were the basic condition for the experimental setup comparing four different stud designs using a novel pneumatic driven test device called TrakTester.

The measurement data showed significant differences of the measured forces and torques between the different stud designs. In order to estimate the influence of the stud design on the loading of the ACL risk potentials were derived from the measurement data for each loading scenario considering also medical and biomechanical knowledge. These risk potentials lead to the conclusion that the stud design influences the loading of the ACL. But they depend substantially on the specific boundary conditions and the loading scenario. This thesis basically contradicts the assumption that the use of football shoes with bladed studs causes a higher risk for the ACL compared to shoes with conventional round studs.

In summary the new method developed during this thesis enables in combination with the TrakTester a considerably more realistic investigation of the shoe-surface interaction than approaches used up to now. Beside their role as boundary conditions for the experimental setup the results of the Poser analysis and the computer simulation provide furthermore a lot of biomechanical perceptions regarding the injury mechanism of non-contact ACL-injuries.



# Zusammenfassung

Verletzungen des vorderen Kreuzbands (vKB) ohne aktive Einwirkung eines Gegenspielers sind ein großes Problem im Fußball. Als möglicher Risikofaktor wird in diesem Zusammenhang oft das Stollendesign der Fußballschuhe genannt. Ziel der Arbeit war daher die Untersuchung der Frage, ob es einen Zusammenhang zwischen dem Stollendesign der Fußballschuhe und den Belastungen im vorderen Kreuzband gibt, oder nicht.

Da Messungen während Fußballspielen nicht möglich sind und Probanden aus ethischen Gründen nicht akuter Verletzungsgefahr ausgesetzt werden dürfen, ist die einzige Möglichkeit zur Untersuchung der Problemstellung die Verwendung mechanischer Tests. Um hiermit aussagekräftige Daten ermitteln zu können ist eine möglichst realistische Belastung der Fußballschuhe während der experimentellen Tests von elementarer Bedeutung. Hierfür wurde in der vorliegenden Arbeit die Kinematik und die Bodenreaktionskraft realer Verletzungssituationen mittels der Poser-Methode bestimmt und über eine anschließende invers-dynamische Computersimulation die resultierenden Gelenkmomente berechnet. Diese Daten definierten die Randbedingungen für den experimentellen Vergleich von vier unterschiedlichen Stollendesigns mit dem neu entwickelten mechanischen Testgerät TrakTester.

Bei den durchgeführten Vergleichsmessungen zeigten sich aussagekräftige Unterschiede bei den gemessenen Kräften und Momenten zwischen den Stollendesigns. Zur Abschätzung des Einflusses des Stollendesigns auf die Belastungen des vKB wurden aus den Messwerten, unter Berücksichtigung biomechanischer und medizinischer Erkenntnisse, Gefährdungspotentiale für jedes Stollendesign bei jedem untersuchten Lastfall bestimmt. Diese Gefährdungspotentiale lassen den Schluss zu, dass das Stollendesign die Kräfte im vKB beeinflusst. Wie groß der Einfluss genau ist, hängt allerdings erheblich von den exakten Randbedingungen ab. Grundsätzlich bestätigt die vorliegende Arbeit die Annahme, dass von lamellenförmigen Stollen pauschal eine größere Gefahr für das vKB ausgeht, nicht.

Zusammenfassend ist festzustellen, dass die entwickelte Vorgehensweise in Verbindung mit dem TrakTester die Untersuchung der Schuh-Boden-Interaktion unter realistischen Belastungen ermöglicht. Neben den Randbedingungen für die Durchführung der mechanischen Tests lieferten die Poser-Analyse und die Computersimulation umfangreiche biomechanische Erkenntnisse für das Verständnis der Verletzungsmechanismen von Kreuzbandverletzungen ohne Gegnereinwirkung im Fußball.



# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung und Problemstellung</b>	<b>1</b>
1.1	Hintergrund . . . . .	1
1.2	Problemstellung . . . . .	2
1.3	Fragestellung . . . . .	3
1.4	Entwicklung der Methode . . . . .	3
<b>2</b>	<b>Stand der Forschung</b>	<b>7</b>
2.1	Das vordere Kreuzband . . . . .	7
2.1.1	Anatomie und Funktion . . . . .	7
2.1.2	Verletzung des vorderen Kreuzbands im Fußball . . . . .	9
2.1.3	Einflussfaktoren auf die Belastung im vorderen Kreuzband . . . . .	9
2.2	Analyse von Verletzungssituationen . . . . .	11
2.2.1	Verletzungsmechanismen . . . . .	12
2.2.2	Risikofaktoren . . . . .	14
2.3	Biomechanische Computersimulation . . . . .	15
2.3.1	Computermodelle . . . . .	15
2.3.2	Methoden der Computersimulation . . . . .	16
2.3.3	Anwendung in der Sportwissenschaft . . . . .	19
2.4	Schuh-Boden-Interaktion von Fußballschuhen . . . . .	20
2.4.1	Traktion von Fußballschuhen . . . . .	20
2.4.2	Aktuelle Stollendesigns von Fußballschuhen . . . . .	21
2.4.3	Untersuchungen zum Stollendesign . . . . .	22
2.4.4	Bekannte mechanische Testeinrichtungen . . . . .	23

---

<b>3</b>	<b>Analyse von Kreuzbandverletzungen mittels Poser-Methode</b>	<b>27</b>
3.1	Vorgehensweise Poser-Analyse . . . . .	27
3.1.1	Videobearbeitung . . . . .	28
3.1.2	Matching-Prozess . . . . .	29
3.1.3	Direkte Ergebnisse der Analyse und Berechnungsmöglichkeiten	31
3.1.4	Validität und Genauigkeit der Poser-Methode . . . . .	31
3.2	Untersuchte Verletzungsfälle im Fußball . . . . .	34
3.2.1	Eingangsdaten . . . . .	34
3.2.2	Vorgehensweise . . . . .	38
3.2.3	Auswertung . . . . .	39
3.3	Ergebnisse der Poser-Analyse . . . . .	39
3.3.1	Verletzungsfall Nr. 1 . . . . .	41
3.3.2	Verletzungsfall Nr. 2 . . . . .	45
3.3.3	Verletzungsfall Nr. 3 . . . . .	49
3.3.4	Verletzungsfall Nr. 4 . . . . .	53
3.4	Zusammenfassung und Fazit der Poser-Analyse . . . . .	57
<b>4</b>	<b>Computersimulation der Verletzungssituationen</b>	<b>61</b>
4.1	Modellbildung und Vorgehensweise . . . . .	62
4.1.1	HANAVAN Ganzkörpermodell des Menschen . . . . .	62
4.1.2	Gelenkmomentregler . . . . .	65
4.1.3	Simulation der Bewegung im Modell . . . . .	66
4.1.4	Einleitung der Bodenreaktionskraft . . . . .	67
4.1.5	Post-Processing . . . . .	68
4.1.6	Direkte Ergebnisse aus der Computersimulation . . . . .	68
4.2	Validierung des Computermodells . . . . .	68
4.2.1	Verifizierung des Modells . . . . .	70
4.2.2	Einfluss der Eingangsdaten auf die Gelenkmomente . . . . .	76
4.2.3	Fazit der Modellbildung und -verifizierung . . . . .	83
4.3	Simulation der Verletzungsfälle . . . . .	84
4.3.1	Verletzungsfall Nr. 1 . . . . .	85
4.3.2	Verletzungsfall Nr. 2 . . . . .	88
4.3.3	Verletzungsfall Nr. 3 . . . . .	91
4.3.4	Verletzungsfall Nr. 4 . . . . .	94
4.4	Zusammenfassung und Fazit der Computersimulation . . . . .	97

---

<b>5</b>	<b>Entwicklung eines neuen Traktions-Testgeräts</b>	<b>99</b>
5.1	Motivation und wissenschaftlicher Hintergrund . . . . .	99
5.1.1	Anforderungen an das neue Testgerät . . . . .	101
5.1.2	Vorgehensweise bei der Konstruktion . . . . .	101
5.1.3	Lösungsansatz . . . . .	103
5.2	Beschreibung des Testgeräts TrakTester . . . . .	104
5.2.1	Aufbau und Bestandteile . . . . .	104
5.2.2	Funktionsprinzip des Testgeräts . . . . .	106
5.2.3	Die mechanische Nachbildung des Fußes und Sprunggelenks . . . . .	109
5.2.4	Einstellung der Lastfälle . . . . .	115
5.2.5	Ablauf einer Messung . . . . .	118
5.2.6	Auswertung der Messdaten . . . . .	118
5.3	Sensitivität und Wiederholgenauigkeit des Testgeräts . . . . .	121
5.3.1	Sensitivität des Testgeräts . . . . .	122
5.3.2	Wiederholgenauigkeit . . . . .	124
5.4	Diskussion und abschließende Bewertung des TrakTesters . . . . .	127
<b>6</b>	<b>Experimentelle Vergleichsmessungen von Fußballschuhen</b>	<b>131</b>
6.1	Vorgehensweise . . . . .	131
6.1.1	Untersuchte Lastfälle . . . . .	131
6.1.2	Auswahl des Schuhmaterials . . . . .	132
6.1.3	Durchführung der Vergleichsmessungen . . . . .	133
6.1.4	Auswertung und Bewertung der Messwerte . . . . .	135
6.1.5	Biomechanische Interpretation der Messwerte . . . . .	135
6.2	Ergebnisse und Diskussion der Vergleichsmessungen . . . . .	137
6.2.1	Lastfall Nr. 1 . . . . .	137
6.2.2	Lastfall Nr. 2 . . . . .	143
6.2.3	Lastfall Nr. 3 . . . . .	148
6.2.4	Lastfall Nr. 4 . . . . .	152
6.3	Fazit der experimentellen Vergleichsmessungen . . . . .	156
<b>7</b>	<b>Zusammenfassung und Ausblick</b>	<b>161</b>
7.1	Zusammenfassung . . . . .	161
7.2	Ausblick . . . . .	165

<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>167</b>
<b>A Anatomische Grundlagen der unteren Extremität</b>	<b>185</b>
A.1 Das Kniegelenk . . . . .	187
A.2 Das Sprunggelenk . . . . .	192
A.3 Der Fuß . . . . .	197
<b>B Details zu den untersuchten Verletzungsfällen</b>	<b>201</b>
B.1 Beschreibung der analysierten Verletzungsfälle . . . . .	202
<b>C Details zur Computersimulation</b>	<b>207</b>
C.1 Differenzen zwischen Soll- und Ist-Winkel . . . . .	207
<b>D Details zum TrakTester</b>	<b>211</b>
D.1 Technische Daten . . . . .	211
D.2 Details Testgerät . . . . .	217
D.3 Stollendesign der getesteten Fußballschuhe . . . . .	219
<b>E Details zu den Ergebnissen der TrakTester-Messungen</b>	<b>221</b>
E.1 Sensitivität des Testgeräts . . . . .	222
E.2 Reproduzierbarkeit . . . . .	224
E.3 Lastfall Nr. 2 . . . . .	227
E.4 Lastfall Nr. 3 . . . . .	228
E.5 Lastfall Nr. 4 . . . . .	229
<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>231</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>233</b>

# Kapitel 1

## Einleitung und Problemstellung

In der heutigen Gesellschaft spielt Sport eine zentrale Rolle. Trotz immer neuer Angebote im Sportsektor ist Fußball nach wie vor eine der beliebtesten Sportarten [50]. Laut einer umfassenden Erhebung des Fußball-Weltverbandes (FIFA) von 2006 gibt es in Deutschland ca. 16,3 Millionen aktive Spielerinnen und Spieler, wovon etwa 6,3 Millionen in Vereinen organisiert sind. Weltweit beläuft sich die Zahl aktiver Fußballer(innen) auf 265 Millionen [75; 143].

### 1.1 Hintergrund

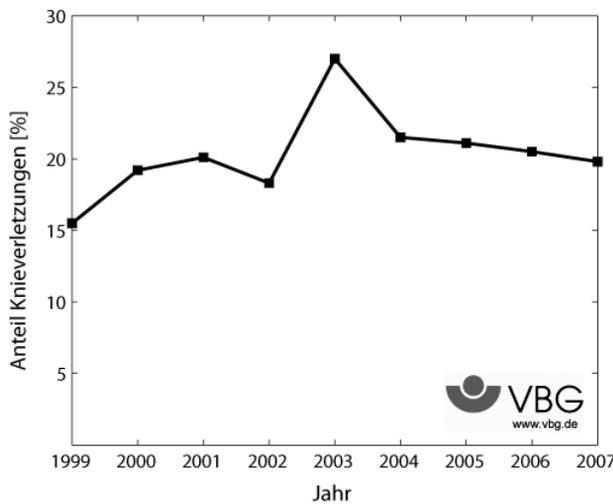
Gerade beim Fußball gibt es jedoch eine erhebliche Verletzungsgefahr [86; 179; 210]. Die Mehrheit der Verletzungen beim Fußball betreffen in erster Linie die unteren Extremitäten [57; 86; 116; 122; 258], wobei das Knie überproportional stark in Mitleidenschaft gezogen wird [10; 86; 179; 258]. Beispielsweise kann der Riss des vorderen Kreuzbands für einen Spieler weitreichende Konsequenzen bis hin zum Abschied vom aktiven Fußball haben [68; 213], weshalb diese Verletzungsart besondere Beachtung findet.

In Deutschland sind alle Profifußballer bei der Verwaltungs-Berufsgenossenschaft (VBG) pflichtkrankenversichert. Die in Abb. 1.1 dargestellte Statistik der VBG zeigt, dass in den Jahren 1999 bis 2003 ein prozentualer Anstieg der Knieverletzungen, relativ zur Gesamtzahl der Verletzungen im Profifußball in Deutschland, zu verzeichnen ist. Seitdem stabilisiert sich der Anteil der Knieverletzungen auf einem deutlich höheren Niveau (ca. 20%) als das Ende der Neunziger Jahre (ca. 15%) der Fall war.

Darüber hinaus steigen die absoluten Zahlen in der ersten Fußball-Bundesliga in

Deutschland von 4 bis 12 Kreuzbandrissen in den Jahren 1992 bis 2001 auf 15 und 16 in den Jahren bis 2006 [19]. Noch dramatischer ist die Zunahme im spanischen Profifußball. Dort erhöhte sich die Zahl der Kreuzbandrisse binnen eines Jahres von 105 in der Saison 2003/ 2004 um ein Viertel auf 131 in der darauf folgenden Saison 2004/ 2005 [46].

Sowohl in den Medien als auch in der wissenschaftlichen Literatur werden Vermutungen über die Gründe der Zunahme von Kreuzbandverletzungen diskutiert. Oft wird die Ansicht vertreten, dass Kreuzbandrisse mit dem geänderten Stollensdesign der aktuellen Fußballschuhmodelle (siehe Abschnitt 2.4.2) in Verbindung stehen [141; 144; 243]. Da



**Abb. 1.1:** Prozentualer Anteil der Knieverletzungen an den Gesamtverletzungen im deutschen Profifußball [255].

eine Kreuzbandverletzung oft vereinfacht durch das „Hängen bleiben im Rasen“ beschrieben wird [19; 219] und der Fußballschuh mit seinen Stollen bzw. Noppen die einzige Verbindung zwischen Spieler und Boden darstellt, erscheint dies auf den ersten Blick zwar plausibel, ist bislang jedoch nicht stichhaltig durch wissenschaftliche Untersuchungen belegbar.

## 1.2 Problemstellung

Beim Fußball benötigen die Spieler einerseits ein Maximum an Bodenhaftung (= Traktion), um schnelle Richtungsänderungen sowie kurze Start- und Stopp-Bewegungen ausführen zu können. Je mehr Traktion dem Spieler zur Verfügung steht, umso größer ist seine Chance, sich einen Vorteil gegenüber dem Gegenspieler verschaffen zu können. Andererseits belasten die schnellen Bewegungen die Muskeln, Sehnen, Bänder und Gelenke der Spieler sehr stark. Die Belastungen können unter Umständen so hoch sein, dass beispielsweise das vordere Kreuzband ohne jede Einwirkung eines Gegenspielers reißt.

Da der Schuh die einzige Verbindung zwischen dem Spieler und dem Boden ist, können auch nur dort die Kräfte generiert werden, die schlussendlich zum Riss des

Kreuzbands führen, unabhängig davon, ob noch andere Faktoren mit hineinspielen. Je niedriger die an dieser Schnittstelle generierten „Haltekräfte“ bzw. „Traktionskräfte“ sind, desto geringer sind die auf den Körper wirkenden äußeren Kräfte und dementsprechend sinkt die Wahrscheinlichkeit eines Kreuzbandsrisses.

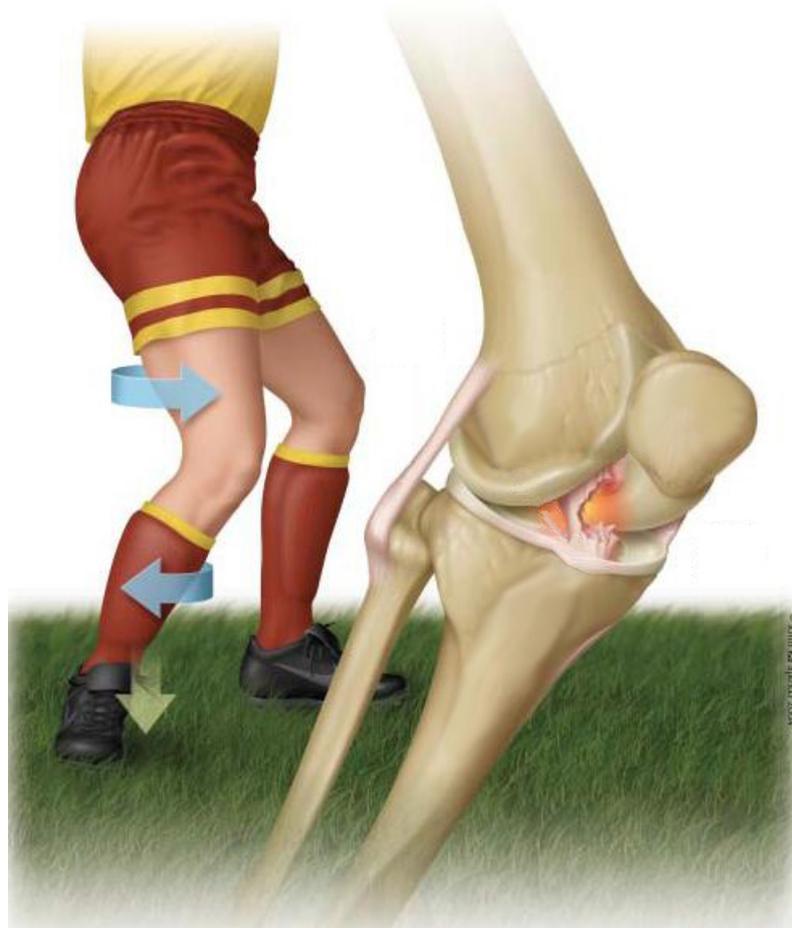
Die Untersuchung der Zusammenhänge der Schuh-Boden-Interaktion gestaltet sich allerdings schwierig. Nach Nigg (1990) können objektive und belastbare Ergebnisse nur mit Tests ermittelt werden, die die Realität hinreichend genau abbilden und die tatsächlichen Komponenten Schuh(-sohle) und Spielfläche im Zusammenspiel untersuchen [181]. Um Erkenntnisse über einen möglichen Einfluss des Stollendesigns auf Kreuzbandrisse gewinnen zu können, müssen die Schuhe demzufolge unter den entsprechenden (hohen) Belastungen getestet werden. Aus ethischen Gründen dürfen Probanden allerdings nicht wissentlich in Situationen gebracht werden, in denen eine akute Verletzungsgefahr besteht. Deshalb sind mechanische Tests die einzige Möglichkeit, diese Problemstellung zu untersuchen.

### 1.3 Fragestellung

Vor dem Hintergrund der dargestellten Problematik soll die vorliegende Arbeit die Frage beantworten, ob es einen Zusammenhang zwischen dem Stollendesign aktueller Fußballschuhe und den auftretenden Kräften im Kniegelenk und somit der Gefahr von Kreuzbandrissen gibt oder nicht.

### 1.4 Entwicklung der Methode

Aus der wissenschaftlichen Literatur geht eindeutig hervor, dass Verletzungen des vorderen Kreuzbands ohne Einwirkung eines Gegenspielers sehr häufig bei bestimmten Bewegungen auftreten (siehe Abschnitt 2.2.1). Bei Ball- und Teamsportarten sind dies schnelle Richtungsänderungen auf einem Bein, sogenannte „cutting“ - oder „plant-and-cut“ - Bewegungen sowie die Landung auf einem Bein nach einem Sprung. Eine hierbei häufig auftretende Kinematik der unteren Extremität ist in Abb. 1.2 schematisch dargestellt. Dabei ist der Fuß in der Regel in vollständigem Kontakt mit dem Boden. Im Fall des Fußballsports bedeutet diese Tatsache, dass die Stollen der Fußballschuhe vollständig mit dem Boden verbunden sind und der Fuß des Spielers folglich im Rasen „verblockt“ ist.



**Abb. 1.2:** Darstellung eines typischen Verletzungsmechanismus für einen Riss des vorderen Kreuzbands [274]. Der Fuß ist fest am Boden fixiert, der Unterschenkel nach innen geneigt und das Knie leicht gebeugt, während sich der Spieler nach innen (links) dreht.

Im Gegensatz zu den bisher verwendeten Testverfahren soll das Traktionsverhalten von Fußballschuhen mit unterschiedlichem Stollendesign<sup>1</sup> mit einem selbstentwickelten mechanischen Testgerät unter Randbedingungen untersucht werden, wie sie in Spielsituationen auftreten, in denen sich nachweislich Verletzungen des vorderen Kreuzbands ereigneten.

Für die Entwicklung eines Testgeräts, welches in der Lage ist, einen Schuh entsprechend zu belasten (siehe Kapitel 5), ist die Kenntnis der auftretenden Kinematik, der Bodenreaktionskraft und des Drehmoments um die Tibia-Längsachse erforderlich.

<sup>1</sup>Im weiteren Verlauf der Arbeit wird der Begriff „Stollen“ verwendet und nicht zwischen Stollen und Nocken unterschieden. Zur Erklärung: Stollen sind 12 mm bis maximal 19 mm lang, in der Regel aus Keramik oder Alu (selten aus Hartgummi oder Leder) gefertigt, auswechselbar und werden bei Schuhen für weiche Böden verwendet. Nocken sind in die Schuhsohle integriert, aus Kunststoff, weicher und kürzer als Stollen und kommen bei Schuhen für trockenen Rasen sowie Hartplatz und Kunstrasen zum Einsatz.

Die Ermittlung all dieser mechanischen Größen ist bei Verletzungssituationen sehr schwierig, da eine standardmäßige Bewegungsanalyse für die Kinematik und die Messung der auftretenden Bodenreaktionskraft nicht möglich ist. Die einzige Alternative stellt eine nachträgliche Bestimmung der Kinematik aus TV-Bildern dar. Dies kann mit Hilfe einer modellbasierten Rekonstruktionsmethode (Poser-Methode, siehe Kapitel 3) erfolgen, mit der verlässliche kinematische Werte aus Fernsehaufnahmen bestimmbar sind [133; 137; 140]. Dabei wird durch die nachträgliche Kalibrierung der TV-Bilder die Bewegung dreidimensional analysiert und daraus Gelenkwinkel und Bodenreaktionskräfte ermittelt.

Von diesen Daten auf innere Belastungsgrößen, wie übertragene Kräfte und Momente zu schließen, ist nur auf dem Weg der Computersimulation realisierbar (siehe Kapitel 4). Die Verwendung eines Computermodells als Berechnungsmethode stellt die einzige Möglichkeit dar, nicht-invasiv innere Belastungsgrößen zu bestimmen. In der vorliegenden Arbeit wird ein einfaches, dreidimensionales Ganzkörpermodell des Menschen (HANAVAN-Modell [98]) verwendet, um resultierende Gelenkmomente im Knie- und Sprunggelenk während der Verletzungssituationen zu berechnen.

Auf Basis der aus der Poser-Analyse und der Computersimulation bestimmten kinematischen Daten und Belastungsgrößen erfolgt die Entwicklung einer neuen mechanischen Testeinrichtung, die einen Fußballschuh in der entsprechenden Position mit den ermittelten Kräften und Momenten belasten kann.

Die Poser-Analyse und die Computersimulation sind die Voraussetzung dafür, das Traktionsverhalten der Fußballschuhe unter solchen Belastungen zu testen, wie sie während realer Spielsituationen, die zum Riss des vorderen Kreuzbands führten, auftreten.

In Abb. 1.3 ist die zur Beantwortung der Fragestellung entwickelte Vorgehensweise grafisch dargestellt.

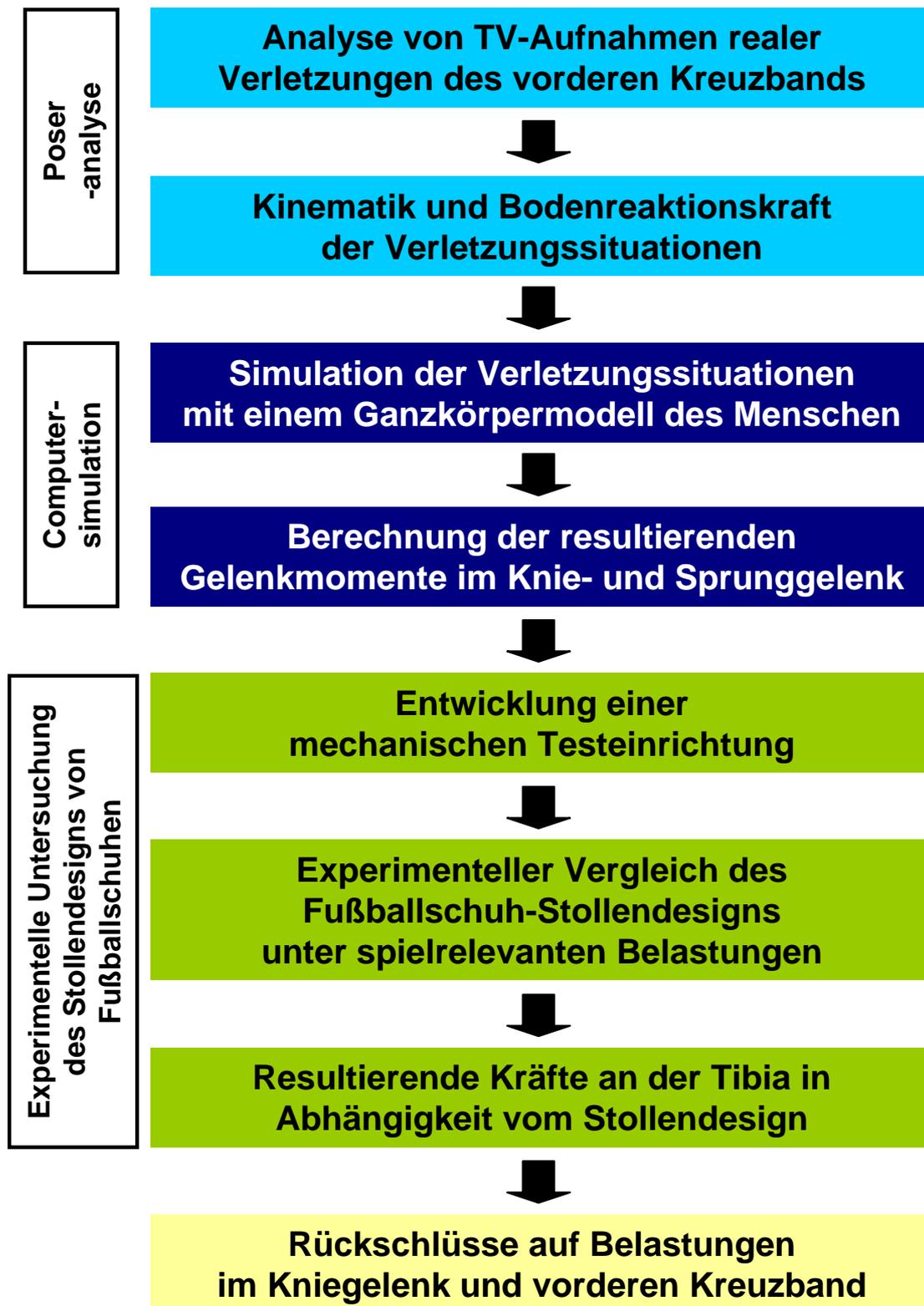


Abb. 1.3: Entwickelte Vorgehensweise zu Beantwortung der Fragestellung, ob das Stollendesign der Fußballschuhe einen Einfluss auf Verletzungen des vorderen Kreuzbands hat.

# Kapitel 2

## Stand der Forschung

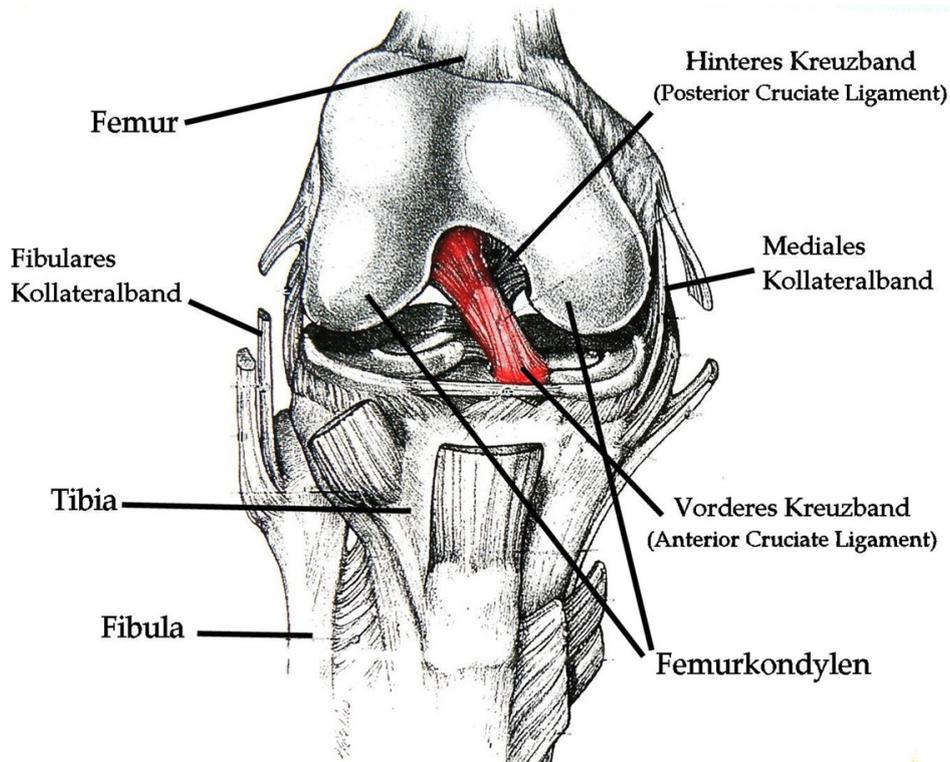
In diesem Kapitel wird der Stand der Forschung zu den Themengebieten dargestellt, die für die vorliegende Arbeit relevant sind (siehe Kapitel 1 und Abb. 1.3). Es werden hierzu die Bereiche Kreuzbandverletzungen im Fußball, Analyse von Verletzungsmechanismen, biomechanische Computersimulation sowie das Traktionsverhalten von Fußballschuhen und dessen experimentelle Ermittlung behandelt.

### 2.1 Das vordere Kreuzband

#### 2.1.1 Anatomie und Funktion

Das vordere Kreuzband ist der zentrale Pfeiler des Kniegelenks [198; 214; 236] (siehe Abb. 2.1) und hat eine wichtige Funktion für dessen Funktionalität und Stabilität [207; 263]. Es besteht aus mehreren unterschiedlich dicken Faserbündeln, die ineinander verdreht sind [24; 129; 154; 271] und die in Abhängigkeit der wirkenden äußeren Kräfte unterschiedlich stark belastet werden (vgl. Abschnitt A.1 im Anhang). Durch seine Verlaufsrichtung überschneidet sich das vordere mit dem hinteren Kreuzband [129].

Das vordere Kreuzband hat in erster Linie die Aufgabe, eine Vorwärtstranslation der Tibia relativ zum Femurknochen zu verhindern. Nach Butler et al. (1980) nimmt es etwa 90% der nach anterior gerichteten Schubkräfte auf [36]. Sekundäre Funktionen sind die Stabilisierung des Knies bei Tibiarotation, die Hemmung der (Hyper-)Extensions- sowie der Adduktions-/ Abduktionsbewegung [129; 147; 263]. Es verhindert nicht die Kompression im Kniegelenk, dafür aber sehr stark die Dis-



**Abb. 2.1:** Anatomische Darstellung der wichtigsten Strukturen des rechten Kniegelenks nach Wilson (1994) [263]. Das vordere Kreuzband (rot eingefärbt) verläuft im Zentrum des Kniegelenks, von der hinteren Oberschenkelrolle zum Unterschenkelplateau und ist zusammen mit dem hinteren Kreuzband für die Stabilität des Kniegelenks verantwortlich.

traktion (Entfernung) von Tibia und Femur [215]. Drehbewegungen werden von Bändern weniger verhindert als Zugbewegungen, da hierbei der Knochen um das Band rotieren kann. Aufgrund des schrägen Verlaufs der Kreuzbänder sind jedoch bei jeder Bewegung, auch bei der Tibiarotation, Zugbewegungen im Band vorhanden, die dieses belasten. Bei der Innenrotation wickeln sich die beiden Bänder umeinander und hemmen so die Drehbewegung [129]. Die Außenrotation wird von den Kreuzbändern dagegen weitgehend freigegeben (Bänder wickeln sich dabei voneinander ab) und eine maximale Außenrotation wird nur vom vorderen Kreuzband verhindert. Ansonsten begrenzen die Kollateralbänder diese Drehung [263].

Weitere Details zum anatomischen Aufbau des Kniegelenks und zur Funktion des vorderen Kreuzbands sind im Anhang in Abschnitt A.1 zusammengestellt.

### 2.1.2 Verletzung des vorderen Kreuzbands im Fußball

Den positiven gesundheitlichen Effekten des Fußballs steht eine hohe Verletzungsgefahr gegenüber. Die Verletzungshäufigkeit beläuft sich bei Erwachsenen auf 6,2 bis 12,47 Verletzungen pro 1000 Stunden Exposition (Fußball spielen) [101; 173; 201], wobei 61 bis 93% der Verletzungen dabei die unteren Extremitäten betreffen [110; 116; 258].

Der Anteil von Knieverletzungen an schweren Verletzungen, d.h. an Verletzungen die mit mehr als 21 Tagen Sportpause verbunden sind, ist mit 20% bis 58% überproportional hoch [10; 43; 69; 111; 178; 213]. Nach Chomiak et al. (2000) sind 24% der schweren Knieverletzungen teilweise bzw. vollständige Rupturen des vorderen Kreuzbands [43].

Ein Riss des vorderen Kreuzbands bedeutet einen massiven Stabilitätsverlust und dadurch eine lange Pause vom Sport [7; 28; 34; 43; 67; 68; 87; 146]. Zudem sind Folgeschäden und -verletzungen vorprogrammiert, beispielsweise ein erhöhtes Arthroseisiko [82; 146; 153; 175; 199; 208; 212; 214], eine Gelenkinstabilität und Funktionseinschränkung [82; 199; 214] sowie eine größere Wahrscheinlichkeit von Folgeverletzungen wie Meniskus- und Knorpelläsionen [82; 214]. Zusätzlich besteht ein deutlich erhöhtes Risiko sich erneut am vorderen Kreuzband zu verletzen [69; 76; 191; 259].

### 2.1.3 Einflussfaktoren auf die Belastung im vorderen Kreuzband

Die Abschätzung auftretender Belastungen im Körper ist ohne realistische Zahlenwerte nicht möglich. Deshalb wird versucht, die Faktoren, die zu einer Belastung des vorderen Kreuzbands während sportlicher Bewegungen führen, über Labor- und Kadaverstudien sowie mittels klinischer Untersuchungen zu ermitteln. Das Ziel von Kadaverstudien ist es, mechanische Kennwerte menschlicher Gewebearten und Belastungen in einzelnen Strukturen zu ermitteln. Für die vorliegende Arbeit wird das Hauptaugenmerk auf Untersuchungen gelegt, die die Belastung des vorderen Kreuzbands ermitteln [54; 154; 209; 270–272].

Es ist erwiesen, dass das vordere Kreuzband bei einer Überstreckung (Hyperextension), einer leichten Beugung des Kniegelenks (bis ca. 20-30°) sowie bei sehr tiefer Beugung (> 100°) am Stärksten gespannt ist [3; 24; 154; 156]. Das Wirken einer Kraft des M. quadriceps femoris [8; 23; 48; 54; 156; 209] bzw. eines Exten-

sionsmoments im Kniegelenk [77] erhöht bei geringer Flexion des Kniegelenks die Spannung im vorderen Kreuzband, da die Kraft des M. quadriceps femoris über die Patella so auf den Tibiakopf wirkt, dass eine Translation der Tibia nach vorne (anterior) stattfindet [48], die wiederum zur Spannung des vorderen Kreuzbands führt. Das Vorhandensein einer Kraft der hinteren Oberschenkelmuskulatur ist dagegen in der Lage, die Belastung im vorderen Kreuzband zu reduzieren [148; 155].

Das Einleiten eines Varusmoments [156] oder eines Valgusmoments [108; 156] führt ebenso zu einem Anstieg der Kraft im vorderen Kreuzband wie ein Innenrotationsmoment [156; 169] oder ein Außenrotationsmoment [156]. Dabei bewirkt ein Innenrotationsmoment im Vergleich zu einem Außenrotationsmoment die höheren Kräfte [156; 230]. Daneben führt auch eine nach anterior wirkende Kraft am Tibiakopf [36; 271] zu einer höheren Spannung im vorderen Kreuzband. Meyer et al. (2008) ermitteln in ihrer Untersuchung, dass eine starke Kompression von Tibia bezüglich Femur ebenfalls zum Versagen des vorderen Kreuzbands führen kann [169].

Treten mehrere dieser Belastungen in Kombination auf erhöht das die Spannung des vorderen Kreuzbands nochmals erheblich [230]. Aus diesem Grund konzentrieren sich viele Studien auf die Untersuchung kombinierter Lastfälle [230]. Besonders kritisch werden die Kombination aus Innenrotationsmoment und einer (hohen) Kraft des M. quadriceps femoris [8; 77; 157] sowie aus einem starken Valgus- und Innenrotationsmoment bewertet [54; 128], letzteres vor allem dann, wenn das Knie fast gestreckt ist. Dieselben Kombinationen nur mit einem Außen- statt einem Innenrotationsmoment erhöhen die Spannung im Kreuzband ebenfalls, allerdings nicht so stark [128; 230]. Aber auch andere kombinierte Belastungen, beispielsweise eine nach vorne gerichtete Schubkraft am Tibiakopf („anterior shear force“) mit mit einem Varus- oder einem Valgusmoment erhöhen die Spannung im vorderen Kreuzband [20; 155] ebenso wie die Kombination eines Valgusmoments mit einer hohen Kraft des M. quadriceps femoris [8; 77]. Die Kombination eines Valgusmoments und einer Außenrotationsbewegung bzw. einem -moment kann zu einem sogenannten „Impingement“, dem Aufprall des vorderen Kreuzbands an der femoralen Kondylle (intercondylar notch), führen und ist daher auch nicht als Verletzungsmechanismus auszuschließen, obwohl sie tendenziell geringere Kräfte im vorderen Kreuzband hervorruft als Innenrotationen [80; 230].

## 2.2 Analyse von Verletzungssituationen

Um geeignete Präventionsmaßnahmen entwickeln und damit Verletzungen wirksam vorbeugen zu können, ist die Kenntnis des genauen Verletzungsmechanismus notwendig. Dazu gibt es vier verschiedene Ansätze, mit denen reale Verletzungssituationen untersucht werden [2; 136; 230], nämlich Video-Studien von TV-Bildern, die Verletzungssituationen zeigen [4; 5; 29; 31; 59; 139; 187; 242; 280], die Befragung des verletzten Spielers zum Unfallhergang [28; 29; 60; 71; 163; 176; 177; 187], die Befragung der betreuenden Physiotherapeuten und behandelnden Ärzte [57; 124; 125; 127] sowie die Auswertung medizinischer Daten(-banken) von Patienten mit Rupturen des vorderen Kreuzbands [1; 7; 28; 211].

All diese Methoden liefern retrospektiv Informationen für eine Beschreibung des Verletzungsmechanismus. Videoanalysen und Interviews geben Aufschluss über die konkrete Spielsituation, Bodenverhältnisse, Verhalten des Spielers und des Gegners, sowie den Verletzungshergang allgemein. Weiterhin sind ungefähre Angaben über die Gelenkinematik (Knie durchgestreckt, leicht gebeugt etc.), die Biomechanik des ganzen Körpers vor und während der Verletzung [29; 59; 163; 187; 242] und äußere Risikofaktoren möglich. Rückschlüsse auf den genauen Zeitpunkt der Verletzung oder quantitative Angaben zur Gelenkinematik sind aus der bloßen Betrachtung des Unfallhergangs kaum möglich [230].

Ausnahmen hinsichtlich der quantitativen Ergebnisse sind äußerst seltene Unfallsituationen bei denen sich Probanden während einer Messung verletzen [14; 78; 282]. Solche Unfälle sind aus wissenschaftlicher Sicht von großem Wert, da es Messdaten (z.B. EMG, Bodenreaktionskraft) und Kameraaufnahmen gibt, die sehr genaue Aussagen über einen Verletzungshergang ermöglichen.

Eine Sonderform der Videoanalyse stellt die sogenannte Poser-Methode dar, die von Krosshaug & Bahr (2005) erstmals beschrieben wird [137]. Diese modellbasierte Rekonstruktionsmethode (Poser-Methode, siehe Kapitel 3) eröffnet die Möglichkeit, nachträglich verlässliche kinematische Werte aus Fernsehaufnahmen zu ermitteln, sofern eine Szene aus mehreren unterschiedlichen Kameraperspektiven sichtbar ist [133; 137; 140]. Dabei kann durch die nachträgliche Kalibrierung der TV-Bilder die Bewegung dreidimensional analysiert und daraus Gelenkwinkel und Bodenreaktionskräfte ermittelt werden.

### 2.2.1 Verletzungsmechanismen

Je nachdem ob eine Verletzung aus biomechanischer, medizinischer oder epidemiologischer Sicht untersucht wird, ändert sich das Verständnis vom Verletzungsmechanismus. Unabhängig davon welches Modell zur Beschreibung des Zusammenwirkens der einzelnen kausalen Faktoren verwendet wird, ist eine möglichst präzise Beschreibung des auslösenden Ereignisses entscheidend [12; 95].

Im Allgemeinen werden Verletzungsmechanismen in Sportarten zunächst danach unterteilt ob ein Kontakt zu einem Gegen- oder Mitspieler vorliegt („contact“) oder nicht („non-contact“) [29; 47].

#### Contact Verletzungsmechanismen

Für die „contact“-Verletzungsmechanismen beschreiben Boden et al. (2000a) vier typische Spielsituationen. Es erfolgt dabei entweder ein Schlag auf die äußere Seite des Beines der ein Einknicken in eine Valgusstellung zur Folge hat oder ein Schlag auf die innere Seite, der zu einem Wegknicken in eine Varusstellung führt. Weiterhin wird ein Schlag von vorne auf das Schienbein genannt, der ein Hyperextensionstrauma verursacht oder eine Körperberührung zweier Spieler während eines Richtungswechsels [29].

Bjordal et al. (1997) gehen von „Tackling von der Seite“ als Hauptursache für Kreuzbandverletzungen mit Gegnerkontakt im Fußball aus [28]. Faunø et al. (2006) zählen auch den Körperkontakt unmittelbar vor der Verletzung zu den Kontaktverletzungen und geben die Landung nach einem Kopfballduell mit direktem Körperkontakt in der Luft als Verletzungsmechanismus für Kreuzbandrisse an [71]. Zauner (1995) ermittelt in seiner Analyse von Videoaufnahmen ein Hyperextensionstrauma mit bzw. durch Kontakt mit einem Gegenspieler als hauptsächlichen Kontaktverletzungsmechanismus [280].

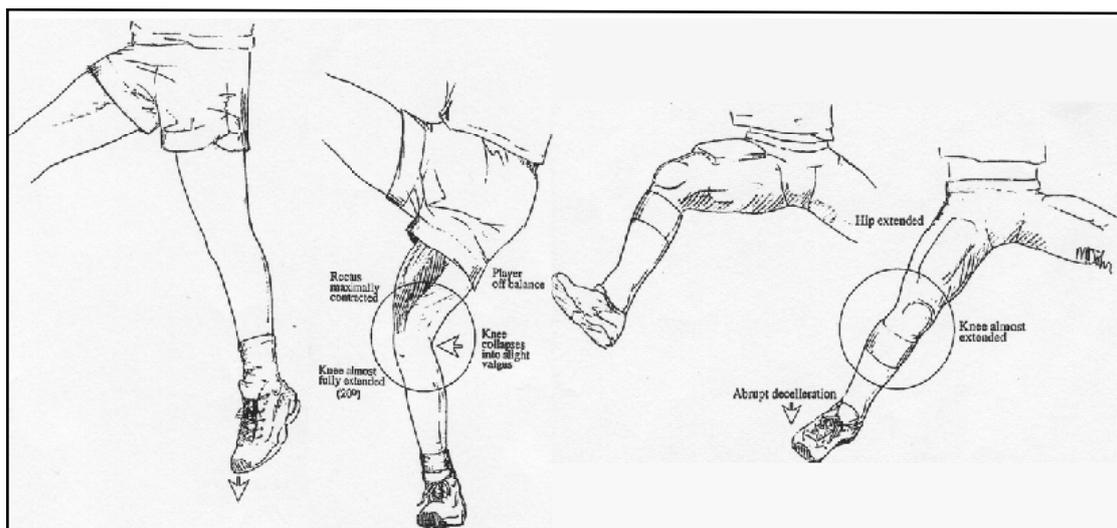
#### Non-contact Verletzungsmechanismen

Entgegen früherer Annahmen belegen aktuelle Untersuchungen, dass 60% bis 82% aller Verletzungen des vorderen Kreuzbands ohne direkten Kontakt zu einem Gegenspieler passieren [29; 47; 71; 195].

In der Literatur werden übereinstimmend zwei Spielsituationen angegeben, in denen sich non-contact Verletzungen des vorderen Kreuzbands vorwiegend ereignen

[2; 29; 59; 70; 71; 89; 139; 177; 187; 195; 226]. Zum einen eine schnelle Drehbewegung bzw. Richtungswechsel während starkem Abbremsen (plant-and-cut/ side-step cutting) auf einem Bein, zum anderen eine Einbeinlandung nach einem Sprung, meist in Verbindung mit einer Drehbewegung (siehe Abb. 2.2). Seltener treten sie auch bei schnellen Abbremsvorgängen ohne Richtungsänderung [187] und bei reinen Drehbewegungen mit vollständig aufgesetztem Fuß auf [2; 280].

Das Kniegelenk ist zum Zeitpunkt der Verletzung fast immer leicht gebeugt (Flexion  $< 20\text{-}30^\circ$ ) [2; 29; 163; 187; 195; 280]. Zusätzlich liegt meist eine (dynamische) Valgus-Stellung in Verbindung mit einer Innen- oder Außenrotation der Tibia vor [139; 163; 187; 280], wobei mehrheitlich eine Valgusstellung mit Innenrotation für eine Verletzung des vorderen Kreuzbands verantwortlich gemacht wird [2; 59; 135]. Ebstun & Bojsen-Møller (2000) geben aber auch eine Varus-Stellung in Verbindung mit einer Außenrotation des Femur als Verletzungsmechanismus an. Die Hyperextension des Kniegelenks in Verbindung mit einer Rotation wird nur vereinzelt ohne Gegnereinwirkung beschrieben [163]. Teitz (2001) weist nach seiner Videoauswertung zudem darauf hin, dass der Körperschwerpunkt bei den Abbremsaktionen hinter und seitlich versetzt von der Auflagefläche des Fußes liegt [242]. Das vollständige und flache Aufsetzen des Fußes auf dem Boden ist außerdem eine Voraussetzung für das Zustandekommen einer Kreuzbandverletzung ohne Gegnerkontakt [2; 71; 72; 280].



**Abb. 2.2:** Non-contact Verletzungsmechanismen nach Boden et al. (2000) [30].

A) Einbeinlandung nach Sprung; B) „plant-and-cut“-Bewegung.

Oftmals liegt zwar zum (angenommenen) Verletzungszeitpunkt kein direkter Körperkontakt vor, jedoch wird der Spieler unmittelbar vor der Verletzung häufig gezogen oder gestoßen, was zu einer Störung des normalen Bewegungsmusters bzw. der Körperkoordination führt [29; 71; 139]. Ebstrup & Bojsen-Møller (2000) beobachten das Auftreten von Verletzungen in unkontrollierten Situationen und bei hohen Geschwindigkeiten wenn Spieler versuchen Kollisionen zu vermeiden [59].

## 2.2.2 Risikofaktoren

Üblicherweise erfolgt die Unterscheidung von intrinsischen und extrinsischen Risikofaktoren [7; 56; 117; 174; 191; 208]. Zusammen beeinflussen diese die Verletzungsanfälligkeit eines Spielers.

### Intrinsische Risikofaktoren

Als intrinsische Risikofaktoren gelten alle individuellen biologischen oder psychologischen Eigenschaften einer Person [56], also alle Faktoren innerhalb des Körpers [89; 174]. Alter [10; 43; 123; 151; 213; 238], Geschlecht [7; 28; 83; 202; 213; 227; 234; 276], Anthropometrie [56; 70; 191] und Anatomie der unteren Extremität [89] werden in der Literatur ebenso genannt und untersucht, wie schlechter körperlicher Fitnesszustand [9; 43], eingeschränkte Beweglichkeit [117], geringe Körperstabilität [221], muskuläre Dysbalancen [29; 63; 221] und Gelenkinstabilität [9; 43; 64; 238]. Eine vorangegangene Verletzung stellt ebenso einen weiteren erheblichen intrinsischen Risikofaktor dar [10; 43; 69; 76; 178; 191; 259], wie eine unzureichende Rehabilitation nach einer Verletzung [43; 55; 117; 178]. Weiterhin spielen psychologische Faktoren wie psychische Verfassung und Spielertyp [56], Einstellung des Spielers [117; 126], sowie das individuelle Können [43; 56; 196] eine Rolle als intrinsische Risikofaktoren.

### Extrinsische Risikofaktoren

Nach Renström (2000) sind extrinsische Risikofaktoren „*Charakteristika der Umwelt in welcher sich der Sportler bewegt*“ [208], d.h. alle Faktoren, die außerhalb des Körpers auftreten [89; 174]. Als „klassische“ extrinsische Risikofaktoren sind die Umgebungsbedingungen, also Witterung [63; 189–191; 246], Bodenart, -beschaffenheit und -qualität [9; 28; 43; 66; 186; 188; 233] zu nennen.

Zu den extrinsischen Risikofaktoren zählen aber auch alle sportartspezifischen Faktoren, z.B. die Position des Spielers [5; 213], die konkrete Spielsituation [5; 28], die Regularien und deren Einhaltung bzw. Verletzung (z.B. Foulspiel) [28; 43; 68; 196] sowie ungenügende Aufwärmprogramme [56], die Spielklasse [28; 118; 123; 178; 196; 213] oder ähnliches.

Darüber hinaus gilt dem Schuhtyp und hier speziell dem Sohlen- und Stollendesign besondere Aufmerksamkeit [37; 144; 244; 248; 256], da übermäßige Traktion oder ein auf dem Boden fixierter Fuß weitere, wesentliche Risikofaktoren für non-contact Kreuzbandverletzungen darstellen [29; 63; 117; 144; 220; 233; 280].

## 2.3 Biomechanische Computersimulation

Das Ziel der biomechanischen Computersimulation ist es, eine möglichst gute und realistische Bewegungsausführung des Modells zu erreichen um daraus aussagekräftige innere Belastungsgrößen, wie übertragene Kräfte und Momente während der Bewegungen zu ermitteln.

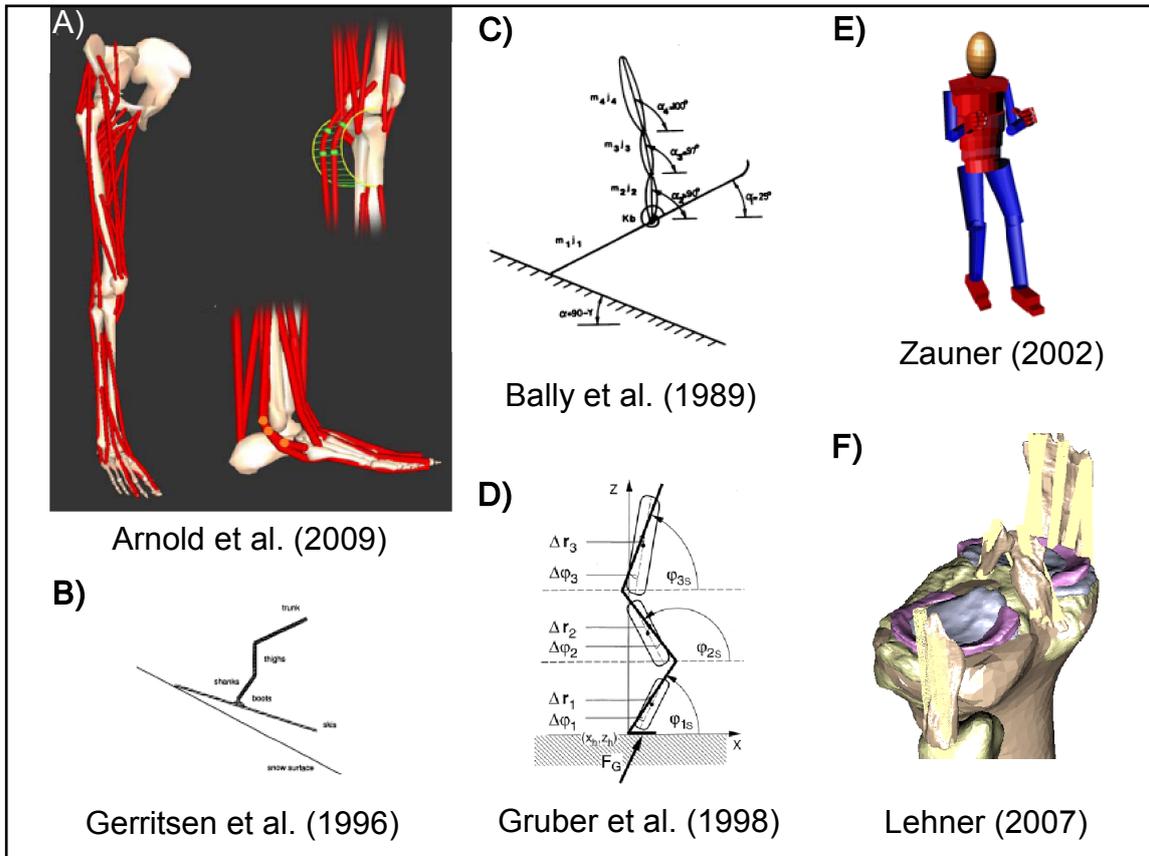
### 2.3.1 Computermodelle

Computermodelle sind eine Berechnungsmethode mit denen es es möglich ist, nicht-invasiv innere Belastungsgrößen während sportlicher Bewegungen zu bestimmen. In der Biomechanik ist dazu die mathematische Beschreibung des Menschen im Gesamten bzw. der interessierenden Regionen (z.B. Schulter, untere Extremitäten, etc.) notwendig.

Im Sinne der Mechanik kann der Mensch als Mehrkörpersystem<sup>2</sup> betrachtet werden [260]. Welche Strukturen ein Modell konkret enthalten muss, hängt von der Fragestellung und vom geplanten Einsatz ab [194], weshalb in der Biomechanik die Verwendung unterschiedlich komplexer Modelle üblich ist. In Abb. 2.3 sind exemplarisch verschiedene biomechanische Computermodelle dargestellt, die den unterschiedlichen Aufbau und Umfang je nach Fragestellung illustrieren.

---

<sup>2</sup>Ein Mehrkörpersystem ist ein mechanisches System welches aus mehreren starren oder elastischen Körpern besteht die gelenkig miteinander und mit der Umwelt verbunden sind. Diese kinematische Kette steht unter dem Einfluss von Kräften die durch Kraftelemente repräsentiert werden. Die mathematischen Gleichungen erlauben die Bewegung aller Körper und die auf sie einwirkenden Kräfte und Momente zu berechnen [260].



**Abb. 2.3:** Exemplarische Auswahl biomechanischer Computermodelle unterschiedlicher Komplexität. A) Muskel-Skelett-Modell von Arnold et al. (2009) [11], B) Zwei-dimensionales Skelettmodell eines Skifahrers mit Ski [81], C) Aus vier Körpern bestehendes Modell für Impact-Berechnungen zur Ermittlung des Impulses auf das vordere Kreuzband [13], D) 2D-Schwabbelmassenmodell nach Gruber et al. (1998) [92], E) RAMSIS-Modell in Simpack nach Zauner (2002) [279], F) Mehrkörpersimulationsmodell des menschlichen Knies von Lehner (2007) [147].

Die Bandbreite reicht vom 2D 3-Segmentmodell [49; 92] über Modelle der unteren Extremitäten (z.B. [11; 85; 115; 160; 162]) und verschiedene Ganzkörpermodelle (z.B. [81; 93; 98; 100; 261; 275; 279]) bis hin zu detaillierten Modellen von einzelnen Körperregionen wie Knie [147; 228; 229; 231], verschiedenen Wirbelsäulenbereichen [121; 147] und Schulter-Arm-Bereich [105; 147; 158].

Einige Anwendungsbeispiele in der Sportwissenschaft sind in Abschnitt 2.3.3 aufgeführt.

### 2.3.2 Methoden der Computersimulation

Die Computersimulation basiert auf der Lösung von Bewegungsgleichungen. Nach Ruder et al. (1994) [216] lässt sie sich grundlegend in der Form

$$\underline{M}(x) \cdot \ddot{x} + \mathbf{C}(\mathbf{x}, \dot{\mathbf{x}}) = \mathbf{F}(\mathbf{x}, \dot{\mathbf{x}}) \quad (2.1)$$

darstellen, wobei  $\mathbf{x}$  der Vektor der generalisierten Koordinaten,  $\underline{M}$  die Massenmatrix,  $\mathbf{C}$  der Vektor der Coriolis- und Zentrifugalkräfte und  $\mathbf{F}$  der Vektor der auf jedes Segment wirkenden Kräfte und Momente ist. Dabei ist es unerheblich ob es sich um ein zwei- oder dreidimensionales Modell handelt oder wie viele Segmente es umfasst [194; 216]. Grundsätzlich kommen für die Lösung der Bewegungsgleichungen die Methoden der Statik und Dynamik in Frage [260]. Bei Simulation menschlicher Bewegung wird, abhängig von den vorhandenen Eingangsdaten und der Fragestellung, entweder ein vorwärts dynamischer (Vorwärtssimulation) oder ein invers dynamischer Ansatz angewendet [216; 261].

#### Vorwärtssimulation

Bei der Vorwärtssimulation (vorwärts dynamischer Ansatz), wird auf Basis der einprägen (inneren) und äußeren Kräfte berechnet, wie sich das Modell bei gegebener Startlage bewegt [224; 260]. Die Umsetzung der realen Bewegung erfolgt dabei meist über Muskelkraftgesetze, die die Wirkung der Muskeln durch komplexe mathematische Modelle annähern. Ein grundlegendes und weit verbreitetes Muskelmodell stammt von Hill (1938) [112].

Nach Berücksichtigung sämtlicher kinematischer Zwangsbedingungen und Beschleunigungsgleichungen ergibt sich ein gemischtes System aus differential-algebraischen Gleichungen [84; 260], die mit kommerziellen Software-Paketen wie beispielsweise ADAMS, DADS, SIMPACK oder Working Model gelöst werden [147; 224; 260].

Bei der Anwendung der Vorwärtssimulation ist die realistische Kontaktmodellierung entscheidend für korrekte und aussagekräftige Ergebnisse [113], was mit großem Aufwand verbunden ist. Dies gilt sowohl für den Kontakt des Menschmodells zur Umgebung, z.B. zwischen Fuß und Boden [194], als auch für den Kontakt der einzelnen Segmente (Gelenkflächen) innerhalb des Modells [147].

Komplexe und valide vorwärtsdynamische Modelle ermöglichen die unblutige Be-

stimmung von inneren Kräften und Momenten die nicht direkt messbar sind. Außerdem können Parameter in großem Umfang variiert und ihr Einfluss auf das restliche Modell überprüft werden [224]. Ihr Einsatz ist auch und gerade dort sinnvoll, wo Extremsituationen untersucht werden sollen und Probandentests aus ethischen Gründen nicht vertretbar sind.

### **Inverse Dynamik**

Die zweite Möglichkeit zur Simulation menschlicher Bewegung ist die Anwendung der inversen Dynamik. Als Eingangsdaten sind, neben den für die mathematische Beschreibung des Modells notwendigen Größen (Massen, Schwerpunkte der einzelnen Segmente, Trägheitseigenschaften), die vollständigen kinematischen Angaben aller Segmente und die wirkenden externen Kräfte und Momente notwendig [260]. In der Regel erfolgt dazu eine periphere Bewegungsanalyse mit deren Hilfe die Bewegungstrajektorien der Segmente, die zugehörigen Gelenkwinkel und die auftretenden Kräfte bestimmt werden. Durch zweimaliges Ableiten ergeben sich entsprechend die zeitlichen Verläufe der Gelenkwinkelgeschwindigkeit und -beschleunigung, die ebenfalls als Eingangsdaten für die zu lösenden algebraischen Gleichungen benötigt werden.

Mittels eines invers dynamischen Ansatzes können Bewegungen simuliert und daraus die zur Ausführung der Bewegung notwendigen resultierenden Gelenkmomente berechnet werden, ohne den Umweg über aufwändige Optimierungsverfahren gehen zu müssen [224]. Da aber an jedem Gelenk mehrere Muskeln angreifen und deren Kraftaufteilung mathematisch nicht eindeutig lösbar ist hat diese zur Bestimmung der tatsächlichen Gelenkkräfte im post-processing separat zu erfolgen, wozu zusätzliche Nebenbedingungen notwendig sind [260].

Eine Schwäche des invers dynamischen Ansatzes stellt die Verwendung der zweiten Ableitungen der Bewegungskordinaten dar, da die numerische Ableitung zu einem künstlich schwingenden Verhalten führt [216]. Sind die Bewegungstrajektorien auch nur leicht verrauscht, potenziert sich der Fehler beim zweimaligen Ableiten und führt zwangsläufig zu fehlerhaften oder sogar unbrauchbaren Ergebnissen [224].

Ein Sonderfall der inversen Dynamik ist die Verwendung von Gelenkmoment-Reglern [93; 261]. Dabei wird an allen (interessierenden) Gelenken ein Regler angesetzt, der den aktuellen Ist-Winkel des Modells möglichst schnell und genau an den vorgegebenen Soll-Winkel anpasst. Der Vorteil dieser Vorgehensweise liegt darin,

dass bei Verwendung eines geeigneten Reglers (z.B. PID-Regler, Kaskaden-Regler) auch Dämpfungselemente vorhanden sind, die die Schwingungen aufgrund ver-rauschter Ableitungen stark reduzieren [93; 261]. Eine Aufteilung in die einzelnen Muskelkräfte ist allerdings auch hier erst im Verlauf des post-processing möglich.

### 2.3.3 Anwendung in der Sportwissenschaft

In der Sportwissenschaft gibt es drei hauptsächliche Anwendungen für Computersimulationen, wobei sich Beispiele quer durch fast alle Sportarten finden. Erstens sollen innere Kräfte und Momente während bestimmter Bewegungen ermittelt werden, um Rückschlüsse auf Verletzungsmechanismen und -potentiale zu ziehen [21; 26; 94; 160; 232; 264]. Zweitens wird versucht, zur Leistungssteigerung der Sportler beizutragen indem Computermodelle zur Technikanalyse und -optimierung, beispielsweise im Eiskunstlauf oder Radsport [102; 114] oder zur Spielanalyse [132; 145; 197; 223] eingesetzt werden. Drittens findet die Computersimulation vermehrt in der Entwicklung und Optimierung der Sportgeräte und -materialien Anwendung, z.B. beim alpinen Skilauf [104; 147; 225] oder im Behindertensport [27]. Lehner (2007) stellt hierzu in seiner Arbeit drei detaillierte Mehrkörpersimulationsmodelle der Halswirbelsäule, des Knies und der Hand vor und ihre Anwendung in der Sportgeräteentwicklung und der Verletzungsprävention dar [147].

Um Rückschlüsse auf Verletzungsmechanismen ziehen zu können erfolgt oftmals die Simulation typischer Bewegungen, während denen Verletzungen auftreten können, z.B. der Rückwärtssturz beim Skilauf [13; 262] die Landung nach einem Sprung beim Skifahren [81] bzw. im Labor [231; 232] oder eine typische „cutting“-Bewegung [160]. Über eine gezielte Parametervariationen besteht dann die Möglichkeit herauszufinden, wann hohe und möglicherweise schädigende Belastungen auf bestimmte Strukturen auftreten [81; 224; 262]. McLean et al. (2003) simulieren beispielsweise mit ihrem validierten Muskel-Skelettmodell der unteren Extremitäten sogenannte „side-step-cutting“-Bewegungen (vgl. Abschnitt 2.2.1) und berechnen damit Gelenkbelastungen [162]. Mittels Variation der Modellparameter kommen sie zu dem Ergebnis, dass der Verletzungsmechanismus von Kreuzbandverletzungen nicht allein in der Sagittalebene liegt, sondern bei den untersuchten Bewegungen hohe Valugsmomente auftreten, die ein Gefährdungspotential beinhalten [159; 160]. Lehner (2007) verwendet sein detailliertes und validiertes Mehrkörpersimulationsmodell des Kniegelenks zur Untersuchung von Kreuzbandverletzungen im alpinen Skisport [147].

Sein Modell bietet dabei die Möglichkeit, direkt die wirkenden Kräfte im vorderen Kreuzband zu berechnen. Als kritische Verletzungsfaktoren werden nach der Durchführung einer umfangreichen Parametervariation die Hyperflexion des Kniegelenks, die Einleitung einer Innenrotation der Tibia sowie eine Valgus-Belastung bei tibialer Außenrotation ermittelt [147]. Gerritsen et al. (1996) simulieren mit einem zweidimensionalen Menschmodell die Landung nach einem Sprung beim Skifahren im Hinblick auf den Verletzungsmechanismus von Rupturen des vorderen Kreuzbands. Sie kommen auf Basis ihrer Modellierung zu dem Schluss, dass in diesem Fall die auftretende externe Bodenreaktionskraft der ausschlaggebende Faktor ist.

Bei der Simulation von im Labor untersuchten Bewegungen, die grundlegende Ähnlichkeit mit realen Verletzungssituationen aufweisen ist allerdings zu berücksichtigen, dass sich die Kinematik, die während realer Verletzungssituationen auftritt signifikant von derjenigen Kinematik unterscheidet, die bei verletzungsfreier Bewegungsausführung gemessen wird [14]. Dies stellt die größte Herausforderung bei der Übertragung der Simulationsergebnisse von Laborsituationen auf reale Verletzungssituationen dar [136].

Die Untersuchung von realen Verletzungssituationen mittels Computersimulation ist in der Sportwissenschaft bislang kaum umgesetzt. Ausnahmen stellen sehr seltene Fälle dar, in denen sich Probanden während wissenschaftlichen Experimenten verletzten [282]. Basierend auf den vorhandenen Datensätzen wird zumeist mittels eines invers-dynamischen Ansatzes versucht, die auftretenden Gelenkkräfte und -momente zu berechnen [282]. Die Simulation von realen Kreuzband-Verletzungssituationen während Fußballspielen wurde bislang nicht realisiert.

## **2.4 Schuh-Boden-Interaktion von Fußballschuhen**

Die Schuh-Boden-Interaktion umfasst die Vorgänge und Wechselwirkungen zwischen Sportschuh (und damit dem Spieler) und Spielfeld. In der vorliegenden Arbeit liegt der Fokus auf dem Traktionsverhalten von Fußballschuhen weshalb auf den Aspekt der Dämpfung nicht näher eingegangen wird.

### **2.4.1 Traktion von Fußballschuhen**

Die klassischen Coulomb'schen Reibungsgesetze beschreiben die komplexen Wechselwirkungen zwischen Sportschuh und Sportboden bzw. Spielfeld nicht in ausrei-

chendem Maße [97; 233; 251; 252]. Es wird deshalb der Begriff „Traktion“ verwendet um die reibungsähnlichen Wechselwirkungen zwischen (Fußball-)Schuh und Boden wiederzugeben, auf die die klassischen Reibungsgesetze nicht zutreffen [233].

So ist beispielsweise der Traktionskoeffizient der (wie der Reibungskoeffizient) das Verhältnis von Reibungs- zu Normalkraft beschreibt, keine einfache Materialkonstante sondern kann sich mit der Zeit, Normalkraft und dem Druck sowie der Kontaktfläche und Gleitgeschwindigkeit verändern [233]. Ob der Zusammenhang zwischen Traktion und Normalkraft linear [33; 152; 245] oder nicht-linear [18; 40; 254] ist, ist umstritten.

Andréasson et al. (1986) geben außerdem eine Abhängigkeit der rotatorischen Traktion vom Ort der Krafteinleitung an, d.h. wo die Normalkraft auf den Schuh wirkt und wie sich dementsprechend die Hebelverhältnisse bei einer Drehung des Schuhs verändert [6].

Analog zur technischen Beschreibung von Reibungseigenschaften wird bei der Sportschuhtraktion zwischen Haft- und Gleitreibung unterschieden (static/ dynamic traction) [51; 97].

Weiterhin wird grundsätzlich zwischen der Traktion in Längs- bzw. Querrichtung zur Oberfläche (translatorische Traktion), welche das Rutschen des Schuhs über das Spielfeld verhindert, und der Traktion bei Drehungen um eine Achse senkrecht zum Untergrund (rotatorische Traktion) unterschieden [51; 167; 186; 252]. Möglichst viel translatorische Traktion ist wichtig um beim Antreten, Abstoppen oder schnellen Richtungsänderungen nicht auszurutschen [33; 44; 65; 144; 193; 233]. Übermäßige rotatorische Traktion wird dagegen für Verletzungen des Knie- und Sprunggelenks verantwortlich gemacht [6; 33; 37; 144; 186; 233; 244; 245; 280].

### 2.4.2 Aktuelle Stollendesigns von Fußballschuhen

Beim Stollendesign ist grundsätzlich zwischen den Einsatzbereichen der Schuhe zu unterscheiden. Abhängig davon ob sie für trockenen Naturrasen („fair ground“, FG), weichen Rasen („soft ground“, SG) oder für Hart- und Kunstrasenplätze („turf“, HG/TF) vorgesehen sind besitzen die Schuhe gänzlich unterschiedliche Stollendesigns, -anordnungen, -anzahlen und -längen. Seit Mitte der 1990er Jahre gibt es neben den klassischen runden Stollen verbreitet auch sogenannte „lamellenförmige“ Stollen (Abbildung 2.4), die den Spielern mehr Halt bieten sollen.



**Abb. 2.4:** Überblick über Stollendesigns aktueller Fußballschuhe die den Einsatz auf Naturrasen vorgesehen sind. Die große Vielfalt von unterschiedlichen Stollenformen und -anordnungen ist deutlich erkennbar.

Auf der Suche nach bestmöglichen Traktions- und Trageeigenschaften experimentieren die Hersteller mit unterschiedlichsten Anordnungen und Formen. Aus diesem Grund gibt es bei den aktuellen Fußballschuhmodellen viele verschiedene Stollendesigns. Die größte Verbreitung in der Praxis haben dabei die Schuhe für trockenen Naturrasen. In Abb. 2.4 ist exemplarisch eine Auswahl aktueller Fußballschuhe mit unterschiedlichen Stollendesigns und -anordnungen dargestellt.

### 2.4.3 Untersuchungen zum Stollendesign

Seit den 1970er Jahren wird das Stollendesign von Fußball- und American-Football-Schuhen untersucht [6; 32; 33; 37; 244; 245]. Die Ergebnisse zeigen allerdings bis heute ein uneinheitliches Bild der Schuh-Boden-Wechselwirkung. Zudem erschwert die Tatsache, dass sich die getesteten Böden und Schuhe bei fast allen Studien unterscheiden die Vergleichbarkeit der Ergebnisse.

Einigkeit besteht über den Einfluss der Stollenlänge auf die Traktion. Je länger die Stollen, desto größer sind die generierten Kräfte und die rotatorische Traktion, v.a. auf Naturrasen [32; 97; 172; 240; 245]. Aufgrund der frühen Untersuchungen von American-Football-Schuhen wurden in dieser Sportart beispielsweise die Regeln geändert und aus Sicherheits- und Präventionsaspekten die maximale Stollenlänge herabgesetzt [144]. Ebenso unbestritten beeinflusst das Material der Stollen die

Traktion [6; 233; 249].

Über die Tatsache, dass die Form und die Anordnung der Stollen wichtige Parameter sind, besteht ebenfalls Einigkeit, nicht jedoch hinsichtlich der Frage welche Art „besser“ ist bzw. ob es messbare Unterschiede zwischen verschiedenen Stollendesigns gibt. Lambson et al. (1996) identifizieren das sog. „edge“- Design<sup>3</sup> als dasjenige, welches bei ihren Tests die höchste Rotationstraktion bietet und bringen es als Risikofaktor bei Kreuzbandrissen ins Spiel [144]. Shorten et al. (2003) ermitteln ebenfalls für „aggressive“ Stollendesigns, vergleichbar mit dem edge-Design, die höchsten Rotationsmomente auf Natur- und neuen Kunstrasenfeldern mit Einstreugranulat und raten dementsprechend von ihrem Gebrauch ab. In der Untersuchung von Nunome et al. (2009) generieren lamellenförmige Stollen höhere Spitzenkräfte in vertikaler und in medio-lateraler Richtung als konventionelle Stollendesigns und bei einem Probandenversuch von Müller et al. (2009a) wird ein Traktionsvorteil von Lamellenstollen gegenüber konventionellen, runden Stollen verzeichnet [172]. Vachon (2004a) kann dagegen nur auf Kunstrasen Unterschiede feststellen wobei Schuhe mit lamellenförmigem Stollen weniger Drehmoment erzielen als Schuhe mit runden Stollen. Auf Naturrasen sind keine Traktionsunterschiede zwischen einzelnen Stollendesigns messbar [248]. Auch einige weitere Untersuchungen können im Gegensatz zu den oben genannten Studien keine Unterschiede hinsichtlich der Traktion zwischen verschiedenen Stollendesigns feststellen [103; 237; 256]. Heidt et al. (1996) ermitteln extrem hohe oder niedrige Traktionswerte bei denjenigen Schuh-Boden-Kombinationen, die nicht aufeinander abgestimmt sind, z.B. ein Hallenschuh auf Naturrasen [103].

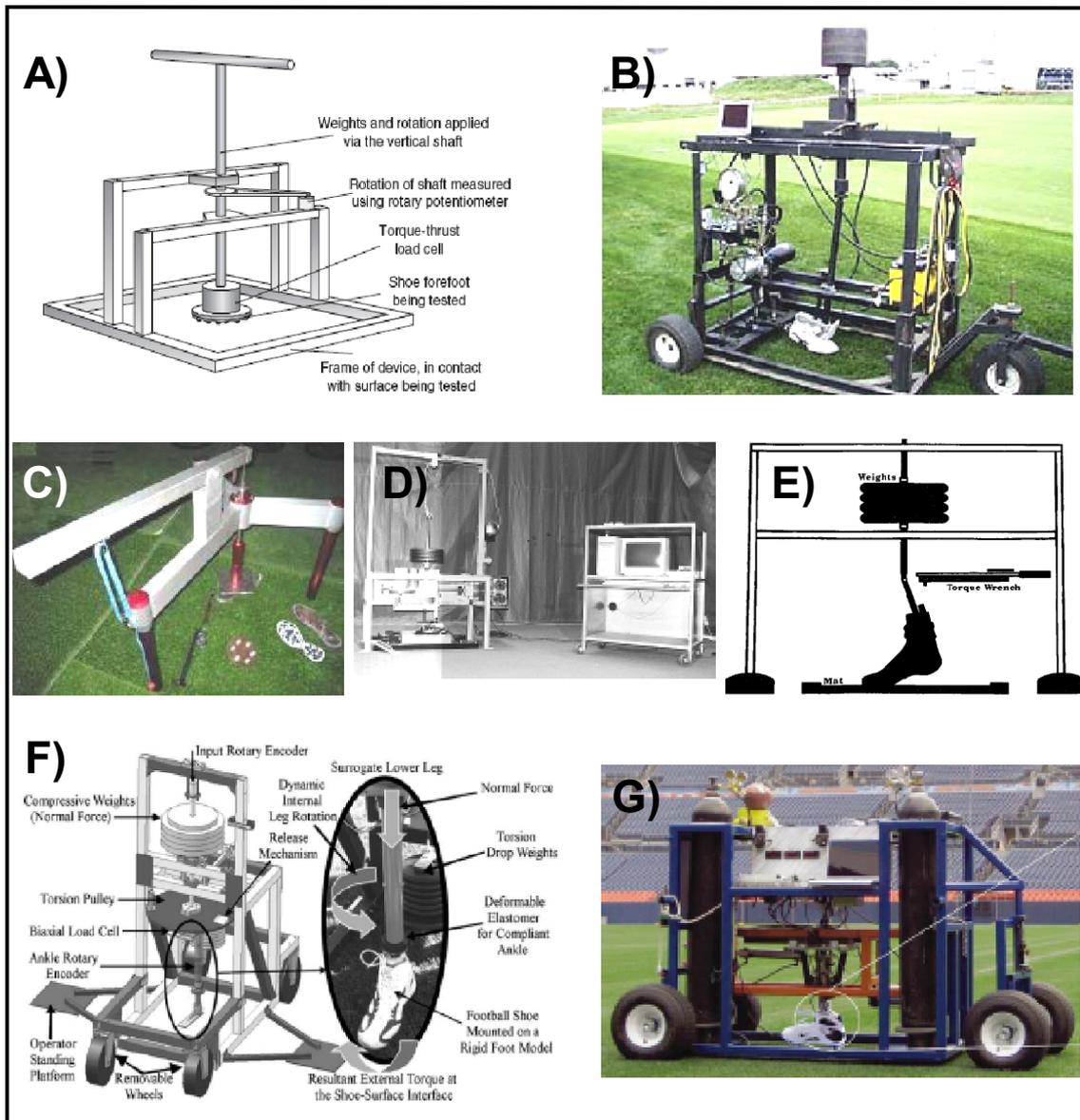
#### 2.4.4 Bekannte mechanische Testeinrichtungen

Die genannten Abhängigkeiten der Traktion bei Stollenschuhen werden durch verschiedene Autoren empirisch ermittelt [32; 250; 253; 254], weil aufgrund der Unabhängigkeit von den Coulomb-Gesetzen keine verlässliche Vorhersage möglich ist [252]. Die Ermittlung der translatorischen Traktion erfolgt dabei in der Regel über die Messung des Widerstandes gegen gleiten/ rutschen. Für die rotatorische Traktion wird dagegen das (Dreh-) Moment bestimmt welches notwendig ist, um eine Drehung des Schuhs gegenüber dem Boden auszuführen.

Für die Durchführung der Materialtests werden entweder bestehende Normprüfverfahren angewendet [53] oder neue Testgeräte entwickelt. In Tab. 2.1 sind bislang

<sup>3</sup>längere, ungleiche Stollen am Rand und mehrere kurze, runde Stollen in der Mitte der Sohle.

verwendete Traktions-Testgeräte mit ihrem Funktionsprinzip aufgeführt, in Abb. 2.5 einige Testgeräte exemplarisch abgebildet. Der Aufbau ist sehr unterschiedlich und reicht von einfachen, manuell zu bedienenden Geräten [32; 33; 144; 152; 245; 248; 254; 266] über semi-automatische Maschinen [6; 53; 97; 166; 233; 251] bis hin zu computergesteuerten Prüfständen [16; 103; 217; 241; 256].



**Abb. 2.5:** Exemplarische Darstellung bekannter Traktionstestgeräte von: A) Livesay et al. (2006) [152], B) McNitt et al. (1997) [164–166], C) Vachon (2004) [248; 249], D) Barry & Milburn (1999a) [15; 16; 18; 170], E) Lambson et al. (1996) [144], F) Villwock et al. (2009) [256], G) Sabick et al. (2009) [217].

Unabhängig von ihrer Komplexität und davon, wann die Geräte konstruiert wurden gibt es zwei grundlegende Gemeinsamkeiten: Die Vorlast, die den Schuh auf den Boden drückt, wird überall senkrecht von oben eingeleitet und bei den Untersuchungen, die sowohl die translatorische als auch rotatorische Traktion mit einem Gerät betrachten, erfolgen die entsprechenden Tests getrennt voneinander.

Alle anderen Einstellungen unterscheiden sich zum Teil erheblich und sind meist nur lückenhaft dokumentiert. So variiert beispielsweise die Geschwindigkeit mit der ein Schuh auf dem Boden gedreht wird von der manuellen Einleitung mit einem Drehmomentschlüssel [144; 152; 233; 245; 248; 249] bis hin zur schlagartigen Drehung beim Aufprall eines belasteten Pendels [32; 254]. Ebenso gibt es große Unterschiede zwischen den Studien bei der Einleitung der Translation. Oftmals erfolgt sie durch einfaches manuelles Ziehen [33; 248; 266] während eine andere Gruppe eine schlagartige translatorische Belastung generiert [254]. Neuere Geräte erzeugen die Translation wiederum durch elektrische (Schritt-)Motoren [16; 97; 233] bzw. durch hydraulische [166; 241] oder pneumatische Zylinder [40; 103; 217; 251].

Ebenso bestehen erhebliche Unterschiede bei den verwendeten Vorlasten von 108N bis 1000N (siehe Tabelle 2.1). Studien mit höheren Vorlasten sind bislang nicht veröffentlicht.

Daneben werden auch verschiedene Messprinzipien zur Erfassung der Kräfte und Drehmomente verwendet. Instrumentierte Drehmomentschlüssel [144; 245; 248] und die Anzeige an einer Federwaage [248] sind ebenso zu finden, wie Mehrachsen-Kraftmessplatten [15; 40] und -messzellen [97; 103; 152; 256]. Entsprechend variieren die Orte an denen gemessen wird und damit auch die gemessenen Kräfte von Bodenreaktionskräften [15; 40] über die Kräfte an der Tibia [32; 103] bis zu Zugkräften bei Feldmessungen [33; 248].

Tab. 2.1: Wissenschaftliche Traktions-Testgeräte. Funktionsprinzipien bzw. Art der Krafteinleitung

Untersuchung(en)	Jahr <sup>1</sup>	Einsatzort	Vorlast	Höhe der Vorlast [N]	Translation	Rotation
Torg et al. [245; 246]	1974 <sup>1</sup>	Labor	Gewichte	108 - 667	—	Drehmomentschlüssel
Bonstingl et al. [32]	1975	Labor	Gewichte	755 und 892	—	belastetes Pendel schlägt auf Ausleger
Bowers & Martin [33]	1975	Labor & Feld	Gewichte	k.A.	Zugschlitzen mit Handkurbel	—
Van Gheluwe et al. [254]	1983	Labor	Gewichte	441 & 849	belastetes Pendel schlägt auf Ausleger	belastetes Pendel schlägt auf Ausleger
Andréasson et al. [6]	1986	Labor	pneumatischer Zylinder	241	—	elektrisch angetriebene rotierende Scheibe
Valiant [251]	1989	Labor	Gewichte	k.A.	pneumatischer Zylinder	pneumatischer Drehmotor
Heidt et al. [103]	1996	Labor	Gewichte	111	pneumatischer Zylinder	pneumatisch angetriebene rotierende Scheibe
Lambson et al. [144]	1996	Labor & Feld	Gewichte	446	—	Drehmomentschlüssel
McNitt et al. [166]	1997 <sup>1</sup>	Feld	Gewichte	588 - 1000	hydraulischer Zylinder	zwei gegenläufige hydraulische Zylinder
Wojcieszak et al. [266]	1997	Labor & Feld	Gewichte	696	manuell gezogen	—
Barry & Milburn [15–18]	1999 <sup>1</sup>	Labor	Gewichte	k.A.	Schrittmotor	Schrittmotor
Dura [53]	1999	Labor & Feld	Eigengewicht	200	—	49 N Fallgewicht und radius gear
Cawley et al. [40]	2003	Labor	Gewichte	177 und 981	pneumatischer Zylinder	pneumatischer Zylinder
Shorten et al. [233]	2003	Labor & Feld	Gewichte	529	Elektromotor	Drehmomentschlüssel
Haake et al. [97]	2004	Feld	Gewichte	195 und 268	Motor mit konstanter Drehzahl zieht Zugschlitzen	—
Vachon [248; 249]	2004 <sup>1</sup>	Labor & Feld	Gewichte	157 - 637	manuell an Federwaage gezogen	Drehmomentschlüssel
Livesay et al. [152]	2006	Labor & Feld	Gewichte	333	—	manuelle Drehung
Sterzing et al. [241]	2008	Labor	k.A.	750	servo-hydraulisch	—
Villwock et al. [256]	2009	Labor & Feld	Gewichte	1000	—	425 N Fallgewicht und radius gear
Sabick et al. [217]	2009	Feld	pneumatischer Zylinder	900	pneumatischer Zylinder	—

<sup>1</sup> Jahr der ersten Veröffentlichung eines Testgeräts

# Kapitel 3

## Analyse von Verletzungen des vorderen Kreuzbands im Fußball mittels der Poser-Methode

Bislang beruhte die Analyse von Verletzungshergängen zumeist auf den Aussagen von Experten, die nach intensivem Videostudium Angaben über die ungefähre Gelenkinematik machten [4; 5; 29; 31; 59; 139; 187; 242; 280]. Zur Überprüfung der Genauigkeit solcher Angaben führten Krosshaug et al. (2007c) einen Vergleich zwischen Expertenaussagen basierend auf Videoaufnahmen und den Daten einer optischen Bewegungsanalyse durch [138]. Die Experten versuchten dabei aus den Videoaufnahmen kinematische Daten, z.B. Gelenkwinkel im Knie, abzuschätzen. Ihre Einschätzungen wichen jedoch erheblich (bis zu 20°) von den tatsächlichen, mittels Bewegungsanalyse bestimmten Gelenkwinkeln ab. Zudem gab es eine beträchtliche Streuung zwischen den Ergebnissen der einzelnen Experten [138].

### 3.1 Vorgehensweise Poser-Analyse

Bei der Poser-Methode (Krosshaug & Bahr, 2005, [137]) handelt es sich um eine Vorgehensweise, die auf einer kommerziell erhältlichen 3D Modellierungs- und Animationssoftware<sup>4</sup> basiert. Die Computersoftware ermöglicht dreidimensionales Gestalten und die realitätsgetreue Animation von menschlichen und tierischen Charakteren. Sie findet unter anderem Anwendung zur Erstellung von 3D-Figuren in

---

<sup>4</sup>Poser<sup>®</sup> 4 mit der Erweiterung Poser<sup>®</sup> Pro Pack, Curious Labs, Inc., Santa Cruz, CA, USA

hochtechnisierten Animationsfilmen und Computerspielen.

Die Poser-Methode beruht auf der Anpassung („Matchen“) eines Skelettmodells an den verletzten Spieler, so dass das Modell die Bewegung des Spielers während der Verletzungssituation abbildet und dadurch die Kinematik genau wiedergibt (siehe Abb. 3.2). Dafür wird das Video der Verletzungssituation als Hintergrund in Poser geladen und dann die Anpassung vorgenommen.

Diese Videos bzw. TV-Bilder der Verletzungssituationen müssen für die Analyse eine Reihe von Anforderungen erfüllen. Der gesamte Verletzungshergang sollte aus mindestens drei unterschiedlichen Kameraperspektiven sichtbar sein, von denen wenigstens eine Einstellung den verletzten Spieler in Großaufnahme zeigt. Im Rahmen einer umfangreichen Bearbeitung (siehe Abschnitt 3.1.1) werden die Videos so aufbereitet, dass alle vorhandenen Kameraperspektiven zeitsynchron in einem Bild dargestellt sind (siehe Abb. 3.1).

### 3.1.1 Videobearbeitung

Die Videos werden zunächst digitalisiert, in einzelne Bilder zerlegt und nach den verschiedenen Kameraperspektiven geordnet. Im Programm Adobe Photoshop<sup>5</sup> erfolgt die Trennung der einzelnen Fernsehbilder mittels eines so genannten „de-interlacing“-Filters. Die dadurch entstehenden Halbbilder werden interpoliert, so dass Vollbilder entstehen. Dies führt zu einer Verdopplung der effektiven Bildfrequenz auf 50 Hz (bei einzelnen Zeitlupenkameras bis zu 300 Hz) und zur Erhöhung der Bildqualität (Vermeidung von Kammeeffekten).

Die Korrektur der auftretenden Linsenverzerrungen erfolgt im Programm Photoshop mittels eines geeigneten Filters<sup>6</sup>. Im Programm Adobe After Effects<sup>7</sup> werden abschließend aus den Einzelbildern die Videosequenzen für die Analyse erstellt. Dabei müssen die vorhandenen drei bzw. vier Kameraperspektiven zeitsynchron in einem Bild sichtbar sein (siehe Abb. 3.1). Die Synchronisation erfolgt manuell anhand charakteristischer Merkmale die in allen Kameraperspektiven eindeutig identifizierbar waren, wie beispielsweise ein definierter Bodenkontakt des Spielers oder des Balls.

---

<sup>5</sup>Adobe Photoshop, Version 5.0, Adobe Systems Inc., San Jose, CA, USA

<sup>6</sup>Andromeda LensDoc als Plug-In in Adobe Photoshop, Andromeda Software, Thousand Oaks, CA, USA

<sup>7</sup>Adobe After Effects, Version 7.0, Adobe Systems Inc., San Jose, CA, USA



**Abb. 3.1:** Verletzungsfall Nr. 4. Die vier vorhandenen Kameraperspektiven sind zeitsynchron in einem Bild dargestellt. Kamera 1 zeigt die Situation aus großer Entfernung, die Kameras 2 und 4 in Nahaufnahme, allerdings aus entgegengesetzten Richtungen, und Kamera 3 zeigt eine Detailaufnahme des Kniegelenks während der Verletzung.

### 3.1.2 Matching-Prozess

Für das „Matchen“ wird das Zygote-Skelettmodell<sup>8</sup>, siehe Abb. 3.2 verwendet. Es ist ein hierarchisch aufgebautes Modell bestehend aus insgesamt 57 Segmenten, deren Größe einzeln verändert werden können. Dies ermöglicht eine individuelle Anpassung des Modells an die anthropometrischen Gegebenheiten der verletzten Spieler. Für die Analyse von Verletzungssituationen ist die detaillierte Darstellung der Hände und Füße nicht erforderlich, wodurch sich die Anzahl der anzupassenden Segmente auf 21 reduziert. Alle Segmente sind durch Kugelgelenke (3 Freiheitsgrade) miteinander verbunden. Das Becken (Pelvis) verfügt als zentrales Element des Skeletts über sechs Freiheitsgrade zur freien Positionierung im Raum.

Nach der Anpassung des Zygote-Skelettmodells an die Anthropometrie des verletzten Spielers erfolgt die Kalibrierung der Videos. Dazu wird aus den in Poser zur Verfügung stehenden geometrischen Objekten die Umgebung virtuell nachgebildet, wobei deren exakte Maße bekannt sein müssen. Ohne die exakte Abbildung der Umgebung ist eine Berechnung der Koordinaten des Körperschwerpunkts (KSP) und

<sup>8</sup>Zygote Media group Inc., Pravo, UT, USA



**Abb. 3.2:** Links: Zygote-Skelettmodell, das für die Poser-Analyse verwendet wird. Rechts: Beispiel für das Anpassen („Matchen“) des Skeletts an einen Spieler. Das Modell ist in dieser Ansicht vollständig an den verletzten Spieler im Verletzungsfall Nr. 1 angepasst und führt dessen Bewegung aus.

daraus die Ermittlung der Geschwindigkeiten und Beschleunigungen nicht möglich [140].

Die Kalibrierung der Videoaufnahmen erfolgt über die Einstellung der verschiedenen Kameraperspektiven in Poser. Dabei werden diese so lange verändert, bis die im Hintergrundvideo sichtbaren charakteristischen Umgebungsdetails, z.B. die Spielfeldmarkierungen oder Tore, in jedem Bild mit dem virtuellen Spielfeld übereinstimmen.

Nach Abschluss der Kalibrierung erfolgt die Rekonstruktion der Verletzungssituation durch das Skelettmodell. Dies läuft ähnlich wie die Kalibrierung ab, wobei die Kameraeinstellungen unverändert bleiben und stattdessen die Körperhaltung des Skelettmodells verändert wird. Zunächst erfolgt die Positionierung der Hüfte und dann iterativ die Anpassung von Ober- und Unterschenkel sowie Mittel- und Vorderfuß. Entsprechend wird sukzessiv beim Matchen des Torsos bzw. der oberen Extremitäten vorgegangen. Ein wichtiges Kriterium bei der Anpassung stellt die Einhaltung der anatomisch vorgegebenen Bewegungsmöglichkeiten dar, um unrealistische Gelenkstellungen zu vermeiden.

### 3.1.3 Direkte Ergebnisse der Analyse und Berechnungsmöglichkeiten

Direkte Ergebnisse der Rekonstruktion mit dem Programm Poser sind die 3D-Koordinaten der Gelenkzentren sowie die Größe der Gelenkwinkel während der analysierten Verletzung. Aus den Koordinaten der Gelenkpunkte können unter Zugrundelegung eines geeigneten Massenverteilungsmodells des menschlichen Körpers die Lage der Schwerpunkte der einzelnen Segmente sowie der zeitliche Verlauf der Koordinaten des KSP berechnet werden.

In Abhängigkeit von den jeweils zur Verfügung stehenden anthropometrischen Eingangsdaten wird das Modell von Zatsiorsky [277; 278] (Eingangsdaten: Körpergröße und Gewicht) oder das Modell von Yeadon [275] (genaue anthropometrische Daten) verwendet. Durch differenzieren der Daten nach der Zeit kann der Geschwindigkeits- sowie der Beschleunigungsverlauf des KSP dreidimensional berechnet werden.

Da die Bodenreaktionskraft die äußere Kraft auf den KSP darstellt, ist umgekehrt über das zweite Newton'sche Axiom auch der Rückschluss von der KSP-Beschleunigung auf die wirkende Bodenreaktionskraft möglich, sofern das Körpergewicht der betreffenden Person bekannt ist. Für eine gute Abschätzung der auftretenden Bodenreaktionskraft  $F_{\text{Boden}}$  erfolgt die Berechnung der ersten und zweiten Ableitung der KSP-Bahnkurve mittels des „Generalized Cross Validation Spline Package“ von Woltring (1986) [267]. Dies bewirkt die Glättung der durch die Ableitung aufgerauten Daten mit einer kritischen Frequenz von 7 Hz.

Darüber hinaus kann auch die Richtungsänderung (Cut-Winkel) während der Verletzung, d.h. des Winkels zwischen ursprünglicher und neuer Hauptbewegungsrichtung, angegeben werden. Hierfür wird der Winkel zwischen den (horizontalen) Geschwindigkeitsvektoren des KSP vor dem ersten Bodenkontakt und nach dem Bodenkontakt bestimmt.

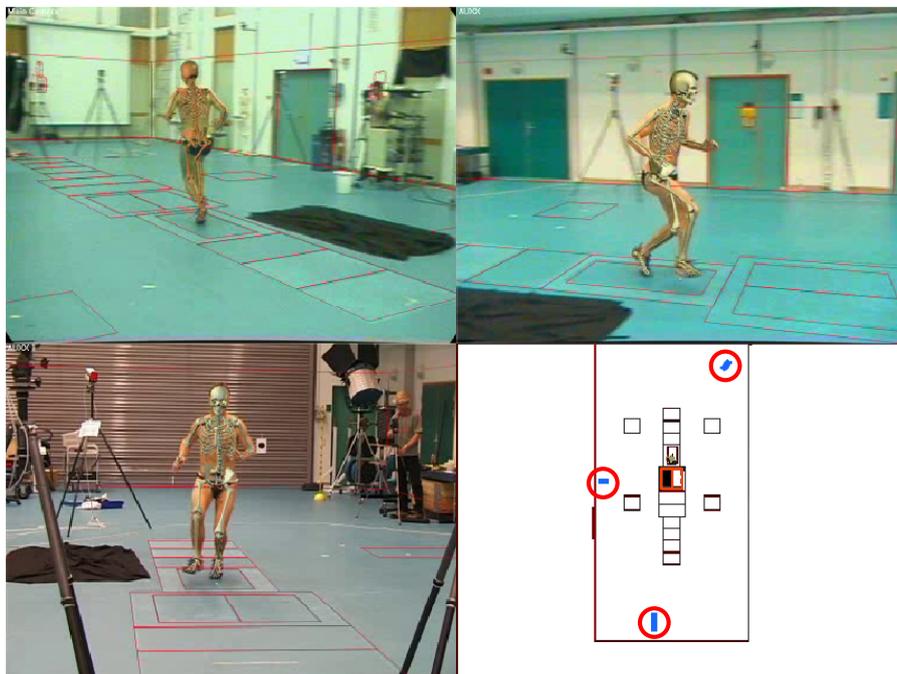
### 3.1.4 Validität und Genauigkeit der Poser-Methode

Im Rahmen der Erstveröffentlichung der Rekonstruktionsmethode (Poser-Methode) validierten Krosshaug & Bahr (2005a) [137] diese durch den Vergleich mit einer marker-basierten Bewegungsanalyse. Hierfür wurde eine „side-step-cutting“-Bewegung eines männlichen Probanden im Labor mit drei Videokameras gefilmt, die je-

weils im rechten Winkel zueinander angeordnet waren. Die Videoaufnahmen dienten als Basis für die Durchführung der Poser-Analyse (siehe Abb. 3.3). Zugleich erfolgte eine optische, markerbasierte Bewegungsanalyse der Bewegung mittels sieben Infrarot-Kameras zur Bestimmung der exakten Kinematik. Zusätzlich wurde eine Messung der Bodenreaktionskraft über zwei Kraftmessplatten mit einer Aufnahme-frequenz von 960 Hz durchgeführt.

Bei drei vorhandenen Kameraperspektiven konnten grundsätzlich mit beiden Ver-fahren verlässliche Ergebnisse erzielt werden [137]. Qualitativ waren die ermittelten Gelenkwinkelverläufe von Poser- und Bewegungsanalyse sehr ähnlich. Die KSP-Ge-schwindigkeit und -Beschleunigung wurden in diesem Setup mit hinreichender Ge-nauigkeit bestimmt.

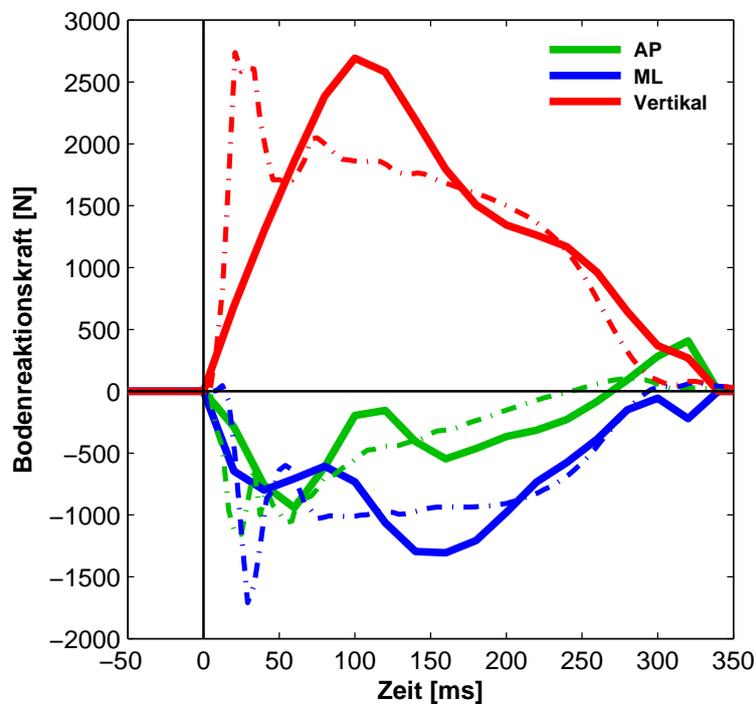
Bei der hochfrequenten Messung von  $F_{\text{Boden}}$  mit Kraftmessplatten (960 Hz) tritt bei der vertikalen Komponente (vgl. Abb. 3.10) bei Bewegungen wie Laufen, Sprin-gen oder „side-step-cutting“ während der ersten 30 ms nach dem Bodenkontakt zu-nächst ein erstes Maximum auf. Die Kraft nimmt danach kurzzeitig ab und steigt im weiteren Verlauf nochmals an (siehe Abb. 3.4). Bei dem (hochfrequenten) ersten



**Abb. 3.3:** Validierungsstudie zur Poser-Methode im Labor. Eine „side-step-cutting“-Bewegung wurde von drei Videokameras (rote Markierungen rechts unten) für die Poser-Methode gefilmt. Gleichzeitig erfolgte die Durchführung einer Bewegungsanalyse und die Messung der Bodenreaktionskraft mittels zweier Kraftmessplatten [137].

Peak handelt es sich um den sogenannten Impact-Peak [38; 180], der beim Aufprall des Körpers durch die schnelle Abbremsung des Fußes beim Aufsetzen auf den Boden entsteht und die schlagartige Einknick-Bewegung des Sklettsystems einleitet. Da in dieser Phase keine zusätzliche muskuläre Abbremsung möglich ist, wird sie auch als passive Phase bezeichnet. Die Muskulatur benötigt aufgrund der neuronalen Leitungsgeschwindigkeit eine gewisse Zeitspanne (etwa 30 ms) um aktiv auf die äußere Belastung reagieren und ihren Spannungszustand verändern zu können [180; 184]. Erst mit dieser Verzögerung bringt die Muskulatur eine aktive Kraft auf den Boden, die für die weitere Abbremsbewegung verantwortlich ist [180; 184].

In Abb. 3.4 ist der Vergleich der bei der Validierungsstudie gemessenen Bodenreaktionskraft (Strich-Punkt-Linie) mit der berechneten Kraft basierend auf den Poser-Daten (durchgezogene Linie) abgebildet. Es zeigte sich bei den Untersuchungen von Krosshaug & Bahr (2005a), dass bei der Messung der Bodenreaktionskraft bei  $F_{\text{Boden}}$  (vertikal) etwa 20 ms nach  $t_{\text{Kontakt}}$  der Impact-Peak auftrat und nach etwa 50 ms die aktive Kraftkomponente einsetzte. Bei der berechneten Bodenreaktions-



**Abb. 3.4:** Vergleich der berechneten Bodenreaktionskraft aus Poser (durchgezogene Linie) mit den Messwerten aus der Validierungsstudie (Strich-Punkt Linie) [137]. Die im Diagramm verwendeten Abkürzungen bezeichnen die Wirkrichtung der einzelnen Kräfte. AP: anterior-posterior; ML: medial-lateral (siehe auch Abb. 3.10).

kraft war dieser erste Impact-Peak nicht ermittelbar, was an der niedrigen Bildfrequenz der für die Rekonstruktion verwendeten Videoaufnahmen lag [137]. Ähnliche Beobachtungen wurden für die beiden anderen Komponenten der Bodenreaktionskraft gemacht.

Auch wenn der erste Impact-Peak der Bodenreaktionskraft bei der Poser-Methode nicht ermittelt werden konnte, lagen die absoluten Werte der KSP-Beschleunigung und der Bodenreaktionskraft auf einem ähnlichen Niveau wie die direkt gemessenen Werte (siehe Abb. 3.4). Damit konnte nachgewiesen werden, dass bei Verwendung von geeignetem Videomaterial aus Beschleunigungswerten des KSP, die mittels der Poser-Methode gewonnen wurden, auf den grundsätzlichen Verlauf der Bodenreaktionskraft geschlossen werden kann [137].

## 3.2 Untersuchte Verletzungsfälle im Fußball

### 3.2.1 Eingangsdaten

Es wurden vier Situationen für die Analyse ausgewählt. Drei Verletzungen ereigneten sich in der 1. Fußballbundesliga in Deutschland in den Jahren 2004 (VF 1) und 2005 (VF 2 und VF 3) sowie eine (VF 4) während eines Vorrundenspiels der Fußballweltmeisterschaft 2006 in Deutschland. Die originalen TV-Aufnahmen wurden über die Deutsche Fußballliga bzw. die FIFA bezogen und lagen im MPEG2-Format vor. Ihre Auflösung betrug 720 x 576 Pixel für die Verletzungsfälle Nr. 1 bis 3 und 1024 x 576 Pixel für den VF 4.

Die Verletzungsfälle Nr. 1 (VF 1) und Nr. 4 (VF 4, siehe Abb. 3.1) waren aus vier Blickwinkeln sichtbar, wobei hier jeweils eine Nahaufnahme des verletzten Beines in Superzeitlupe vorlag. Für die Verletzungsfälle Nr. 2 (VF 2) und Nr. 3 (VF 3) waren je drei Perspektiven vorhanden.

Eine detaillierte Beschreibung des Verletzungshergänge sowie ergänzende Abbildungen zum besseren Verständnis der Situationen sind im Anhang E zusammengestellt. In Tab. 3.1 ist die Fläche des Spielers im Verhältnis zum gesamten Bildausschnitt für die einzelnen Verletzungsfälle und Kameraperspektiven aufgeführt. Je größer der Spieler im Bild sichtbar war, desto besser konnte das Skelett angepasst werden.

	VF 1	VF 2	VF 3	VF 4
Kamera 1	0,3	0,4	0,7	0,2
Kamera 2	0,4	1,1	2,6	3,5
Kamera 3	19,4	10,6	18,9	19,7
Kamera 4	0,4	-	-	3,4

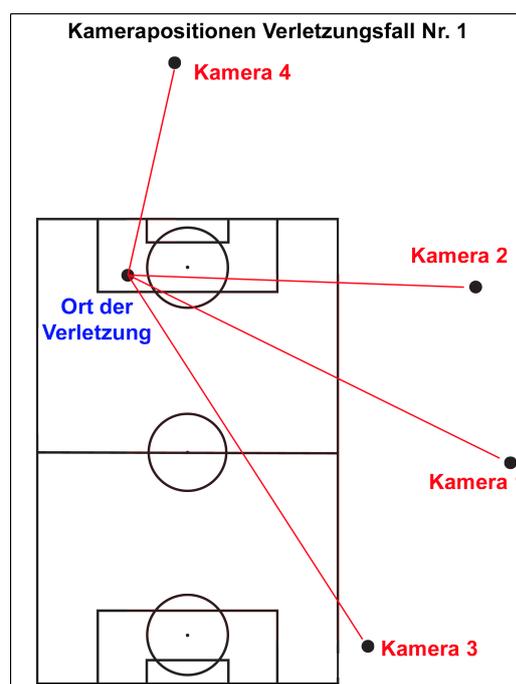
**Tab. 3.1:** Übersicht über die relative sichtbare Größe des verletzten Spielers im Verhältnis zum Gesamtbild [%].

### Verletzungsfall Nr. 1

Für die Analyse der ersten Verletzungssituation lagen vier unterschiedlichen Kameraperspektiven vor, darunter eine Zeitlupenkamera (Kamera 3) mit einer Aufnahmefrequenz von 75 Hz.

Die Positionierung der Kameras im Stadion ist in Abb. 3.5 schematisch dargestellt. Kamera 1 befand sich an der Mittellinie, Kamera 2 auf Höhe der Strafraumgrenze und Kamera 4 hinter dem Tor. Kamera 3 filmte von der Seitenauslinie des gegenüberliegenden Strafraums diagonal über das Spielfeld und zeigte die Situation in Großaufnahme und Superzeitlupe. Das verletzte Bein war stets aus mindestens drei Richtungen ohne Einschränkung sichtbar.

Die effektive Bildrate für die Analyse betrug nach der Videobearbeitung 50 Hz für die Kameras 1, 2 und 4, bzw. 150 Hz für Kamera 3. Diese ungleiche Bildrate wurde bei den betroffenen Kameras im Rahmen der Videobearbeitung durch das Einfügen von jeweils zwei leeren Einzelbildern ausgeglichen.



**Abb. 3.5:** Anordnung der Kameras im Stadion und ihr Winkel bezüglich des verletzten Spielers im Verletzungsfall Nr. 1.

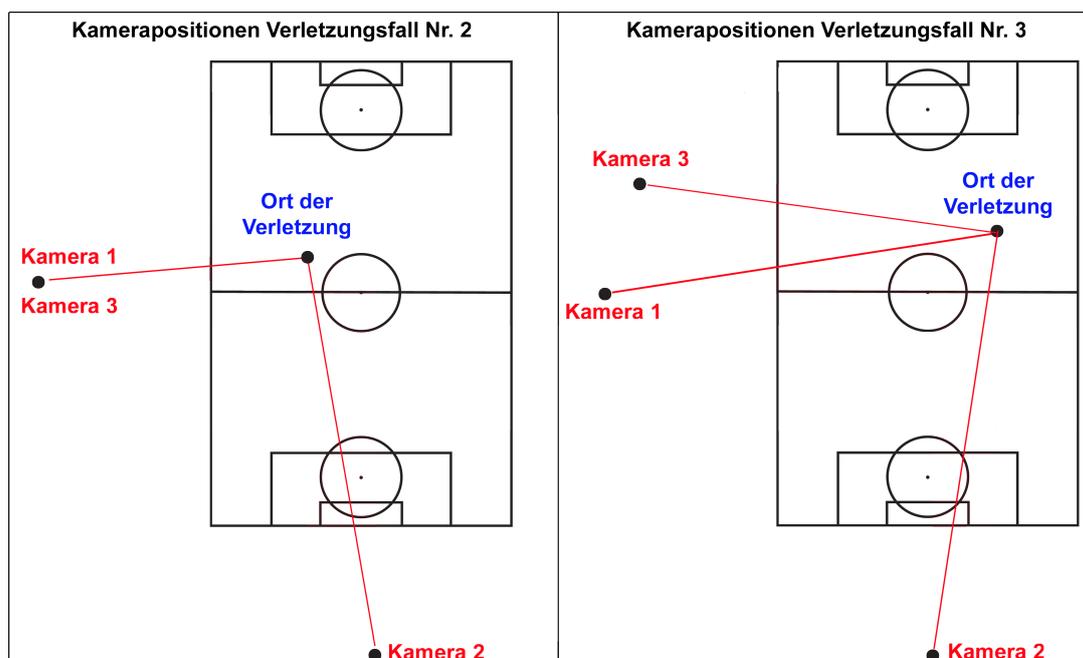
### Verletzungsfall Nr. 2

Der zweite Verletzungsfall war aus drei verschiedenen Perspektiven sichtbar. Die Kameras 1 und 3 befanden sich beide auf Höhe der Mittellinie, wobei Kamera 3 die Situation in Nahaufnahme zeigte (siehe Abb. 3.12). Beide lieferten zu jedem Zeitpunkt einen uneingeschränkten Blick auf den verletzten Spieler. Die dritte vorhandene Perspektive zeigte den Verletzungshergang vom gegenüberliegenden Tor aus. Allerdings war der Spieler während der Bodenkontaktphase in dieser Ansicht größtenteils durch einen Gegenspieler verdeckt. Die Anordnung der drei Kameras im Stadion sowie der Ort der Verletzung ist in Abb. 3.6 (links) schematisch dargestellt.

Alle Kameras zeigten qualitativ hochwertige und klare Bilder mit einer effektiven Bildfrequenz von 50 Hz nach der Bearbeitung.

### Verletzungsfall Nr. 3

Für den VF 3 gab es drei unterschiedliche Perspektiven, siehe Abb. 3.6 (rechts). Positioniert waren die Kameras auf Höhe der Mittellinie (Kamera 1), hinter dem gegenüberliegenden Tor (Kamera 2) sowie an der Seitenauslinie in Strafraumnähe (Kamera 3, Nahaufnahme). In Kamera 2 war der verletzte Spieler während der



**Abb. 3.6:** Anordnung der Kameras im Stadion und ihr Winkel bezüglich des verletzten Spielers bei den Verletzungsfällen Nr. 2 und Nr. 3.

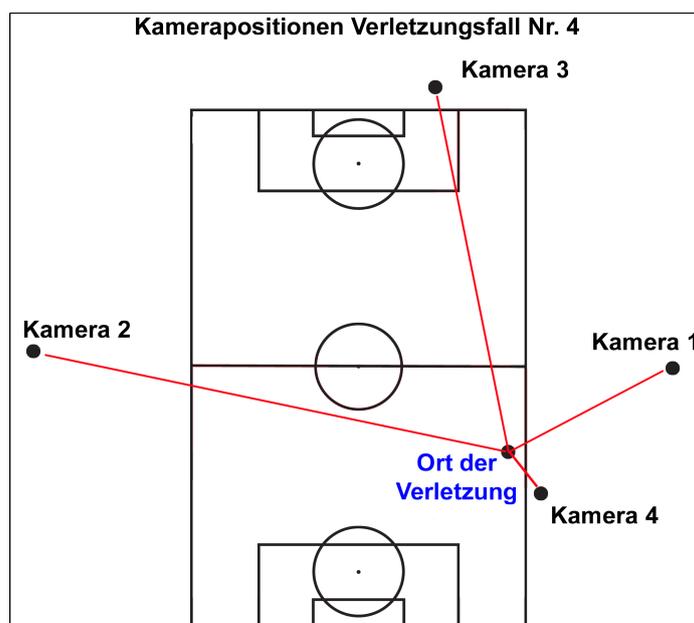
Kontaktphase größtenteils durch einen Gegenspieler verborgen. Die beiden anderen Einstellungen hatten während des Bodenkontakts dagegen gute Sicht auf das betroffene rechte Bein und den Fuß.

Nach der Videobearbeitung lagen die Videos aller Kameras mit einer effektiven Bildfrequenz von 50 Hz in sehr guter Qualität vor.

#### Verletzungsfall Nr. 4

Verletzungsfall Nr. 4 wurde aus vier verschiedenen Blickwinkeln aufgenommen (siehe Abb. 3.1 und Abb. 3.7). Aus allen Perspektiven war zu jeder Zeit eine ungestörte Sicht auf den verletzten Spieler möglich. Die Fernsehbilder lagen in HD-Qualität im Format 16:9 vor und genügten qualitativ höchsten Ansprüchen. Sie zeigten alle Details des verletzten Spielers ohne Unschärfe.

Kamera 2 war eine Zeitlupenkamera mit einer Aufnahme­frequenz von 50 Hz und Kamera 4 eine Super-Zeitlupenkamera (Highspeed-Kamera) mit 150 Hz. Trotz großer Entfernung filmte diese die Verletzung in Nahaufnahme mit dem Fokus auf die unteren Extremitäten (siehe Abb. 3.1, links unten). Im Rahmen der Nachbearbeitung ergaben sich effektive Bildraten von 50 Hz für die Kameras 1 und 4, 100 Hz für Kamera 2 und 300 Hz für Kamera 3. Der Ausgleich der unterschiedlichen Bildfrequenzen erfolgte analog zum VF 1.



**Abb. 3.7:** Anordnung der Kameras im Stadion und ihr Winkel bezüglich des verletzten Spielers beim Verletzungsfall Nr. 4.

### 3.2.2 Vorgehensweise

Videobearbeitung und Poser-Analyse erfolgten an einem IBM kompatiblen PC mit drei Monitoren (siehe Abb. 3.8).

Zur Kalibrierung der vorhandenen Videos wurde in Poser aus den zur Verfügung stehenden geometrischen Objekten ein virtuelles Fußballfeld mit den Abmessungen eines FIFA-Spielfeldes<sup>9</sup> erstellt. Die Kalibrierung erfolgte wie in Abschnitt 3.1.2 beschrieben.

Für die hier untersuchten Fälle standen für die Skalierung die Körpergröße, das Körpergewicht und die Schuhgröße zur Verfügung. Allerdings waren die exakten anthropometrischen Daten nicht bekannt. Daher erfolgte eine gleichmäßige Skalierung von Beinen, Torso und Armen, so dass die Skelettgröße mit der des untersuchten Spieler übereinstimmte.

Bei allen Verletzungsfällen wurde die axiale Rotation des Unterschenkels durch die gleichmäßige Verteilung auf Knie- und Sprunggelenk eingestellt, da die genaue axiale Rotation des Unterschenkels nicht ermittelt werden konnte. Analog zum Vorgehen von Krosshaug et al. (2007a) [140] diente dabei die Orientierung des Fußes als Anhaltspunkt.



**Abb. 3.8:** PC-Arbeitsplatz für die Videobearbeitung und die Durchführung der Poser-Analyse. Die beiden rechten 20"-TFT-Monitore ermöglichen die gleichzeitige Darstellung von bis zu vier Kameraperspektiven in der Originalauflösung von bis zu 1024x768 Pixeln je Kameraeinstellung.

<sup>9</sup>Gemäß des offiziellen Regelwerks der FIFA ist das Spielfeld in Stadien in denen A-Länderspiele stattfinden 105 m lang und 68 m breit.

### 3.2.3 Auswertung

Die Auswertung und Aufbereitung der Ergebnisse der Poser-Analyse und die Berechnung der Bodenreaktionskraft erfolgte mit dem Programm Matlab<sup>10</sup>.

Der Zeitpunkt des ersten Bodenkontakts  $t_{\text{Kontakt}}$  wurde mittels des ersten Bildes, bei dem der Fuß vor der Verletzung den Boden berührte, definiert.

Die Gelenkwinkel des Zygote-Skelettes sowie die Lage der Gelenkzentren wurden mit einem quintic-spline Algorithmus geglättet und die Winkel in Transformationsmatrizen für die weitere Verarbeitung überführt. Um die Ergebnisse unter medizinischen bzw. biomechanischen Gesichtspunkten auswerten zu können, war die Neuausrichtung der Gelenk-Koordinatensysteme erforderlich. Dazu wurden diese so gelegt, dass die vertikale Achse jeweils durch das proximale und distale Gelenkzentrum verlief. Die Berechnung der Kniegelenkwinkel basierte gemäß der Empfehlung der International Society of Biomechanics auf der Konvention von Grood & Suntay (1983) [90].

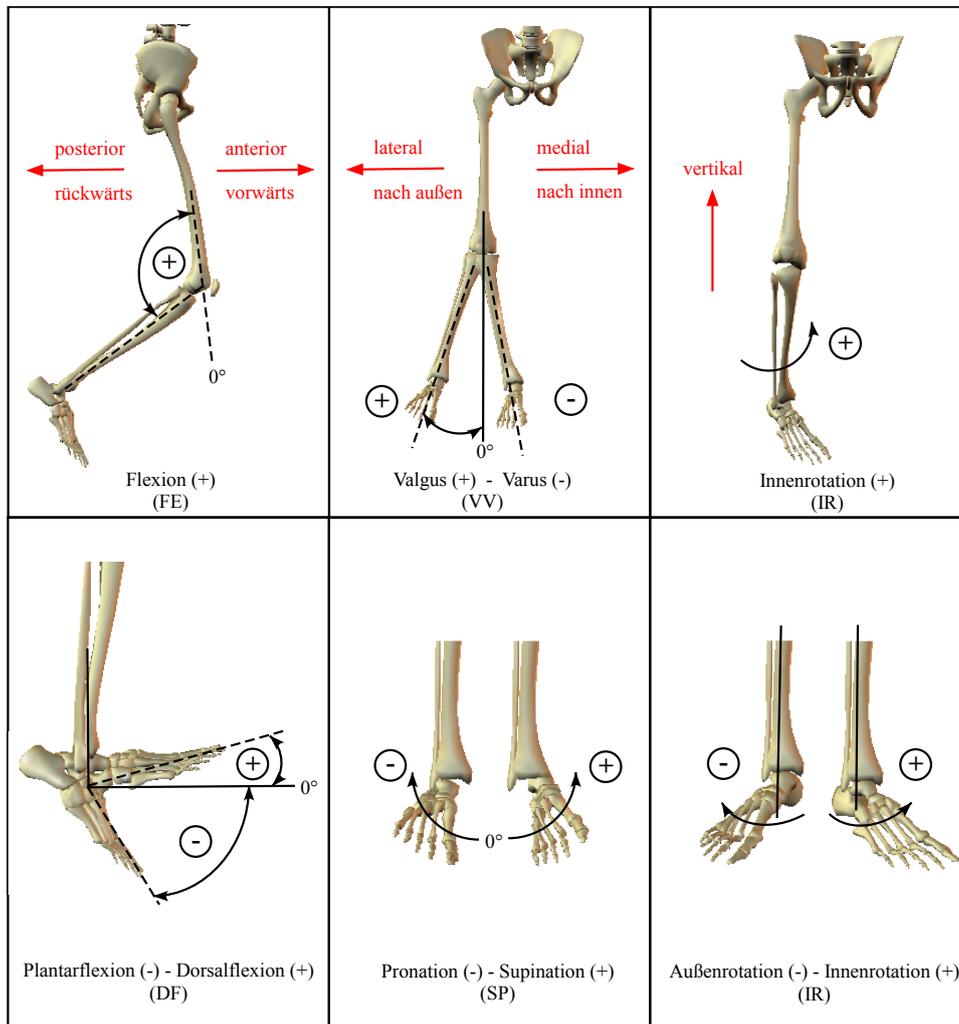
Körpergröße und -gewicht der verletzten Spieler waren bekannt. Aufgrund der unbekannteren anthropometrischen Daten der untersuchten Spieler erfolgte die Berechnung des KSP und der Segmentschwerpunkte mit Hilfe des mathematischen Modells von Zatsiorsky [277; 278]. Nach der Glättung der berechneten KSP-Geschwindigkeit und -Beschleunigung wurde über das zweite Newtonsche Axiom die Bodenreaktionskraft berechnet. Zur besseren Vergleichbarkeit erfolgte anschließend die Normierung auf das jeweilige Körpergewicht des verletzten Spielers ( $G$ ).

## 3.3 Ergebnisse der Poser-Analyse

Aus Gründen der Verständlichkeit gilt für alle analysierten Fälle, unabhängig ob das rechte oder linke Bein von der Verletzung betroffen ist, durchgängig die in Abb. 3.9 dargestellte (Vorzeichen-) Konvention für die Gelenkwinkel. Sie beschreibt beim Knie die Bewegung bzw. Stellung des Unterschenkels bezüglich des Oberschenkels und beim Sprunggelenk die Bewegung des Fußes gegenüber dem Unterschenkel.

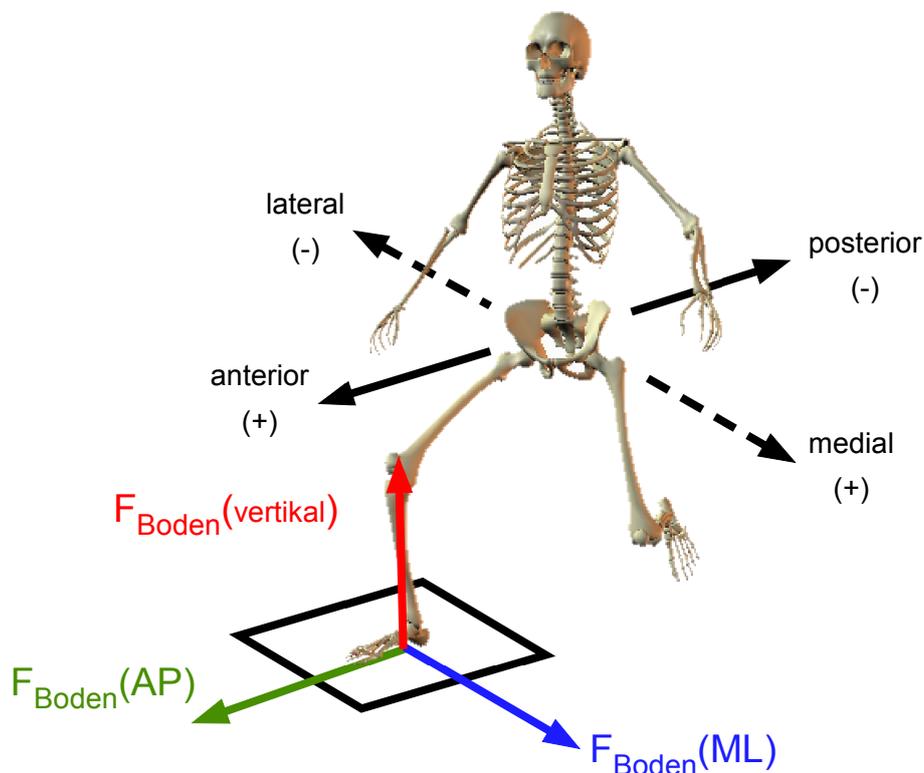
Bei der Angabe der berechneten Bodenreaktionskraft  $F_{\text{Boden}}$  werden in den Ergebnisdiagrammen und im Text durchgängig die in Abb. 3.10 dargestellten Bezeichnungen für die einzelnen Komponenten von  $F_{\text{Boden}}$  verwendet.

<sup>10</sup>Matlab, Version R2006b, The Mathworks Inc., Natick, MA, USA



**Abb. 3.9:** Definitionen der Gelenkwinkel des Knie- und Sprunggelenks. Die angegebenen Abkürzungen beziehen sich auf die Darstellung der Gelenkwinkelverläufe in den Abb. 3.11, 3.13, 3.14 und 3.17.

Für jeden analysierten Verletzungsfall erfolgt zunächst die Darstellung der ermittelten Gelenkwinkel des Knie- und Sprunggelenks. Anschließend werden Details zur berechneten Bodenreaktionskraft angegeben. Die Auswertung beginnt dabei jeweils mit dem Zeitpunkt des ersten Bodenkontakts.



**Abb. 3.10:** Orientierung der einzelnen Kraftkomponenten der Bodenreaktionskraft.  $F_{\text{Boden}}(\text{AP})$  entspricht der in bzw. entgegen der Bewegungsrichtung wirkenden Kraft,  $F_{\text{Boden}}(\text{ML})$  entspricht der seitwärts orientierten Kraftkomponente. Die Kräfte in Richtung anterior bzw. medial werden als positive Werte angegeben.

### 3.3.1 Verletzungsfall Nr. 1

Die Rekonstruktion der Bewegung erfolgt anhand einer Videosequenz mit 49 Bildern und einer Gesamtdauer von 320 ms. Die Auswertung ergibt eine Bodenkontaktzeit von 186,7 ms, wobei für 100 ms ein vollständiger Bodenkontakt<sup>11</sup> des verletzten linken Beines besteht. Vor  $t_{\text{Kontakt}}$  ist der Spieler vollständig in der Luft, während der Kontaktphase hat ausschließlich der linke Fuß Kontakt zum Boden, das Gewicht des Spielers lastet somit zu 100% auf dem verletzten Bein.

Zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontakts beträgt die horizontale Geschwindigkeit des KSP 5,7 m/s, die sich auf 4,4 m/s zum Ende der Kontaktphase verringert. Die Berechnung des Cut-Winkels für die Verletzungssituation ergibt ca. 12°.

<sup>11</sup>Während dieser Zeit befand sich der Fuß mit seiner gesamten Fläche in Kontakt mit dem Spielfeld

Abb. 3.11 zeigt die ermittelten Gelenkwinkel, den Verlauf der KSP-Geschwindigkeit sowie die Abschätzung der Bodenreaktionskraft für VF 1.

### Gelenkwinkel

Die Flexion des Kniegelenks beträgt bei  $t_{\text{Kontakt}}$   $28^\circ$ , die Valgusstellung ca.  $6^\circ$  und die Innenrotation etwa  $4^\circ$ . Das Sprunggelenk weist zum selben Zeitpunkt  $3^\circ$  Dorsalflexion,  $7^\circ$  Supination und  $18^\circ$  Innenrotation auf.

Auffallend ist der schnelle Wechsel zwischen Varus und Valgus im Kniegelenk während der ersten etwa 150 ms. Zwischen 0 ms und 40 ms kann zunächst bei konstanter, leichter Innenrotation eine schnelle Varus-Bewegung um  $13^\circ$  beobachtet werden, bevor im Verlauf der folgenden 60 ms wieder eine schnelle Valgus-Bewegung um  $16^\circ$  auftritt, die mit einer leichten Außenrotation einhergeht. Bei den Winkeln im Sprunggelenk sind dagegen keine schnellen Änderungen der Bewegungsrichtung erkennbar.

### Bodenreaktionskraft

Die Abschätzung der auftretenden Bodenreaktionskraft  $F_{\text{Boden}}$  zeigt, dass alle Komponenten innerhalb der ersten 100 ms nach  $t_{\text{Kontakt}}$  ihre Höchstwerte erreichen. Während  $F_{\text{Boden}}$ (vertikal) einen stetigen Verlauf hat (Maximalwert 3,8 G nach 66,7 ms), ändert die Seitwärtskomponente  $F_{\text{Boden}}$ (ML) nach ca. 60 ms ihre Richtung. Über den gesamten Zeitraum des Bodenkontakts liegt eine der Bewegung entgegengesetzt gerichtete Kraft  $F_{\text{Boden}}$ (AP) vor, die ihr Maximum nach 33,3 ms erreicht.

### Genauigkeit und Qualität der Rekonstruktion

Die Poser-Rekonstruktion erzielt sowohl eine gute Übereinstimmung des Skelett-Modells mit dem verletzten Spieler, als auch des virtuellen Spielfelds mit den sichtbaren Spielfeldmarkierungen in allen vier Perspektiven, auch bei Schwenkbewegungen der Kameras. Da der Spieler in drei der vier Kameraeinstellungen sehr klein sichtbar ist (relative Größe bezüglich des Bildausschnitts 0,3% bzw. 0,4%, vgl. Tab. 3.1), hat Kamera 3 für die Rekonstruktion und deren Qualität entscheidende Bedeutung.

## Ergebnisse Poser-Rekonstruktion VF 1

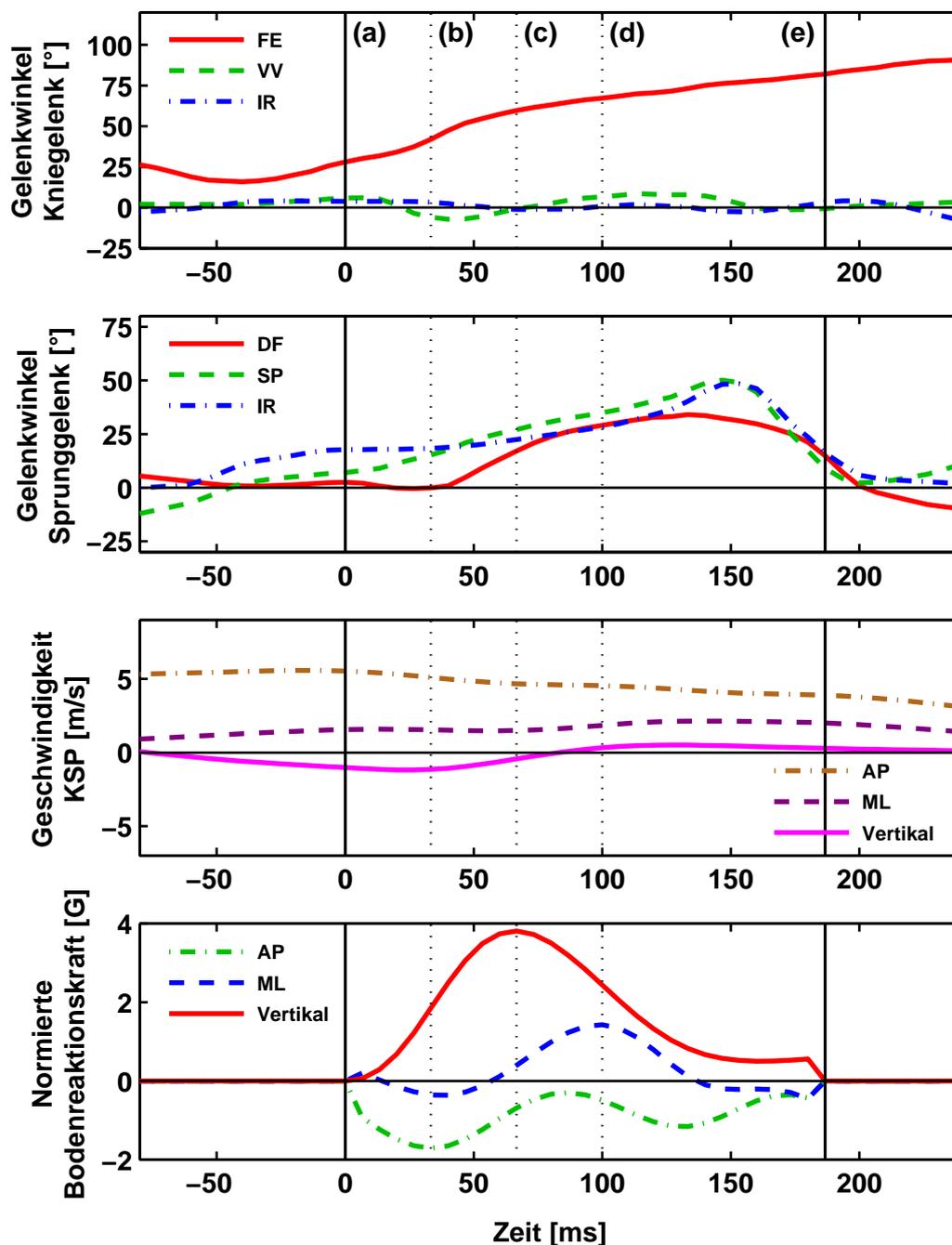


Abb. 3.11: Zeitverläufe der Knie- und Sprunggelenkwinkel des verletzten (linken) Beins sowie der KSP-Geschwindigkeit und der auf das Körpergewicht  $G$  normierten Bodenreaktionskraft für den VF 1. Die durchgezogenen vertikalen Linien markieren den Beginn (a) und das Ende (e) des Bodenkontakts. Die gepunkteten vertikalen Linien markieren die Zeitpunkte 33,3 ms (b), 66,7 ms (c) und 100 ms (d), zu denen die einzelnen Komponenten von  $F_{\text{Boden}}$  maximal bzw. minimal sind. Die verwendeten Abkürzungen sind in Abb. 3.9 und 3.10 erklärt.

Die Gelenkwinkel weisen während des Bodenkontakts weder für das Knie- noch für das Sprunggelenk Unstetigkeiten auf. Die Genauigkeit wird allerdings durch die temporäre Verdeckung des Spielers in den Perspektiven von Kamera 1 und Kamera 2 während des Bodenkontakts beeinträchtigt. Da die rasche Veränderung des Kniewinkels in der Frontalebene großen Einfluss auf die Belastungen im Knie haben könnte, sind die Unsicherheiten bei der Rekonstruktion in dieser Ebene zu berücksichtigen.

Die tiefe Lage von Kamera 3 verbunden mit der hohen Aufnahmefrequenz ermöglicht eine gute Abschätzung der vertikalen Bodenreaktionskraft-Komponente. Allerdings ist trotz der hohen Frequenz von 150 Hz die Detektierung des ersten Impacts nicht möglich. Auch für die beiden anderen Komponenten von  $F_{\text{Boden}}$  sind geeignete Perspektiven vorhanden (Kamera 2 bzw. 4), weshalb diese Werte aussagekräftig sind.

### **Biomechanische Interpretation**

Beim VF 1 fällt der schnelle Wechsel zwischen Varus- (0 ms bis 40 ms) und Valgus-Bewegung (40 ms bis 100 ms) bei geringer Tibia-Rotation und stetig steigender Flexion des Kniegelenks während der ersten 100 ms auf. Verglichen mit den Literaturwerten der beiden früheren Poser-Untersuchungen [133; 140] findet die Valgus-Bewegung hier deutlich später statt. Der Flexionswinkel zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontakts ( $28^\circ$ ) und sein Anstieg während der ersten 40 ms liegen dagegen im gleichen Bereich.

Bei der Suche nach einer Erklärung für das spätere Auftreten der Valgusbewegung sind hier die äußeren Umstände zu berücksichtigen, unter denen sich die Verletzung ereignet. Der verletzte Spieler befindet sich im Gegensatz zu den in der Literatur untersuchten Situationen in einer Abwehr- und nicht in einer Angriffssituation. Da der Spieler in der Defensive auf die Aktion seines Gegenspielers reagieren muss, ist eine Zeitverzögerung bei der Bewegungsdurchführung gegenüber einer geplanten, aktiven Bewegung grundsätzlich plausibel. Weiterhin kommt im vorliegenden Fall hinzu, dass sich die Spielsituation unmittelbar vor dem Bodenkontakt des verletzten Spielers verändert, da sich der Stürmer den Ball zu weit vorgelegt. Möglicherweise führt der Verletzte auch deshalb die Cutting-Bewegung verlangsamt bzw. leicht verzögert aus, da plötzlich keine unmittelbare Gefahr mehr besteht. Deshalb hat er eventuell auch bereits „im Kopf abgeschaltet“ wodurch die unmittelbar folgende Bewegung nicht mehr völlig kontrolliert ausgeführt wird.

Die Belastung im Knie kommt wahrscheinlich zum einen in der Sagittalebene durch die Kontraktion des M. quadriceps femoris beim Abbremsen (mit entsprechender „anterior shear force“) und zum anderen durch die Valgus-Bewegung in der Frontalebene zustande. Nach Withrow et al. (2006) kann diese Kombination hohe Lasten im vorderen Kreuzband hervorrufen [265]. Auch Koga et al. (2010a) spekulieren, dass eine der von ihnen untersuchten Verletzungen durch einen ähnlichen Lastfall ausgelöst wurde [133].

### 3.3.2 Verletzungsfall Nr. 2

Die Analyse der Bewegung erfolgt anhand einer Videosequenz mit 22 Bildern und einer Gesamtdauer von 420 ms. Die Auswertung ergibt eine Bodenkontaktzeit von 240 ms, wobei der linke Fuß für die Dauer von 80 ms vollständigen Bodenkontakt hat. Vor  $t_{\text{Kontakt}}$  befindet sich der Spieler in der Luft, während der Kontaktphase hat ausschließlich der linke Fuß Kontakt zum Boden. Das Gewicht des Spielers lastet somit zu 100% auf dem verletzten Bein (siehe Abb. 3.12).

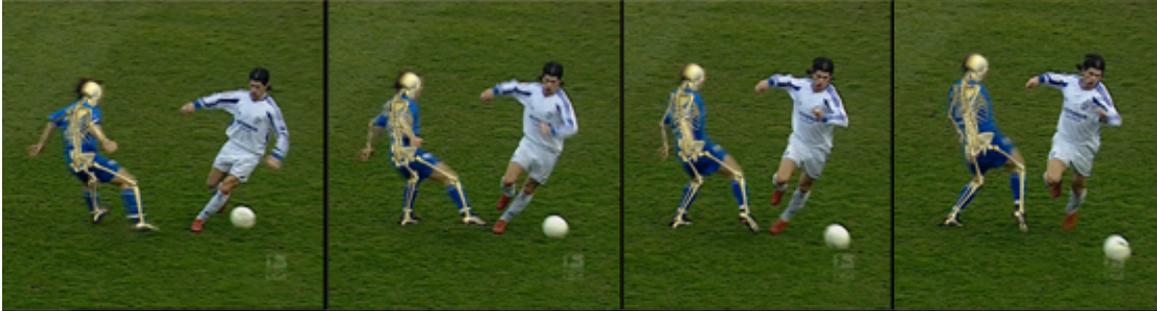
Zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontakts beträgt die horizontale Geschwindigkeit des KSP 6,1 m/s, die er bis auf 4,5 m/s bei Ende der Kontaktphase abbremst. Die Berechnung des Cut-Winkels für die Verletzungssituation ergibt  $8^\circ$ .

Abb. 3.13 zeigt die ermittelten Gelenkwinkel, den Verlauf der KSP-Geschwindigkeit sowie die Abschätzung der Bodenreaktionskraft für VF 2.

#### Gelenkwinkel

Bei  $t_{\text{Kontakt}}$  befindet sich das Kniegelenk in  $54^\circ$  Flexion,  $1^\circ$  Valgus und  $0^\circ$  Innenrotation, das Sprunggelenk in  $10^\circ$  Dorsalflexion ohne Supination und Innenrotation.

Während des Bodenkontakts findet in beiden Gelenken hauptsächlich eine Bewegung in der Sagittalebene (Flexion/ Extension) statt. Auffällig ist dabei, dass unmittelbar nach  $t_{\text{Kontakt}}$  in Knie- und Sprunggelenk zunächst eine Streckbewegung auftritt, wobei die Knieflexion bis auf  $36^\circ$  abnimmt und im Sprunggelenk eine Plantarflexion von  $15^\circ$  vorliegt. Erst nach ca. 60 ms beginnen die Flexionsbewegungen. Das Knie befindet sich dabei in einer leichten Valgusstellung (bis  $2^\circ$ ) in Verbindung mit einer geringen Außenrotation des Unterschenkels bezüglich des Oberschenkels.



**Abb. 3.12:** Vollständig an den verletzten Spieler angepasstes Skelettmodell. Die Bildsequenz zeigt die Bodenkontaktphase während der Verletzungssituation Nr. 2.

### Bodenreaktionskraft

Die Abschätzung der Bodenreaktionskraft für den VF 2 zeigt einen kontinuierlichen Anstieg von  $F_{\text{Boden}}$ (vertikal) bis zum Maximalwert von 2,5 G, 140 ms nach dem ersten Bodenkontakt. Bei  $F_{\text{Boden}}$ (AP) tritt mit Beginn der Kontaktphase zunächst eine nach vorne gerichtete, beschleunigende Kraft auf, die ihr Maximum (1,5 G) bereits 20 ms nach  $t_{\text{Kontakt}}$  erreicht. Erst nach etwa 40 ms wirkt diese Kraftkomponente der Bewegung entgegen, um den KSP abzubremsen.

Auch bei der Seitwärts-Komponente  $F_{\text{Boden}}$ (ML) ist eine Änderung der Richtung zu beobachten. Nach dem Bodenkontakt wirkt die Kraft zuerst in lateraler Richtung (nach außen), ab 140 ms in medialer Richtung.

### Genauigkeit und Qualität der Rekonstruktion

Die Poser-Rekonstruktion erzielt eine gute Übereinstimmung aller Segmente des Skelett-Modells mit dem verletzten Spieler in den drei vorhandenen Perspektiven. Dabei können die Gelenkpositionen und die Segmente relativ zum Spieler stabil gehalten werden.

Es besteht bei der Anpassung des Beckens jedoch das Problem, dass der Spieler das Trikot nicht in der Hose trägt, was die Positionierung erschwert. Fehler an dieser Stelle haben jedoch wenig Einfluss auf die Knie- und Sprunggelenkwinkel, sondern verändern mehr die Winkel der Hüfte und des unteren Rückens [137].

Entsprechend sind bei den Kniegelenkwinkeln keine Auffälligkeiten zu beobachten. Beim Sprunggelenk fällt dagegen ein sehr abruptes Ende der Plantarflexion

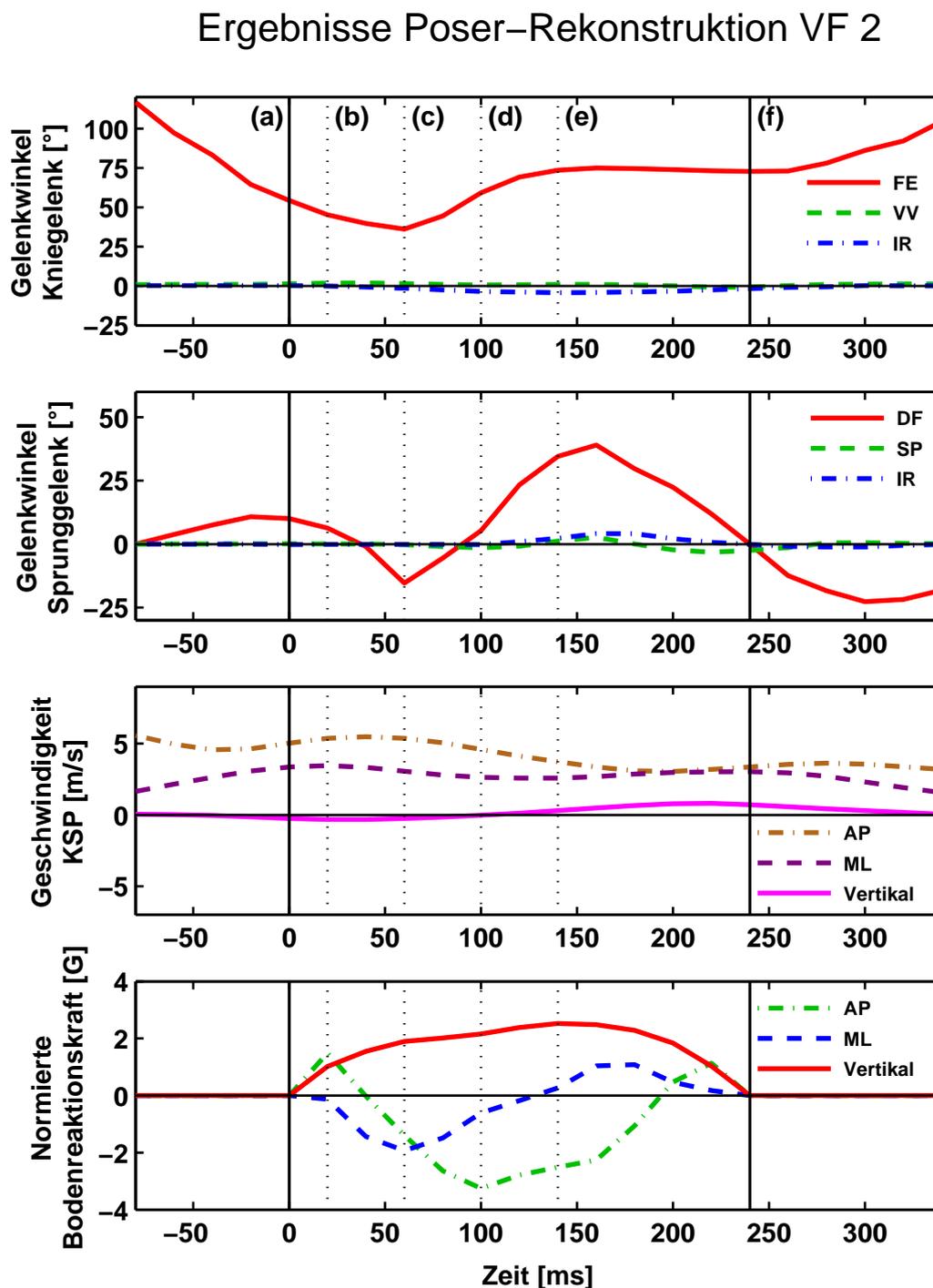


Abb. 3.13: Zeitverläufe der Gelenkwinkel des Knie- und Sprunggelenks des verletzten (linken) Beins sowie der KSP-Geschwindigkeit und der auf das Körpergewicht  $G$  normierten Bodenreaktionskraft für den VF 2. Die durchgezogenen vertikalen Linien markieren den Beginn (a) und das Ende (f) des Bodenkontakts. Die gepunkteten vertikalen Linien markieren die Zeitpunkte 20 ms (b), 60 ms (c), 100 ms (d) und 140 ms (e) nach dem ersten Bodenkontakt, zu denen die einzelnen Komponenten von  $F_{\text{Boden}}$  maximal bzw. minimal sind. Die verwendeten Abkürzungen sind in Abb. 3.9 und 3.10 erklärt.

60 ms nach  $t_{\text{Kontakt}}$  auf, obwohl keine Abweichungen zwischen Skelettmodell und Video erkennbar sind. Das kann nur auf die niedrige Bildfrequenz von 50 Hz zurückgeführt werden, da sich die Beinstellung zwischen zwei Bildern aufgrund der schnellen Bewegung des Spielers erheblich verändert.

Durch gute Übereinstimmung des Skeletts mit den Videoaufnahmen in allen Perspektiven kann der zeitliche Verlauf der Koordinaten des KSP ebenfalls mit guter Genauigkeit bestimmt werden und liefert die Voraussetzung für eine aussagekräftige Berechnung von  $F_{\text{Boden}}$ . Eine gewisse Unsicherheit ist durch die Positionierung der Kameras im Stadion bedingt, da alle vorliegenden Kameraperspektiven die Verletzung aus erhöhter Position zeigen. Die dadurch entstehenden Bildverzerrungen verfälschen wahrscheinlich die Abschätzung von  $F_{\text{Boden}}$ (vertikal) leicht. Außerdem ist keine Ansicht vorhanden, die den verletzten Spieler frontal zeigt, was einen Einfluss auf die Seitwärtskomponente von  $F_{\text{Boden}}$  haben könnte. Die gute Übereinstimmung des Skeletts mit dem verletzten Spieler in den vorhandenen Kameraperspektiven legt aber grundsätzlich eine gute Abschätzung der Bodenreaktionskraft nahe.

### **Biomechanische Interpretation**

Im VF 2 findet zunächst eine Extensionsbewegung im Kniegelenk statt, bevor es zur Flexion kommt. Dies und das Fehlen ausgeprägter Winkeländerungen außerhalb der Sagittalebene im Knie- und Sprunggelenk lassen darauf schließen, dass der Spieler keine Richtungsänderung beabsichtigt, sondern es sich um ein starkes Abbremsmanöver handelt. Der Verletzungsmechanismus sollte deshalb vorwiegend in der Sagittalebene liegen.

Dies macht das Auftreten eines sog. „quadriceps drawer“ plausibel. Dabei erzeugt der M. quadriceps femoris durch eine plötzliche, starke Kontraktion (wie sie beim schnellen Abbremsen auftritt) über die Umlenkung der Patella eine starke „anterior shear force“, die unter Umständen zum Riss des vorderen Kreuzbands führen kann [48; 276]. Möglicherweise tritt bei der Landung durch den Impact-Peak zusätzlich eine tibiofemorale Kompression auf, was eine zusätzliche Belastung für das vordere Kreuzband dargestellt würde [169]. Gegen die Theorie des „quadriceps drawer“ spricht, dass der Flexionswinkel des Kniegelenks stets größer als  $36^\circ$  ist und bei  $t_{\text{Kontakt}}$  sogar  $54^\circ$  beträgt. Bei größeren Flexionswinkeln befindet sich die Patella jedoch nicht mehr anterior bezüglich der Tibiaachse, weshalb die Kraft des M. quadriceps femoris das vordere Kreuzband nicht unmittelbar gefährdet [159].

Die Kraftkomponente  $F_{\text{Boden}}(\text{AP})$  wirkt zu Beginn des Bodenkontakts in Bewegungsrichtung. Das bedeutet, dass der Spieler erst noch beschleunigt bevor er während des Bodenkontakts plötzlich stark abbremst. In diesem Fall würde es sich um ein ungeplantes Manöver handeln, was das Gleichgewicht aus internen und externen Kräften stört. Eine solche Störung wird in der Literatur als ein Einflussfaktor für Verletzungen des vorderen Kreuzbands genannt [29; 71].

### 3.3.3 Verletzungsfall Nr. 3

Die Rekonstruktion der Bewegung erfolgt anhand einer 39 Bilder umfassenden Videosequenz mit einer Gesamtdauer von 760 ms. Die Auswertung ergibt eine Bodenkontaktzeit von 380 ms. Das rechte Bein befindet sich für die Dauer von 50 ms in vollständigem Kontakt mit dem Boden. Während der restlichen Zeit haben nur der Vorderfuß oder nur die Ferse Bodenkontakt. Vor dem Aufsetzen des verletzten rechten Fußes landet der Spieler auf seinem linken Bein (siehe Abb. 3.15 sowie die detaillierte Beschreibung in Abschnitt B.1 des Anhangs). Er führt einen großen Ausfallschritt als Ausgleichsbewegung mit dem rechten Bein aus. Im Verlauf dieser Bewegung berührt der linke Fuß zwar den Boden, in den TV-Bildern war jedoch zu erkennen, dass dieser ohne Belastung mit der Innenseite über den Boden gezogen wird.

Zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontakts des verletzten Fußes beträgt die horizontale Geschwindigkeit des KSP 4,8 m/s, am Ende der Videosequenz 4,0 m/s. Die Berechnung des Cut-Winkels ergibt 29°.

Abb. 3.14 zeigt die ermittelten Gelenkwinkel, den Verlauf der KSP-Geschwindigkeit sowie die Abschätzung der Bodenreaktionskraft für VF 3.

#### Gelenkwinkel

Das Kniegelenk weist zu Beginn der Kontaktphase eine leichte Flexion (27°) und Varusstellung (4°) ohne Rotation auf. Während der Verletzungssituation steigt die Knieflexion zunächst bis 260 ms nach  $t_{\text{Kontakt}}$  kontinuierlich auf 86° an. Ab ca. 140 ms nach  $t_{\text{Kontakt}}$  erhöht sich die Außenrotation des Unterschenkels auf bis zu 16° (320 ms) und geht bis zum Ende der Bodenberührung wieder fast auf 0° zurück. Mit der zunehmenden Rotation der Tibia verringert sich die Varusstellung im

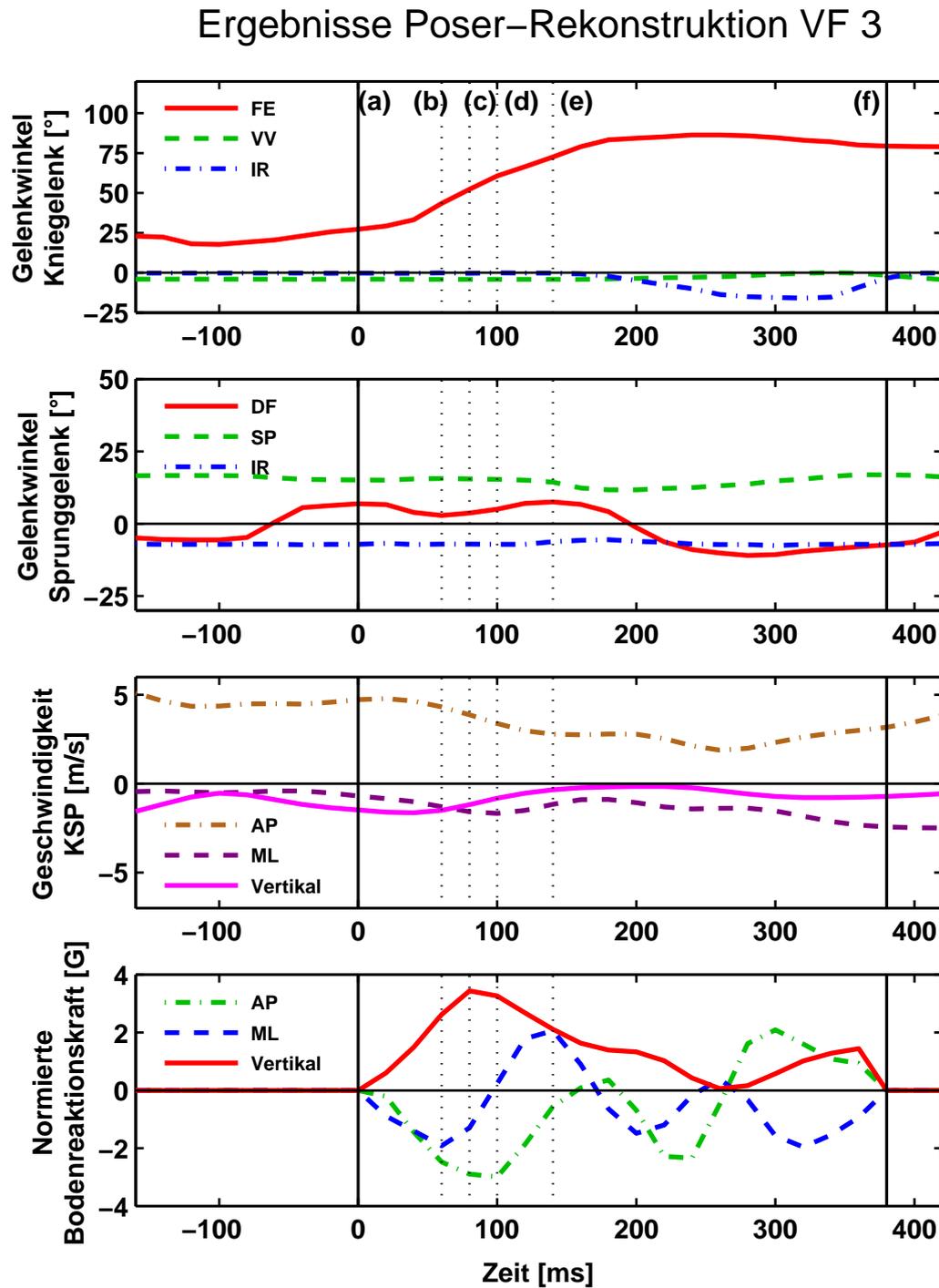


Abb. 3.14: Zeitverläufe der Gelenkwinkel des Knie- und Sprunggelenks des verletzten (rechten) Beins sowie der KSP-Geschwindigkeit und der normierten Bodenreaktionskraft für den VF 3. Die durchgezogenen vertikalen Linien markieren den Beginn (a) und das Ende (f) des Bodenkontakts. Die gepunkteten vertikalen Linien markieren die Zeitpunkte 60 ms (b), 80 ms (c), 100 ms (d) und 140 ms (e) nach dem ersten Bodenkontakt, zu denen die einzelnen Komponenten der Bodenreaktionskraft maximal bzw. minimal sind. Die verwendeten Abkürzungen sind in Abb. 3.9 und 3.10 erklärt.

Kniegelenk von zuvor konstant  $4^\circ$  auf  $0^\circ$ . Im Sprunggelenk geht die Dorsalflexion zwischen 140 ms und 260 ms in eine Plantarflexion über, die dann bis zum Ende der Verletzungssituation gleich bleibt. Die Supination nimmt zwischen 140 ms und 300 ms von  $15^\circ$  auf  $12^\circ$  ab und steigt danach auf  $16^\circ$  an.

### Bodenreaktionskraft

Die vertikale Komponente von  $F_{\text{Boden}}$  steigt ab  $t_{\text{Kontakt}}$  bis zum Maximalwert von 3,4 G nach 80 ms an, fällt danach bis auf Null ab und steigt dann nochmals kurzzeitig zum Ende der Kontaktphase hin an. Bei  $F_{\text{Boden}}(\text{ML})$  ändert sich die Richtung mehrfach sehr schnell. Es wirken nach 60 ms 1,9 G in lateraler Richtung und nach 140 ms 2 G in medialer Richtung. Die Komponente  $F_{\text{Boden}}(\text{AP})$  ist überwiegend der Bewegung entgegengesetzt gerichtet.



**Abb. 3.15:** Bildfolge des Verletzungshergangs des VF 3 aus dem Blickwinkel der Kamera 3. Der Spieler landet erst auf dem linken Bein und versucht in der Folge mit dem rechten Bein (verletztes Bein) die unkontrollierte Landung abzufangen.

### 3.3.3.1 Genauigkeit und Qualität der Rekonstruktion

Das Skelettmodell kann während der Poser-Analyse gut an den verletzten Spieler angepasst und konstant gehalten werden. Auch in dieser Situation trägt der verletzte Spieler sein Trikot nicht in der Hose, was die Erkennung der Beckenposition erschwert. In den Zeitverläufen der Gelenkwinkel sowie der KSP-Geschwindigkeit sind aber keine Unstetigkeiten erkennbar. Die zeitweise Verdeckung des Spielers in Kamera 2 (Frontalansicht) während des Bodenkontakts erschwert der Rekonstruktion in der Frontalebene. Das bedeutet für den Varus-/ Valgus-Winkel im Knie sowie den Pronations-/ Supinations-Winkel im Sprunggelenk eine gewisse Unsicherheit. Da die Lage des Skeletts relativ zum verletzten Spieler über den gesamten Zeitraum stabil bleibt, liefert die Rekonstruktion insgesamt genaue Angaben der Kinematik.

Im VF 3 ist die Aufnahme einer sehr tief platzierten Kamera (Kamera 3) vorhanden. Das wirkt sich positiv auf die Genauigkeit von  $F_{\text{Boden}}$ (vertikal) aus. Eine Erfassung des ersten Impact-Peaks ist allerdings aufgrund der Bildfrequenz von 50 Hz nicht möglich.

### 3.3.3.2 Biomechanische Interpretation

Beim dritten Verletzungsfall ist ein Rückschluss auf den Verletzungsmechanismus schwierig, da es sich um eine ungewöhnliche Bewegung handelt (siehe Abbildung 3.15 und die Situationsbeschreibung im Anhang B.1). Nach den TV-Bildern dreht sich der Körper des Spielers bei feststehendem Fuß weiter, wobei nur zwischen 20 ms und 120 ms eine Verblockung des gesamten Fußes zu beobachten ist. Die Bewegung kann in gewisser Weise mit einem Sturz beim Skifahren verglichen werden, bei dem der Skifahrer nach hinten absitzt und dessen Körper sich weiter dreht („phantom foot“), während der Fuß über die Bindung am Ski fixiert ist und so die Drehung des Körpers nicht ausführen kann.

Es fällt auf, dass sich im Knie- und Sprunggelenk während der ersten ca. 150 ms jeweils nur die Flexion verändert, wobei dies auch der Verdeckung des Spielers in der Frontalansicht geschuldet sein könnte. Die Hauptbewegung findet nicht im Kniegelenk sondern im Hüftgelenk statt (siehe Abb. B.3 im Anhang). Während der ersten 60 ms nach  $t_{\text{Kontakt}}$  tritt eine schnelle Innenrotation und Adduktion des Oberschenkels auf. Möglicherweise versucht der Spieler, durch die Anspannung des M. quadriceps femoris einen Sturz zu vermeiden. Der Flexionswinkel verändert sich während

der ersten 60 ms innerhalb eines Bereichs von  $30^\circ$  wodurch eine hohe Belastung des vorderen Kreuzbands prinzipiell möglich ist [48; 276].

Die vertikale Komponente der Bodenreaktionskraft erreicht nach ca. 80 ms ihr Maximum. Allerdings zeigen Krosshaug & Bahr in ihrer Validierungsstudie, dass der vertikale Höchstwert erst mit einer leichten Verzögerung bestimmt werden kann [137]. Somit tritt die maximale Bodenreaktionskraft  $F_{\text{Boden}}(\text{vertikal})$  vermutlich bereits während der ersten 60 ms auf, was in diesem Fall bei der geringen Knieflexion zu einer hohen Belastung des vorderen Kreuzbands führt [41]. Die zum Ende des Bodenkontakts hin auftretende Außenrotation der Tibia könnte eine Folge des bereits gerissenen Kreuzbands sein [169].

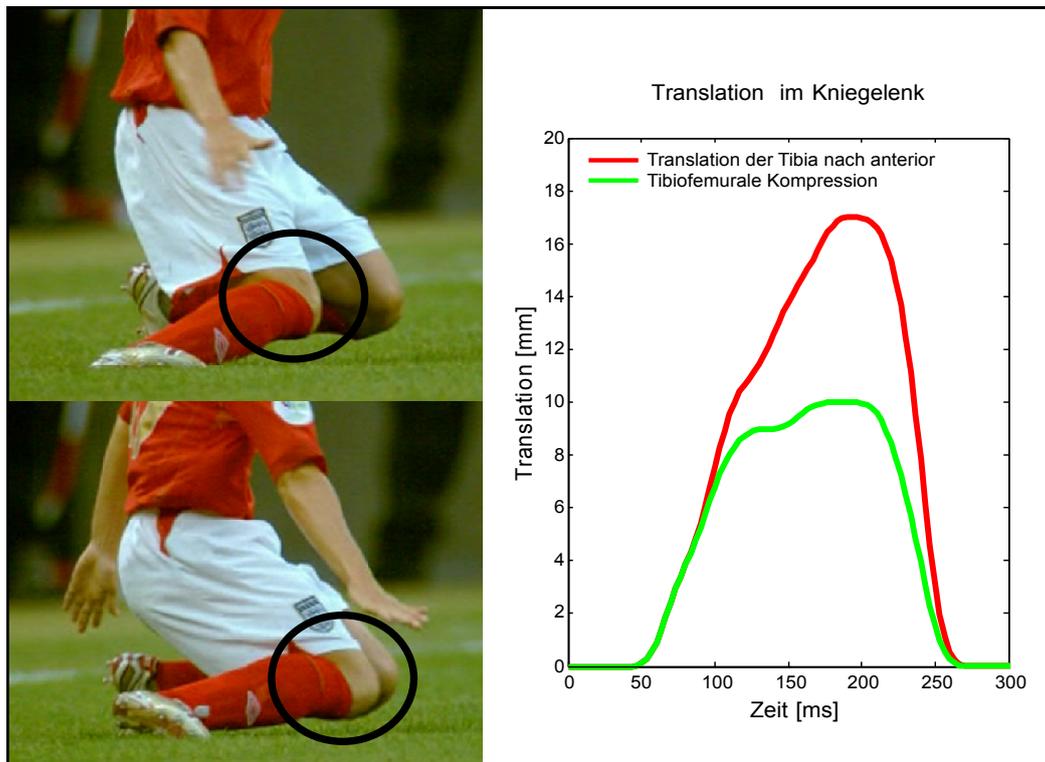
Aufgrund der Daten und der TV-Bilder scheint eine „anterior shear force“ und eine Drehbewegung des Körpers bei zunehmender Knieflexion und ansonsten gleich bleibenden Kniewinkeln vorzuliegen. Außerdem erfolgt die Bewegung allem Anschein nach unkontrolliert, was einen zusätzlichen Faktor darstellen würde [29].

### 3.3.4 Verletzungsfall Nr. 4

Die Rekonstruktion der Bewegung erfolgt anhand einer Videosequenz aus 157 Bildern mit einer Gesamtdauer von 523 ms. Die Auswertung ergibt eine Bodenkontaktzeit von 250 ms. Der verletzte Fuß setzt dabei für die Dauer von 140 ms komplett auf dem Boden auf. Vor  $t_{\text{Kontakt}}$  passt der Spieler den Ball mit dem später verletzten Fuß weiter. Der linke Fuß berührt vor und während der Verletzungssituation mit der Fußspitze leicht den Boden, eine abstützende oder entlastende Bewegung ist auf den TV-Bildern jedoch nicht zu erkennen.

Zwischen ca. 190 ms und 260 ms nach  $t_{\text{Kontakt}}$  ist in 21 Einzelbildern der Kamera 3 eine Relativbewegung des Oberschenkels zum Unterschenkel erkennbar (siehe Abb. 3.16). Mit dem standardmäßigen Kugelgelenk im Knie des Skelettmodells kann in diesem Zeitbereich die Anpassung nur mit starken Abweichungen beim gesamten rechten Bein sowie mit Sprüngen von einem Bild zum Nächsten erreicht werden.

Da das menschliche Knie kein reines Kugelgelenk ist, sondern in geringem Umfang auch translatorische Bewegungen ausführen kann [169; 270] werden auch beim Skelettmodell translatorische Freiheitsgrade hinzugefügt. Somit kann die Relativbewegung des Unterschenkels bezüglich des Oberschenkels nach nach vorne (anterior) ebenso rekonstruiert werden, wie die Annäherung der beiden Knochen Tibia und Femur (tibiofemorale Kompression), siehe Abb. 3.16. Dadurch wird eine deutlich ver-



**Abb. 3.16:** Links: Im TV-Bild der Kamera 3 während 21 Bildern (70 ms) erkennbare Translation des Unterschenkels bezüglich des Oberschenkels.  
Rechts: Mittels der Rekonstruktion ermittelte Tibiatranslation nach anterior sowie tibiofemorale Kompression für diesen Verletzungsfall.

besserte Genauigkeit der Rekonstruktion erreicht und die Abweichungen zwischen Skelett und Video während der gesamten Sequenz auf ein Minimum reduziert.

Zum Zeitpunkt  $t_{\text{Kontakt}}$  beträgt die horizontale Geschwindigkeit des KSP 2,9 m/s, nach dem Ende des Bodenkontakts 0,7 m/s. Die Berechnung des Cut-Winkels während der Bewegung ergibt  $54^\circ$ . Abbildung 3.17 zeigt die ermittelten Gelenkwinkel, den Verlauf der KSP-Geschwindigkeit sowie die Abschätzung der Bodenreaktionskraft für VF 4.

### Gelenkwinkel

Zu Beginn des Bodenkontakts befindet sich das Kniegelenk in  $34^\circ$  Flexion,  $11^\circ$  Valgus und  $13^\circ$  Innenrotation. Ab diesem Zeitpunkt steigt die Flexion kontinuierlich bis zum Ende des Bodenkontakts an. Auch die Valgusstellung nimmt bis 156 ms zu und reduziert sich erst zum Ende der Verletzungssituation wieder auf ca.  $26^\circ$ . Bei der Innenrotation zeigt sich nach 63,3 ms das Maximum von  $23^\circ$ . Danach dreht

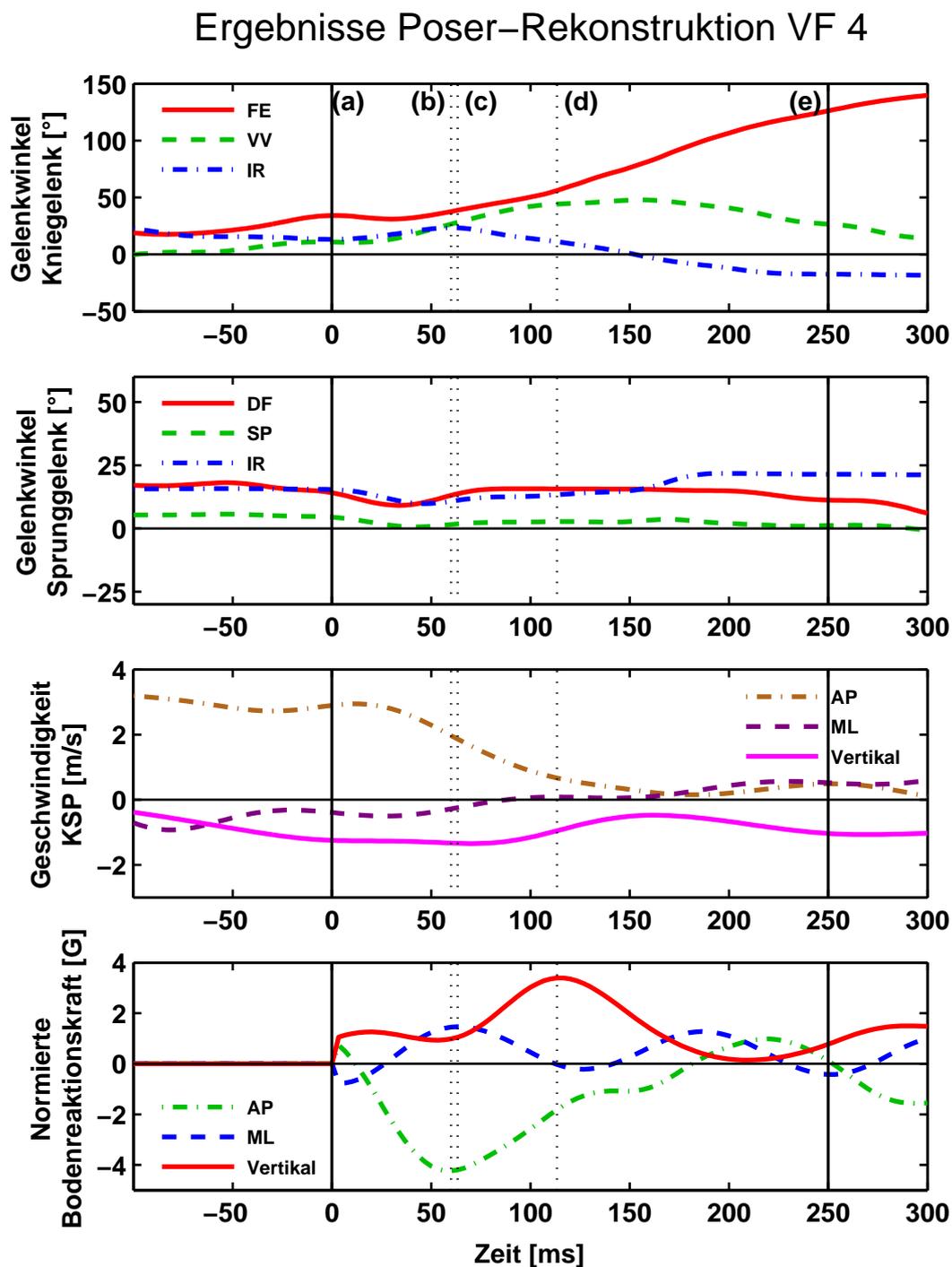


Abb. 3.17: Zeitverläufe der Gelenkwinkel des Knie- und Sprunggelenks des verletzten (rechten) Beins sowie der KSP-Geschwindigkeit und der normierten Bodenreaktionskraft für den VF 4. Die durchgezogenen vertikalen Linien markieren den Beginn (a) und das Ende (e) des Bodenkontakts. Die gepunkteten vertikalen Linien markieren die Zeitpunkte 60 ms (b), 63,3 ms (c) und 113,3 ms (d) nach dem ersten Bodenkontakt, zu denen die einzelnen Komponenten der Bodenreaktionskraft maximal bzw. minimal sind. Die verwendeten Abkürzungen sind in Abb. 3.9 und 3.10 erklärt.

sich der Unterschenkel nach außen und erreicht zum Ende des Bodenkontakts eine Außenrotation bezüglich des Oberschenkels von  $17^\circ$ . Mittels der zusätzlichen Freiheitsgrade im rechten Kniegelenk wird im Zeitraum zwischen 190 ms und 260 ms eine maximale Translation der Tibia nach vorne von 17 mm, sowie eine maximale tibiofemorale Kompression von 10 mm ermittelt (siehe Abb. 3.16).

Beim Sprunggelenk verändern sich alle Gelenkwinkel nur wenig. Sie liegen allesamt in anatomisch unkritischen Bereichen und zeigen keine Auffälligkeiten.

### Bodenreaktionskraft

Die Abschätzung der Bodenreaktionskraft zeigt, dass zunächst  $F_{\text{Boden}}(\text{AP})$  60 ms nach dem ersten Bodenkontakt ihren Höchstwert von  $-4,2\text{ G}$  erreicht, d.h. der Bewegung entgegen wirkt. Unmittelbar danach (63,3 ms) tritt auch bei der Seitwärts-Komponente die maximale Kraft auf. Zu diesen beiden Zeitpunkten beträgt die vertikale Bodenreaktionskraft ca.  $1\text{ G}$ . Diese erreicht erst nach 113,3 ms ihren Höchstwert.

#### 3.3.4.1 Genauigkeit und Qualität der Rekonstruktion

Die Aufnahmen des VF 4 stellen bzgl. des Videomaterials augenblicklich das bestmögliche Szenario dar, da die Bilder im hochauflösenden High-Definition-Format (HDTV) vorliegen und der Spieler zu keinem Zeitpunkt verdeckt ist. Zwei der Kameras (2 und 3) filmen mit deutlich höheren Frequenzen als die standardmäßigen Aufnahmegeräte. Dadurch kann sogar in Ansätzen der erste Impact-Peak rekonstruiert werden, siehe Abb. 3.17. Für die Einrichtung der Kameras kann auf die genauen Pläne des WM-Stadions zugegriffen werden. Lediglich die Position von Kamera 4 ist daraus nicht zu entnehmen, da es sich bei ihr um eine am Spielfeldrand bewegte Kamera handelt.

Die sehr unterschiedlichen Kamerapositionen, die große Darstellung des Spielers und die hervorragende Qualität der TV-Bilder ermöglichen eine sehr exakte und stabile Positionierung des Skeletts in allen Raumrichtungen.

Die Freischaltung der translatorischen Freiheitsgrade im rechten Kniegelenk ermöglicht die Rekonstruktion der Tibiatranslation nach vorne (anterior), was die Qualität des Matchings im Vergleich zu dem ohne Translation deutlich erhöht. Ihr Ausmaß bewegt sich mit maximal 17 mm in einem größeren Bereich als bei einem intaktem vorderen Kreuzband [169].

Die tiefe Lage von Kamera 3 ermöglicht in Verbindung mit der sehr hohen Aufnahme­frequenz eine gute Abschätzung der vertikalen Komponente der Bodenreaktionskraft. Der Zeitverlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft (Abbildung 3.17) zeigt ein kleines erstes Maximum nach ca. 20 ms vor dem Anstieg zum Höchstwert. Dieses gibt ansatzweise den ersten Impact-Peak wieder. Aufgrund der weiteren vorhandenen Ansichten sind auch die Werte der beiden übrigen Komponenten von  $F_{\text{Boden}}$  als mindestens genauso gut einzuschätzen, wie diejenigen die Krosshaug & Bahr (2005) [137] in ihrem Laborversuch ermittelten.

### 3.3.4.2 Biomechanische Interpretation

Im Verlauf des VF 4 gelingt es erstmals neben den Winkeln auch die Translation im Kniegelenk zu bestimmen. Zwischen 20 ms und 90 ms erfolgt eine starke Valgus-Bewegung und zwischen 10 ms und 60 ms eine erhebliche Innenrotation der Tibia. Im Zeitraum um 60 ms sind zudem die horizontalen Bodenreaktionskraft-Komponenten maximal. Der vertikale Höchstwert wird allerdings erst später ermittelt.

Die kinematischen Daten dieser Verletzung bestätigen weitgehend die Ergebnisse der beiden früheren Poser-Studien aus der Literatur [133; 140]. So kann auch hier nach  $t_{\text{Kontakt}}$  eine schnelle Valgus-Bewegung gekoppelt mit einer Innenrotation der Tibia beobachtet werden, die von einer Außenrotation gefolgt wird [133]. Aufgrund der großen Tibia-Translation müssen Kräfte in anteriorer Richtung am proximalen Ende der Tibia wirken, die diese Bewegung verursachen. Die auftretende Valgus-Belastung könnte zusammen mit der ebenfalls ermittelten tibiofemuralen Kompression und der Tibia-Translation ebenso zur Verletzung beitragen wie ein „quadiceps drawer“-Mechanismus. Dieser kann wegen des relativ geringen Kniewinkels zu Beginn der Verletzungssituation vermutet werden.

## 3.4 Zusammenfassung und Fazit der Poser-Analyse

Die Qualität der Videos aller vier Verletzungsfälle ist sehr gut, da es sich um offizielle TV-Aufnahmen von Bundesligaspielen (VF 1, VF 2, VF 3) bzw. der Fußball-Weltmeisterschaft (VF 4) handelt, die mit professionellem Personal und Equipment aufgenommen wurden. Für jede Situation sind Videos aus mindestens drei Kameraperspektiven vorhanden. Diese zeigen in ausreichendem Maße Orientierungspunkte in der Umgebung des Spielers (z.B. Spielfeldmarkierungen) für die Kalibrierung. Da-

durch konnte der zeitliche Verlauf der Koordinaten des KSP bestimmt und somit eine verlässliche Abschätzung der Bodenreaktionskraft vorgenommen werden.

Da der Prozess des „Matchens“ ein subjektiver Vorgang ist, bewerteten zwei außenstehende Experten jede Rekonstruktion hinsichtlich ihrer Qualität und Genauigkeit. Ihre Aussagen dienten der Optimierung der Ergebnisse. Systematische Fehler durch die Subjektivität der ausführenden Person konnten somit minimiert werden.

Das Einfügen des Skelettmodells in die Fernsehbilder hilft, die Vorgänge besser dreidimensional erfassen zu können [140]. Außerdem ermöglichen neue Perspektiven genauere Ansichten der Verletzungssituation [207]. Nach der Ausblendung der TV-Bilder bleibt nur noch das Skelettmodell ohne störende Einflüsse, beispielsweise Gegenspieler, übrig. Auch in den TV-Bildern teilweise verdeckte Körperpartien können so detailliert betrachtet werden (siehe Abb. 3.18).

Jedoch ist selbst bei diesen sehr guten Voraussetzungen die Ermittlung des exakten Verletzungszeitpunkts nicht möglich. Dieser kann auf Basis der kinematischen Ergebnisse eingegrenzt, nicht aber genau bestimmt werden. Das liegt vor allem daran, dass sich die untersuchten Verletzungen des vorderen Kreuzbands ohne Gegnerkontakt ereigneten und visuell somit nicht eindeutig erkennbar sind. In den seltenen Fällen, in denen eine offensichtliche Veränderung im Kniegelenk zu sehen ist (z.B.



**Abb. 3.18:** Das Ausblenden des Hintergrunds ermöglichte die ungestörte Sicht auf die Verletzungssituation (rechts) im Vergleich zur TV-Ansicht (links), dargestellt an einer Szene aus dem Verletzungsfall Nr. 3.

in VF 4) geschieht diese infolge des plötzlichen Stabilitätsverlustes im Gelenk, d.h. die Verletzung ereignete sich höchstwahrscheinlich schon zuvor.

Hinsichtlich der Verletzungsmechanismen kann zusammenfassend festgestellt werden, dass die vorliegende Analyse das Auftreten von Verletzungen des vorderen Kreuzbands ohne Gegnereinwirkung während komplexer mehrdimensionaler Gelenkbelastungen bestätigt [203]. Die Einflussfaktoren der Sagittalebene scheinen eine wichtige Rolle zu spielen [276]. Bei Cutting-Bewegungen ist zusätzlich die Wirkung einer Valgus-Last, teilweise gekoppelt mit einer Innenrotation der Tibia, wahrscheinlich.

Der von Koga et al. (2010a) [133] vorgeschlagene Verletzungsmechanismus (schnelle Valgus-Bewegung gekoppelt mit einer Innenrotation der Tibia bei leichter Flexion) und der geschätzte Verletzungszeitpunkt von ca. 40 ms nach dem ersten Bodenkontakt kann nur bei VF 4 beobachtet werden. Im VF 1 tritt eine ähnliche Kinematik auf, allerdings leicht verzögert. Bei den beiden anderen Verletzungen müssen dagegen andere Verletzungsmechanismen angenommen werden.

Verglichen mit den Daten der Poser-Studien von Krosshaug et al. (2007a) [140] und Koga et al. (2010a) [133] treten im VF 2 und VF 3 deutlich geringere Valgus-Positionen auf. Dies könnte daran liegen, dass die anderen Autoren bislang, mit einer Ausnahme, nur Verletzungen von Frauen untersuchten. Eine Reihe von Untersuchungen zeigt jedoch, dass Frauen im Vergleich zu Männern bei sportlichen Aktionen größere Valgusbewegungen und -momente erzeugen [108; 161; 203; 234]. Die deutlich geringere Ausprägung der Valgus-Positionen in den hier untersuchten Fußballfällen könnte daher mit diesem Unterschied zwischen den Geschlechtern zusammenhängen.

Insofern liefert die vorliegende Analyse von Kreuzbandverletzungen bei Männern neue Erkenntnisse, die zum Verständnis der Verletzungsmechanismen im Allgemeinen beitragen. Aufgrund der qualitativ hochwertigen Eingangsdaten und der guten Genauigkeit der Rekonstruktionen konnten sehr gute kinematische Daten ermittelt und aussagekräftige Abschätzungen der Bodenreaktionskräfte berechnet werden. Somit sind alle Voraussetzungen erfüllt, um die gewonnenen Daten für eine Computersimulation der Verletzungsfälle verwenden zu können.



# Kapitel 4

## Berechnung innerer Gelenkmomente mittels Computermodellierung

Mittels der Poser-Analyse wurde die Kinematik von vier Situationen während Fußballspielen ermittelt, in denen eine Verletzung des vorderen Kreuzbands ohne Einwirkung eines Gegenspielers stattfand. Zudem konnte aus dem zeitlichen Verlauf der KSP-Koordinaten über deren Differentiation die KSP-Beschleunigung ermittelt und daraus die Bodenreaktionskraft während der Verletzungsfälle berechnet werden.

Eine Möglichkeit, um aus diesen Daten auf resultierend übertragenen Kräfte und Drehmomente im Kniegelenk zu schließen, ist der Einsatz eines geeigneten Computermodells als Berechnungsmethode. Sind die kinematischen Größen, beispielsweise in Form der Gelenkwinkel und die Bodenreaktionskraft bekannt kann nach dem Grundgesetz der Mechanik  $F = m * a$  prinzipiell auf die verursachenden Kräfte und Momente geschlossen werden (inverse Dynamik).

Neben den Belastungen im Kniegelenk können auch die Kräfte und Momente bestimmt werden, die an einem Schnitt zwischen Tibia und Fuß auftreten. Von besonderem Interesse ist hierbei in der vorliegenden Arbeit das übertragene Drehmoment um die Längsachse der Tibia, welches auf den Fuß wirkt. Die Kenntnis dieses Drehmoments ist neben der schon ermittelten Kinematik (Winkel zwischen Tibia und Fuß) und der Bodenreaktionskraft als Randbedingung für den experimentellen Vergleich von Fußballschuhen mit unterschiedlichem Stollendesign erforderlich.

Die Erstellung des Computermodells erfolgte im Mehrkörpersimulationsprogramm Simpack<sup>12</sup>. Damit konnte die Bewegung simuliert und an den interessierenden Schnitten die resultierenden Drehmomente berechnet werden. Das Pre- und Post-Processing der Daten erfolgte im Programm Matlab.

## 4.1 Modellbildung und Vorgehensweise

Nach Keppler (2003) ist ein Modell per Definition nicht mit dem real Gegebenen gleichzusetzen, jedoch muss es die relevanten Eigenschaften innerhalb gewisser Grenzen abbilden [130] und gleichzeitig eine geeignete Komplexität aufweisen. Grundsätzlich sollte ein Modell so einfach wie möglich aber so komplex wie nötig sein, um eine vorliegende Fragestellung beantworten zu können [130; 183; 260]. Je einfacher das Modell aufgebaut ist, desto globaler sind die berechneten Größen. Je feinstrukturierter die Modellierung, umso genauer sind die Aussagen, die mit dem Modell gemacht werden können. Allerdings müssen dann die physikalischen Eigenschaften und Parameter der biologischen Materialien bekannt sein.

### 4.1.1 HANAVAN Ganzkörpermodell des Menschen

Für die Simulation der Verletzungsfälle wurde das HANAVAN-Modell [98] ausgewählt. Dieses ist bereits in verschiedenen Konfigurationen als Simpack-Modell vorhanden und fand bisher bei der Umsetzung von sportlichen Bewegungen Anwendung [26; 93; 94; 261; 279]. Es stellt unter Berücksichtigung des eingangs genannten Grundsatzes einen guten Kompromiss zwischen einfachem Aufbau und Aussagekraft dar.

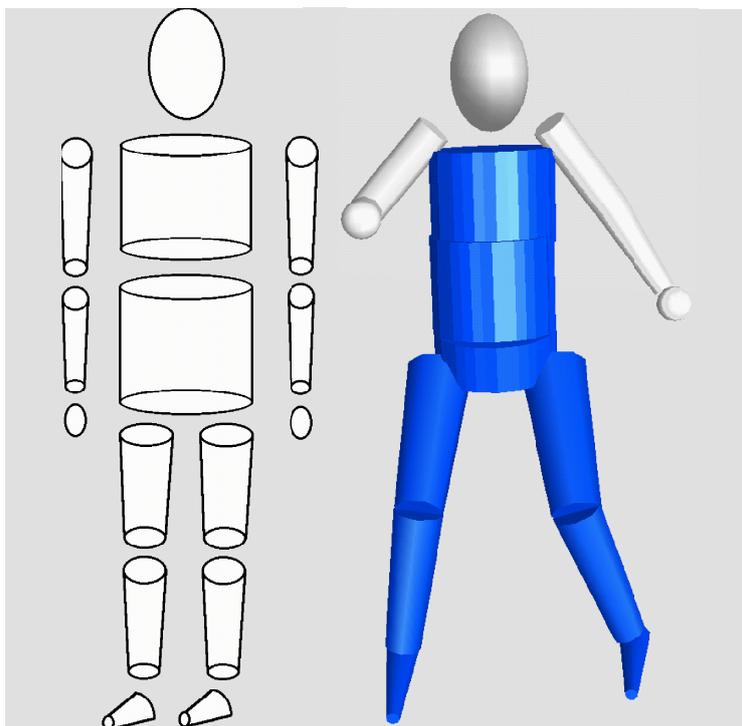
Das HANAVAN-Modell besteht aus insgesamt 16 starren, rotationssymmetrischen Teilkörpern<sup>13</sup> die durch Kugelgelenke (drei rotatorische Freiheitsgrade) miteinander verbunden sind, siehe Abb. 4.1.

Sein vollständig parametrisierter Aufbau erlaubt die Anpassung an die unterschiedlichen Körpergeometrien der untersuchten Spieler. Basierend auf 25 anthropometrischen Daten erfolgt automatisiert die Berechnung der für die Simulation erforder-

---

<sup>12</sup>Simpack v8.803, Simpack AG, Wessling, Deutschland

<sup>13</sup>Es gibt verschiedene Versionen von HANAVAN-Modellen mit 14 - 16 Segmenten, wobei die Unterschiede in der Modellierung des Oberkörpers liegen. Im einfachsten Fall besteht dieser aus einem einzigen, in der Regel aus zwei oder drei gegeneinander beweglichen Teilkörpern, die abhängig von der Fragestellung konfiguriert sind [93].



**Abb. 4.1:** HANAVAN-Menschmodell, dessen Teilkörper bis auf den Kopf als Kegelstümpfe modelliert sind. Links: Prinzipskizze [98] mit 15 Körpern. Rechts: Simpack-Modell mit 16 Teilkörpern [26; 93; 261].

derlichen Parameter, beispielsweise Segmentlängen, Gelenkpunkte sowie die Massen der Teilkörper und deren Trägheitseigenschaften.

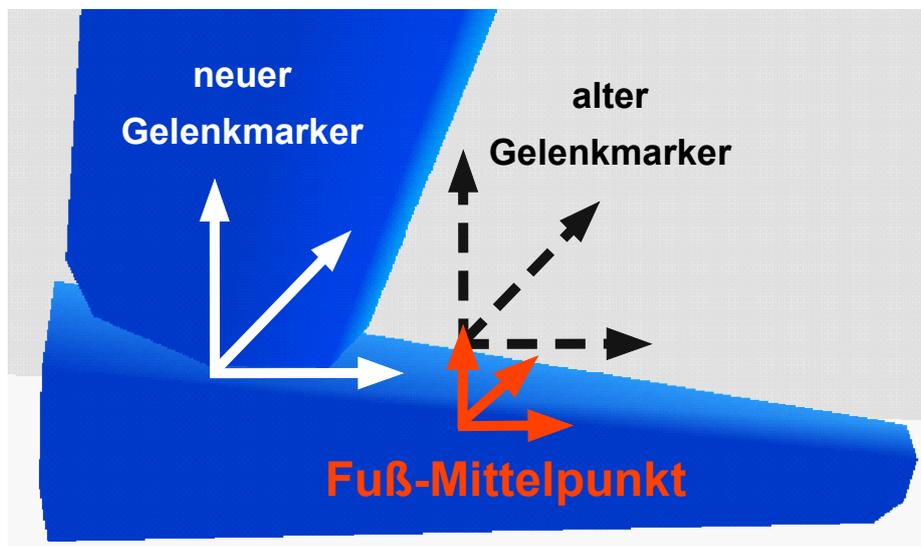
Für die Anpassung des Menschmodells an die jeweilige Anthropometrie des analysierten Spielers wurden die benötigten Maße des Zygote-Skelettmodells für die korrespondierenden anthropometrischen Parameter des HANAVAN-Modells übernommen. Dazu wurde das Zygote-Skelett im Programm Poser in eine neutrale (aufrechte) Position gebracht, die Maße, z.B. die Höhe des Trochanter major oder der Schulter über dem Boden, ausgelesen und auf das HANAVAN-Modell in Simpack übertragen.

Die Gelenkwinkel aus der Poser-Analyse wurden an den Gelenken des HANAVAN-Modells als Zeitfunktionen eingegeben, damit die Bewegung simuliert und gleichzeitig die resultierenden Gelenkmomente berechnet. Für die Ermittlung korrekter Gelenkmomente war es daher wichtig, dass die Gelenkpositionen des HANAVAN-Modells mit denen des Zygote-Skeletts aus Poser übereinstimmten. Da in Simpack die Gelenkpositionen über sogenannte „Gelenkmarker“ festgelegt waren, mussten deren Position im HANAVAN-Modell korrekt sein.

Die Unterteilung des Torso in drei Segmente entsprach der des Zygote-Skelettes, so dass hierfür die direkte Übernahme der entsprechenden Winkelangaben aus Poser möglich war. Am Sprunggelenk mussten dagegen einige Änderungen am original HANAVAN-Modell vorgenommen werden, um die Kompatibilität zum Zygote-Skelettmodell herzustellen (siehe Abb. 4.2).

Die erste Modifikation betraf die Position des Sprunggelenks. Ursprünglich befand sich die Verbindung von Unterschenkel zum Fuß in der Mitte des Teilkörpers Fuß, direkt oberhalb des Fuß-Mittelpunktes (siehe Abb. 4.2). Dies stimmte jedoch nicht mit dem Zygote-Skelettmodell überein, weshalb der Gelenkmarker am Fuß nach hinten versetzt wurde. Das Gelenk teilte so den Fuß im Verhältnis 3/4 zu 1/4 analog zum Zygote-Skelettmodell (siehe Abb. 4.2).

Die zweite Änderung bezog sich auf die Null-Position des Sprunggelenks. Während im original HANAVAN-Modell der Fuß in Neutralstellung einen Winkel von  $0^\circ$  mit der Tibia-Achse einschloss, anatomisch gesehen also gestreckt war, betrug der neue Ausgangswinkel wie beim Skelettmodell  $90^\circ$ .



**Abb. 4.2:** Alter und neuer Gelenkmarker am Fuß-Körper sowie der Fuß-Schwerpunkt des HANAVAN-Modells in Simpack.

### 4.1.2 Berechnung der resultierenden Gelenkmomente

Die resultierenden Gelenkmomente im Knie- und Sprunggelenk wurden jeweils mittels eines Reglers bestimmt.

Es handelt sich dabei um eine Vorgehensweise, die auf dem Prinzip der inversen Dynamik basiert. Der Regler sorgt dafür, dass der aktuelle Ist-Winkel des Modells möglichst schnell und exakt an den vorgegebenen Soll-Winkel, der aus der Poser-Analyse bekannt ist, angepasst wird [93]. Das hierfür notwendige Drehmoment entspricht dem resultierenden Gelenkmoment.

Bei dem verwendeten Regler handelt es sich um einen Kaskadenregler der Form

$$M_{res} = K_p(\varphi_{soll} - \varphi_{ist}) - K_v\dot{\varphi}_{ist} \quad (4.1)$$

Als Eingabegrößen sind neben dem zeitlichen Verlauf des Soll-Winkels  $\varphi_{soll}$ , die Reglerparameter  $K_p$  und  $K_v$  sowie die Ist-Winkelgeschwindigkeit  $\dot{\varphi}_{ist}$  notwendig.

Alle Gelenkwinkel-Zeitverläufe aus der Poser-Analyse wurden in Matlab mit einem „weighted average“ Filter geglättet. In Simpack erfolgte die automatische Aufbereitung der Input-Daten mittels einer cubic-spline Interpolation für die kontinuierliche Berechnung und die Ermittlung der für die Simulation erforderlichen Winkelgeschwindigkeiten und -beschleunigungen.

Nach Eingabe der kinematischen Anfangsbedingungen aus der Poser-Analyse in das Modell und Start der Integration der Bewegungsgleichungen wurden die aktuellen Ist-Winkel für jeden Integrationsschritt aus dem Modell ausgelesen. Durch deren Ableitung erfolgte die Berechnung der aktuellen Ist-Winkelgeschwindigkeiten. Der Regler berechnete dann iterativ die resultierenden Gelenkmomente, die notwendig waren, um die Bewegung des Modells zu simulieren. Bei den berechneten Gelenkmomenten handelte es sich um Drehmomente, die durch die an der Gelenkbewegung beteiligten Muskeln erzeugt wurden (muskuläres Moment).

Die Verwendung der Winkelgeschwindigkeit führte allerdings zu oszillierenden Gelenkmomenten, da die Gelenkwinkel-Zeitverläufe durch die Ableitung aufgeraut wurden. Durch die zusätzliche Implementierung eines Dämpfungselements (siehe Gleichung 4.2) konnten die Oszillationen beim berechneten resultierenden Gelenkmoment stark reduziert werden [93; 261].

$$M_{res} = K_p(\varphi_{soll} - \varphi_{ist}) - K_v\dot{\varphi}_{ist} + K_d(\dot{\varphi}_{soll} - \dot{\varphi}_{ist}) \quad (4.2)$$

Da der originale Regler nur für die Anwendung in zweidimensionalen Problemen vorgesehen war, erfolgte die Erweiterung für den Einsatz in dreidimensionalen (Kugel-)Gelenken.

$$\begin{pmatrix} M(\alpha) \\ M(\beta) \\ M(\gamma) \end{pmatrix}_{res} = K_p \begin{pmatrix} \Delta\alpha \\ \Delta\beta \\ \Delta\gamma \end{pmatrix} - K_v \begin{pmatrix} \dot{\alpha}_{ist} \\ \dot{\beta}_{ist} \\ \dot{\gamma}_{ist} \end{pmatrix} + K_d \begin{pmatrix} \Delta\dot{\alpha} \\ \Delta\dot{\beta} \\ \Delta\dot{\gamma} \end{pmatrix} \quad (4.3)$$

mit

$$\Delta\alpha = \alpha_{soll} - \alpha_{ist} \quad , \quad \Delta\beta = \beta_{soll} - \beta_{ist} \quad , \quad \Delta\gamma = \gamma_{soll} - \gamma_{ist} \quad (4.4)$$

und

$$\Delta\dot{\alpha} = \dot{\alpha}_{soll} - \dot{\alpha}_{ist} \quad , \quad \Delta\dot{\beta} = \dot{\beta}_{soll} - \dot{\beta}_{ist} \quad , \quad \Delta\dot{\gamma} = \dot{\gamma}_{soll} - \dot{\gamma}_{ist} \quad (4.5)$$

Die Soll-Winkel  $\alpha_{soll}$ ,  $\beta_{soll}$  und  $\gamma_{soll}$  entsprachen den Gelenkwinkeln, die mittels der Poser-Analyse für die Verletzungsfälle bestimmt worden waren. Der Gelenkmoment-Regler wurde als User-Routine in der Programmiersprache Fortran 90 programmiert und in Simpack eingebunden.

### 4.1.3 Simulation der Bewegung im Modell

Zur Simulation der Bewegung mit dem HANAVAN-Modell erfolgte die Implementierung des beschriebenen Reglers als Krafterelement in Knie- und Sprunggelenk des verletzten Beines. Die Werte für die drei Regelparameter  $K_v$ ,  $K_d$  und  $K_p$  wurden empirisch ermittelt und für alle Simulationsläufe konstant gehalten.

Die übrigen Gelenke des HANAVAN-Modells wurden über so genannte „rheonomic joints“ realisiert<sup>14</sup>. Die Vorgabe der Bewegung erfolgte über sogenannte Input-Funktionen, die die Zeitverläufe der Gelenkwinkel aus der Poser-Analyse beinhalten.

Das Inertialsystem in Simpack wurde so gelegt, dass die Orientierung mit demjenigen in der Poser-Analyse übereinstimmte und die korrekte Datenübernahme jederzeit gewährleistet war. Die Positionierung des gesamten Modells bezüglich des

<sup>14</sup>Dieser Gelenktyp führt eine, über Input-Funktionen vorgegebene Bewegung unmittelbar und exakt aus, ohne Rücksicht darauf, wie hoch die dafür notwendigen Kräfte bzw. Momente sind. Er sorgt also für die Zwangsumsetzung einer Bewegung.

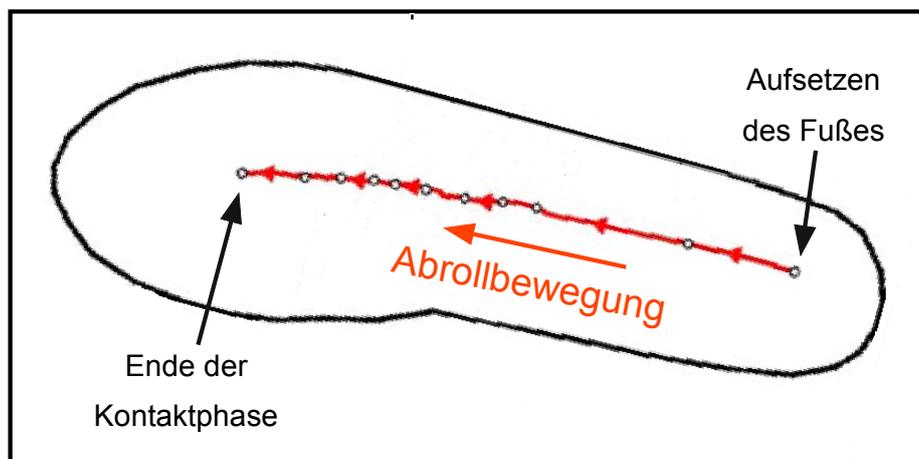
Inertialsystems sowie dessen Bewegung erfolgte ebenfalls über ein rheonomes Gelenk. Eingangsdaten für die Input-Funktionen waren der zeitliche Verlauf des KSP sowie dessen Drehungen um die drei Achsen des Inertialsystems. Translatorische und rotatorische Beschleunigungen wurden automatisch in Simpack aus den cubic-spline interpolierten Input-Funktionen berechnet.

#### 4.1.4 Einleitung der Bodenreaktionskraft

Die Zeitfunktion der Bodenreaktionskraft  $F_{\text{Boden}}(t)$  war ebenfalls aus der Poser-Analyse bekannt. Diese wurde als Input-Funktion in Simpack eingelesen, so dass die Bodenreaktionskraft mittels eines Kraftelements auf das HANAVAN-Modell wirkte.

Der Kraftangriffspunkt ( $\vec{T}_{\text{Angriff}}$ ) ist allerdings in der Realität kein fester Punkt, sondern bewegt sich beim Gehen während des Abrollvorgangs über die Fußsohle [38; 39; 185; 206] (siehe Abb. 4.3). Beim Aufsetzen des Fußes mit der Ferse wirkt die Bodenreaktionskraft etwa auf die Mitte der Ferse. Mit dem Abrollen des Fußes verschiebt sich der Kraftangriffspunkt weiter nach vorne, bis er schließlich beim Abdruck im Bereich des Fußballens liegt. Der Verlauf des Kraftangriffspunktes ist individuell sehr unterschiedlich [39; 185], hängt von der exakten Bewegung ab und kann zudem durch den Schuh [61; 62; 106] und mittels Einlegesohlen erheblich verändert werden [185].

Deshalb wurde  $\vec{T}_{\text{Angriff}}$  nicht als fester Marker-Punkt definiert, sondern als bewegter Marker realisiert. Die Bodenreaktionskraft wirkte vom Nullpunkt des Inertialsystems zum Kraftangriffspunkt an der Fußsohle.



**Abb. 4.3:** Gemessener Verlauf des Kraftangriffspunktes während der Bodenkontaktphase bei einer „plant-and-cut“-Bewegung nach Fong et al. (2009) [78].

### 4.1.5 Post-Processing

Im Post-Processing wurden die Simulationsergebnisse im Programm Matlab mittels eines gewichteten Mittelwertfilters (Gauß-Filter) geglättet und grafisch dargestellt. Die Auswertung der Daten erfolgte deskriptiv. Neben dem optischen Vergleich der simulierten Bewegung mit den vorliegenden Videos wurde als objektives Beurteilungskriterium für die Qualität der Regelung der Gelenkmoment-Regler die Differenz zwischen dem vorgegebenen Soll- und dem tatsächlichem Ist-Winkel des Modells  $\Delta\varphi = \varphi_{soll} - \varphi_{ist}$  und die mittlere quadratische Abweichung der beiden Zeitverläufe berechnet.

### 4.1.6 Direkte Ergebnisse aus der Computersimulation

Aus der Simulation der Bewegungen mit dem HANAVAN-Modell ergeben sich direkt die resultierenden Gelenkmomente im Knie- und Sprunggelenk. Zur besseren Verständlichkeit gilt für alle simulierten Fälle, unabhängig davon, ob das rechte oder linke Bein betroffen war, durchgängig die in Abb. 4.4 dargestellte Vorzeichen-Konvention für die Gelenkmomente. Die resultierenden Gelenkmomente wirken vom Oberschenkel auf den Unterschenkel, bzw. vom Unterschenkel auf den Fuß. Ein Flexionsmoment führt beispielsweise zu einer Beugung (Flexion) des Kniegelenks, während ein Extensionsmoment das Bein streckt.

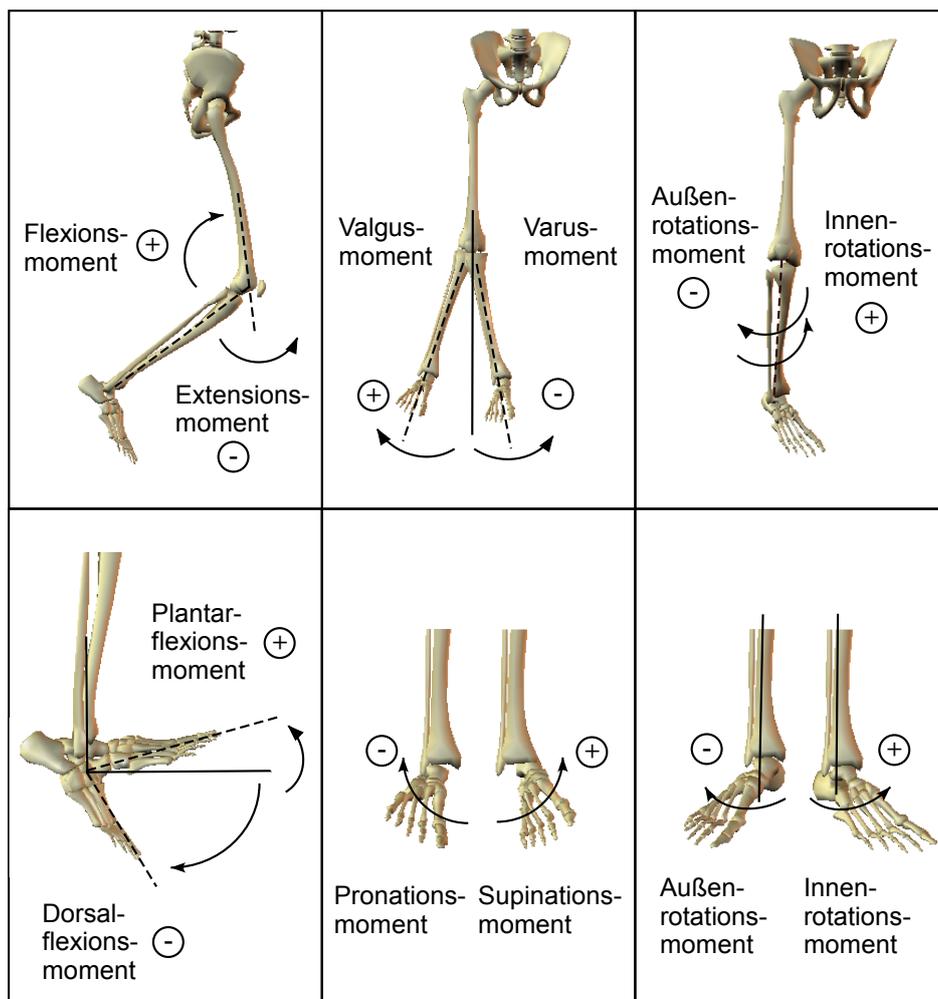
## 4.2 Validierung des Computermodells

Unter der Validierung eines Modells ist allgemein „der Nachweis zu verstehen, dass das Modell den Sinn erfüllt, für welchen es aufgebaut wurde“ [183], d.h. dass es die Wirklichkeit innerhalb bestimmter Grenzen korrekt abbildet [224]. Dieser Nachweis kann durch den Vergleich der mit dem Modell errechneten Daten mit experimentell ermittelten Daten erfolgen. Stimmen die berechneten Werte innerhalb vorgegebener Toleranzen mit den gemessenen Werten überein, so ist die Validität des Modells nachgewiesen (direkte Validierung) [224].

In der Biomechanik kann die Validierung jedoch meist nicht direkt erfolgen, da hierfür Messungen im Inneren des Menschen (in-vivo) notwendig wären, bzw. die interessierenden Größen nicht messbar sind (z.B. Gelenkmomente). In solchen Fällen wird die Möglichkeit genutzt, dass mit Modellen zusätzlich zu den interessierenden

Größen weitere Parameter berechnet werden können, die auch messbar sind, beispielsweise die Bodenreaktionskraft. Stimmen die errechneten Werte des Modells mit den gemessenen Daten überein wird davon ausgegangen, dass auch die übrigen Größen (z.B. die Gelenkmomente) über das Modell richtig berechnet werden (indirekte Validierung) [224].

Ist weder die direkte noch die indirekte Validierung möglich, sollte zumindest die prinzipielle Richtigkeit des Modells überprüft und sichergestellt werden (Verifizierung). Hierzu werden die interessierenden Größen sowohl mit dem verwendeten Modell, als auch mit einem zweiten Modell und einer anderen Methode berechnet und die Ergebnisse verglichen. Liegen die Ergebnisse beider Berechnungen in der selben Größenordnung kann davon ausgegangen werden, dass das verwendete Modell



**Abb. 4.4:** Definition der resultierenden Gelenkmomente des Knie- und Sprunggelenks der Computersimulation. Die angegebenen Abkürzungen beziehen sich auf die Darstellung der resultierenden Gelenkmomente in den Abb. 4.6, 4.7, und 4.13 bis 4.16.

korrekte Werte liefert.

Die direkte Validierung des HANAVAN-Modells in Simpack war im vorliegenden Fall nicht möglich, da die resultierenden Gelenkmomente nicht messbar waren. Auch eine indirekte Validierung konnte nicht durchgeführt werden, weil mit der zusätzlich verwendeten, invers dynamischen Berechnungsmethode keine Bodenreaktionskräfte ermittelt werden konnten. Deshalb wurde eine Verifizierung des HANAVAN-Modells durchgeführt.

### 4.2.1 Verifizierung des Modells

Die Verifizierung erfolgte anhand des vollständigen Datensatzes (Gelenkwinkel-Zeitverläufe aus der Bewegungsanalyse sowie gemessene Bodenreaktionskraft) aus der Validierungsstudie der Poser-Methode (vgl. Abschnitt 3.1.4). Für diese Bewegung berechnete die Gruppe des *Oslo Sports Trauma Research Center* (OSTRC) die resultierenden Gelenkmomente im Knie- und Sprunggelenk.

Sie verwendeten für ihre Berechnung das Menschmodell von Yeadon (1990) [134; 275], das insgesamt 95 verschiedene anthropometrische Daten des Probanden benötigte. Die Berechnung der resultierenden Gelenkmomente erfolgte mittels des Newton-Euler-Verfahrens [35; 45; 107; 134; 239; 257]. Dieses beruht auf der Überlegung, dass aufgrund der gelenkigen Verbindung der einzelnen Segmente die Kräfte und Momente, die an einem Segment wirken, nach dem Prinzip „*actio = reactio*“ auf das benachbarte Segment übertragen werden. Als Eingangsdaten für die Berechnung sind die Daten der Teilkörper des Menschmodells (Masse des Teilkörpers, Position des Massenschwerpunkt und Trägheitstensor), sowie die Baumstruktur des Modells und die wirkenden äußeren Kräfte und Momente erforderlich. Zur Simulation der Bewegung werden die Bewegungsgleichungen erstellt und integriert.

Die dabei auftretenden Kräfte stehen in direktem Zusammenhang mit der Beschleunigung und der Masse eines Körpers. Die Berechnung startet am entferntesten (distalen) Körper und bestimmt schrittweise die resultierenden Gelenkkräfte und -momente des Nachbarkörpers. Das Verfahren gliedert sich dabei in zwei Rechenschritte. Im ersten Schritt erfolgt die Bestimmung der äußeren Kräfte und Momente, die auf jeden einzelnen starren Körper wirken, im zweiten werden die gesuchten resultierenden Gelenkmomente berechnet.

Mittels der beschriebenen Methode wurden am OSTRC die Zeitverläufe der resultierenden Gelenkmomente berechnet. Der vollständige Datensatz stand für die

Verifizierung des HANAVAN-Modells in Simpack zur Verfügung.

### Vorgehensweise bei der Verifizierung des HANAVAN-Modells

In Simpack wurde ein HANAVAN-Modell des Probanden aus dem Laborversuch (siehe Abschnitt 3.1.4) mit dessen exakten anthropometrischen Daten aufgebaut. Bezüglich der mathematischen Beschreibung des Menschen entsprach das HANAVAN-Modell dem Yeadon-Modell, welches für die Berechnung mit dem Newton-Euler-Ansatz verwendet worden war. Mit den zur Verfügung stehend kinematischen Daten aus der Bewegungsanalyse des Laborversuchs sowie den exakten Messwerten der Bodenreaktionskraft erfolgte die Simulation der Bewegung und die Berechnung der resultierenden Gelenkmomente in Simpack.

Die Beurteilung der Genauigkeit der HANAVAN-Modells erfolgte über den Vergleich der Simulationsergebnisse beider Verfahren. Neben dem deskriptiven Vergleich der berechneten Gelenkmoment-Zeitverläufe wurde die Differenz Gelenkmomente des Newton-Euler-Verfahrens  $M_{NE}$  und des HANAVAN-Modells in Simpack  $M_{Simpack}$

$$\Delta M = M_{NE} - M_{Simpack} \quad (4.6)$$

sowie die mittlere quadratische Abweichung (MQA) beider Werte berechnet.

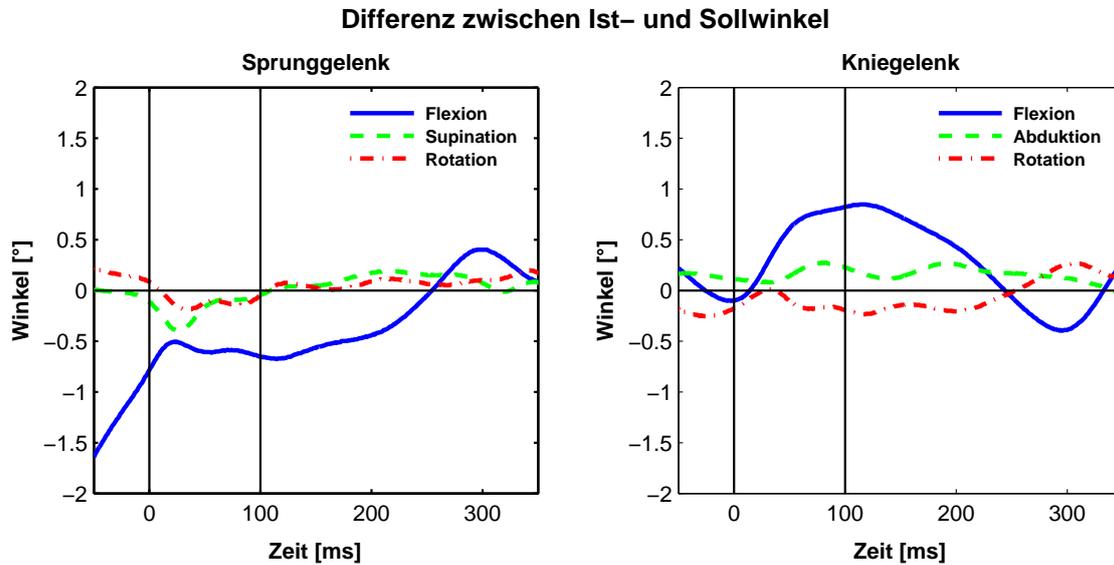
Darüber hinaus erfolgte über die Bestimmung der Differenz zwischen den vorgegebenen Soll-Winkeln mit den erreichten Ist-Winkeln die Überprüfung, wie exakt die beiden Gelenkmoment-Regler die Bewegung im Knie- und Sprunggelenk simulierten. Hierfür wurde neben der Winkeldifferenz  $\Delta\varphi$

$$\Delta\varphi = \varphi_{Soll} - \varphi_{Ist} \quad (4.7)$$

die mittlere quadratische Abweichung zwischen beiden Winkeln für jede Drehachse berechnet.

### Ergebnisse der Verifizierung

Der Vergleich zwischen Soll- und Ist-Winkel ergibt sowohl für das Knie- als auch für das Sprunggelenk nur geringe Abweichungen (siehe Abb. 4.5). Das bedeutet, dass die Bewegung durch die Gelenkmomentregler (vgl. Gleichung 4.3) genau simuliert werden kann. Niedrige Werte der mittleren quadratischen Abweichung bestätigen dies.



**Abb. 4.5:** Differenz zwischen Soll- und Ist-Winkel im Knie- und Sprunggelenk des HANAVAN-Modells für die Simulation des Laborversuchs mit den exakten Messdaten. Die beiden vertikalen Linien markieren die ersten 100 ms der Bodenkontaktphase.

Der Vergleich der Gelenkmomente des HANAVAN-Modells in Simpack mit den Ergebnissen des Newton-Euler (NE) Ansatzes ist in den Abbildungen 4.6 und 4.7 dargestellt. Dabei zeigt sich, dass die Ergebnisse beider Berechnungsarten für alle ermittelten Gelenkmomente in Knie- und Sprunggelenk in der gleichen Größenordnung liegen.

Das Flexionsmoment im Sprunggelenk setzt beim HANAVAN-Modell mit ca. 35 ms Verzögerung ein und steigt während der folgenden 30 ms parallel zur NE-Kurve an. Im weiteren Verlauf der Bodenkontaktphase weist das Flexionsmoment einen ähnlichen Verlauf wie NE auf, entwickelt jedoch etwa 60 Nm bis 100 Nm geringere resultierende Gelenkmomente. Im Fall des Supinationsmoments sind die Zeitverläufe qualitativ vergleichbar, wenngleich das HANAVAN-Modell während der ersten 160 ms nach dem  $t_{\text{Kontakt}}$  höhere Werte liefert. Beim Rotationsmoment ergeben sich nur geringe Abweichungen während der ersten 100 ms. Allerdings generiert Simpack bis 50 ms ein niedriges Innenrotationsmoment während der NE-Ansatz ein geringes Außenrotationsmoment ermittelt.

Verglichen mit dem Sprunggelenk stimmen die Zeitverläufe der Kniegelenkmomente während der ersten 100 ms nach  $t_{\text{Kontakt}}$  qualitativ besser überein.

Für das Flexions- / Extensionsmoment verlaufen beide Gelenkmomentkurven während der ersten 100 ms und ab 290 ms nahezu identisch, wobei das HANAVAN-

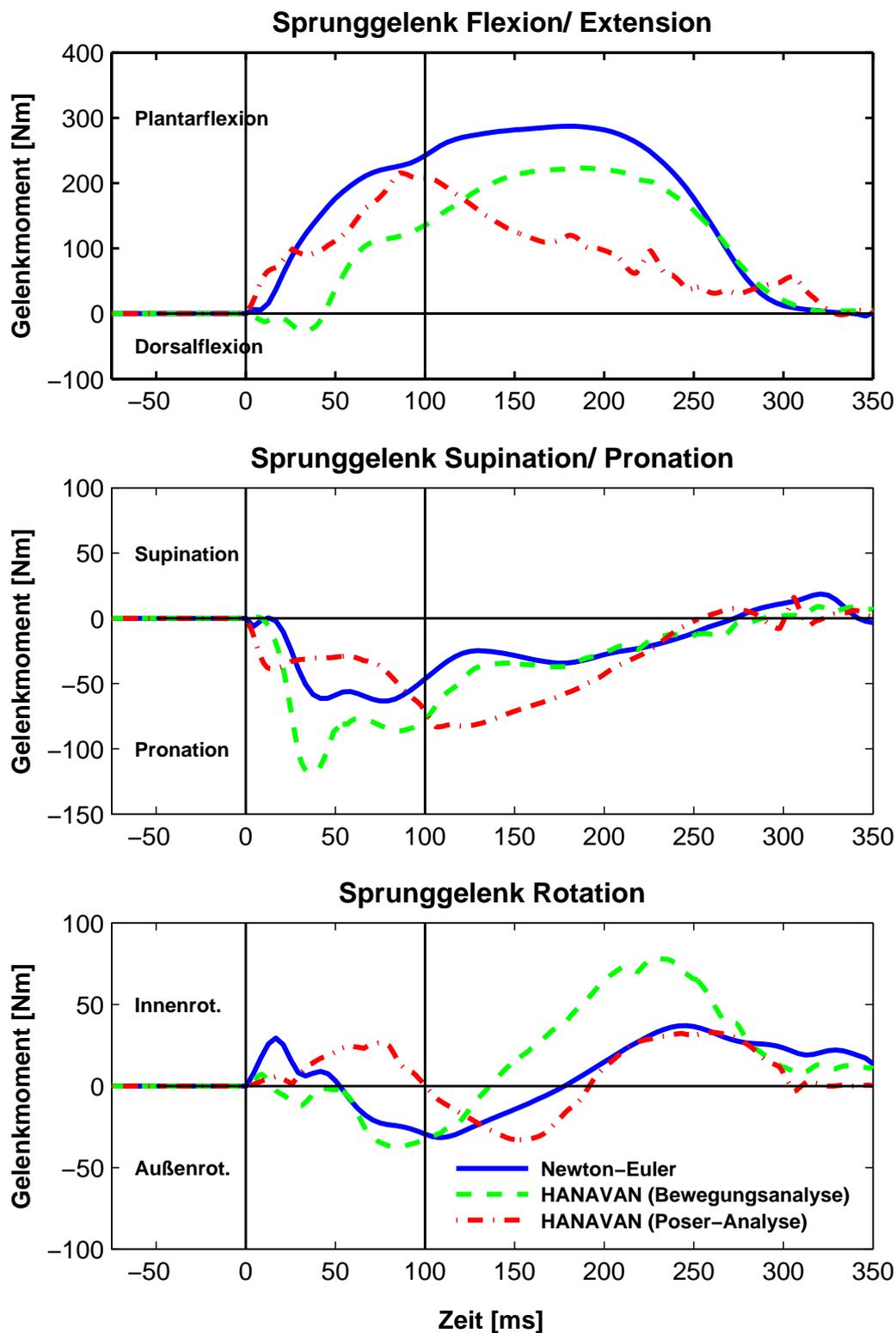


Abb. 4.6: Resultierende Gelenkmomente im Sprunggelenk während des Laborversuchs. Es sind die berechneten Zeitverläufe des Newton-Euler Verfahrens (blau), des HANAVAN-Modells mit den gemessenen Werten als Eingangsdaten (grün) und des HANAVAN-Modells mit den Eingangsdaten aus der Poser-Analyse (rot) dargestellt.

Modell den kurzen Peak unmittelbar nach  $t_{\text{Kontakt}}$  beim Flexionsmoments nicht ermittelt. Zwischen 100 und 290 ms ist eine erhebliche Differenz zu beobachten. Das Extensionsmoment nimmt beim HANAVAN-Modell sehr viel schneller ab und wird ab ca. 160 ms zu einem Flexionsmoment, wohingegen mit dem NE-Ansatz durchgängig ein Extensionsmoment berechnet wird. Sowohl beim Valgus- als auch beim Rotationsmoment tritt während der ersten 100 ms eine Zeitverschiebung von etwa 10 ms auf, die Charakteristiken der Kurvenverläufe sind jedoch sehr ähnlich.

Die vom HANAVAN-Modell berechneten Gelenkmomente liegen beim ersten Peak jeweils unter dem des NE-Verfahrens. Der Valgus-Peak ist nur knapp halb so hoch, der des Rotationsmoment etwa um ein Drittel niedriger als bei der NE-Berechnung.

### **Bewertung der Modell-Verifizierung**

Beim Vergleich zweier sehr ähnlicher Berechnungsverfahren stellt sich die Frage, welches Verfahren die „richtigeren“ Werte liefert. Hier gibt es allerdings keine andere Möglichkeit, die Richtigkeit des HANAVAN-Modells in Simpack zu verifizieren. Da die berechneten resultierenden Gelenkmomente beider Verfahren in derselben Größenordnung liegen und die Zeitverläufe der Gelenkmomente qualitativ ähnlich sind, wird daraus geschlossen, dass das HANAVAN-Modell in Simpack mit den Gelenkmoment-Reglern grundsätzlich korrekte Ergebnisse produziert.

Die mit dem HANAVAN-Modell in Simpack berechneten Zeitverläufe der resultierenden Gelenkmomente stimmen für das Knie während der ersten 100 bis 150 ms nach  $t_{\text{Kontakt}}$  sehr gut mit denen der Newton-Euler-Berechnung überein. Ein wesentlicher Unterschied ist allerdings, dass das HANAVAN-Modell in Simpack den ersten Impact-Peak bei der Flexion nicht und bei Valgus bzw. Rotation deutlich geringere Peaks berechnet als das NE-Verfahren.

Die Ursachen für die auftretenden Abweichungen liegen vermutlich in dem verwendeten Gelenkmoment-Regler begründet. So kann beispielsweise die Differenz beim Plantarflexionsmoment im Sprunggelenk im Zeitraum zwischen 100 ms und ca. 270 ms dadurch erklärt werden, dass der Regler versucht, die Differenz zwischen Soll- und Ist-Winkel zu reduzieren. Die negativen Werte von  $\Delta\varphi$  in diesem Zeitraum (siehe Abb. 4.5) bedeuten, dass der aktuelle Ist-Winkel größer ist als der Soll-Winkel. Der Regler versucht deshalb durch die Erzeugung eines geringeren Plantarflexionsmoments diese Abweichung zu beseitigen. Ähnliches gilt für die Abweichung beim Flexionsmoment im Kniegelenk.

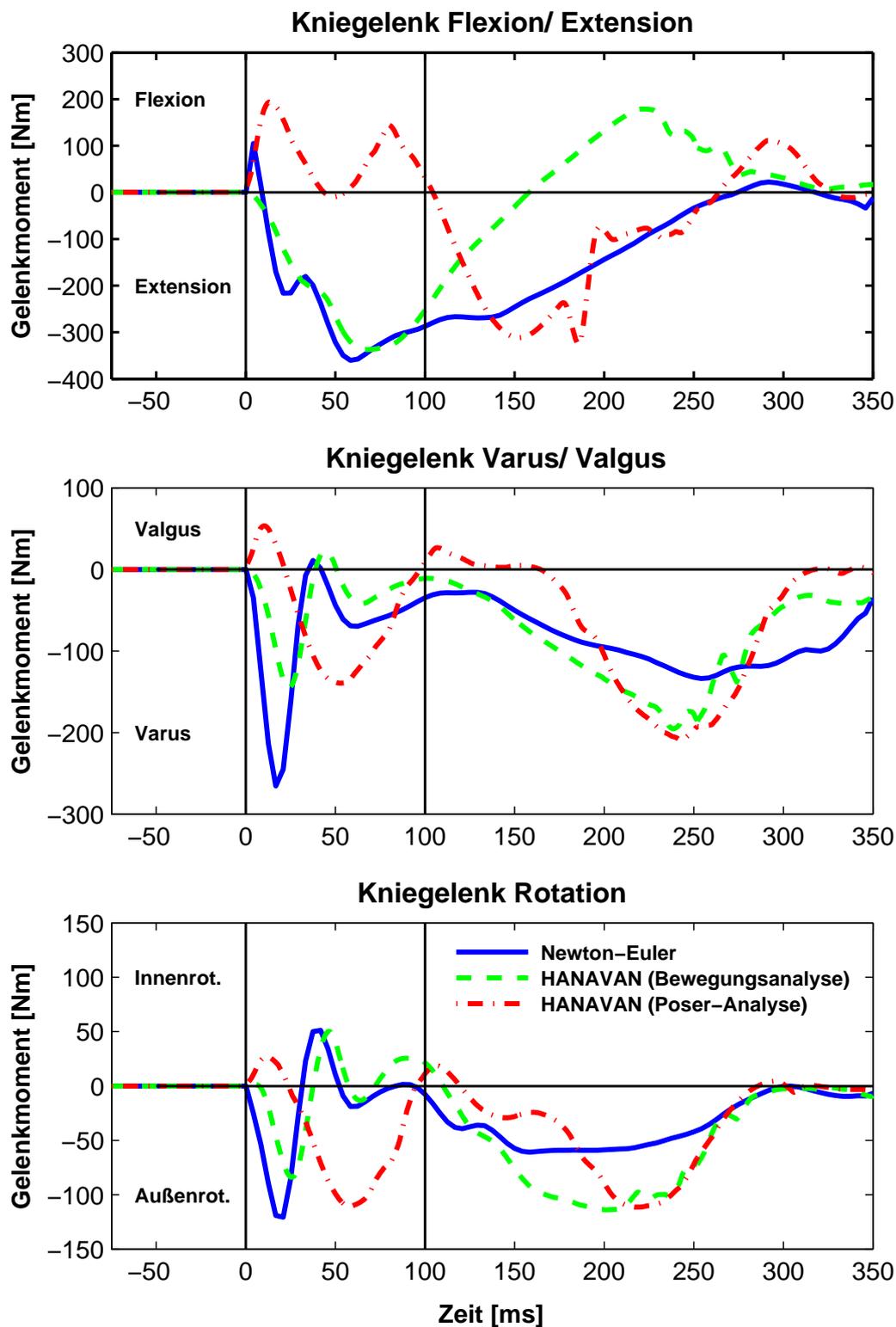


Abb. 4.7: Resultierende Gelenkmomente im Kniegelenk während des Laborversuchs. Es sind die berechneten Zeitverläufe des Newton-Euler Verfahrens (blau), des HANAVAN-Modells mit den gemessenen Werten als Eingangsdaten (grün) und des HANAVAN-Modells mit den Eingangsdaten aus der Poser-Analyse (rot) dargestellt.

Die leichte Zeitverzögerung der Gelenkmomente im Knie beim HANAVAN-Modell liegt vermutlich daran, dass der Regler auf eine Änderung des Gelenkwinkels und der Winkeldifferenz reagiert. Beim Newton-Euler-Ansatz werden die Gelenkmomente dagegen ausschließlich auf Basis der Soll-Winkel und Soll-Winkelgeschwindigkeiten sowie der wirkenden Kräfte berechnet.

Zusammenfassend ist festzustellen, dass das HANAVAN-Modell mit Gelenkmoment-Reglern in Simpack die Bewegung mit hoher Genauigkeit simuliert und die berechneten resultierenden Gelenkmomente in derselben Größenordnung liegen, wie diejenigen, die mit einem iterativen Newton-Euler-Ansatz berechnet werden.

## **4.2.2 Einfluss der Eingangsdaten auf die resultierenden Gelenkmomente**

Neben der Sicherstellung, dass das Computermodell korrekte Ergebnisse produziert ist es wichtig zu wissen, welche Eingangsdaten die interessierenden Größen stark beeinflussen. Dies ist umso bedeutender, je unsicherer die verwendeten Eingangsdaten für die Simulation sind, z.B. aufgrund von Messunsicherheiten oder Messfehlern.

Obwohl die Qualität der in der vorliegenden Arbeit verwendeten Eingangsdaten aus der Poser-Analyse durchweg sehr hoch ist sind diese Daten nicht völlig fehlerfrei (vgl. Abschnitt 3.1.4). Zudem ist es mit der Poser-Analyse nicht möglich, den exakten Verlauf des Angriffspunktes der Bodenreaktionskraft während der Kontaktpphase zu bestimmen. Dies könnte jedoch die berechneten resultierenden Gelenkmomente beeinflussen.

Deshalb wurde im Rahmen einer „Sensitivitätsanalyse“ des Computermodells zusätzlich versucht, den Einfluss der Eingangsdaten auf die resultierenden Gelenkmomente zu ermitteln. Für diese Untersuchung wurde, ebenso wie für die Verifizierung des Modells, der Datensatz aus der Validierungsstudie der Poser-Methode im Labor verwendet.

### **4.2.2.1 Eingangsdaten aus Laborstudie**

Zunächst wurde ein HANAVAN-Modell in Simpack aufgebaut, welches ausschließlich auf den Daten der Poser-Analyse basierte. Da der exakte Kraftangriffspunkt aus der Poser-Analyse nicht bestimmt werden konnte, griff die Bodenreaktionskraft an einem festen Punkt am Teilkörper Fuß an. Dieser wurde so gewählt, dass er senkrecht unter

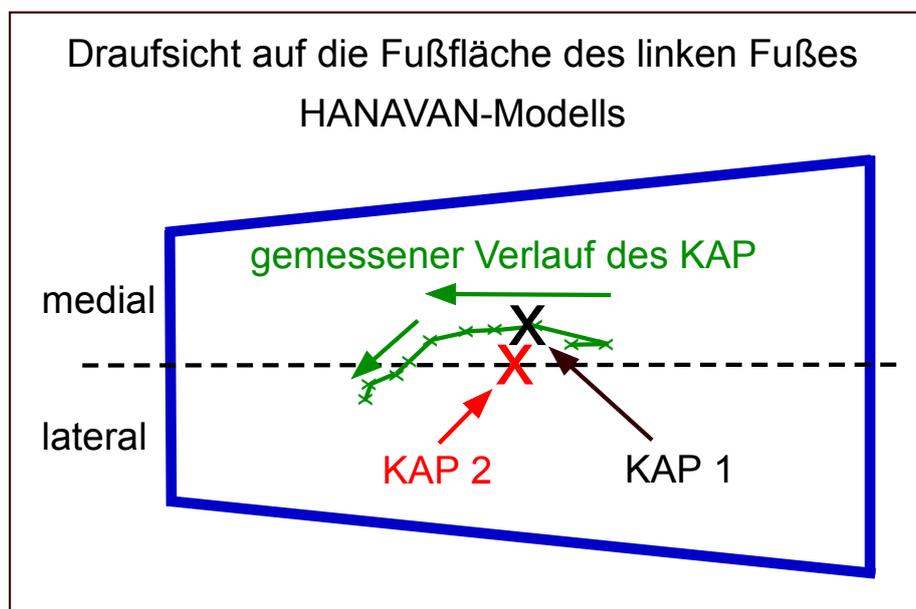
dem Schwerpunkt des Teilkörpers auf der Mittellinie des Fußes lag (siehe Abb. 4.8).

Durch das vorhandene HANAVAN-Modell, das auf den gemessenen Daten der Laborstudie beruhte (vgl. Abschnitt 4.2.1) konnten die resultierenden Gelenkmomente verglichen werden, die mit dem gleichen Menschmodell und gleicher Berechnungsmethode, aber mit unterschiedlichen Eingangsdaten berechnet wurden und so deren Einfluss abgeschätzt werden.

## Ergebnisse

Die Zeitverläufe der berechneten resultierenden Gelenkmomente auf Basis der Eingangsdaten aus der Poser-Analyse sind in Abb. 4.6 und 4.7 dargestellt (rote Strichpunkt-Linie).

Sie liegen alle in derselben Größenordnung wie diejenigen, die mit den Eingangsdaten aus der Bewegungsanalyse des Laborversuches berechnet worden waren. Gleichwohl ergibt der Vergleich der Zeitverläufe Unterschiede. Diese äußern sich vorwiegend in einer zeitlichen Verzögerung, mit der die Gelenkmomente des auf den Poser-Daten basierenden HANAVAN-Modells generiert wurden. Die größten Abwei-



**Abb. 4.8:** Vergleich der für die Verifizierung des Computermodells verwendete Kraftangriffspunkte in der Draufsicht auf die Fußfläche des linken Fußes des HANVAN-Modells. Die grüne Linie illustriert den im Laborversuch gemessenen Zeitverlauf des Kraftangriffspunktes. Die beiden festen Kraftangriffspunkte sind als Kreuze dargestellt. Kraftangriffspunkt 1 (KAP 1, schwarz) liegt auf der gemessenen Kurve, Kraftangriffspunkt 2 (KAP 2, rot) liegt unter dem Mittelpunkt des Teilkörpers Fuß.

chungen treten beim Flexionsmoment im Knie bis 150 ms nach  $t_{\text{Kontakt}}$  auf, wo ein Zeitversatz von bis zu 90 ms beobachtbar ist. Für die Varus-/ Valgus-, Pronation-/ Supination-, sowie die Rotationsmomente in Knie- und Sprunggelenk betragen die Zeitverschiebungen zwischen 40 ms und 70 ms.

Die einzige Ausnahme stellt diesbezüglich das Flexionsmoment im Sprunggelenk während der ersten 90 ms dar. Danach nimmt es allerdings kontinuierlich ab, wodurch sich ein deutlich niedrigeres Plantarflexionsmoment ergibt als bei dem HANAVAN-Modell mit den Eingangsdaten aus der Bewegungsanalyse des Laborversuches.

#### 4.2.2.2 Systematische Variation der Eingangsdaten

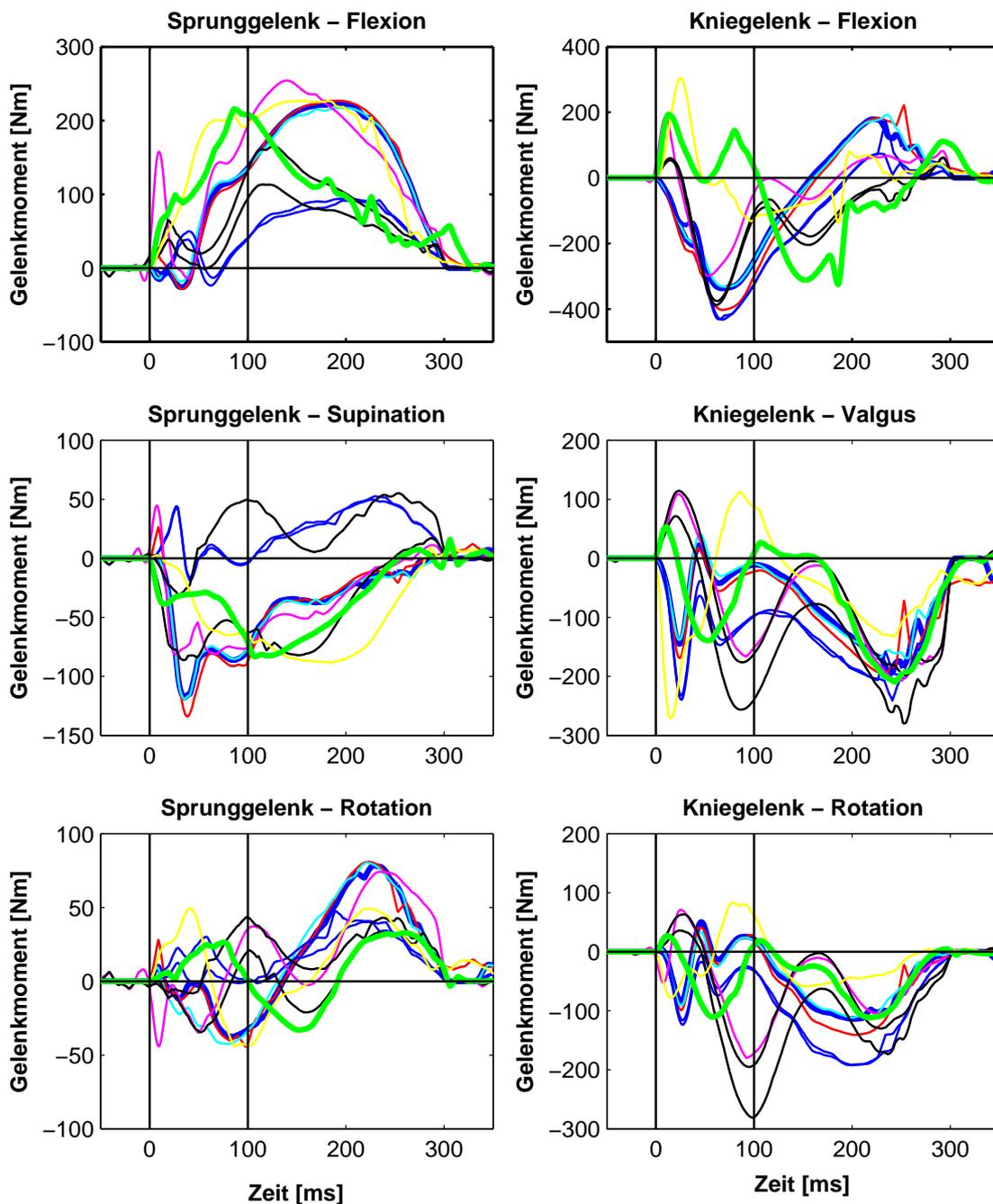
In einem zweiten Schritt erfolgte die systematische Variation der Eingangsdaten, um den Einfluss einzelner Parameter auf die resultierenden Gelenkmomente zu ermitteln. Ausgehend von den exakten, gemessenen Werten aus der Bewegungsanalyse des Laborversuchs wurden schrittweise einzelne Größen durch die Ergebnisse aus der Poser-Analyse ersetzt und jeweils die resultierenden Gelenkmomente berechnet. Mittels des vorhandenen Datensatzes der Poser-Validierungsstudie im Labor (siehe Abschnitt 3.1.4) konnten die Faktoren Anthropometrie, Gelenkwinkel, äußeres Moment<sup>15</sup>, Bodenreaktionskraft und Kraftangriffspunkt untersucht werden.

Für die Untersuchung des Einflusses der Gelenkwinkel auf die resultierenden Gelenkmomente erfolgte beispielsweise eine Simulation mit den exakten Werten aus der Bewegungsanalyse und eine Simulation mit den Werten aus der Poser-Analyse. Zur Quantifizierung der Auswirkung, die ein ungenauer Kraftangriffspunkt auf die Gelenkmomente hat, wurden zwei Simulationen durchgeführt, bei denen die Bodenreaktionskraft jeweils an einem gleichbleibenden Punkt angriff. Dazu wurde aus den Messdaten derjenige Kraftangriffspunkt ermittelt, der während des Bodenkontakts am längsten konstant blieb. Bei der zweiten Simulation griff  $F_{\text{Boden}}$  direkt unterhalb des Mittelpunktes des Teilkörpers Fuß an, siehe Abb. 4.8.

### Ergebnisse

Die Gelenkmoment-Zeitverläufe der Simulationen mit den systematisch variierten Eingangsdaten sind in Abb. 4.9 dargestellt.

<sup>15</sup>Bei der vorliegenden Messung der Bodenreaktionskraft wurde neben den drei Komponenten der Bodenreaktionskraft auch das äußere Moment auf den Körper um die vertikale Achse gemessen.



**Abb. 4.9:** Einfluss variierten Eingangsdaten auf die Gelenkmomente im Sprung- und Kniegelenk. Legende: blau dick = Modell mit Daten der Bewegungsanalyse, grün dick = Modell mit Daten aus der Poser-Analyse, rot = Anthropometrie, hellblau = ohne äußeres Moment, blau (dünn) = fester Kraftangriffspunkt (mit und ohne äußerem Moment), pink =  $F_{\text{Boden}}$  (Poser-Analyse), schwarz =  $F_{\text{Boden}}$  mit festen Kraftangriffspunkten, gelb = Gelenkwinkel aus der Poser-Analyse.

Qualitativ bewegen sich alle Gelenkmomentverläufe in der Größenordnung des HANAVAN-Modells mit den Eingangsdaten aus der Bewegungsanalyse des Laborversuchs, welches als Referenz dient. Das Ausmaß des Einflusses der variierten Eingangsdaten auf die resultierenden Gelenkmomente ist sowohl für die beiden Gelenke als auch für die einzelnen Drehachsen unterschiedlich. Im Allgemeinen sind die Auswirkungen auf die Gelenkmomente des Knies größer, als auf die des Sprunggelenks.

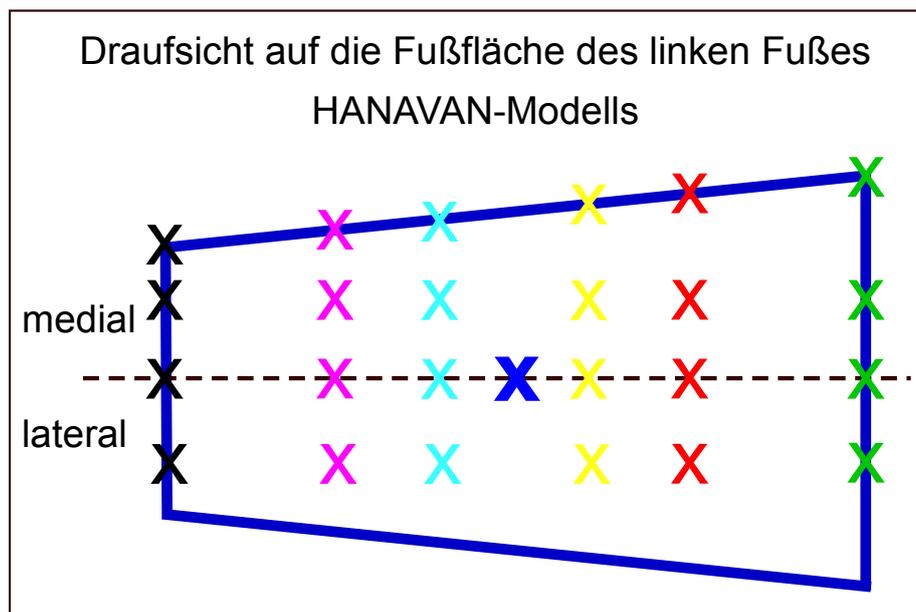
Das Fehlen des äußeren Moments und die Ungenauigkeiten bei der Anthropometrie beeinflussen die Gelenkmomente generell am Wenigsten. Die Festlegung des Kraftangriffspunktes auf einen einzigen, festen Punkt verändert die Ergebnisse dagegen erheblich, wobei sich dies besonders auf das Supinations- und das Valgusmoment auswirkt. Es ergeben sich aber auch für die beiden Flexionsmomente deutlich Abweichungen zum exakten HANAVAN-Modell. Die Gelenkwinkel aus der Poser-Analyse führen beim Flexionsmoment im Knie zur größten Differenz. Die Verwendung der berechneten Bodenreaktionskraft aus der Poser-Analyse anstelle der gemessenen Werte aus dem Laborversuch beeinflusst vor allem die Gelenkmomente im Knie, die des Sprunggelenks dagegen wesentlich weniger.

#### **4.2.2.3 Systematische Variation des Kraftangriffspunktes**

Um eine bessere Abschätzung vornehmen zu können, welchen Einfluss die Position des Kraftangriffspunktes auf die resultierenden Gelenkmomente hat, erfolgten zusätzliche Berechnungen mit 24 verschiedenen, systematisch über die Fußfläche verteilten Kraftangriffspunkten (siehe Abb. 4.10). Es wurden die resultierenden Gelenkmomente berechnet, die sich für jeden einzelnen Kraftangriffspunkt ergaben. Alle anderen Eingangsdaten stammten aus der Poser-Analyse und wurden konstant gehalten, so dass die Veränderungen beim berechneten Gelenkmoment direkt auf die Position des Kraftangriffspunktes zurückgeführt werden können.

#### **Ergebnisse**

Aus den Simulationen mit 24 verschiedenen, über die Fußsohle verteilten Kraftangriffspunkten (vgl. Abb. 4.10) ergeben sich erheblich voneinander abweichende Gelenkmomente, siehe Abb. 4.11. Die Flexionsmomente in beiden Gelenken werden umso größer, je weiter vorne am Fuß die Bodenreaktionskraft angreift. Beim Supinations- bzw. Valgusmoment ist dagegen die mediale-laterale Position des Kraftangriffspunktes entscheidend, wobei jedoch auch hier die Kraftangriffspunkte am



**Abb. 4.10:** Über die Fußfläche des HANAVAN-Modells verteilte 24 Kraftangriffspunkte. Zur Abschätzung des Einflusses der Position des Kraftangriffspunktes auf die resultierenden Gelenkmomente erfolgte die Berechnung der resultierenden Gelenkmomente für jeden einzelnen Kraftangriffspunkt. Die unterschiedlichen Farben korrespondieren mit der Ergebnisdarstellung in Abb. 4.11.

Fußende bzw. an der Fußspitze die höchsten Gelenkmomente verursachen. Die Rotationsmomente werden am stärksten von der Lage des Kraftangriffspunktes in Längsrichtung des Fußes beeinflusst, es spielt jedoch auch die exakte mediale-laterale Position eine Rolle bei der Höhe des generierten Gelenkmoments.

#### 4.2.2.4 Bewertung der Ergebnisse der Sensitivitätsanalyse

Mit dem HANAVAN-Modell in Simpack können resultierende Gelenkmomente berechnet werden, die bei identischen Eingangsdaten in der gleichen Größenordnung liegen, wie die mittels eines Yeadon-Menschmodells und dem Newton-Euler Verfahren berechneten Werte. Deshalb kann davon ausgegangen werden, dass die mit dem HANAVAN-Modell berechneten resultierenden Gelenkmomente prinzipiell richtig sind.

Für die Eingangsdaten aus der Poser-Analyse ergeben sich leicht abweichende resultierende Gelenkmomente im Vergleich zu denen, die aus den exakten Daten der Bewegungsanalyse aus dem Laborversuch berechnet wurden. Die größte Differenz tritt beim Flexionsmoment im Knie auf. Für diesen Parameter ergibt auch der Vergleich zwischen Soll- und Istwinkel die größten Schwankungen. Die berechneten

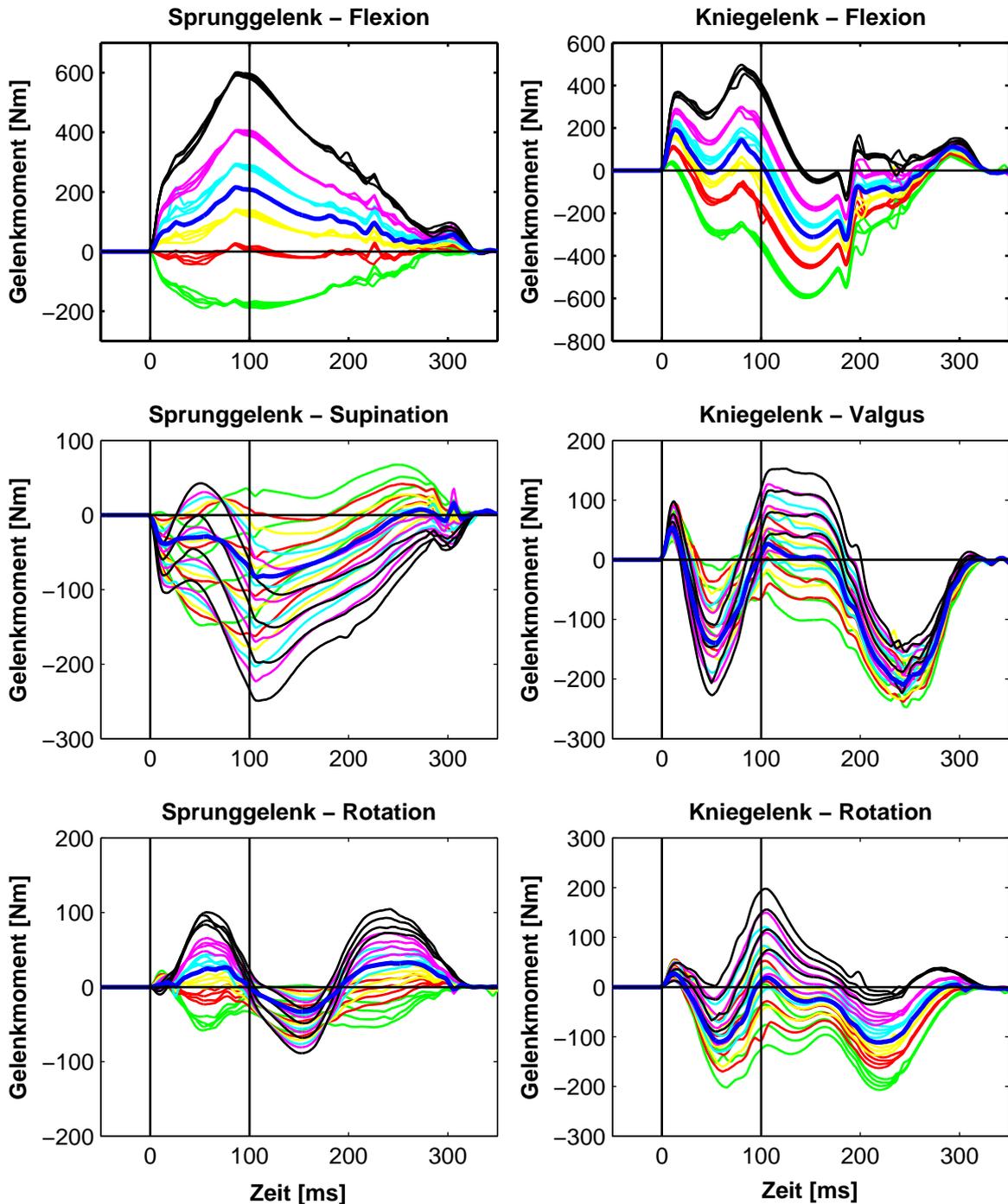


Abb. 4.11: Resultierende Gelenkmomente im Knie- und Sprunggelenk in Abhängigkeit der 24 über die Fußfläche des HANAVAN-Modells verteilten Kraftangriffspunkte. Die Farben beziehen sich auf die in Abb. 4.10 dargestellten Positionen der Kraftangriffspunkte. Die blauen Kurven markieren den Kraftangriffspunkt unter dem Mittelpunkt des Teilkörpers Fuß.

Maximalwerte liegen jedoch für alle Modelle in der gleichen Größenordnung.

Die systematische Variation der Eingangsdaten zeigt, dass die Anthropometrie und das Fehlen des äußeren Moments die resultierenden Gelenkmomente nur geringfügig beeinflussen.

Die Einleitung der Bodenreaktionskraft an einem festen Punkt während der gesamten Kontaktphase stellt eine erhebliche Vereinfachung dar, die sich auf die Gelenkmomente auswirkt. Dies wird durch entsprechende Berechnungen im Rahmen der Sensitivitätsanalyse bestätigt. Da die resultierenden Gelenkmomente des HANAVAN-Modells mit den Eingangsdaten aus Poser (fester Kraftangriffspunkt unter dem Fuß-Mittelpunkt) in derselben Größenordnung liegen, wie diejenigen mit dem gemessenen Kraftangriffspunkt (aus der Bewegungsanalyse des Laborversuchs), kann daraus geschlossen werden, dass die getroffene Annahme bezüglich des Kraftangriffspunktes eine gute Näherung darstellt.

Weil es für die Simulation der Verletzungssituationen keinerlei Information über den tatsächlichen Verlauf des Kraftangriffspunkts während der Bodenkontaktphase gibt, muss hier eine Annahme für die Berechnung der resultierenden Gelenkmomente getroffen werden. Basierend auf Literaturdaten ist davon auszugehen, dass der Angriffspunkt der Bodenreaktionskraft beim ersten Bodenkontakt unter der Ferse liegt, beim Abdrücken eher unter dem Vorderfußbereich, wobei allerdings große individuelle Unterschiede auftreten [185]. Die neutrale Festlegung des Kraftangriffspunktes unter dem Mittelpunkt des Teilkörpers Fuß stellt somit einen guten Kompromiss für alle Verletzungssituationen dar.

Im Hinblick auf die Ergebnisse der systematischen Variation des Kraftangriffspunktes wird bei der Interpretation der berechneten Gelenkmomente berücksichtigt, dass während der Zeit des Impact-Peaks die Gelenkmomente etwas zu hoch, zum Ende des Bodenkontakts dagegen eher zu niedrig berechnet werden.

### 4.2.3 Fazit der Modellbildung und -verifizierung

Das HANAVAN-Modell mit Gelenkmoment-Reglern kann die Bewegung aus der Poser-Validierungsstudie hinreichend genau simulieren. Seine Ähnlichkeit im Aufbau mit dem des Zygote-Skelettmodells aus der Poser-Analyse ermöglicht die direkte Übernahme der kinematischen Daten aus der Poser-Analyse in die Computermodellierung.

Allerdings ist das verwendete HANAVAN-Modell ein reines Starrkörper-Modell

ohne Schwabbelmassen. Die Implementierung von Schwabbelmassen<sup>16</sup>, die an die starren Teilkörper des Menschmodells angekoppelt werden, verhindert bei dynamischen Bewegungen während und kurz nach dem Bodenkontakt das Auftreten unrealistisch hoher Spitzen in den Kraft- und Momentverläufen.

Im vorliegenden Modellaufbau kann dieser Effekt durch die Verwendung des Gelenkmoment-Reglers mit Dämpfung verhindert werden. Die berechneten resultierenden Gelenkmomente treten bei der Berechnung in Simpack in beiden Gelenken mit einer Verzögerung von ca. 10 ms nach  $t_{\text{Kontakt}}$  auf. Dies entspricht genau der Zeitspanne, die von Gruber et al. (1998) und Keppler (2003) als Verzögerungszeit aufgrund der Dämpfungseigenschaften der Schwabbelmassen genannt wird [92; 130]. Darüber hinaus verhindert die Dämpfungskomponente des Gelenkmoment-Reglers ein starkes Oszillieren der Gelenkmomente im Anschluss an den Bodenkontakt. Deshalb kann davon ausgegangen werden, dass die Verwendung des HANAVAN-Modells in Verbindung mit dem Gelenkmoment-Regler mit Dämpfung plausible resultierende Gelenkmomente liefert.

### 4.3 Simulation der Verletzungsfälle

Nachdem verifiziert wurde, dass mittels der Gelenkmoment-Regler im HANAVAN-Modell plausible Gelenkmomente im Knie- und Sprunggelenk berechnet werden können, erfolgte im nächsten Schritte die Simulation realer Verletzungssituationen aus dem Fußball.

Als kinematische Eingangsdaten wurden die Ergebnisse der Poser-Analyse verwendet. Diese umfassten die Zeitverläufe der Gelenkwinkel, den zeitlichen Verlauf der Position des KSP sowie die aus der KSP-Beschleunigung berechnete Bodenreaktionskraft während der Bodenkontaktphase (vgl. Kapitel 3). Die Nummerierung der simulierten Verletzungsfälle entspricht derjenigen, die bei der Poser-Analyse verwendet wurde.

Mittels der beschriebenen Vorgehensweise konnten alle vier, mit der Poser-Methode analysierten Verletzungsfälle simuliert und die resultierenden Gelenkmomente im Knie- und Sprunggelenk berechnet werden. Abb. 4.12 zeigt exemplarisch jeweils

---

<sup>16</sup>Für Details zum Prinzip der Schwabbelmassen, ihrer Ankopplung an eine Menschmodell sowie der Auswirkung auf die Simulationsergebnisse wird auf die entsprechenden Literaturstellen [91; 92; 130] verwiesen.



**Abb. 4.12:** Vergleich der Körperpositionen in Realität (oben) und im Computermodell (unten) der verletzten Spieler während der vier untersuchten Verletzungsfälle.

einen Zeitpunkt der realen Verletzungssituation und das entsprechende HANAVAN-Modell in Simpack zum selben Zeitpunkt.

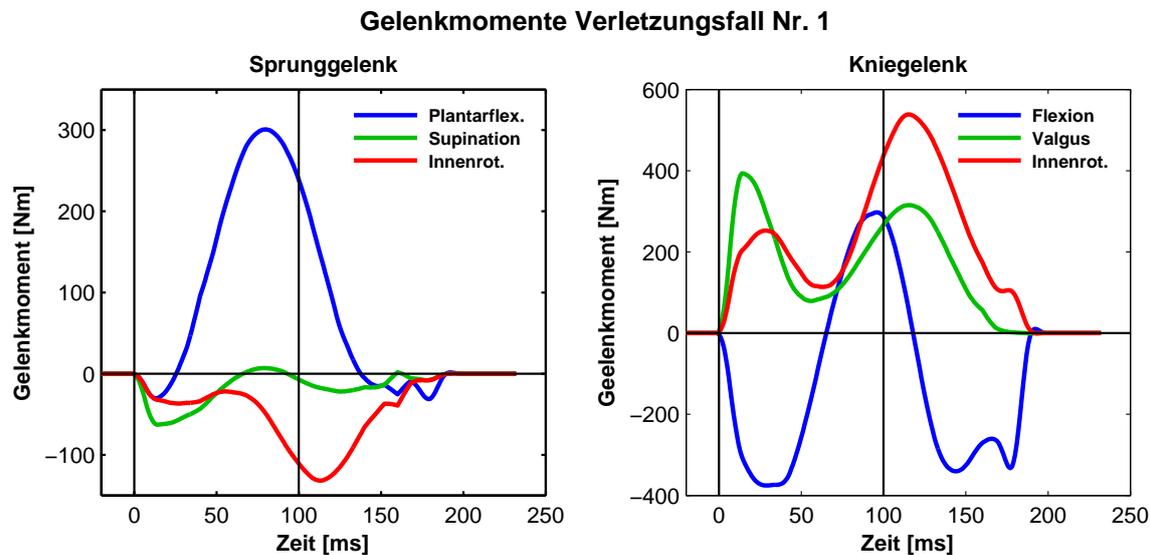
Die im Folgenden verwendeten Bezeichnungen der Gelenkmomente beziehen sich auf die in Abb. 4.4 erläuterten Definitionen. In den Ergebnisdarstellungen sind jeweils diejenigen Gelenkmomente benannt, die der positiven Drehrichtung entsprechen. Die Benennung der korrespondierenden Gelenkmomente in negativer Drehrichtung ist ebenfalls Abb. 4.4 zu entnehmen.

### 4.3.1 Verletzungsfall Nr. 1

#### Ergebnisse

Das HANAVAN-Modell führt die durch die Gelenkkinematik vorgegebene Bewegung hinreichend genau aus. Dementsprechend sind die Differenzen zwischen Soll- und Ist-Winkel sowohl im Knie- als auch im Sprunggelenk gering (vgl. Abb. C.1 im Anhang). Niedrige Werte der mittleren quadratischen Abweichungen für beide Gelenke und alle Drehachsen bestätigen dies.

Im Sprunggelenk zeigt die Simulation während der ersten 25 ms nach  $t_{\text{Kontakt}}$  ein geringes Dorsalflexionsmoment (negatives Plantarflexionsmoment) bevor im Anschluss ein relativ großes Plantarflexionsmoment generiert wird (siehe Abb. 4.13). Weiterhin tritt nach 15 ms bereits das maximale Pronationsmoment (negatives Supinationsmoment) und während der gesamten Simulation ein Außenrotationsmoment



**Abb. 4.13:** Berechnete resultierende Gelenkmomente im Sprung- und Kniegelenk während des Verletzungsfalls Nr. 1. Die Definition und Benennung der Gelenkmomente ist in Abb. 4.4 dargestellt.

(negatives Innenrotationsmoment) auf.

Für die resultierenden Gelenkmomente im Knie ergeben sich durchgängig deutlich höhere Werte als für das Sprunggelenk. Auffällig ist hierbei vor allem die starke Veränderung des Flexions-/ Extensionsmoments im Zeitbereich zwischen ca. 30 ms und 140 ms. Das Valgusmoment steigt unmittelbar nach  $t_{\text{Kontakt}}$  sehr stark an und erreicht seinen Maximalwert bereits nach 14 ms. Zudem wird während der gesamten Bodenkontaktphase ein Innenrotationsmoment berechnet, das nach 28 ms einen ersten und nach 115 ms den absoluten Höchstwert erreicht.

### Bewertung der Simulation

Aus der Betrachtung der TV-Bilder lässt sich schließen, dass der Kraftangriffspunkt während der realen Verletzung beim Aufsetzen des Fußes wahrscheinlich hinter dem Fuß-Schwerpunkt lag, im Verlauf der Kontaktphase tendenziell medial bezüglich der Mittellinie des Fußes. Für die Simulation des Verletzungsfalls greift die Bodenreaktionskraft beim HANAVAN-Modell mittig an der Fußsohle an. Nach den Erkenntnissen aus der Variation der Kraftangriffspunkte (vgl. Abschnitt 4.2.2) ist das Flexions- und Außenrotationsmoment zu Beginn der Bodenkontaktphase daher wahrscheinlich etwas zu hoch, das Supinationsmoment ab etwa 50 ms bis 70 ms eher zu niedrig berechnet. Im Kniegelenk führt die angenommene Lage des Kraftangriffspunktes zu

einem zu geringen Extensionsmoment zu Beginn des Bodenkontakts (vgl. Abschnitt 4.2.2).

Auch wenn die Bewegung allgemein gut simuliert wird, tritt bei der Knieflexion eine verhältnismäßig große Abweichung auf, obwohl der Kniegelenkwinkel einen stetigen Verlauf aufweist (siehe Abb. 3.11). Da der Ist-Winkel zu niedrig ist und die Differenz zum Soll-Winkel immer größer wird, versucht der Regler durch Reduzieren des Extensionsmoments bzw. durch Generieren eines Flexionsmoments eine bessere Übereinstimmung zu erzielen. Nachdem die Abweichungstendenz gestoppt ist, erfolgt das Aufbringen eines Extensionsmoments um die Bewegungsausführung sicherzustellen. Die plötzliche Veränderung des Flexionsmoments kann demnach hauptsächlich auf die Wirkung des Gelenkmoment-Reglers zurückgeführt werden. Entsprechend ist das resultierende Moment im Zeitbereich zwischen 40 ms und 140 ms zurückhaltend zu interpretieren. Die Schwankungen im Zeitverlauf des Valgusmoments und des Innenrotationsmoments spiegeln dagegen die entsprechenden Gelenkwinkelverläufe in diesem Zeitbereich wieder, die mit der Poser-Analyse ermittelt wurden (vgl. Abb. 3.11).

Bei den resultierenden Gelenkmomenten für das Sprunggelenk können aufgrund der guten Bewegungsumsetzung durch den Regler dagegen genaue und aussagekräftigen Ergebnisse angenommen werden.

### **Biomechanische Interpretation**

Die Kräfte und Momente deren Maximum früher als 30 ms bis 50 ms nach dem ersten Bodenkontakt auftreten, resultieren aus der Kollision des Fußes mit dem Boden [182]. Innerhalb der Latenzzeit kann die Muskulatur auf einen Reiz hin ihren Spannungszustand nicht unmittelbar verändern. Entsprechend ist bei Landungen davon auszugehen, dass die Muskulatur auf die veränderte mechanische Situation bei Landebeginn mit einem Anstieg der Kraftkurve nicht in der Lage ist, adäquat zu reagieren. Demzufolge ist der größte Anteil der Impact-Belastung von den Knochen und dem Kapsel-/ Bandapparat zu tragen [115], was entsprechend eine hohe Belastung des vorderen Kreuzbands zur Folge hat. Die später auftretenden Kräfte und Momente im menschlichen Bewegungsapparat werden dagegen größtenteils durch die Aktivität der Muskeln erzeugt und kontrolliert [182].

Beim Verletzungsfall Nr. 1 weisen die berechneten Gelenkmomente um alle Achsen des Kniegelenk in den ersten 30 ms Peak-Werte auf. Das spricht dafür, dass

der Kapsel-/ Bandapparat des Kniegelenks durch die Kombination hoher Gelenkmomente um alle drei Achsen kurz nach dem Bodenkontakt sehr hohen Belastungen ausgesetzt war.

Das bestätigt die Ergebnisse aktueller wissenschaftlicher Untersuchungen, wonach es unwahrscheinlich ist, dass der Verletzungsmechanismus nur in einer einzigen Ebene der Bewegung stattfindet, sondern dass sich eine Kreuzbandverletzung während einer komplexen dreidimensionalen Belastung ereignet [109; 160; 203].

Ein geringer Flexionswinkel bei  $t_{\text{Kontakt}}$  in Verbindung mit dem hohen resultierenden Extensionsmoment lässt auf eine starke Belastung des vorderen Kreuzbands unmittelbar nach dem Impact schließen [25; 54; 148; 156; 157], da die große Kraft des M. quadriceps femoris in dieser Knieposition durch Umleitung über die Patella eine Translation der Tibia nach vorne verursacht („anterior tibial shear force“), was das vordere Kreuzband belastet [36; 48; 231; 232].

Fast zeitgleich treten hohe Peaks des Valgusmoments und des Innenrotationsmoments auf, die erwiesenermaßen die Belastung des vorderen Kreuzbands zusätzlich erhöhen [128; 155–157; 222; 230]. Eine Verletzung innerhalb der ersten 50 ms nach dem Bodenkontakt ist daher plausibel.

Die später während des Bodenkontakts auftretenden hohen Gelenkmomente, insbesondere das Extensions- und Innenrotationssmoment, führen auch zu einer erhöhten Spannung des vorderen Kreuzbands, allerdings ist das Gelenk zu diesem Zeitpunkt deutlich stärker gebeugt (ca.  $60^\circ$  bis  $70^\circ$ ). Dadurch führt die Kraft des M. quadriceps femoris nicht mehr unmittelbar zu einer starken Belastung des vorderen Kreuzbands und darüber hinaus wird die Bewegung vollständig muskulär gesteuert. Das bedeutet, dass die an der Bewegung beteiligten Muskeln zwar einerseits hohe Gelenkmomente erzeugen, andererseits aber den Bandapparat muskulär stabilisieren und somit entlasten [182].

### 4.3.2 Verletzungsfall Nr. 2

#### Ergebnisse

Die vorgegebene Bewegung wird vom Modell während des Bodenkontakts akkurat ausgeführt, was die geringe Differenz zwischen Ist- und Sollwinkel (siehe Abb. C.2 im Anhang) und die niedrigen Werte der mittleren quadratischen Abweichung zwischen  $0,09^\circ$  und  $0,4^\circ$  bestätigen.

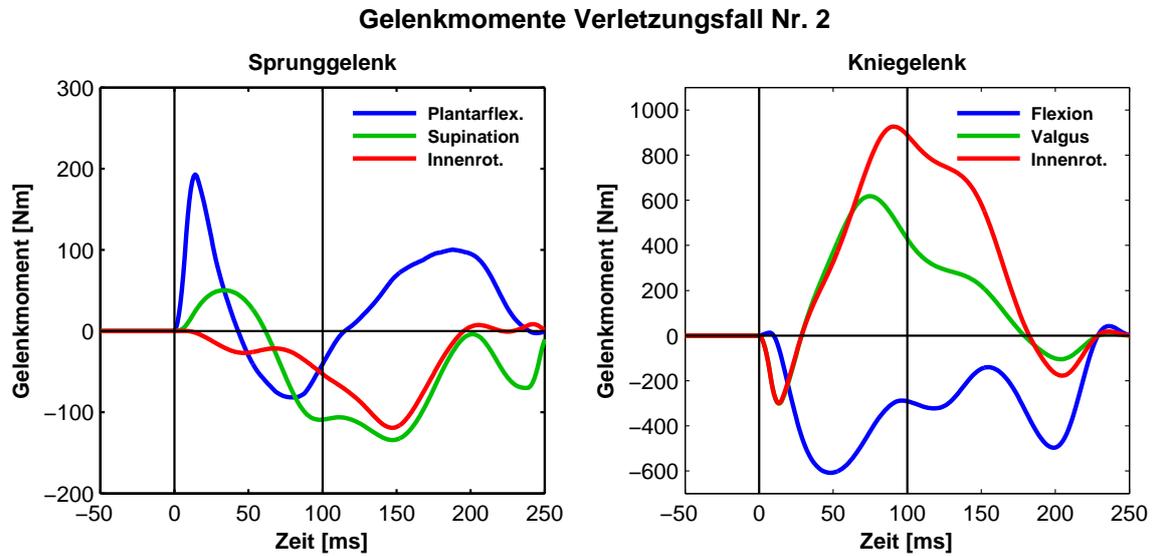
Im Sprunggelenk erfolgt ein sehr schneller Anstieg des Plantarflexionsmoments während der ersten 14 ms nach  $t_{\text{Kontakt}}$  bis zu einem Peak-Wert, welches danach wieder schnell abnimmt (siehe Abb. 4.14). Für das Moment um die sagittale Achse wird zunächst ein Supinationsmoment berechnet, das bereits nach 34 ms sein Maximum erreicht, bevor im weiteren Verlauf ein Wechsel zwischen Pronations- und Supinationsmoment auftritt. Weiterhin generiert der Gelenkmoment-Regler fast über den gesamten Zeitraum ein Außenrotationsmoment im Sprunggelenk, dessen Maximum erst nach 147 ms auftritt.

Im Kniegelenk werden allgemein sehr viel höhere resultierende Gelenkmomente berechnet als für das Sprunggelenk (vgl. Abb. 4.14). Mit ca. 10 ms Verzögerung tritt ein Extensionsmoment auf, das bereits nach ca. 48 ms seinen Höchstwert erreicht. Für die Momente um die sagittale und die vertikale Achse berechnet das Modell während der ersten 64 ms annähernd identische Momentverläufe. Beide steigen während der ersten 13 ms nach  $t_{\text{Kontakt}}$  stark an (Außenrotations- bzw. Varusmoment) bevor sie ebenso schnell auf Null zurückgehen und im weiteren Verlauf als Innenrotations- bzw. Valgusmoment wirken.

### **Bewertung der Simulation**

Den TV-Bildern nach zu urteilen, greift die Bodenreaktionskraft die meiste Zeit in etwa mittig am Fuß, leicht medial von der Fuß-Mittellinie an, da der Spieler während der Verletzungssituation eine zentrale Körperposition bezüglich des Fußes hatte. Für das Sprunggelenk bedeutet dies, dass der Peak des Plantarflexionsmoments zu Beginn des Bodenkontakts vermutlich etwas zu hoch berechnet ist. Der Wechsel vom Plantarflexions- zum Dorsalflexionsmoment (und zurück) ist dagegen über den entsprechenden zeitlichen Verlauf des Sprunggelenkwinkels (vgl. Abschnitt 3.13) erklärbar. Die Zeitverläufe des Supinations- und Außenrotationsmoments sollten aussagekräftige Werte darstellen. Bei den resultierenden Gelenkmomenten im Knie könnten die Peaks unmittelbar nach  $t_{\text{Kontakt}}$  mit der angenommenen Position des Kraftangriffspunktes in Zusammenhang stehen.

Der Gelenkmoment-Regler konnte die vorgegebene Bewegung sowohl im Knie als auch im Sprunggelenk während des Bodenkontakts gut simulieren. Aufgrund der geringen Winkeldifferenz zwischen vorgegebenem Soll-Winkel und dem Ist-Winkel des Modells (siehe Abb. C.2 im Anhang) ist davon auszugehen, dass die sehr hohen resultierenden Gelenkmomente im Kniegelenk keine Artefakte des Gelenkmoment-



**Abb. 4.14:** Berechnete resultierende Gelenkmomente im Sprung- und Kniegelenk während des Verletzungsfalls Nr. 2. Die Definition und Benennungen der Gelenkmomente ist in Abb. 4.4 dargestellt.

Reglers sind. Sie sind wahrscheinlich eine Folge der schnellen und dynamischen Bewegung, die der Spieler ausführte als er sich verletzte.

Das Flexions- bzw. Extensionsmoment im Knie setzt mit etwa 5 ms bis 10 ms Verzögerung nach dem Bodenkontakt ein, was dafür spricht, dass die Dämpfungskomponente des Reglers unrealistisch hohe Spitzen in den Verläufen der Gelenkmomente bei dieser sehr dynamischen Bewegung zuverlässig verhindert.

### Biomechanische Interpretation

Beim VF 2 tritt das maximale Extensionsmoment im Knie ca. 50 ms nach  $t_{\text{Kontakt}}$  auf, das maximale Valgus- und Rotationsmoment sogar erst nach 70 ms bis 90 ms. Allerdings zeigen die resultierenden Gelenkmomente im Knie ein kurzzeitiges Varus- und Außenrotationsmoment dessen Spitzenwert bereits 14 ms nach dem Impact berechnet wird. Diese Belastungen sind analog zum VF 1 fast ausschließlich durch den Bandapparat des Gelenks zu tragen und stellen eine hohe Belastung des vorderen Kreuzbands dar [54]. Während dieses Zeitintervalls befindet sich das Knie in einer stark gebeugten Position ( $54^\circ$  Flexion) ohne nennenswerte Valgusstellung und Innen- oder Außenrotation. Da zudem das Extensionsmoment erst später seinen Höchstwert erreicht ist davon auszugehen, dass sich die Verletzung in diesem Fall nicht unmittelbar nach dem Impact ereignete.

Der minimale Flexionswinkel im Knie tritt nach ca. 60 ms etwa zeitgleich mit dem maximalen Extensionsmoment auf, was eine hohe Belastung des vorderen Kreuzbands bedeutet [48; 54; 149; 209]. Während dieses Zeitraums weisen sowohl das Valgus- als auch das Innenrotationsmoment bereits hohe Werte auf, auch wenn sie ihre Maximalwerte erst kurz danach erreichen.

In dem Zeitbereich, in dem diese Kombination hoher Lasten auftritt, sind hauptsächlich bewusst kontrollierte, muskulär erzeugte Gelenkmomente als Ursache für die Belastung anzunehmen. Gleichwohl sind die berechneten Werte deutlich höher als beispielsweise zu Beginn des VF 1, weshalb die Schädigung des vorderen Kreuzbands durch starke muskuläre Aktivität durchaus möglich erscheint. DeMorat et al. (2004) fanden diesbezüglich in ihrer Studie heraus, dass das Aufbringen einer starken Kraft des M. quadriceps femoris allein zum Zerreißen des vorderen Kreuzbands führen kann [48].

Da aus den TV-Bildern ein versuchter Richtungswechsel während des Abbremsmanövers erkennbar ist, könnten die sehr hohen Valgus- und Innenrotationsmomente darauf zurückzuführen sein und dadurch maßgeblich zur Belastung des vorderen Kreuzbands beitragen. Möglicherweise beeinflusst die versuchte Richtungsänderung die Kontrolle der Bewegungsausführung. In diesem Fall hätte es sich um ein ungeplantes Manöver gehandelt, was das Gleichgewicht aus internen und externen Kräften störte. Eine solche Störung wird in der Literatur als ein Einflussfaktor für Verletzungen des vorderen Kreuzbands genannt [29; 71].

Zusammenfassend ist für diesen Fall ebenfalls von einer Kombination hoher Belastungen in allen drei Ebenen auszugehen, die zur Verletzung führte. Auf Basis der vorhandenen Ergebnisse der Poser-Analyse sowie den Berechnungen aus der Computersimulation scheint der Verletzungszeitpunkt nicht unmittelbar (innerhalb der 30 ms) nach dem ersten Bodenkontakt zu liegen. Als Verletzungsmechanismus ist eine sehr hohe muskuläre Aktivität und zusätzlich auftretende neuromuskuläre Effekte wahrscheinlich.

### 4.3.3 Verletzungsfall Nr. 3

#### Ergebnisse

Der Vergleich von Soll- und Ist-Winkel zeigt, dass die Kinematik der Verletzungssituation Nr. 3 vom HANAVAN-Modell allgemein gut reproduziert wird. Einzig bei

der Flexion im Kniegelenk differiert der Ist-Winkel des HANAVAN-Modells ab ca. 100 ms nach  $t_{\text{Kontakt}}$  mehr als  $1^\circ$  vom vorgegeben Soll-Winkel (siehe Abb. C.3). Dies spiegelt sich in einer verhältnismäßig hohen mittleren quadratischen Abweichung für diese Drehachse wieder, wohingegen für die übrigen Achsen des Kniegelenks sowie des Sprunggelenks sehr kleine Werte ermittelt werden ( $0,1^\circ$  bis  $0,2^\circ$ ).

Die berechneten resultierenden Gelenkmomente sind in Abb. 4.15 dargestellt. Es zeigt sich, dass sie während der gesamten Dauer des Bodenkontakts oszillieren.

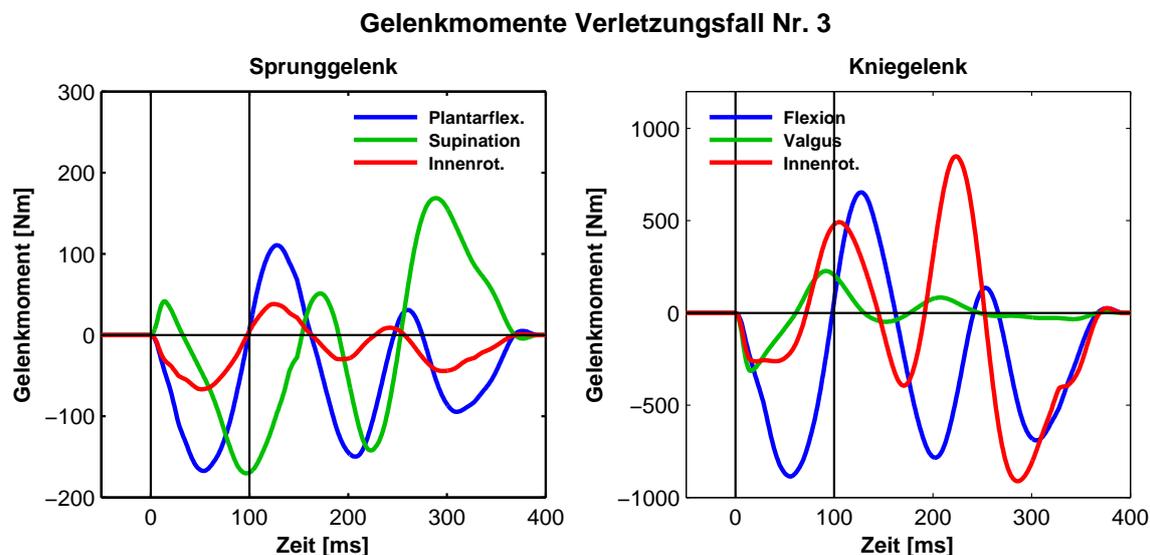
Bei den resultierenden Gelenkmomenten im Sprunggelenk fällt auf, dass das Dorsalflexions- und das Außenrotationsmoment fast zeitgleich ca. 60 ms nach  $t_{\text{Kontakt}}$  ihre Höchstwerte erreichen. Unmittelbar nach dem Bodenkontakt wirkt zudem kurzzeitig ein Supinationsmoment.

Im Kniegelenk tritt direkt nach  $t_{\text{Kontakt}}$  für etwa 60 ms ein Varusmoment auf, welches bereits nach 15 ms seinen Maximalwert erreicht. Das Außenrotationsmoment steigt ebenfalls stark an, bleibt aber für ca. 60 ms annähernd konstant, bevor es anschließend zum Innenrotationsmoment wird. Für das Extensionsmoment wird nach 55 ms der höchste Wert berechnet.

### **Bewertung der Simulation**

Der Kraftangriffspunkt befindet sich mit hoher Wahrscheinlichkeit während des gesamten Bodenkontakts zwischen Ferse und Fußmitte, da die TV-Bilder und die Poser-Analyse zeigen, dass sich Hüfte und Oberkörper des verletzten Spielers während der Bodenkontaktphase deutlich hinter dem belasteten Fuß befinden. Bei der Simulation des Verletzungsfalls greift die Bodenreaktionskraft beim HANAVAN-Modell jedoch mittig an der Fußsohle an. Unter Berücksichtigung der Erkenntnisse aus der Variation der Kraftangriffspunkte (vgl. Abschnitt 4.2.2) bedeutet das, dass das resultierende Flexions- und Außenrotationsmoment im Sprunggelenk tendenziell zu hoch, das Extensions- und Außenrotationsmoment im Kniegelenk dagegen zu niedrig berechnet ist.

Bei der Simulation des VF 3 erfolgt eine gute Umsetzung der Bewegung durch den Gelenkmoment-Regler. Im Knie sind die Winkeldifferenzen beim Aufsetzen des Fußes für alle Drehungen sehr gering, und nur für die Flexion kann der Regler die Abweichung ab etwa 50 ms nicht kleiner als  $0,5^\circ$  halten (siehe Abb. C.3). Da der Soll-Winkel dabei größer ist als der momentane Ist-Winkel des HANAVAN-Modells und die Flexion des Knies weiter zunimmt (vgl. Abb. 3.14) reduziert der



**Abb. 4.15:** Berechnete resultierende Gelenkmomente im Sprung- und Kniegelenk während des Verletzungsfalls Nr. 3. Die Definition und Benennung der Gelenkmomente ist in Abb. 4.4 dargestellt.

Gelenkmoment-Regler deshalb das Extensionsmoment um die Winkeldifferenz zu verringern. Nachdem die Abweichungstendenz gestoppt ist, erfolgt das Aufbringen eines Flexionsmoments um die Bewegungsausführung sicherzustellen. Die plötzliche Veränderung des Flexions-/ Extensionsmoments kann demnach hauptsächlich auf die Wirkung des Gelenkmoment-Reglers zurückgeführt werden. Ab etwa 170 ms bleibt der Flexionswinkel konstant und die Winkeldifferenz nimmt nur leicht ab, weshalb das berechnete Gelenkmoment in diesem Zeitbereich nicht durch den Regler beeinflusst wird.

Die Schwankungen der übrigen Gelenkmomentverläufe lassen sich weitgehend auf die in der Poser-Analyse berechnete Bodenreaktionskraft zurückführen (siehe Abb. 3.14). Die Komponenten  $F_{\text{Boden}}(\text{AP})$  und  $F_{\text{Boden}}(\text{ML})$  (vgl. Abb. 3.10) oszillieren während des gesamten Verletzungsfalls, wodurch die ebenfalls oszillierenden Gelenkmomente erklärbar sind.

Die auftretende Abweichung beim Flexionsmoment zwischen ca. 50 ms und 170 ms ist für die Interpretation nicht von elementarer Bedeutung, da eine vollständige Verblockung des Fußes während des Bodenkontakts nur für ca. 50 ms zu Beginn der Kontaktphase vorliegt (vgl. Abschnitt 3.3.3).

Zusammenfassend kann für den Verletzungsfall Nr. 3 festgestellt werden, dass die berechneten Gelenkmomente während der ersten 50 ms des Bodenkontakts, also des

Zeitraums in dem der Fuß vollständig im Rasen verblockt ist, aussagekräftige Werte darstellen.

### **Biomechanische Interpretation**

Beim Verletzungsfall Nr. 3 treten im Kniegelenk unmittelbar nach  $t_{\text{Kontakt}}$  ein Varus- und ein Außenrotationsmoment auf. Gleichzeitig nimmt das Extensionsmoment bis 55 ms stark zu, während die Flexion des Knies von  $27^\circ$  beim Aufsetzen des Fußes auf ca.  $33^\circ$  zum Zeitpunkt des maximalen Extensionsmoments zunimmt. Durch die leichte Beugung des Knies erhöht sich die Spannung im vorderen Kreuzband durch das hauptsächlich vom M. quadriceps femoris erzeugte Extensionsmoment [48; 54; 149; 155; 157; 209]. Das kurzzeitige Auftreten des Varus- und des Außenrotationsmoments stellt eine zusätzliche Belastung des Kreuzbands dar [8; 155; 157].

In den TV-Bildern (siehe auch Bildsequenz der Verletzung in Abb. 3.15) ist zu erkennen, dass sich der Körper des Spielers um den feststehenden Fuß weiter dreht und der Spieler versucht, die Landung zu kontrollieren. Allerdings kann die Muskulatur die Bewegung nicht mit dem Bodenkontakt des verletzten Fußes kontrollieren, so dass die anfängliche Belastung durch Impact und Drehbewegung bei feststehendem Fuß zu großen Teilen vom Bandapparat und damit auch vom vorderen Kreuzband aufgenommen werden muss.

Da neben der Kombination hoher Gelenkmomente um alle drei Gelenkachsen nur zu Beginn der Bodenkontaktphase eine vollständige Verblockung des Fußballschuhs im Rasen vorliegt, unterstützt dies die Annahme, dass die Verletzung zu einem sehr frühen Zeitpunkt nach dem ersten Bodenkontakt auftritt.

## **4.3.4 Verletzungsfall Nr. 4**

### **Ergebnisse**

Die Bewegung des Verletzungsfall Nr. 4 wird vom HANAVAN-Modell gut umgesetzt, auch wenn im Vergleich zu den anderen Bewegungen größere Differenzen zwischen Soll- und Ist-Winkeln auftreten. Dabei ist zu beobachten, dass die Abweichungen vor dem Bodenkontakt für jeweils zwei Winkel pro Gelenk mehr als  $5^\circ$  betragen und erst im Verlauf des Bodenkontakts, also während der Verletzungssituation, auf Abweichungen unter  $1^\circ$  reduziert werden können (siehe Abb. C.4 im Anhang). Im Sprunggelenk erzielt der Gelenkmoment-Regler die beste Übereinstimmung für die

Flexion, im Knie für die Abduktion. Bei den jeweils verbleibenden Drehachsen spiegeln sich die beschriebenen Abweichungen auch in höheren Werten der mittleren quadratischen Abweichung wieder.

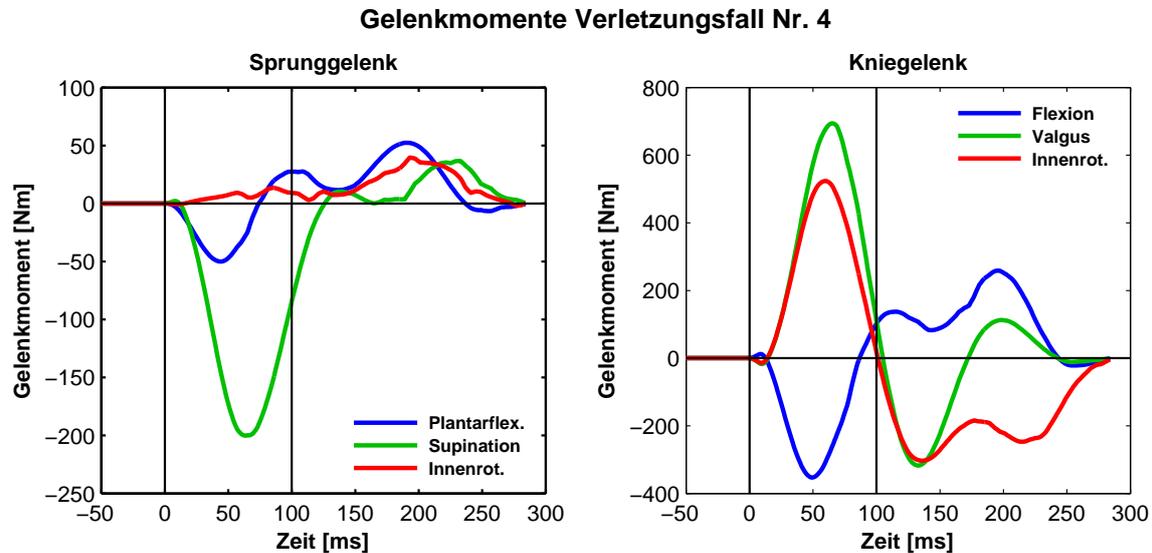
Bei den resultierenden Gelenkmomenten im Sprunggelenk (siehe Abb. 4.16) fällt ein sehr hohes Pronationsmoment auf, das in den ersten 120 ms nach  $t_{\text{Kontakt}}$  auftritt und sein Maximum bereits nach etwa 50 ms aufweist. Außerdem wirkt in den ersten 70 ms ein Dorsalflexionsmoment und während des gesamten Bodenkontakts ein geringes Innenrotationsmoment.

Im Knie werden vom Gelenkmoment-Regler im Zeitraum zwischen ca. 50 ms und 65 ms die Maximalwerte des Extensions-, Valgus- und Innenrotationsmoments berechnet. Die Werte des Valgusmoments sind dabei - absolut gesehen - die höchsten aller Momente im Knie. Nach etwa 100 ms wirken alle Gelenkmomente in die jeweils entgegengesetzte Drehrichtung, wobei Varus- und Außenrotationsmoment zeitgleich ihre Peak-Werte aufweisen.

### **Bewertung der Simulation**

Der Kraftangriffspunkt liegt den TV-Bildern und der Poser-Analyse nach zu urteilen mittig unter dem Fuß, da sich Hüfte und Oberkörper des Spielers zentral bezüglich des Fußes befinden. Aufgrund seiner Körperposition ist der Kraftangriffspunkt in der Realität aber vermutlich in Richtung Fußinnenseite (medial) verschoben. Allerdings beeinflusst eine geringfügige Verschiebung des Kraftangriffspunktes in medialer Richtung gegenüber dem in der Simulation verwendeten Kraftangriffspunkt (mittig an der Fußsohle) die berechneten Gelenkmomente nur in geringem Umfang (vgl. Abschnitt 4.2.2).

Die Abweichungen zwischen Soll- und Istwinkel sind beim Verletzungsfall Nr. 4 zu Beginn des Bodenkontakts mit jeweils ca.  $3^\circ$  bei zwei der drei Gelenkachsen verhältnismäßig groß (siehe Abb. C.4). Im Sprunggelenk betrifft dies das Supinations- und Innenrotationsmoment, im Knie das Flexions- und Außenrotationsmoment. Bis etwa 100 ms nach  $t_{\text{Kontakt}}$  reduziert der Gelenkmoment-Regler die Abweichungen aber deutlich auf unter  $1^\circ$ . Diese Reduzierung der Winkeldifferenz bedeutet allerdings wahrscheinlich eine Beeinflussung der Gelenkmomente. So kann das hohe Pronationsmoment im Sprunggelenk vom Versuch des Reglers herrühren, die Winkeldifferenz (Soll-Winkel  $>$  Ist-Winkel) zu vermindern. Allerdings sind die Komponenten  $F_{\text{Boden}}(\text{AP})$  und  $F_{\text{Boden}}(\text{ML})$  zum Zeitpunkt des maximalen Pronationsmo-



**Abb. 4.16:** Berechnete resultierende Gelenkmomente im Sprung- und Kniegelenk während des Verletzungsfalls Nr. 4. Die Definition und Benennung der Gelenkmomente ist in Abb. 4.4 dargestellt.

ments ebenfalls maximal (vgl. Abb. 3.17), was auch zu einem hohen resultierenden Gelenkmoment führt. Für das Innenrotationsmoment und das Extensionsmoment im Knie gelten dieselben Überlegungen, wobei beide Gelenkmomente tendenziell zu hoch berechnet werden.

Ab ca. 100 ms nach dem Bodenkontakt sind die resultierenden Gelenkmomente aufgrund der geringen Winkeldifferenzen wahrscheinlich nicht mehr vom Regler beeinflusst. Da auch der angenommene Kraftangriffspunkt nur wenig Einfluss auf die Gelenkmomente hat, liefert die Computersimulation dieses Verletzungsfalls gute Ergebnisse, vor allem im Zeitbereich ab 100 ms.

### Biomechanische Interpretation

Etwa 50 ms nach dem Aufsetzen des Fußes auf dem Boden treten im Kniegelenk innerhalb von 15 ms maximale Extensions-, Valgus und Innenrotationsmomente mit sehr hohen Werten auf. Die Flexion des Kniegelenks liegt bis ca. 40 ms nach  $t_{\text{Kontakt}}$  zwischen  $36^\circ$  und  $40^\circ$ , d.h. die Kraft des M. quadriceps femoris wird zwar auf das vordere Kreuzband übertragen, belastet es aber nicht so stark wie bei kleineren Flexionswinkeln [54; 157; 209]. Die Kombination mit den sehr hohen resultierenden Valgus- und Innenrotationsmomenten lässt jedoch auf eine hohe Belastung des vorderen Kreuzbands schließen [8; 54; 128; 155; 157; 209; 222]. Vor allem die ermittelte

Valgus-Belastung ist dabei kritisch für das Kreuzband [8; 108; 160]. Allerdings wirken die hohen Kräfte in einem Zeitbereich, in dem die Muskulatur das Kniegelenk bereits aktiv stabilisieren kann.

Die im VF 4 beobachtbare Translation im Kniegelenk tritt erst zwischen 190 ms und 260 ms auf, was deutlich nach der (passiven) Impact-Phase ist. Da die sichtbare „vordere Schublade“ (vgl. Abschnitt 3.3.4 und Abb. 3.16) höchstwahrscheinlich das Resultat des plötzlichen Stabilitätsverlusts im Knie ist, muss die Verletzung vorher aufgetreten sein. In der Zeitspanne unmittelbar vor dem Auftreten der Translation liegen die ermittelten resultierenden Gelenkmomente in einem sehr viel niedrigeren Bereich als während der Impact-Phase. Es wirkt ein Flexionsmoment, kein Extensionsmoment, was auf eine geringe Aktivität des M. Quadriceps schließen lässt. Allerdings treten nach 140 ms fast zeitgleich das maximale Varus- und Außenrotationsmoment auf und das Kniegelenk befindet sich in einer starken Valgus-Stellung (vgl. Abb. 3.17). Die Kombination aus Varus- und Außenrotationsmoment kann zu einer hohen Belastung des vorderen Kreuzbands führen [155; 157].

Aus dem Zeitverlauf der Bodenreaktionskraft (siehe Abb. 3.17) geht hervor, dass die maximale vertikale Komponente von  $F_{\text{Boden}}$  nach etwa 120 ms wirkt und zur Belastung des Kniegelenks beiträgt. Das Auftreten der Verletzung in der aktiven Phase der Bewegung, und nicht unmittelbar nach dem Bodenkontakt, ist somit plausibel.

## 4.4 Zusammenfassung und Fazit der Computersimulation

Durch die Kombination der kinematischen Daten aus der Poser-Analyse mit dem HANAVAN-Menschmodell in Simpack konnten die resultierenden Gelenkmomente während Situationen berechnet werden, die erwiesenermaßen einen Riss des vorderen Kreuzbands zur Folge hatten. Die durchgeführte Verifizierung des Computermodells zeigte, dass das verwendete HANAVAN-Modell mit Gelenkmoment-Regler verlässliche Ergebnisse produziert. Die zusätzlich vorgenommene Abschätzung des Einflusses der kinematischen Eingangsdaten und des Kraftangriffspunktes auf die Gelenkmomente ermöglichte eine Bewertung der ermittelten Gelenkmomente bezüglich ihrer Aussagekraft und auch möglicher Fehlerquellen.

Hinsichtlich der Verletzungsmechanismen kann zusammenfassend festgestellt wer-

den, dass die vorliegende Analyse das Auftreten von Verletzungen des vorderen Kreuzbands ohne Gegnereinwirkung während komplexer mehrdimensionaler Gelenkbelastungen bestätigt [203]. Bei allen untersuchten Situationen treten während der ersten 50 ms bis 60 ms sehr hohe Momente um alle Achsen des Kniegelenks auf. Bei den Fällen eins, zwei und vier wirkt in diesem Zeitraum jeweils das maximale Extensionsmoment kombiniert mit sehr hohen Valgus- und Innenrotationsmomenten. Nur beim VF 3 tritt das Extensionsmoment gekoppelt mit einem Varus- und einem Außenrotationsmoment kurz nach dem ersten Bodenkontakt auf.

Trotzdem wird für die Verletzungsfälle Nr. 2 und Nr. 4 von einem Verletzungszeitpunkt ausgegangen, der nicht innerhalb der ersten 30 ms bis 50 ms nach dem Impact liegt, da für die Interpretation nicht nur die berechneten Gelenkmomente, sondern auch die Eindrücke aus den TV-Bildern sowie die Ergebnisse der Poser-Analyse berücksichtigt werden. Dies zeigt, dass für die detaillierte Analyse von komplexen Verletzungssituationen nur die Kombination mehrerer Methoden zielführend ist.

Zur Beantwortung der übergeordneten Fragestellung dieser Arbeit sind die berechneten resultierenden Gelenkmomente im Sprunggelenk wichtig, da für die experimentellen Vergleichsmessungen das Innen- bzw. das Außenrotationsmoment des Sprunggelenks als Randbedingung benötigt wird. Die hierfür berechneten Zeitverläufe liefern plausible Werte, die für die weitere Arbeit verwendet werden können.

# Kapitel 5

## Entwicklung eines neuen Traktions-Testgeräts

Die Fragestellung der vorliegenden Arbeit ist, ob das Stollendesign der Fußballschuhe einen Einfluss auf Verletzungen des vorderen Kreuzbands hat oder nicht. In den beiden vorangegangenen Kapiteln 3 und 4 wurden dafür die Kinematik, die Bodenreaktionskräfte sowie die Gelenkmomente während Kreuzbandverletzungen ermittelt. Diese Ergebnisse dienen als Grundlage für den letzten Schritt, die experimentelle Untersuchung des Stollendesigns hinsichtlich seines Einflusses auf die Belastungen im vorderen Kreuzband.

Im nachfolgenden Kapitel wird der Aufbau und die Funktion des hierfür entwickelten Testgeräts beschrieben. Darüber hinaus erfolgt die Überprüfung seiner Funktion und die Sicherstellung, dass reproduzierbare und aussagekräftige Daten gemessen werden können.

Die durchgeführten Vergleichsmessungen von Fußballschuhen mit unterschiedlichem Stollendesign sind Inhalt des nächsten Kapitels 6.

### 5.1 Motivation und wissenschaftlicher Hintergrund

Bei der Untersuchung des Traktionsverhaltens von Fußballschuhen gibt es eine große Herausforderung. Zur Ermittlung aussagekräftiger Ergebnisse und zur Vermeidung falscher Rückschlüsse müssen die Schuhe unter möglichst realistischen Bedingungen getestet werden [181]. Liegt der Fokus auf der Vermeidung schwerer Verletzungen sind Probandenstudien aus ethischen Gründen nicht durchführbar, da Testperso-

nen nicht in Situationen gebracht werden dürfen in denen Verletzungsgefahr besteht [96]. Deshalb wurden in der Vergangenheit eine Reihe von Testgeräten entwickelt, die das Traktionsverhalten von Fußballschuhen mechanisch untersuchen sollen (vgl. Abschnitt 2.4.4). Allerdings stellen Sterzing et al. (2008) Unterschiede in den Ergebnissen aus biomechanischen (Probanden-) Studien und mechanischen Tests fest [241]. Das legt die Vermutung nahe, dass die bisher verwendeten Testgeräte die Realität nicht in ausreichendem Maße abbilden.

Somit ist die Aufgabenstellung die Entwicklung eines mechanischen Testgeräts, mit dem eine realitätsnahe Abbildung der in Extremsituationen auftretenden Verblockungskräfte und -momente möglich ist. Die Informationen, unter welchen Bedingungen die Fußballschuhe getestet werden sollen, stammen aus der modellbasierten Rekonstruktion der TV-Bilder (Poser-Analyse, Kapitel 3) sowie der im Anschluss durchgeführten Computersimulation der Verletzungssituationen (Kapitel 4).

Die bekannten mechanischen Testgeräte (siehe Tab. 2.1) erfüllen die Forderungen von Nigg (1990) [181] in vielen Punkten nicht.

- Sie belasten die Schuhe senkrecht von oben ( $90^\circ$ -Winkel zwischen Fuß und Schaft). Keines berücksichtigt eine Varus- bzw. Valgus-Stellung oder eine Flexion des Unterschenkels bezüglich des Fußes, obwohl unter solchen Belastungssituationen oftmals Verletzungen des vorderen Kreuzbands auftreten [30].
- Die Schuhe werden mit Vorlasten bis zu 1000 N beaufschlagt. Bei schnellen Richtungsänderungen im Sport wirken jedoch deutlich höhere Bodenreaktionskräfte [40; 171; 180; 200].
- Bei der Untersuchung der rotatorischen Traktion werden die Schuhe um  $90^\circ$  oder mehr auf dem Boden gedreht. Solche Drehungen treten beim Fußball nicht auf.
- Die Hälfte der Testgeräte in Tab. 2.1 sind als reine Labor-Geräte ausgeführt. Tests auf Naturrasen sind damit nicht oder nur sehr eingeschränkt möglich.
- Die real auftretende plantare Druckverteilung<sup>17</sup> (pDV) während fußballtypischer Bewegungen wird nicht berücksichtigt. Eine ungleiche pDV hat jedoch zur Folge, dass bei einer Richtungsänderung beispielsweise die Stollen auf der

---

<sup>17</sup>Die plantare Druckverteilung bezeichnet den an der Fußsohle gemessenen Druck, der auf den Schuh wirkt [268].

Innenseite des Schuhs stärker belastet werden, als die auf der Außenseite. Dementsprechend dringen die inneren Stollen tiefer in den Rasen ein als die Äußeren, was das Traktionsverhalten beeinflussen könnte.

Da mechanische Tests aber die einzige Möglichkeit darstellen das Traktionsverhalten von Fußballschuhen unter solchen Belastungen zu untersuchen, die nachweislich zu einer Verletzung des vorderen Kreuzbands führten, muss ein geeignetes Testgerät die Hinweise von Nigg (1990) [181] bestmöglich umzusetzen.

### 5.1.1 Anforderungen an das neue Testgerät

Für die Nachbildung realer Belastungen auf den Schuh ergaben sich bei der Neuentwicklung des Traktions-Testgeräts „TrakTester“ folgende Anforderungen:

1. Möglichkeit Varus-/ Valgus- bzw. Plantar-/ Dorsalflexions-Stellungen des Unterschenkels bezüglich des Fußes einstellen zu können.
2. Einleitung hoher Kräfte auf den Schuh entlang der anatomischen Achse des Unterschenkels in jeder Position.
3. Aufbringung eines Drehmoments um die Tibia-Längsachse in jeder Position.
4. Einstellbarkeit der plantaren Druckverteilung in Abhängigkeit von der jeweiligen Belastungssituation.
5. Messung der resultierenden Kräfte und Momente auf die Tibia.
6. Portables Design für Messungen bei verschiedenen Umgebungsbedingungen.

Die schematische Zeichnung in Abb. 5.1 illustriert diese Anforderungen.

### 5.1.2 Vorgehensweise bei der Konstruktion

Die Entwicklung des TrakTesters erfolgte im Rahmen eines methodischen Konstruktionsprozesses [150]. Dazu wurde die Aufgabe, ausgehend von der Zielsetzung und dem Anforderungsprofil, in kleine, leichter lösbare Teilfunktionen untergliedert (siehe Abb. 5.2). Für jede Funktion erfolgte unabhängig voneinander die Suche nach möglichen Lösungen. Im nächsten Schritt wurden die einzelnen Lösungsalternativen in einem morphologischen Kasten geordnet und nach den Kriterien Zielerreichung,

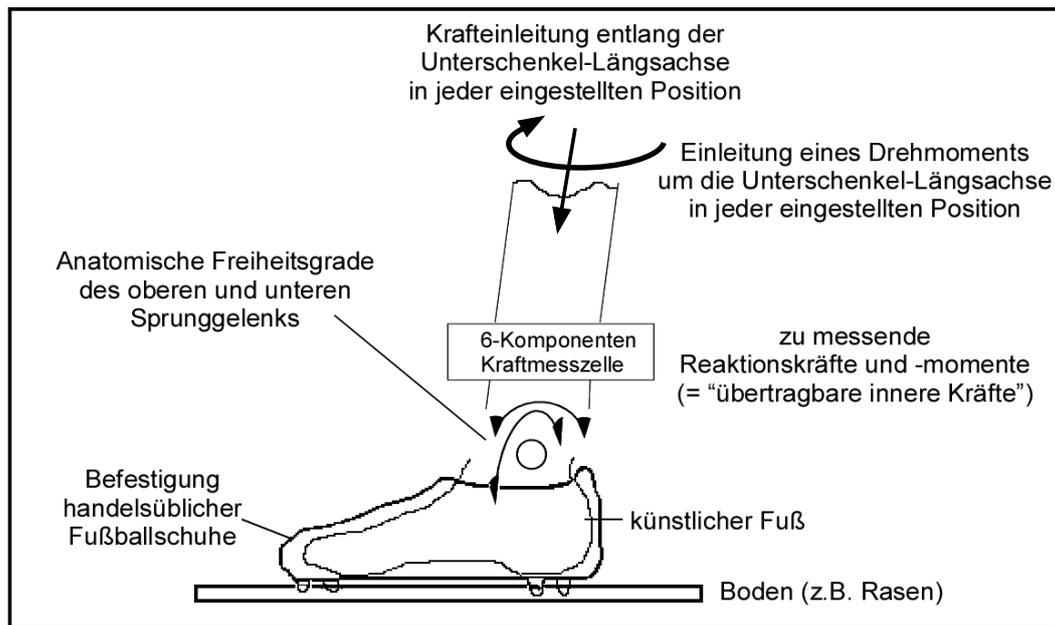


Abb. 5.1: Schematische Darstellung der wesentlichen geforderten Eigenschaften des neu zu entwickelnden Testgeräts.

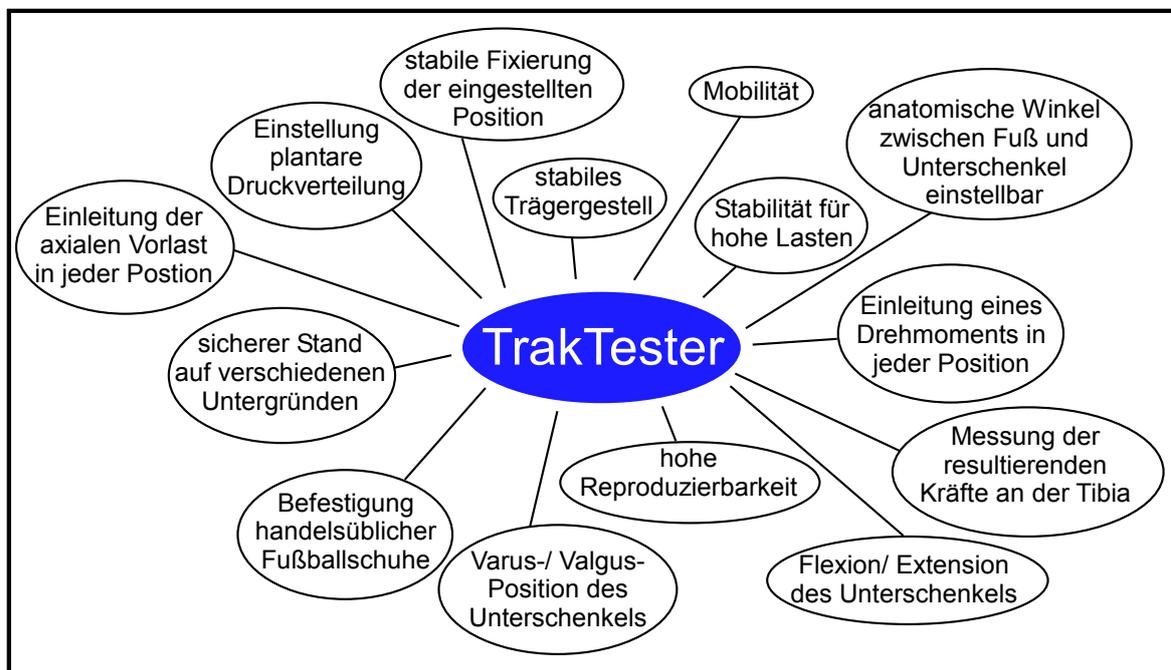


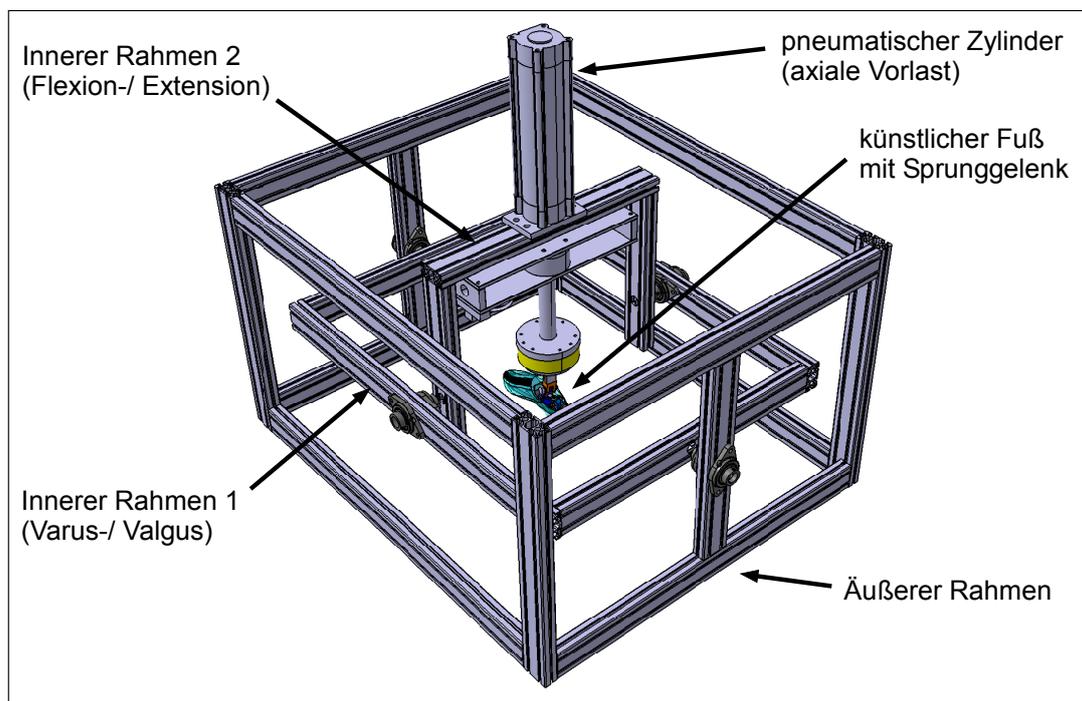
Abb. 5.2: Unterteilung der Aufgabenstellung „Entwicklung eines neuen Traktions-Testgeräts“ in einzelne Teilfunktionen für die konstruktive Umsetzung.

Komplexität, Umsetzbarkeit, Praktikabilität, Kosten, Bedienerfreundlichkeit sowie Witterungsbeständigkeit bewertet. Abschließend erfolgte auf Basis der bewerteten Teillösung die Zusammenführung zu einem gesamten Lösungsansatz, der konstruktiv umgesetzt wurde. Die Konstruktion erfolgte im CAD-Programm CATIA V5<sup>18</sup>.

### 5.1.3 Lösungsansatz

Der TrakTester besteht aus einem stabilen äußeren Grundgerüst und zwei gegeneinander kippbaren Rahmen im Inneren (siehe Abb. 5.3).

Dieser Aufbau ermöglicht das Schrägstellen des Unterschenkels (Varus/ Valgus und Flexion) im Raum. Im Inneren der Rahmenkonstruktion befindet sich ein Schaft als Unterschenkel, der gelenkig mit einem künstlichen Fuß verbunden ist. Die Besonderheit ist dabei die Nachbildung der anatomischen Realität hinsichtlich der Lage und Position der Gelenkachsen des Sprunggelenks sowie dem möglichen Bewegungs-



**Abb. 5.3:** Schematische Darstellung des grundsätzlichen Lösungsansatzes mit den wesentlichen Bestandteilen des Testgeräts. Das Konzept besteht aus zwei inneren Rahmen, die gegeneinander gekippt werden können und von einem äußeren Gestell getragen werden. Der pneumatische Zylinder zur Erzeugung der axialen Vorlast ermöglicht die Belastung des künstlichen Fußes in jeder Position.

<sup>18</sup>CATIA V5, Version R17, Dassault Systems, Vélizy-Villacoublay, Frankreich.

umfang (siehe Abschnitt 5.2.3). Das Metallskelett des Fußes ist in eine Silikonhülle eingegossen, deren Form aus einem 3D-Scan eines realen, durchschnittlichen Menschen extrahiert worden war. Die Schuhgröße der Fußform beträgt EU 42,5 (UK 8,5), so dass sie in handelsübliche Fußballschuhe dieser Größe passt.

## 5.2 Beschreibung des Testgeräts TrakTester

Im folgenden Abschnitt erfolgt die Beschreibung des TrakTesters im Gesamten, seines Funktionsprinzips sowie des physikalischen Modells des Sprunggelenks und des Fußes. Darüber hinaus wird die Einstellung der zu untersuchenden Lastfälle, der Ablauf einer Messung und die Vorgehensweise der Datenauswertung detailliert dargestellt.

### 5.2.1 Aufbau und Bestandteile

Der im vorangegangenen Abschnitt beschriebene Lösungsansatz wurde konstruktiv umgesetzt. In Abb. 5.4 ist das fertig entwickelte Testgerät „TrakTester“ dargestellt, mit dem die experimentellen Vergleichsmessungen der Fußballschuhe in der vorliegenden Arbeit (siehe Kapitel 6) durchgeführt wurden. Ergänzende Informationen zum TrakTester, Detailbilder und Datenblätter sind im Abschnitt D des Anhangs zusammengestellt.

Das äußere Grundgerüst (Tragrahmen) und die beiden inneren Rahmen, die zur Einstellung der Winkelposition des Unterschenkels bezüglich des Fußes gegeneinander gekippt werden können, bestehen aus stabilen Aluminium-Profilen<sup>19</sup>. In das Grundgerüst ist ein separater Bereich integriert, der alle pneumatischen Zubehörkomponenten (Druckluftleitungen, Ventile, Elektronik) beinhaltet. Zwei 20 cm breite Aluminiumplatten verlaufen auf beiden Seiten über die gesamte Länge des Grundgerüsts und vergrößerten so die Auflagefläche des Testgeräts. Dies verhindert das Einsinken des TrakTesters bei Messungen auf Naturrasen.

Mit dem innersten Rahmen (Innerer Rahmen 2 in Abb. 5.3) erfolgt die Einstellung der Plantar- bzw. Dorsalflexion des Fußes bezüglich des Unterschenkels. Er trägt zudem einen pneumatischen Zylinder, mit dem die Vorlast aufgebracht wird (siehe Abschnitt 5.2.2.1), die Baugruppe zur Einleitung des Drehmoments (siehe Abschnitt

---

<sup>19</sup>MayTec Aluminium Systemtechnik GmbH, Dachau, Deutschland



**Abb. 5.4:** Endversion des messbereiten Testgeräts TrakTester. Die Steuerung der Messzyklen und die Datenerfassung erfolgen über den Laptop. Der Hubmechanismus mit Rollen ermöglicht die leichte Versetzung während der Messungen.

5.2.2.2) sowie den Unterschenkel mit Sprunggelenk und Fuß (siehe Abschnitt 5.2.3). Die Details der einzelnen Baugruppen werden in den angegebenen Abschnitten im Detail erklärt. Mit dem mittleren Rahmen (Innerer Rahmen 1 in Abb. 5.3) wird die Supination bzw. Pronation im Sprunggelenk eingestellt.

Das Einstellen und Fixieren der Winkelposition erfolgt für jeden Rahmen über zwei Gewindestangen, die symmetrisch auf beiden Seiten des jeweiligen Rahmens befestigt sind (siehe Abb. D.7 im Anhang) und diesen abstützen. Dadurch ist die Beibehaltung der Winkelposition während der gesamten Messung auch bei hohen Belastungen sichergestellt. Die exakte Position und Länge der Stützen wird für jede Winkelposition aus CATIA extrahiert.

Die Mobilität des Testgeräts wird durch einen pneumatisch betriebenen Hubmechanismus erreicht, der bei Betätigung das Testgerät anhebt, so dass er auf den vier Gummirädern steht (siehe Abb. D.8 im Anhang). Damit kann der TrakTester problemlos zwischen den Messungen versetzt und transportiert werden.

Ein 20 l Pressluft-Reservoir dient als pneumatischer Zwischenspeicher um plötz-

liche Druckabfälle, die bei der Aktivierung der pneumatischen Komponenten entstehen, auszugleichen. Die so geschaffenen konstanten Druckbedingungen während der Messungen sind die Voraussetzung für reproduzierbare Messwerte.

## 5.2.2 Funktionsprinzip des Testgeräts

Im nachfolgenden Abschnitt wird das Funktionsprinzip des neu entwickelten Testgeräts erläutert, d.h. wie die Vorlast und das Drehmoment auf den Schuh aufgebracht und gesteuert werden. Alle dazu notwendigen externen Kräfte werden durch pneumatische Komponenten der Firma Festo<sup>20</sup> erzeugt.

### 5.2.2.1 Axiale Vorlast

Die Kraft, mit der die Schuhe auf den Boden gedrückt werden, wird entlang der Unterschenkel-Längsachse aufgebracht. Sie wird durch einen doppelt wirkenden, pneumatischen Zylinder<sup>21</sup> erzeugt, der auf dem inneren Rahmen 2 (vgl. Abb. 5.3) befestigt ist. Das Ende der Kolbenstange ist fest mit dem oberen Ende des Schafts (Unterschenkel) verbunden. Auf diese Art wirkt die Kraft des Zylinders stets in axialer Richtung des Schafts, unabhängig von der eingestellten räumlichen Position.

Über die Regelung des am Zylinder anliegenden Drucks ist die stufenlose Einstellung der Kraft zwischen ca. 600 N und 4700 N bei maximal 6 bar Betriebsdruck möglich. Um eine separate Einstellung vornehmen zu können, wird der Zylinder in einem eigenen Druckkreislauf betrieben.

### 5.2.2.2 Einleitung des Drehmoments

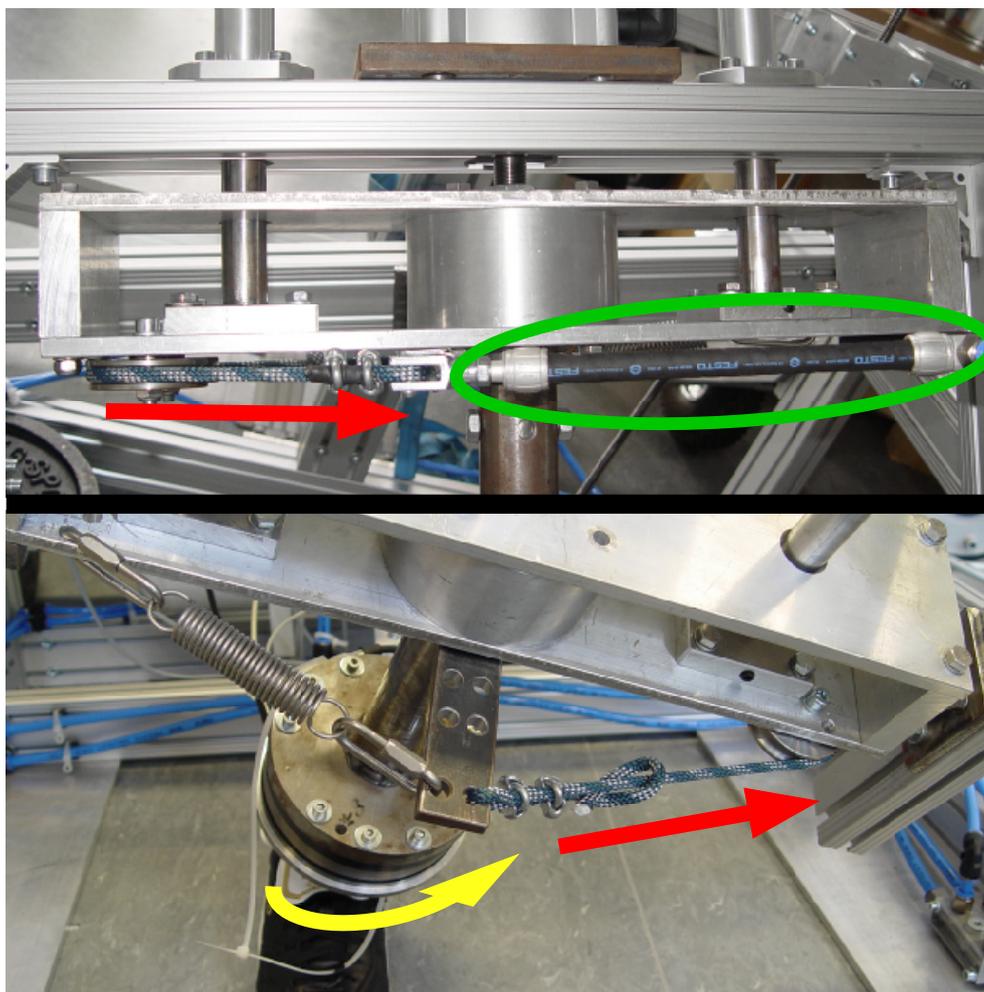
Das Drehmoment um die Unterschenkel-Längsachse wird mittels eines pneumatischen Muskels<sup>22</sup> und einer speziellen Lagerung erzeugt und auf den Schaft übertragen (siehe Abb. 5.5). Der pneumatische Muskel verhält sich ähnlich wie ein menschlicher Muskel. Wird er aktiviert, d.h. mit Druckluft versorgt, kontrahiert er schlagartig. Die vom Muskel erzeugte Kraft  $F_{\text{Muskel}}$  sowie seine Längenänderung (Verkürzung) sind dabei vom Betriebsdruck abhängig (siehe technische Daten im Anhang D.1).

---

<sup>20</sup>Festo AG & Co. KG, Esslingen, Deutschland

<sup>21</sup>Pneumatischer Zylinder der Firma Festo AG & Co. KG, Esslingen, Deutschland: Kolbendurchmesser: 100 mm, maximaler Hubweg: 320 mm

<sup>22</sup>Pneumatischer Muskel der Firma Festo AG & Co. KG, Esslingen, Deutschland: Durchmesser des Muskels 10 mm bzw. 20 mm, effektive Länge jeweils 190 mm, siehe Abb. D.1.



**Abb. 5.5:** Erzeugung des Drehmoments um die Unterschenkel-Längsachse.  
Oben: Bei Aktivierung kontrahiert der pneumatische Muskel (grüne Markierung) und zieht ruckartig am Seil (roter Pfeil).  
Unten: Das Stahlseil ist über eine Umlenkung mit einem Hebel verbunden und zieht an diesem (roter Pfeil). Dies führt zur Rotation des Schafts (gelber Pfeil).

Die Lagerung stellt die Verbindung zwischen der Kolbenstange des Zylinders und dem Schaft dar. Sie ermöglicht die freie Drehung des Schafts um seine Längsachse relativ zur feststehenden Rahmenkonstruktion. Am pneumatischen Muskel ist ein Stahlseil befestigt, welches über eine Umlenkung auf die Rückseite der Lagerung führt und dort an einem fest mit dem Schaft verbundenen Hebel angelenkt ist. Durch die Kontraktion des Muskels erfolgt ein ruckartiger Zug am Stahlseil. Dieses zieht infolgedessen am Hebel und verursacht eine Drehung des Schafts gegenüber dem Rahmen. Über das Sprunggelenk, welches keine Drehung um die Unterschenkel-Längsachse zulässt, wird die Rotation auf den Fuß und den Fußballschuh übertragen.

Durch die Entlüftung des pneumatischen Muskels entspannt sich dieser und geht in seine Ursprungslänge zurück. Eine Feder die ebenfalls am Hebel ansetzt, sorgt für die Rückstellung in die Ausgangslage.

Im einfachsten Fall berechnet sich das eingeleitete Drehmoment aus

$$M_{theoretisch} = F_{Zug} * a \quad (5.1)$$

wobei „a“ der Hebelarm ist (siehe Abb. 5.6). Im vorliegenden Setup beträgt der Hebelarm konstant 140 mm.

Das effektiv eingeleitete Drehmoment reduziert sich durch die Federkraft  $F_{Feder}$ , die der Zugkraft  $F_{Zug}$  entgegen wirkt. Weiterhin ist die Abhängigkeit von  $F_{Zug}$  vom Betriebsdruck und der aktuellen Muskellänge zu berücksichtigen sowie die Tatsache, dass Gleichung 5.1 nur gilt, wenn  $F_{Muskel}$  im rechten Winkel am Hebelarm angreift. Ist dies nicht der Fall, bzw. ändert sich der Angriffswinkel während der Muskelaktivität, verringert sich die effektiv wirkende Kraft  $F_{effektiv}$ . Abb. 5.6 zeigt diesen Zusammenhang schematisch.

Es gilt somit:

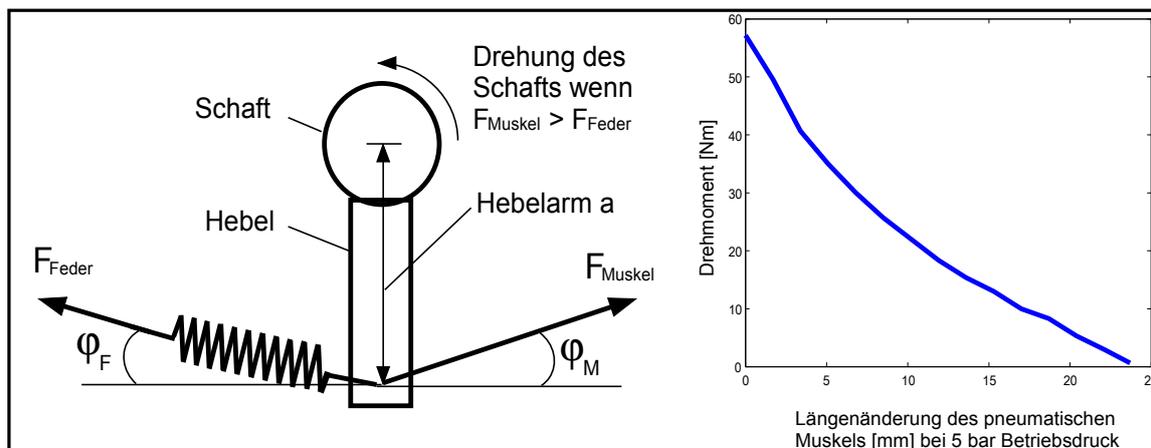
$$F_{effektiv} = F_{Muskel}(p, l_{Muskel}, \varphi_M) - F_{Feder}(D, \Delta l_{Feder}, \varphi_F) \quad (5.2)$$

wobei „p“ der eingestellte Betriebsdruck des Muskels, „l“ seine aktuelle Länge und „ $\varphi_M$ “ sein Angriffswinkel am Hebel, sowie „D“ die Federkonstante der Zugfeder, „ $\Delta l_{Feder}$ “ ihre Längenänderung und „ $\varphi_F$ “ ihr Angriffswinkel am Hebel ist.

$$M_{effektiv} = F_{effektiv} * 0,14 \text{ m} \quad (5.3)$$

Der pneumatische Muskel bringt die maximale Kraft zu Beginn der Kontraktion auf. Die Muskelkraft  $F_{Muskel}$  nimmt mit zunehmender Kontraktion ab (vgl. Abb. D.2 und D.3 im Anhang). Das bedeutet, dass das maximale Drehmoment ebenfalls unmittelbar zu Beginn der Rotation wirkt. Das Ausmaß der Muskelkontraktion hängt vom angelegten Betriebsdruck ab und beträgt bis zu 20% der Nennlänge des Muskels. Bei einer Nennlänge des Muskels von 170 mm ergibt sich daraus eine maximal mögliche Rotation von 14°. Ein eigener pneumatischer Kreislauf ermöglicht die unabhängige Einstellung des Muskel-Betriebsdrucks.

Zur Einleitung der größtmöglichen Rotation ist der Betrieb des Muskels unter möglichst hohem Betriebsdruck notwendig. Deshalb kommen je nach Lastfall zwei



**Abb. 5.6:** Links: Schematische Darstellung der Krafrichtungen bei der Generierung des Drehmoments um die Unterschenkel-Längsachse (von oben gesehen). Rechts: Effektiv eingeleitetes Drehmoment in Abhängigkeit der Längenänderung des Muskels (Nenn Durchmesser: 10 mm, Betriebsdruck: 5 bar).

verschiedene pneumatische Muskel zum Einsatz (Durchmesser 10 mm) für Drehmomente bis 70 Nm, Durchmesser 20 mm für höhere Drehmomente).

### 5.2.2.3 Steuerung und Datenerfassung

Die Steuerung des TrakTesters sowie die Datenerfassung erfolgen über einen Standard-Laptop<sup>23</sup>, zwei PCMCIA-Datenerfassungskarten<sup>24</sup> und ein umfangreiches, selbstprogrammiertes Skript im Programm NI LabVIEW<sup>25</sup>.

Für die Messung der auftretenden Reaktionskräfte wird eine sechs Komponenten Kraftmesszelle<sup>26</sup> verwendet, die unmittelbar oberhalb des Sprunggelenks angebracht ist. In Abb. 5.7 ist ihre exakte Position das interne Koordinatensystem der Kraftmesszelle dargestellt. Die Datenerfassung erfolgt mit einer Messfrequenz von 1000 Hz.

## 5.2.3 Die mechanische Nachbildung des Fußes und Sprunggelenks

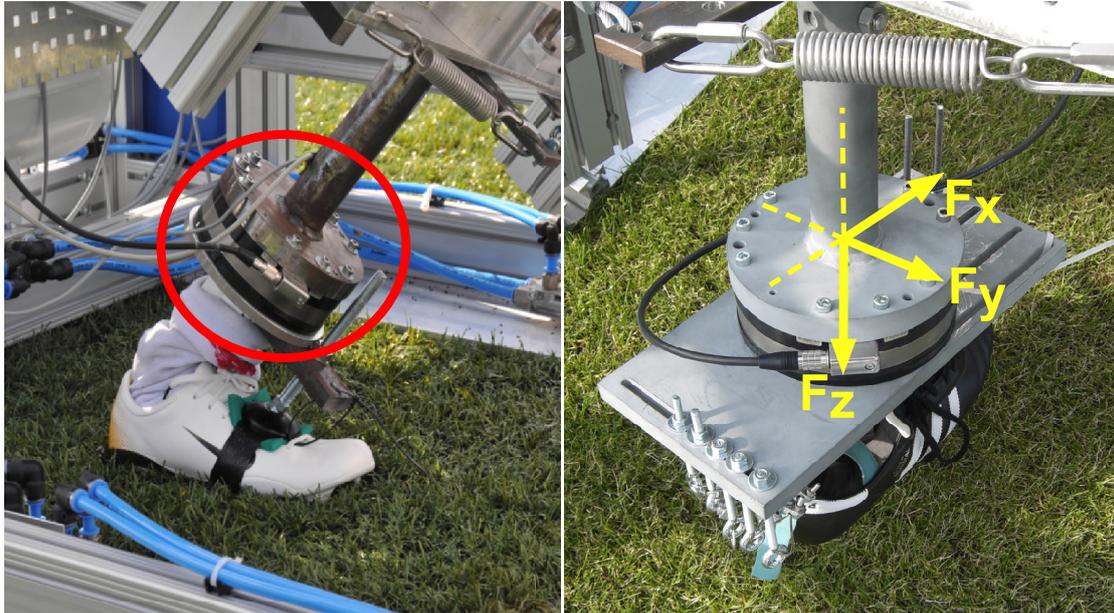
Zur Übertragung der eingeleiteten Kräfte und Drehmomente vom Unterschenkel auf den Fußballschuh ist eine gelenkige Verbindung sowie eine mechanische Nachbildung des Fußes notwendig.

<sup>23</sup>Fujitsu-Siemens Lifebook E-Series, München, Deutschland

<sup>24</sup>National Instruments, Austin, TE, USA

<sup>25</sup>NI LabVIEW, Version 8.2, National Instruments, Austin, TE, USA

<sup>26</sup>ATI-IA Omega 160, Apex, NC, USA



**Abb. 5.7:** Links: Der rote Kreis markiert die Position der 6-Komponenten-Kraftmesszelle oberhalb des Sprunggelenks im Testgerät.  
Rechts: Orientierung des lokalen Koordinatensystems der Kraftmesszelle. Die x-Achse zeigt nach vorne, die y-Achse nach rechts und die z-Achse nach unten.

## Hintergrund

Ziel der Entwicklung des TrakTesters war, eine möglichst realistische Belastung der Fußballschuhe zu erreichen. Während fußballtypischer Bewegungen treten unter der Fußsohle typische Muster der plantaren Druckverteilung auf [62; 192], welche die Belastungen widerspiegeln. Bei „cutting“-Bewegungen sind beispielsweise hohe Drücke unter dem medialen Zehen- und Vorderfußbereich sowie im Fersenbereich zu beobachten (siehe Abb. 5.12, Links). Diese plantare Druckverteilung bedeutet, dass diejenigen Stellen, die sich in diesen Bereichen befinden, stärker belastet werden und sich dadurch tiefer in den Boden drücken, als die Stellen an anderen Stellen des Fußballschuhs. Für eine möglichst aussagekräftige Untersuchung des Traktionsverhaltens ist eine realistische plantare Druckverteilung somit essentiell.

Deshalb wurde mit einer flexiblen Einlegesohle<sup>27</sup> die plantare Druckverteilung gemessen, die das Testgerät erzeugte. Die verwendete Messsohle verfügte über 24 Drucksensoren, die über die gesamte Fläche verteilt waren. Die einzelnen Sensoren wurden in sieben charakteristische Bereiche gruppiert (siehe Abb. D.6 im Anhang).

Mit der ursprünglichen Version der mechanischen Nachbildung des Fußes [58; 131]

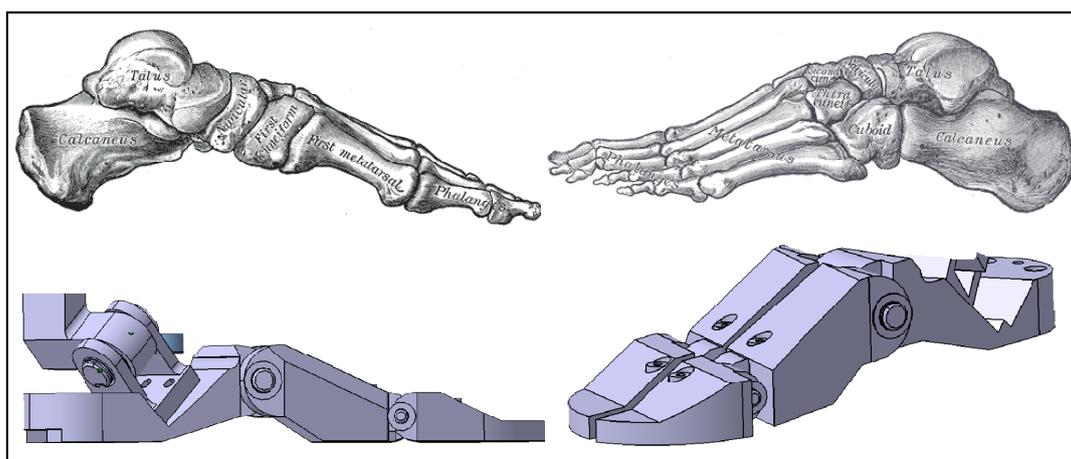
<sup>27</sup>Parotec-Druckmesssohlen, Paromed GmbH, Markt Neubeuern, Deutschland

konnte die Forderung nach einer realitätsnahen plantaren Druckverteilung nicht erfüllt werden (siehe Abb. 5.12, Mitte) weshalb der nachfolgend beschriebene künstliche Fuß neu entwickelt und für die experimentellen Messungen verwendet wurde [?]. Er besteht aus einem Metallskelett das mit einer Silikonhülle überzogen ist, die der Form des menschlichen Fußes entspricht.

### 5.2.3.1 Konstruktiver Aufbau

Die Struktur des menschlichen Fußes ist durch die fünf gelenkig miteinander verbundenen Elemente Ferse (Calcaneus), medialer und laterale Mittelfuß sowie medialer und lateraler Zehenbereich nachgebildet (siehe Abb. 5.8). Die Unterteilung in mediale und laterale Seite verläuft nach Küster et al. (2008) zwischen dem dritten und vierten Mittelfußknochen [142] und ist bei der Konstruktion berücksichtigt.

Außerdem sind die mediale und die laterale Seite entkoppelt, um eine unabhängige Bewegung der beiden Seiten zu erreichen, was die Einstellung unterschiedlicher plantarer Druckverteilungen ermöglicht. Die Gelenklinien, die die einzelnen Fußelemente miteinander verbinden sind ebenfalls entsprechend der menschlichen Anatomie festgelegt. Die Ankopplung der Mittelfußsegmente an den Calcaneus erfolgt gemäß der Lisfrancschen Gelenklinie, die Verbindung der Zehen- und Mittelfußgelenke entspricht dem Metatarsalgelenk [129]. Details zum anatomischen Aufbau des menschlichen Fußes sind in Abschnitt A.3 des Anhangs zusammengestellt.

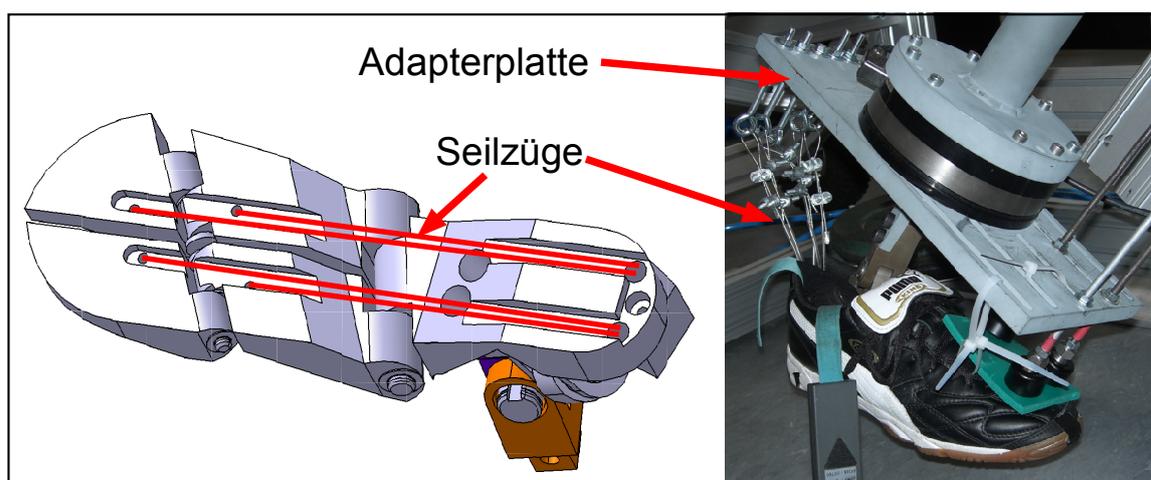


**Abb. 5.8:** Die neu konstruierte mechanische Nachbildung des menschlichen Fußes (unten) orientiert sich an der anatomischen Wirklichkeit des menschlichen Fußes (oben) und bildet die Gewölbestruktur des Fußes ab. Zusätzlich sind der mediale und der laterale Teil des Fußes entkoppelt um ein separate Belastung beider Seiten zu ermöglichen [52].

Zusätzlich zur Unterteilung des Fußes in fünf Elemente ist auch die menschliche Fußgewölbe-Struktur nachempfunden, da das mediale sowie das laterale Längsgewölbe zwischen dem Calcaneus und den Mittelfußelementen für die Kraftübertragung auf den Vorderfuß entscheidend sind [129].

Unter Berücksichtigung der menschlichen Anatomie erfolgt die Sicherung des Fußgewölbes gegen ein Zusammenklappen an der Fußsohle. Dazu sind insgesamt vier 3 mm dicke Stahlseile an der Unterseite der Fußelemente in die Fußsohle implementiert, die die Fußsehnen darstellen. An jedem der Zehen- und Mittelfußelemente setzt ein Seil an und verläuft in dafür vorgesehenen Kanälen nach Hinten zum Calcaneus und von dort durch Bohrungen nach oben (siehe Abb. 5.9). Am Calcaneus selbst greift ein separates Seil an das die Achillessehne darstellt. Die Seilzüge verlaufen ab dem Calcaneus außerhalb des Fußes zu einer Adapterplatte und sind dort befestigt (siehe Abb. 5.9). Die Adapterplatte ist zugleich die Verbindung vom Sprunggelenk zur Kraftmesszelle.

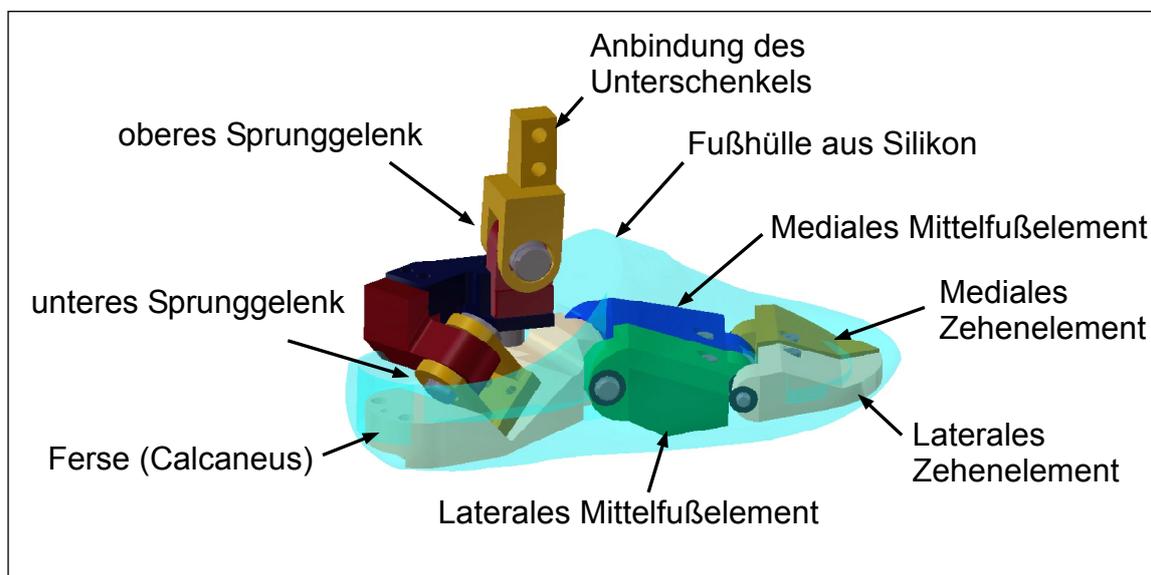
Die Seilzüge haben primär die Aufgabe, das Zusammenklappen des Fußgewölbes unter Belastung zu verhindern. Darüber hinaus erzeugen sie durch die Umlenkung am Calcaneus ein Drehmoment um die Achse des oberen Sprunggelenks, welches die Fußelemente nach unten drückt und so den Bodenkontakt auch bei hohen axialen Kräften sicherstellt. Zudem können die einzelnen Elemente durch unterschiedliche (Vor-) Spannungen der Stahlseile verschieden stark nach unten gezogen werden, was



**Abb. 5.9:** Links: Um das Zusammenklappen des Fußgewölbes zu verhindern sind an der Fußsohle Seilzüge (rot) implementiert die den Sehnen des Fußes nachempfunden sind. Rechts: Durch das Spannen der an der Adapterplatte befestigten Seilzüge ist zusätzlich die getrennte Belastung der einzelnen Fußsegmente einstellbar.

die Einstellung der plantaren Druckverteilung für die vier Bereiche des Mittel- und Vorderfußes ermöglicht.

Das künstliche Sprunggelenk (siehe Abb. 5.10) bildet die anatomische Position und Orientierung der Gelenkachsen nach Inman (1976) [119] ab. Es basiert auf einer bereits vorhandenen Messprothese [58; 131] und wurde in der vorliegenden Arbeit hinsichtlich der mechanischen Belastbarkeit optimiert<sup>28</sup>. Das Fußskelett aus Metall ist in eine Hülle aus Silikon eingegossen, die den Eigenschaften des menschlichen Gewebes nahe kommt [281]. Die Schuhgröße der Fußform beträgt EU 42,5 (UK 8,5), so dass handelsübliche Fußballschuhe dieser Größe für die Tests verwendet werden können



**Abb. 5.10:** CAD-Zeichnung des neu entwickelten künstlichen Fußes sowie des Sprunggelenks. Der grüne Bereich stellt die Fußhülle aus Silikon dar, in die das Metallskelett des Fußes eingegossen ist.

### 5.2.3.2 Einstellbarkeit der plantaren Druckverteilung

Mit den im vorangegangenen Abschnitt beschriebenen Seilzügen an der Fußsohle ist eine individuelle Einstellung realitätsnaher plantarer Druckverteilung möglich. Bei hohen axialen Kräften ( $> 1400$  N) reicht jedoch auch die maximal mögliche Spannung der implementierten Seilzüge nicht mehr aus, um den medialen Zehenbereich

<sup>28</sup>Neben konstruktiven Änderungen ist das künstliche Sprunggelenk aus hochfestem Stahl (Einsatzstahl: 16MnCr5 (EC 80), E-Modul: 210000 MPa (bei 20°C), Zugfestigkeit: ca. 650 bis 1180 N/mm<sup>2</sup>, Dehngrenze: 440 bis 630 N/mm<sup>2</sup>) gefertigt.

in ausreichendem Maße zu belasten. Deshalb können je nach Bedarf zusätzlich bis zu vier kleine, externe Druckstempel für die gezielten Einleitung von Kräften auf die einzelnen Fuß-Elemente an der Adapterplatte angebracht werden (siehe Abb. 5.11).

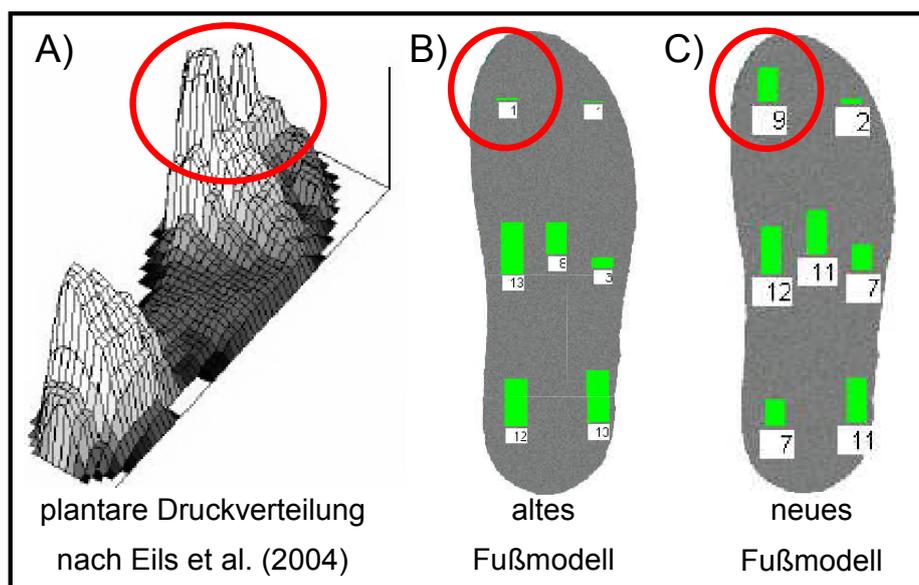
Mittels Gewindestangen ist die separate Regulierung des Anpressdrucks jedes Stempels möglich. Die Position der Adapterplatte (siehe Abb. 5.11) kann dabei so verändert werden, dass die Druckstempel die medialen Zehen- und Mittelfußbereiche optimal belasten. Das ist vor allem bei Winkelpositionen mit einer Valgusstellung des Unterschenkels von mehr als  $10^\circ$  relevant, da hier aufgrund der anatomischen Gelenkachsen zusätzlich eine Rotation des Fußes gegenüber dem Unterschenkel auftritt.

Abb. 5.12 zeigt exemplarisch das Ergebnis einer optimierten plantaren Druckverteilung im Vergleich zu einer Druckverteilung mit dem ursprünglichen künstlichen Fuß sowie zu Literaturangaben. Durch die Kombination aus Seilzügen an der Fußsohle und den externen Druckstempeln ist eine hinreichend genaue Einstellung einer realitätsnahen plantaren Druckverteilung möglich. Die Verbesserung bei der Belastung des medialen Zehenbereichs im Vergleich zur ursprünglichen Version des künstlichen Fußes ist ebenfalls deutlich erkennbar.



**Abb. 5.11:** TrakTester Details - plantare Druckverteilung.

Links: Adapterplatte, an der die externen Druckstempel befestigt sind und punktgenau positioniert werden können. Rechts: Positionierung der externen Druckstempel über den einzelnen Fußelementen zur Einstellung einer realistischen plantaren Druckverteilung.



**Abb. 5.12:** A) Real gemessene plantare Druckverteilung einer „cutting“-Bewegung nach Eils et al. (2004) [62], B) Plantare Druckverteilung des TrakTesters mit der ursprünglichen Version des künstlichen Fußes sowie C) mit dem neu entwickelten künstlichen Fußmodell. Durch die Neukonstruktion und die gezielte Belastung der einzelnen Fußsegmente wird die Belastung des medialen Zehen- und Mittelfußbereichs erreicht.

#### 5.2.4 Einstellung der Lastfälle

Nach der Erklärung des neu entwickelten Testgeräts und seiner Funktionsweise erfolgt im Anschluss die Beschreibung, wie die zu untersuchenden Lastfälle am TrakTester eingestellt werden. Hierzu ist zu beachten, dass es sich bei den untersuchten Lastfällen nicht um die dynamische Abbildung der Verletzungsfälle im Gesamten handelte. Stattdessen wurde jeweils ein Zeitpunkt aus jedem Verletzungsfall ausgewählt und die Kinematik aus der Rekonstruktion der TV-Bilder mittels Poser sowie die dazu gehörenden Belastungen aus der Computersimulation als Randbedingungen für die Messungen verwendet.

Die Vorgehensweise zur Auswahl der jeweiligen Randbedingungen für die Vergleichsmessungen wird in Abschnitt 6.1.1 erläutert. Um die Vergleichsmessungen mit einem Lastfall durchführen zu können, war die exakte Stellung von Unterschenkel zum Fuß (Messposition), alle Parameter der pneumatischen Komponenten sowie die plantare Druckverteilung einzustellen.

#### 5.2.4.1 Messposition

Die Einstellung des Winkels zwischen Unterschenkel und Fuß (= Winkelposition) basierte auf der Längenveränderung der Gewindestangen, die die beiden inneren Rahmen abstützen (vgl. Abschnitt 5.2 und Abb. D.7). Für jede Messposition wurde aus dem CAD-Programm CATIA die exakte Länge der Gewindestangen für den jeweiligen Winkel extrahiert und am TrakTester eingestellt und mit einem digitalen Winkelmesser kontrolliert. Dadurch war eine Genauigkeit bei der Winkeleinstellung von  $\pm 0,5^\circ$  gewährleistet.

Die Position der Adapterplatte wurde so an die eingestellte Winkelposition angepasst, dass die Belastung der medialen Mittelfuß- und Zehenbereiche durch die Druckstempel möglich war.

#### 5.2.4.2 Pneumatische Parameter

Für die Erzeugung der axialen Kraft mit der die Schuhe auf den Boden gepresst wurden und des Drehmoments um die Unterschenkel-Längsachse wurden die pneumatischen Parameter eingestellt, d.h. der Betriebsdruck des Zylinders und des pneumatischen Muskels. Dies erfolgte für alle Lastfälle unter standardisierten Bedingungen im Labor (Raumtemperatur  $20^\circ\text{C}$ , PVC-Bodenbelag auf Beton, Hallenschuh Puma King Indoor).

Zunächst wurde in der Neutralposition der Betriebsdruck des Hauptzylinders so reguliert, dass die gemessene vertikale Kraftkomponente  $F_z$  der einzuleitenden Kraft entlang der Unterschenkel-Längsachse entsprachen. Hierzu erfolgten jeweils fünf Belastungen des Fußes mit anschließender Entlastung, und die Messung der vertikale Kraftkomponente  $F_z$  bei jeder Belastung. Aus den fünf Messungen erfolgte die Bildung des Mittelwerts für  $F_z$  und der Vergleich mit dem vorgegebenen Sollwert. Die vorgenommene Einstellung wurde für die Vergleichsmessungen verwendet, wenn die Abweichung des berechneten Mittelwerts von  $F_z$  vom Sollwert reproduzierbar kleiner als  $\pm 2\%$  war.

Die Einstellung des Drehmoments um die Unterschenkel-Längsachse erfolgte ebenfalls über die Anpassung des Betriebsdrucks des pneumatischen Muskels im entsprechenden Druckluft-Kreislauf (vgl. Abschnitt 5.2.2.2). Sie basierte auf den vorliegenden Datenblättern (siehe Abb. D.2 bzw. D.3 im Anhang) und auf Simulationen mit

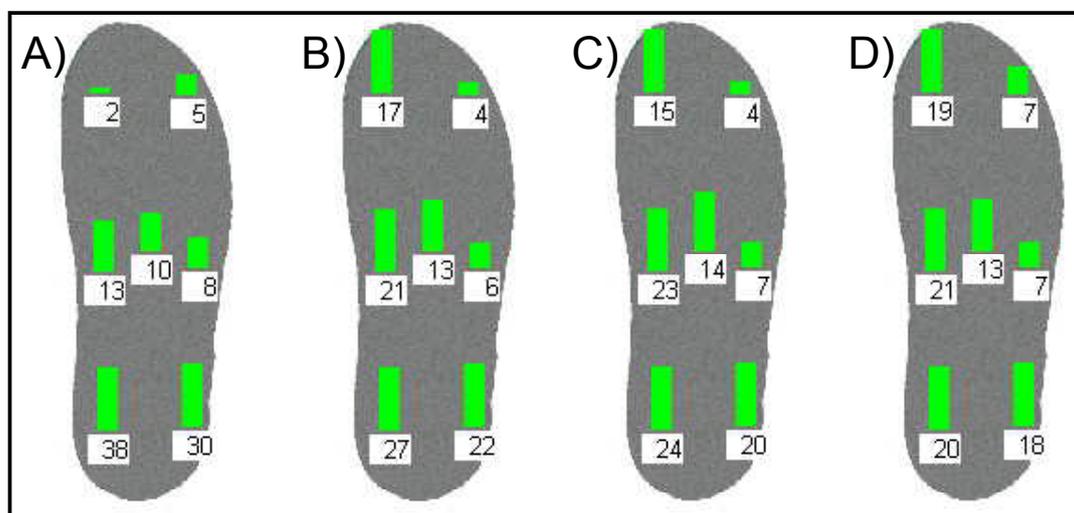
dem Programm MuscleSIM<sup>29</sup>, welches den einzustellenden Druck für die gesuchte Kraft berechnete.

### 5.2.4.3 Plantare Druckverteilung

Die Einstellung der plantaren Druckverteilung wurde für jeden untersuchten Lastfall neu vorgenommen. Es handelte sich dabei um einen schrittweisen Prozess, bei dem zunächst mit dem Parotec-Druckmesssystem diejenige plantare Druckverteilung gemessen wurde, die ohne Spannung der Seilzüge im Fuß und ohne externe Druckstempel bei der eingestellten Kraft in axialer Richtung auftrat. Im Anschluss daran erfolgte nacheinander die Spannung der Seilzüge sowie die Anbringung der Druckstempel, wobei nach jeder Veränderung erneut die aktuelle plantare Druckverteilung gemessen wurde.

Ziel dieses Optimierungsprozesses war es, eine plantare Druckverteilung einzustellen, die so genau wie möglich mit in den Literatur für fußballtypische Bewegungen angegebenen plantaren Druckverteilungen [62; 79; 192; 218; 268] übereinstimmte.

Abb. 5.13 zeigt exemplarisch an vier Schritten (von A) bis D)) die Veränderung der plantaren Druckverteilung während des Einstellprozesses.



**Abb. 5.13:** Plantare Druckverteilung im Verlauf des Einstellprozesses für einen Lastfall.

A) Seilzüge an der Fußsohle ungespannt, keine externen Druckstempel; B) Seilzüge an der Fußsohle maximal gespannt, je ein Druckstempel belastet den medialen Mittelfuß- und Zehenbereich; C) Hinzufügen eines dritten Druckstempels für den lateralen Mittelfußbereich und nachlassen der Spannung der Zugseile; D) endgültige plantare Druckverteilung nach Feinjustierung aller Druckstempel und Seilzüge.

<sup>29</sup>MuscleSIM, Festo AG & Co. KG, Esslingen, Deutschland

Es wurde dabei immer nur ein Parameter (Spannung der Zugseile oder Länge und Position der Druckstempel) verändert und die Auswirkung auf die pDV überprüft. Es erfolgte zunächst immer die Spannung der Seilzüge auf der medialen, dann die auf der lateralen Seite. Die Spannung des Zugseils am Calcaneus erfolgte erst, wenn hohe Belastungen auf die Ferse zu reduzieren waren. Für die gezielte Belastung der Mittel- und Zehenbereiche wurden im zweiten Schritt sukzessive die Druckstempel hinzugefügt und der Anpressdruck über die Länge der Gewindestangen variiert. Der erste Druckstempel war stets so platziert, dass eine Belastung des medialen Zehenbereichs erfolgte, der Zweite sorgte für die Krafteinleitung auf den medialen Mittelfußbereich. Falls erforderlich belasteten der dritte Druckstempel den lateralen Zehen- und der Vierte den lateralen Mittelfußbereich.

War eine gute Übereinstimmung der plantaren Druckverteilung des TrakTesters mit den Literaturdaten erreicht, erfolgte ein vollständiger Messzyklus mit dem Halbschuh im Labor und die Aufzeichnung der dabei auftretenden Druckverteilungen bei zufällig ausgewählten Messungen der Messreihe. Traten keine Abweichungen zur eingestellten Druckverteilung auf, wurde diese für die Vergleichsmessungen des eingestellten Lastfalls verwendet.

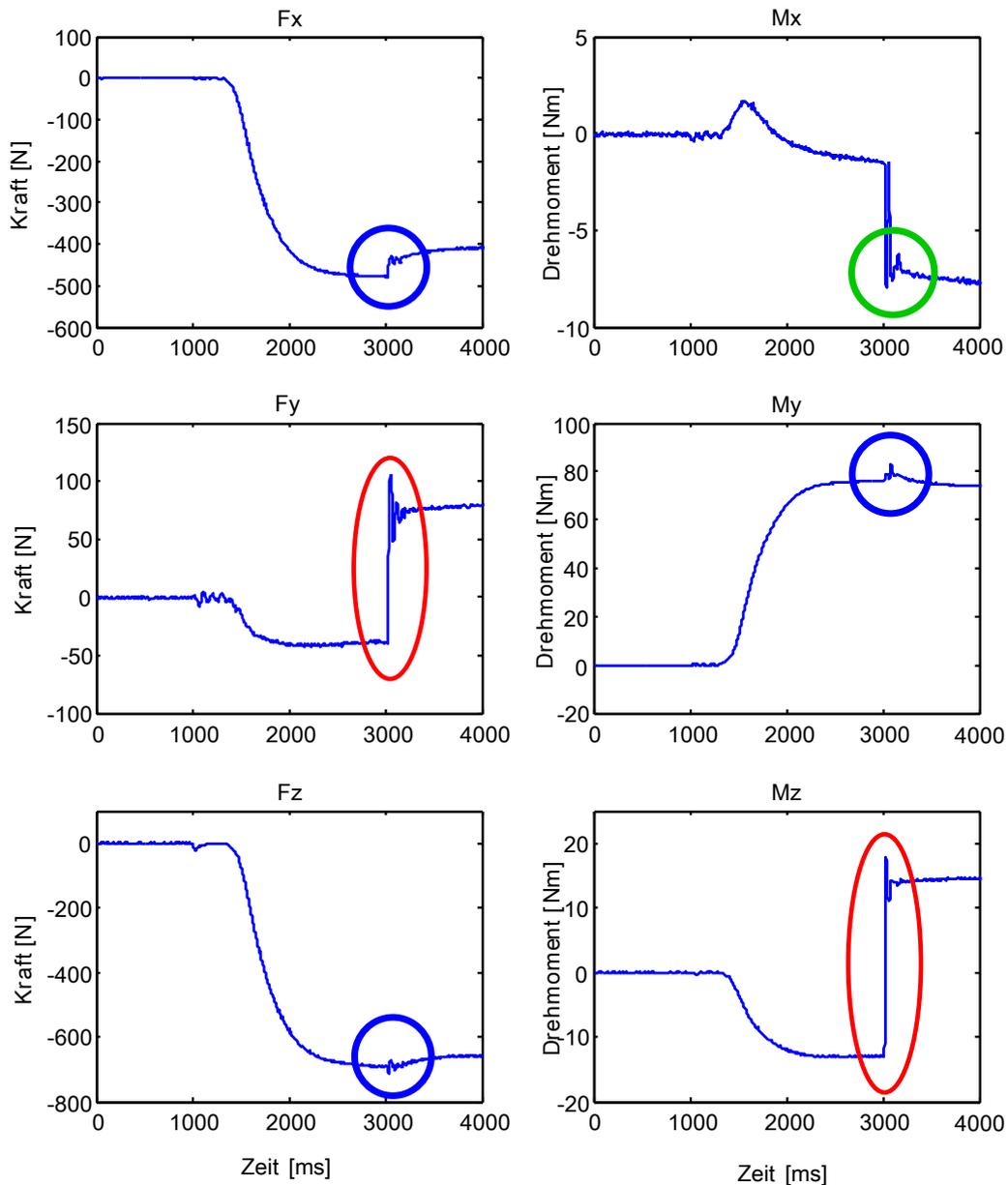
### 5.2.5 Ablauf einer Messung

Der Ablauf einer Einzelmessung gestaltete sich wie folgt: der Kolben des pneumatischen Zylinders fuhr nach unten bis sich der Fußballschuh ca. fünf Zentimeter über dem Boden befand und stoppte dort. Nachdem die Datenerfassung gestartet war fuhr der Zylinder solange weiter aus, bis ein vollständiger Kontakt des Schuhs zum Boden bestand. Etwa ein bis zwei Sekunden nach dem ersten Bodenkontakt wurde der pneumatische Muskel aktiviert. Er kontrahierte sich schlagartig und erzeugte so das Drehmoment um die Längsachse des Unterschenkels (vgl. Abschnitt 5.2.2.2). Der Schuh drehte sich entsprechend ruckartig auf dem Boden. Etwa zwei Sekunden nach der Momenteinleitung wurde die Datenerfassung beendet, der Kolben des Zylinders fuhr komplett ein und der Schuh verlor dadurch den Kontakt zum Boden.

### 5.2.6 Auswertung der Messdaten

Die Kräfte und Momente, die während einer Messung aufgenommen wurden, zeigten alle charakteristische Verläufe. Zum Zeitpunkt der Einleitung des externen Drehmo-

ments um die Unterschenkel-Längsachse  $t_{\text{Moment}}$  trat in den Messwert-Kurven von  $M_z$  und  $F_y$  jeweils ein eindeutiger Peak auf (siehe rote Markierungen in Abb. 5.14). Beim Zeitverlauf von  $M_x$  war ebenfalls ein kleiner Ausschlag zu sehen (grüne Markierung), während bei den übrigen drei Messkurven lediglich minimale Unstetigkeiten erkennbar waren (blaue Markierung).



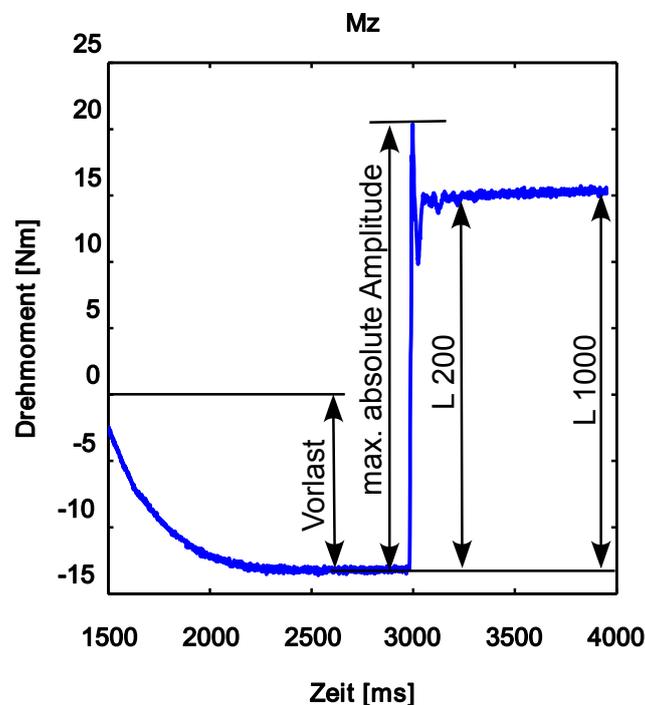
**Abb. 5.14:** Charakteristische Zeitverläufe der mit der Kraftmesszelle des TrakTesters gemessenen Kräfte  $F_x$ ,  $F_y$  und  $F_z$  sowie der zugehörigen Drehmomente  $M_x$ ,  $M_y$  und  $M_z$ . Die Orientierung der Kräfte und Momente ergibt sich aus der Position der Kraftmesszelle sowie ihres internen Koordinatensystems (vgl. Abb. 5.7).

Die Zeitverläufe aller Einzelmessungen eines Lastfalls wurden zunächst bezüglich des Zeitpunkts der Momenteinleitung  $t_{\text{Moment}}$  synchronisiert. Aus diesen synchronisierten Messwerten erfolgte jeweils die Bildung der Mittelwert-Zeitverläufe für jeden Schuh.

Basierend auf den Literaturwerten von Simulations- und Kadaverstudien (vgl. Abschnitt 2.1.3) beeinflussen die am Tibiakopf wirkende Kraft in anteriorer Richtung (hier:  $F_x$ ) und die Kraft in Varus- bzw. Valgusrichtung (hier:  $F_y$ ) sowie das Valgusmoment (hier:  $M_x$ ) und das Rotationsmoment um die Tibia-Längsachse (hier:  $M_y$ ) die Kräfte im vorderen Kreuzband besonders [22; 155; 157; 160; 230; 232].

Bei der Auswertung der Messdaten wurde vorwiegend der Zeitbereich zwischen 100 ms vor  $t_{\text{Moment}}$  und 200 ms danach betrachtet, da diese Zeitspanne der dynamischen Situation während der Verletzung am Nächsten kam.

Entsprechend wurden jeweils vier Kennwerte aus den Mittelwertkurven von  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $M_x$  und  $M_z$  berechnet (siehe Abb. 5.15). Dabei handelte es sich um die Kraft bzw. das Moment unmittelbar vor der Momenteinleitung (= Vorlast) sowie 200 ms



**Abb. 5.15:** Ermittlung der Parameter „Vorlast“ vor der Einleitung des Drehmoments um die Unterschenkel-Längsachse, maximaler Amplitude („Peak“) sowie den Kräften bzw. Momenten 200 ms („L 200“) und 1000 ms („L 1000“) nach Einleitung des Drehmoments aus den Messwerten eines Lastfalls.

(L 200) und 1000 ms (L 1000) nach der Momenteinleitung. Um die Beeinflussung der Parameter durch hochfrequentes Rauschen zu minimieren erfolgte die Mittelung der Messwerte über 10 ms. Als vierter Kennwert wurde die maximale Kraft- bzw. Momentänderung bestimmt (maximale absolute Amplitude), die nach der Einleitung des Drehmoments um die Unterschenkel-Längsachse auftrat (siehe Abb. 5.15).

Aus den Kennwerten der Fußballschuhe wurden im Anschluss Gruppen-Mittelwerte gebildet. Der Hallenschuh ging nicht in die Berechnung mit ein, da er ausschließlich als Vergleichsobjekt (Referenz) diente. Für den Vergleich der Schuhmodelle untereinander wurde die Differenz der Schuh-Mittelwerte zu den Gruppen-Mittelwerten bestimmt.

Die Auswertung der Messdaten erfolgte im Programm Matlab für jeden der vier untersuchten Lastfälle separat.

### 5.3 Sensitivität und Wiederholgenauigkeit des Testgeräts

Für das mechanische Testgerät war vor der Durchführung von Vergleichsmessungen zunächst sicherzustellen, dass die gewünschten Größen, hier Unterschiede im Traktionsverhalten zwischen verschiedenen Fußballschuhen, mit der erforderlichen Genauigkeit und Sensitivität gemessen werden konnten.

Außerdem musste die Reproduzierbarkeit (Wiederholgenauigkeit) der Ergebnisse überprüft werden, d.h. ob das Testgerät unter gleich bleibenden Randbedingungen Messwerte lieferte, die nur innerhalb eines kleinen Bereichs schwankten. Denn wäre dieser Bereich größer als der zu messende Unterschied (Effekt), so wäre das Testgerät für die Fragestellung nicht geeignet. Es könnte keine Aussage darüber getroffen werden, ob die gemessenen Unterschiede zufällig zustande kamen, oder ob tatsächlich ein Effekt vorlag.

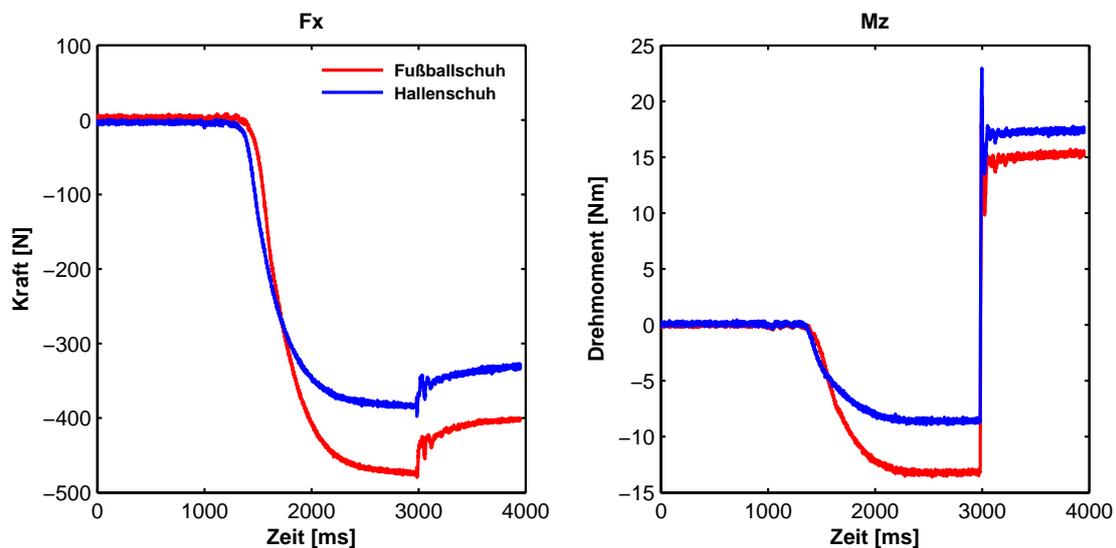
Zur Beantwortung dieser grundlegenden Fragen erfolgten zwei Vorstudien auf einem Rasenfußballplatz, deren Durchführung und Ergebnisse nachfolgend beschrieben werden.

### 5.3.1 Sensitivität des Testgeräts

Für die Untersuchung in wie weit mit dem TrakTester Unterschiede des Traktionsverhaltens zwischen verschiedenen Schuhen ermittelt werden können, wurde das Traktionsverhalten eines Fußballschuhs mit dem eines Hallenschuhs (ohne Stollen bzw. Nocken) verglichen. Als Randbedingung wurde für die Untersuchung die Position des Unterschenkels bezüglich des Fußes aus dem Lastfall Nr. 1 (siehe Abschnitt 6.1.1) ausgewählt. Die Messungen im Rahmen der Validierungsuntersuchungen erfolgten auf einem Naturrasen-Fußballplatz mit der Hälfte der berechneten Belastung des Lastfalls Nr. 1 (axiale Kraft: 970 N, eingeleitetes Moment um die Unterschenkel-Längsachse: 66 Nm). Es wurden mit jedem Schuh fünf Messreihen bestehend aus jeweils drei Einzelmessungen durchgeführt. Nach jeder Messreihe erfolgte die Versetzung des Testgeräts auf ein neues Stück Rasen.

Aus den gemessenen Zeitverläufen der sechs Komponenten wurden jeweils Mittelwertkurven gebildet. In Abb. 5.16 sind diese exemplarisch für die Komponenten  $F_x$  und  $M_z$  dargestellt. Die vollständige grafische Darstellung aller sechs gemessenen Komponenten ist in Abb. E.1 im Anhang zu finden.

Die detaillierte Auswertung der Messdaten (Berechnung der Kennwerte) erfolgte wie in Abschnitt 5.2.6 beschrieben.



**Abb. 5.16:** Mittelwerte der mit der Kraftmesszelle (siehe Abb. 5.7) oberhalb des Sprunggelenks gemessene Kraft  $F_x$  und das Drehmoment um die Unterschenkel-Längsachse  $M_z$  eines Fußballschuhs (rot) im Vergleich zu einem Hallenschuh ohne Stollen (blau).

Zur Quantifizierung der Differenzen zwischen beiden Schuhen wurde zusätzlich jeweils der (einfache) Abstand zwischen den Kennwerten beider Schuhe sowie der relative Abstand (in [%]) berechnet (siehe Tab. 5.1).

## Ergebnisse

Aus Abb. 5.16 geht deutlich hervor, dass mit dem TrakTester Unterschiede, die hinsichtlich der übertragenen Kräfte zwischen den beiden Schuhen auftreten, gemessen werden können. Der Vergleich der in Tab. 5.1 aufgeführten Kennwerte und ihrer je-

<b>Kennwerte</b>	Vorlast	SA	Peak	SA	L 200	SA	L 1000	SA
<b><math>F_x</math> [N]</b>								
Fußball	-473,33	17,97	53,80	5,50	50,90	5,90	71,33	4,79
Halle	-383,46	16,47	48,27	3,63	36,13	3,40	52,25	4,53
Abstand	-89,87		5,53		14,77		19,08	
rel. Abstand [%]	18,99		10,27		29,01		26,75	
<b><math>F_y</math> [N]</b>								
Fußball	-33,28	4,78	153,63	6,52	111,34	3,94	117,62	3,85
Halle	-4,65	16,64	149,42	5,73	95,01	3,05	99,96	3,90
Abstand	-28,63		4,21		16,33		17,65	
rel. Abstand [%]	86,04		2,74		14,66		15,01	
<b><math>M_x</math> [Nm]</b>								
Fußball	-1,16	0,62	9,41	0,60	-5,09	0,31	-5,78	0,60
Halle	-4,42	1,21	8,21	0,69	-4,53	0,43	-4,87	0,29
Abstand	3,25		1,20		-0,57		-0,91	
rel. Abstand [%]	34,67		12,724		8,21		8,46	
<b><math>M_z</math> [Nm]</b>								
Fußball	-13,15	0,73	33,68	1,83	28,01	0,70	28,43	0,88
Halle	-8,59	0,58	31,71	1,58	25,71	0,63	26,03	0,63
Abstand	-4,56		1,97		2,30		2,41	
rel. Abstand [%]	34,68		5,84		8,21		8,46	

**Tab. 5.1:** Berechnete Kennwerte Vorlast, maximale absolute Amplitude (Peak) sowie die Kräfte bzw. Momente 200 ms (L 200) und 1000 ms (L 1000) nach der Einleitung des Drehmoments um die Unterschenkel-Längsachse für die gemessenen Komponenten  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $M_x$  sowie  $M_z$  mit zugehöriger Standardabweichung (SA). Außerdem sind die jeweiligen absoluten und relativen Differenzen der Kennwerte (Abstand bzw. relativer Abstand) angegeben.

weiligen Standardabweichung (SA) mit den berechneten Abständen der Kennwerte zwischen den beiden Schuhen zeigt, dass die Standardabweichungen für beide Schuhe stets kleiner sind, als die Unterschiede zwischen den berechneten Kennwerten beider Schuhe. Einzige Ausnahme hiervon ist der Peak-Wert (maximale absolute Amplitude) der Kraft  $F_y$ , bei dem die Standardabweichungen beider Kennwerte größer sind, als ihr Abstand (siehe Tab. 5.1 und Abb. E.1 im Anhang).

### 5.3.2 Wiederholgenauigkeit

Die zweite Vorstudie untersuchte die Wiederholgenauigkeit (Reproduzierbarkeit) des TrakTesters. Dazu wurden insgesamt zehn Messreihen bestehend aus je drei Einzelmessungen mit einem Fußballschuh an verschiedenen Positionen des Fußballplatzes unter den gleichen Randbedingungen durchgeführt, die für die Überprüfung der Sensitivität verwendet worden waren (vgl. Abschnitt 5.3.1).

Zur Ermittlung der Reproduzierbarkeit erfolgte für alle gemessenen Kräfte bzw. Momente die Berechnung der Mittelwert-Zeitverläufe aus allen Einzelmessungen und der in Abschnitt 5.2.6 beschriebenen Kennwerte. Für die Untersuchung in wie weit die Wiederholungen auf demselben Stück Rasen die Ergebnisse beeinflussen, wurden zudem Mittelwertkurven der jeweils ersten, zweiten und dritten Messung der zehn Messreihen gebildet und für diese ebenfalls die Kennwerte mit Standardabweichung berechnet. Im Anschluss erfolgte durch die Ermittlung des (relativen) Abstands der Vergleich mit den Kennwerten aus dem Gesamt-Mittelwertverlauf aller Messungen.

#### Ergebnisse

In Abb. 5.17 sind links exemplarisch die gemessenen Zeitverläufe für das Moment  $M_z$  um die Unterschenkel-Längsachse sowie rechts der Zeitverlauf des Gesamt-Mittelwerts und die Mittelwerte der jeweils ersten, zweiten und dritten Messung der 10 durchgeführten Messreihen dargestellt. Die vollständige grafische Darstellung der Ergebnisse für alle gemessenen Komponenten ist im Anhang in Abb. E.2 und E.3 abgebildet.

Die berechneten Kennwerte mit Standardabweichung und Variationskoeffizient sowie die Kennwerte der jeweils ersten, zweiten bzw. dritten Messungen sind in Tab. 5.2 aufgeführt.

Aus der graphischen Darstellung geht hervor, dass die Kräfte und Momente bei

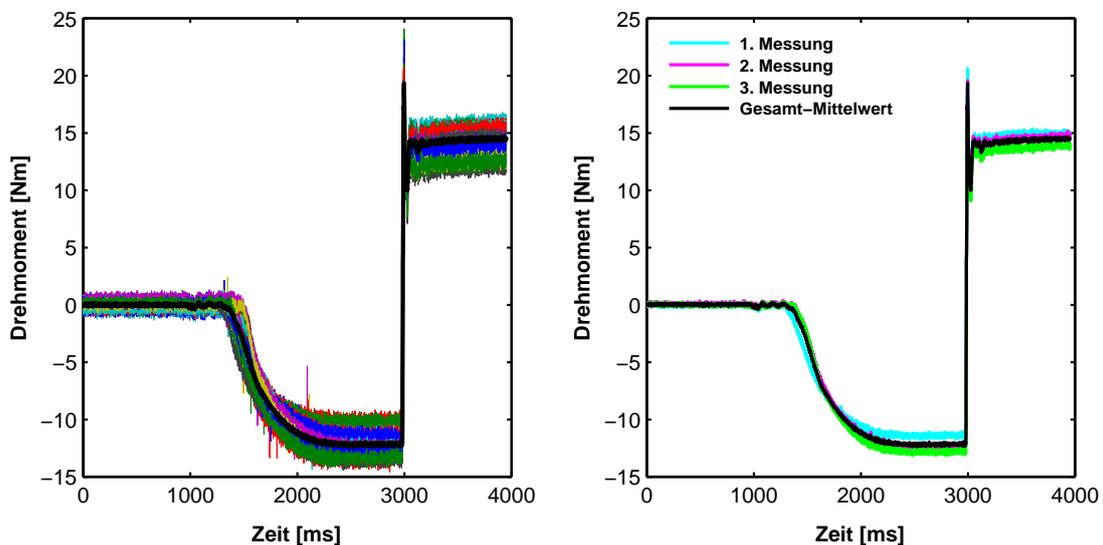
<b>Kennwerte</b>	Vorlast	SA	Peak	SA	L 200	SA	L 1000	SA
<b><math>F_x</math> [N]</b>								
Gesamt	-475,13	24,53	55,53	6,37	46,01	5,82	65,71	6,12
Var.koeff [%]	5,16		11,47		12,64		9,31	
1. Messung	-471,08	25,50	59,78	5,02	50,65	4,80	64,83	5,78
2. Messung	-476,74	24,58	55,00	5,63	45,36	4,76	67,59	7,06
3. Messung	-477,60	22,25	51,80	6,17	42,03	4,62	64,72	5,61
<b><math>F_y</math> [N]</b>								
Gesamt	-33,07	11,83	157,48	7,05	110,24	5,87	115,04	5,71
Var.koeff [%]	35,76		4,48		5,33		4,96	
1. Messung	-31,44	12,05	159,48	5,26	111,28	6,86	116,84	6,69
2. Messung	-32,53	14,32	159,85	7,60	110,41	4,14	115,25	4,28
3. Messung	-35,23	9,59	153,12	6,54	109,02	6,63	113,02	5,81
<b><math>M_x</math> [Nm]</b>								
Gesamt	-2,23	0,80	8,37	0,59	-5,76	0,56	-6,17	0,56
Var.Koeff [%]	35,90		7,01		9,64		9,06	
1. Messung	-1,79	0,71	8,66	0,64	-5,97	0,55	-6,57	0,49
2. Messung	-2,33	0,75	8,27	0,53	-5,81	0,53	-6,11	0,49
3. Messung	-2,58	0,80	8,17	0,52	-5,50	0,53	-5,81	0,44
<b><math>M_z</math> [Nm]</b>								
Gesamt	-12,17	0,96	31,73	2,01	26,18	0,90	26,65	0,88
Var.Koeff [%]	7,91		6,34		3,43		3,29	
1. Messung	-11,39	0,97	32,26	1,74	25,85	0,72	26,30	0,78
2. Messung	-12,29	0,61	31,89	2,02	26,52	0,58	26,93	0,52
3. Messung	-12,83	0,71	31,04	2,25	26,17	1,23	26,71	1,17

**Tab. 5.2:** Ergebnisse der Untersuchung zur Reproduzierbarkeit der Messungen mit dem TrakTester. Aufgelistet sind die berechneten Kennwerte Vorlast, maximale absolute Amplitude (Peak) sowie die Kräfte bzw. Momente 200 ms (L 200) und 1000 ms (L 1000) nach der Einleitung des Drehmoments um die Unterschenkel-Längsachse für die gemessenen Komponenten  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $M_x$  sowie  $M_z$  mit zugehöriger Standardabweichung (SA) für alle 30 durchgeführten Messungen (Gesamt) sowie gemittelt für die jeweils erste, zweite und dritte Messung der Messreihen. Zusätzlich ist der Variationskoeffizient für alle Messungen aufgeführt.

den jeweils ersten Messungen geringfügig früher auftreten, als bei den dritten Messungen der Messreihen auf derselben Stelle Rasen. Für die Kraft  $F_z$  entlang der Unterschenkelachse werden bei der ersten Messung die niedrigsten Werte gemessen, die mit jeder weiteren Messwiederholung auf demselben Rasenstück größer werden.

Die berechneten Kennwerte zeigen, dass die Vorlasten bei allen Komponenten von Messung zu Messung auf einem Rasenstück zunehmen, bei den maximalen Amplituden (Peak-Werten) jedoch die gegenteilige Tendenz beobachtet werden kann. Die Kennwerte für die statische Traktion 200 ms nach der Einleitung des Drehmoments verändern sich uneinheitlich. Während für  $M_z$  das gemessene Moment mit jeder Messung auf demselben Stück Rasen immer größer wird, verringern sich gleichzeitig die Werte bei allen anderen ausgewerteten Komponenten.

Die Variationskoeffizienten der berechneten Kennwerte liegen für die meisten berechneten Kennwerte zwischen 3% und ca. 10%. Ausnahmen sind die Kraft  $F_y$  und das Moment  $M_x$ , bei denen jeweils für den Kennwert „Vorlast“ ein deutlich höherer Variationskoeffizient berechnet wird. Allerdings ist bei  $M_x$  der Mittelwert sehr klein, weshalb eine Standardabweichung von 0,8 Nm schon zu einem hohen Variationskoeffizienten führt.



**Abb. 5.17:** Reproduzierbarkeit der Messungen am Beispiel des Drehmoments um die Unterschenkel Längsachse.

Links: Alle 30 Messungen der Wiederholungsmessungen und der daraus berechnete Mittelwert (schwarze Linie).

Rechts: Mittelwerte der jeweils 1., 2. und 3. Messung auf demselben Stück Rasen über alle Messreihen sowie der Gesamt-Mittelwert (schwarze Linie).

## 5.4 Diskussion und abschließende Bewertung des neu entwickelten Testgeräts

Basierend auf den Ergebnissen der Literaturrecherche wurden Anforderungen definiert, die ein neues Testgerät zur Untersuchung der Schuh-Boden-Wechselwirkung erfüllen muss, um einen Fortschritt gegenüber den existierenden Geräten darzustellen (siehe Abschnitt 5.1.1). Das neu entwickelte mechanische Testgerät „TrakTester“ erfüllt die gestellten Anforderungen in vollem Umfang.

Der Aufbau des TrakTesters mit den beiden gegeneinander kippbaren inneren Rahmen (vgl. Abb. 5.3 und 5.4) gewährleistet die Positionierung des Unterschenkels bezüglich des Fußes in einer Varus-/ Valgusstellung, einer Flexion-/ Extensionsstellung oder in einer beliebigen Kombination der beiden, sofern diese anatomisch möglich ist. Da der pneumatische Zylinder in direkter Verlängerung zum Unterschenkel auf dem innersten Rahmen befestigt ist, kann in jeder Stellung des Unterschenkels eine Last entlang seiner Längsachse auf den Schuh aufgebracht werden. Über die Einstellung des am Zylinder anliegenden Luftdrucks ist eine stufenlose Variation der in axialer Richtung des Unterschenkels wirkenden Kraft zwischen ca. 600 N und 4700 N möglich. Durch den auf hohe Lasten ausgelegten Aufbau des Testgeräts ist die Durchführung von Messungen unter sehr viel höheren Lastbedingungen möglich, als bei bisherigen Geräten, die das Traktionsverhalten bei maximal 1100 N untersuchten [96] (siehe Abschnitt 2.4.4 und Tab. 2.1).

Das Prinzip der Momenteinleitung mittels des pneumatischen Muskels stellt sicher, dass bei einer beliebigen Schrägstellung des Unterschenkels ein Drehmoment auf den Fuß eingeleitet werden kann. Durch die Verwendung unterschiedlicher Druckeinstellungen bzw. verschiedener pneumatischer Muskeln kann auch das eingeleitete Drehmoment in einem großen Bereich (theoretisch etwa zwischen 20 Nm und 200 Nm) variiert werden.

Die Verbindung zwischen Unterschenkel und Fuß erfolgt über eine mechanische Nachbildung des menschlichen Sprunggelenks. Diese ermöglicht ein planes Aufsetzen des Fußes bei schräg gestelltem Unterschenkel, wodurch tatsächlich auftretende Winkelstellungen des Unterschenkels bezüglich des Fußes realisiert werden können.

Die in den TrakTester implementierte, neu entwickelte mechanische Nachbildung des Fußes gewährleistet durch seine an die menschliche Anatomie angelehnte Gewölbstruktur und die Entkopplung der medialen und lateralen Seite die Einstellung

realitätsnaher plantarer Druckverteilungen. Dadurch kann der zu testende Fußballschuh in einer vergleichbaren Art belastet werden, wie das während realer fußballtypischer Bewegungen geschieht. Als Anhaltspunkte zur Einstellung der plantaren Druckverteilungen dienen Literaturwerte mehrerer Studien, die entsprechende Messungen durchgeführt haben [62; 79; 192].

Diese Berücksichtigung der plantaren Druckverteilung ist eine weitere grundlegende Neuerung des TrakTesters im Vergleich zu bisher bekannten Testgeräten. Entweder vernachlässigen diese die genaue Belastung des Schuhs vollständig [40; 217; 233; 248; 254] oder sorgen lediglich für eine gleichmäßige Verteilung der aufgebracht Kraft über den gesamten Fuß [103; 256] bzw. über den Vorderfuß [144; 152]. Dabei gehen Andréasson et al. (1986) bereits von einem Einfluss der genauen Krafeinleitung auf das Traktionsverhalten der Fußballschuhe aus [6]. Ein weiteres Indiz für den Einfluss der plantaren Druckverteilung auf das Traktionsverhalten ist das Ergebnis von Sterzing et al. (2008), die bei Probandenstudien Unterschiede im Traktionsverhalten ermitteln konnten, nicht aber mit dem verwendeten mechanischen Testverfahren, bei dem die exakte plantare Druckverteilung nicht berücksichtigt wurde [241].

Die ermittelten Abweichungen der planteraren Druckverteilungen des TrakTesters zu real gemessenen Druckverteilungen liegen zum einen an der Auflösung des für die Messung verwendeten Parotec-Systems. Diese ist deutlich geringer ist, als diejenige der Druckmesssohlen, die in den Studien in der Literatur [62; 79; 192] verwendet wurden. Dadurch muss bei bei den vorliegenden Untersuchungen eine größere Fläche (v.a. im Mittelfußbereich) zu einem Bereich gruppiert werden, als dies bei den Literaturdaten der Fall ist. Zum anderen haben die beiden Mittelfußelemente des künstlichen Fußes aus Stabilitätsgründen jeweils eine große Auflagefläche. Diese bildet das Quergewölbe des Fußes nicht nach. Dadurch belasten sie nicht nur die Sensoren im Zehenbereich sondern auch den vordersten Sensor des zentralen Mittelfuß-Areals (vgl. Abb. D.6 im Anhang). Obwohl die anderen Sensoren des zentralen Mittelfußbereichs kaum bzw. nicht belastet sind, werden auch für diesen Bereich verhältnismäßig hohe Druckwerte angezeigt, die in Realität aber noch zum Fuß-Ballen-Bereich zählen. Die grundsätzliche Verschiebung der Belastung gemäß der nachgestellten Bewegung, z.B. die starke Belastung des medialen Zehenbereichs bei einer „Cutting“-Bewegung, kann aber mit dem TrakTester sehr gut realisiert werden und stellt eine erhebliche Verbesserung gegenüber den bestehenden Testgeräten dar.

Mit der 6-Komponenten Kraftmesszelle, die die übertragenen Kräfte und Momente an der Tibia oberhalb des Sprunggelenks misst, können Unterschiede zwischen verschiedenen Schuhen ermittelt werden. Ihre Positionierung ermöglicht direkte Rückschlüsse auf Belastungen im Kniegelenk, da die am distalen (körperfernen) Ende der Tibia auftretenden Kräfte nach dem Prinzip  $\text{action} = \text{reactio}$  auf das proximale (körpernahe) Ende übertragen werden und somit auf das Kniegelenk einwirken. Im Gegensatz dazu messen die meisten anderen Traktions-Testgeräte die auftretende Bodenreaktionskraft sowie das äußere Moment um die vertikale Achse.

Die Ergebnisse der Untersuchungen zur Sensitivität des TrakTesters zeigen, dass die gemessenen Unterschiede zwischen den Schuhen größer sind, als die auftretenden Messunsicherheiten. Einzige Ausnahme ist die maximale absolute Amplitude (Peak-Wert) der Kraft  $F_y$ , deren Standardabweichung geringfügig größer ist, als der Unterschied zwischen den beiden getesteten Schuhen. Das bedeutet, dass die für diesen Kennwert ermittelte Differenz nur bedingt aussagekräftig ist. Bei allen anderen berechneten Kennwerten können die ermittelten Unterschiede dagegen auf das Stollendesign der Fußballschuhe zurückgeführt werden, stellen also Effekte dar.

Für die Messungen mit dem TrakTester kann grundsätzlich eine gute Reproduzierbarkeit der Ergebnisse festgestellt werden. Nur bei der Vorlast der Kraftkomponente  $F_y$  und der Momentkomponente  $M_x$  werden deutlich höhere Variationskoeffizienten berechnet. Für den Kennwert von  $M_x$  kann dieser jedoch auf den sehr kleinen Wert der Vorlast zurückgeführt werden, wodurch bereits die minimale Standardabweichung von 0,8 Nm zu einem hohen Variationskoeffizienten führt. Für alle anderen Kennwerte der Komponenten liegen die Variationskoeffizienten zwischen 3% und ca. 10%, was allgemein eine gute Reproduzierbarkeit widerspiegelt. Grundsätzlich kann deshalb festgestellt werden, dass mit dem TrakTester verlässliche und reproduzierbare Daten gemessen werden können, die Aufschluss über das Traktionsverhalten der einzelnen Schuhe geben.

Sowohl der Aufbau als auch das Funktionsprinzip unterscheidet den TrakTester deutlich von allen anderen, bisher in der Literatur beschriebenen mechanischen Testgeräten (vgl. Abschnitt 2.4.4 und Tab. 2.1). Einzig in der Studie von Cawley et al. (2003) [40] wird die grundsätzliche Möglichkeit der gelenkigen Verbindung zwischen Unterschenkel und Fuß beschrieben, wodurch eine Varus-/ Valgus- oder Flexionsstellung möglich wäre. Diese Möglichkeit wird allerdings nicht für ihre Messungen verwendet. Zudem ist das Testgerät von Cawley et al. (2003) nur für Tests im Labor

geeignet, nicht aber für Feldversuche [40].

Alle anderen Testgeräte untersuchen die Traktion von Fußballschuhen, indem senkrecht von oben auf den Schuh gedrückt und anschließend ein Drehmoment um die Unterschenkel-Längsachse eingeleitet wird. Nach Nigg (1990) sollte aber die Interaktion zwischen Schuh und Boden unter möglichst realistischen Bedingungen stattfinden um aussagekräftige Ergebnisse zu erhalten [181]. Diese Forderung erfüllt der TrakTester in weitaus höherem Maße, als die bisher bekannten Testgeräte.

Es steht außer Frage, dass der TrakTester eine Maschine ist, die dem Menschen nicht absolut genau entspricht und auch nicht die ganze Bodenkontaktphase nachbildet. Jedoch sind mechanische Tests nach wie vor die einzige Möglichkeit, das Traktionsverhalten von Fußballschuhen unter kritischen Bedingungen zu testen, die z.B. nachweislich zu einem Riss des vorderen Kreuzbands geführt haben. Der TrakTester ermöglicht aufgrund seines neuartigen Aufbaus und Funktionsprinzips eine deutlich realistischere Nachbildung der Belastungssituationen als bestehende Testgeräte. Die Durchführung von vergleichenden Traktionsmessungen aktueller Fußballschuhmodelle mit dem TrakTester bietet so die Möglichkeit, neue Einblicke in die Schuh-Boden-Interaktion unter verletzungskritischen Belastungssituationen zu gewinnen.

# Kapitel 6

## Experimentelle Vergleichsmessungen von Fußballschuhen

Mit dem im vorangegangenen Kapitel 5 vorgestellten neu entwickelten Traktions-Testgerät „TrakTester“ sind nach den Ergebnissen der Vorstudien zur Sensitivität und Reproduzierbarkeit verlässliche und aussagekräftige Messungen des Traktionsverhaltens von Fußballschuhen möglich. Zur Beantwortung der übergeordneten Fragestellung dieser Arbeit wird es daher für umfangreiche vergleichende Messungen des Traktionsverhaltens von Fußballschuhen unter vier verschiedenen Lastbedingungen, die nachweislich zu einem Riss des vorderen Kreuzbands geführt haben, verwendet. Die Vorgehensweise sowie die Ergebnisse und deren Interpretation unter biomechanischen Gesichtspunkten werden im folgenden Kapitel beschrieben.

### 6.1 Vorgehensweise

#### 6.1.1 Untersuchte Lastfälle

Da auf Basis der Ergebnisse der detaillierten Analyse realer Verletzungen (Poser-Analyse, siehe Kapitel 3) und der Computersimulation (siehe Kapitel 4) keine definitive Aussage über den exakten Verletzungszeitpunkt möglich war, erfolgten die Vergleichsmessungen unter Extrembedingungen („worst case scenario“).

Deshalb wurde aus den Ergebnissen der Computersimulation für jeden Verletzungsfall der Zeitpunkt ermittelt, zu dem das auf den Fuß wirkende Moment um die Unterschenkel-Längsachse maximal war. Aus den bislang ermittelten kinematischen

Daten wurde daraufhin die Position des Unterschenkels bezüglich des Fußes sowie die wirkende Bodenreaktionskraft zu diesen Zeitpunkt bestimmt. Für die einzuleitende Kraft entlang der Längsachse des Unterschenkels erfolgte die Berechnung der resultierenden Kraft aus den Komponenten der Bodenreaktionskraft zu dem Zeitpunkt, zu dem das maximale Drehmoment um die Unterschenkel-Längsachse auftrat.

Diese Informationen wurden für alle vier, im Rahmen der vorliegenden Arbeit untersuchten Verletzungsfälle bestimmt und dienten als Randbedingungen für die Vergleichsmessungen. Dabei entsprach jeder Verletzungsfall dem korrespondierenden Lastfall (z.B. VF 1 entspricht im Folgenden LF 1).

In Tab. 6.1 sind die Randbedingungen für die vier untersuchten Lastfälle zusammengestellt.

	Dorsalflexion [°]	Supination [°]	axiale Kraft [N]	Drehmoment [Nm]
<b>LF 1</b>	36	20	1950	132
<b>LF 2</b>	39	0	2400	119
<b>LF 3</b>	-10 <sup>1</sup>	14	2050	44
<b>LF 4</b>	16	-1,3 <sup>2</sup>	800	-39 <sup>3</sup>

<sup>1</sup> Plantarflexion   <sup>2</sup> Pronation   <sup>3</sup> Außenrotationsmoment

**Tab. 6.1:** Übersicht über die Randbedingungen für die experimentellen Vergleichsmessungen. Die Winkelangaben beschreiben die Position des Unterschenkels bezüglich des Fußes. Positive Drehmomente entsprechen einem externen Innenrotationsmoment.

### 6.1.2 Auswahl des Schuhmaterials

Die Auswahl der Fußballschuhe erfolgte unter dem Aspekt, möglichst unterschiedliche Sohlen- bzw. Stollendesigns zu untersuchen. Ein vollständiger Vergleich aller auf dem Markt befindlicher Sohlendesigns war aufgrund der Vielzahl der Schuhmodelle nicht möglich. Deshalb wurde die (Grund-)Gesamtheit aller Fußballschuhe zunächst auf die am weitesten verbreiteten Modelle für trockene bis leicht feuchte Rasenbedingungen<sup>30</sup> reduziert. Weiterhin erfolgte unter dem Gesichtspunkt der sportpraktischen Relevanz die Einschränkung auf Schuhmodelle der drei großen Sportschuhhersteller Adidas, Nike und Puma. Die verbleibenden Schuhe wurden nach dem Stollendesign in drei Gruppen unterteilt:

<sup>30</sup>FG-Modelle, firm ground

- Gruppe 1: „klassisches“ Stollendesign mit runden Stollen bzw. Nocken.
- Gruppe 2: Lammellenförmige (ellipsenförmige) Stollen.
- Gruppe 3: „gemischtes“ Stollendesign, runde und lammellenförmige Stollen.

Für die Vergleichsmessungen wurden per Zufallsprinzip vier Fußballschuhe für trockene Rasenbedingungen (FG-Modelle) ausgewählt. Dabei stammte jeweils ein Schuh aus Gruppe 1 bzw. 3 und zwei Schuhe aus Gruppe 2, da bei den lamellenförmigen Stollendesigns erheblich mehr unterschiedliche Stollenformen und -anordnungen vorhanden waren als bei den beiden anderen Gruppen. Zusätzlich wurde ein Hallenschuh (ohne Stollen) als Referenzmodell getestet. Abb. 6.1 zeigt die Stollendesigns der getesteten Fußballschuhe. Eine detaillierte Beschreibung der Stollendesigns erfolgt im Anhang in Abschnitt D.3.



**Abb. 6.1:** Stollendesign der getesteten Fußballschuhe. Schuh A besitzt ein klassisches Stollendesign mit runden Stollen bzw. Nocken, Schuh B und Schuh D haben lammellen- bzw. ellipsenförmige Stollen und bei Schuh C sind runde und lamellenförmige Stollen gemischt angeordnet.

### 6.1.3 Durchführung der Vergleichsmessungen

Die Einstellung des jeweiligen Lastfalls erfolgte wie in Abschnitt 5.2.4 des vorigen Kapitels beschrieben zunächst im Labor. Die plantaren Druckverteilungen der Lastfälle Nr. 1, Nr. 2 und Nr. 3 wurden auf eine „Cutting“-Bewegung hin optimiert, da

diese Beschreibung für die Bewegung am Besten zutraf. Für den Lastfall Nr. 3 wurde aufgrund des Bewegungsablaufs eine gleichmäßige Druckverteilung über die gesamte Fußfläche angenommen, wobei aufgrund der Körperposition des Spielers (vgl. Abschnitte 3.3.3 und 4.3.3) von einer etwas stärkeren Belastung der Ferse ausgegangen werden konnte.

Alle Vergleichsmessungen wurden auf einem trockenen Naturrasen in sehr gutem Pflegezustand durchgeführt. Zur Dokumentation der Umgebungsbedingungen erfolgte die Messung der Lufttemperatur und der Luftfeuchtigkeit jeweils einmal vor, während und nach den Vergleichsmessungen eines Lastfalls. Mittels der drei charakteristischen Parameter Boden Härte, Scherfestigkeit sowie die Schnitthöhe des Rasens konnten die vorherrschenden Bodenbedingungen beschrieben werden. Dazu wurde die Boden Härte mittels eines Taschenpenetrometers und die Scherfestigkeit mit einer Taschen-Drehflügelsonde mit kleinem Aufsatz (siehe Abb. 6.2) jeweils vor Beginn und nach Ende des Messzeitraums bestimmt sowie die Schnittlänge des Rasens gemessen.

Pro Schuh und Lastfall erfolgten drei Messreihen an unterschiedlichen Positionen



**Abb. 6.2:** Messgeräte zur Bestimmung der Bodenparameter.  
Links: Taschenpenetrometer.  
Rechts: Taschen-Drehflügelsonde mit kleinem Aufsatz.

des Fußballplatzes. Jede Messreihe bestand aus drei Einzelmessungen, die auf dem selben Stück Rasen durchgeführt wurden. Danach wurde der TrakTester auf die neue Messposition versetzt und die nächste Messreihe durchgeführt. Der Schuhwechsel erfolgte nach Abschluss der dritten Messreihe. Insgesamt ergaben sich somit neun Einzelmessungen für jeden Schuh bei jedem Lastfall.

Um den sicheren Stand des TrakTesters auch bei hohen eingeleiteten Kräften zu gewährleisten wurde er mit zusätzlichen Gewichten beschwert.

Die Testreihenfolge der Schuhe wurde vor jedem Lastfall zufällig festgelegt. Besonderes Augenmerk lag während der Durchführung aller Messreihen auf der gleichbleibenden Positionierung der Schuhe bezüglich der Druckstempel im TrakTester. Zur

Ermittlung vergleichbarer Ergebnisse für jeden Lastfall musste die plantare Druckverteilung stets identisch mit der im Labor eingestellten sein. Vor Beginn der ersten Messreihe erfolgte daher die Kontrolle der pDV im Rahmen einer separaten Messung. Nur bei einer guten Übereinstimmung zu der im Labor ermittelten plantaren Druckverteilung wurden die Messungen durchgeführt.

#### 6.1.4 Auswertung und Bewertung der Messwerte

Zunächst erfolgte die Synchronisation der aufgenommenen Daten, die Bildung der Mittelwert-Zeitverläufe und die Berechnung der Kennwerte für die Kraftkomponenten  $F_x$ ,  $F_y$  sowie für die Momentkomponenten  $M_x$  und  $M_z$  entsprechend der in Abschnitt 5.2.6 beschriebenen Vorgehensweise.

Um die Aussagekraft der Messwerte und somit ihre Relevanz für die Ermittlung des Gefährdungspotentials hinsichtlich Kreuzbandrissen einschätzen zu können, wurden für jeden Lastfall die Differenzen zwischen den Kennwerten der einzelnen Schuhe und dem jeweiligen Gesamt-Mittelwert (vgl. Abschnitt 5.2.6) mit den zugehörigen Standardabweichungen in Bezug gesetzt. Diejenigen Kennwerte, deren Standardabweichungen größer waren als ihre Differenzen zum Gruppen-Mittelwert bzw. zu den Kennwerten der anderen Schuhe, besaßen gegenüber denjenigen mit einer kleinen Standardabweichung nur eine verminderte Aussagekraft. Dementsprechend konnten diese Werte für die biomechanische Interpretation nur eingeschränkt verwendet werden und waren daher weniger relevant als die Kennwerte mit kleiner Standardabweichung.

#### 6.1.5 Biomechanische Interpretation der Messwerte

Die aus den Messwerten berechneten Kennwerte stellten die Grundlage für die biomechanische Interpretation dar. Das Ziel war herauszufinden, welchen Einfluss das Traktionsverhalten der Fußballschuhe auf die Belastungen im Kniegelenk und speziell im vorderen Kreuzband hat.

Als Bezugsniveau dienten die jeweiligen Gruppen-Mittelwerte der Fußballschuhe. Schuhe die Kräfte bzw. Momente generierten die niedriger waren als der Gruppen-Mittelwert wurden als tendenziell weniger gefährlich eingestuft als diejenigen, die höhere Kennwerte erzielten. Dem lag die Annahme zugrunde, dass in der Realität die untersuchte Belastung nicht zwangsläufig zu einer Verletzung des vorde-

ren Kreuzbands führt sondern nur dann, wenn mehrere Faktoren zusammen auftreten. Dementsprechend wurde davon ausgegangen, dass Kräfte bzw. Momente die im Bereich der Gruppen-Mittelwerte bzw. darunter lagen mit einer geringeren Wahrscheinlichkeit zu einer Verletzung des vorderen Kreuzbands führen als diejenigen, die darüber lagen.

Die Bewertung des Einflusses der einzelnen Stollendesigns auf die Belastungen im Kniegelenk basierte auf den Kennwerten „Vorlast“, „maximale absolute Amplitude“ (Peak-Kraft bzw. Peak-Moment) und der Belastung 200 ms nach der Einleitung des Drehmoments („L 200“). Dazu wurden für jeden Schuh und alle verwendeten Kennwerte die Abweichung zum jeweiligen Gruppen-Mittelwert bestimmt.

Die Gewichtung (Einschätzung des Gefährdungspotentials) erfolgte mittels einer vierstufigen Punkteskala, wobei die höchste Belastung im Vergleich zum Mittelwert (Kennwert höher als der Mittelwert) jeweils mit vier Punkten, die geringste Belastung (Kennwert kleiner als der Mittelwert) mit einem Punkt bewertet wurde. Die Punkte aller drei Kennwerte einer Kraft- bzw. Momentkomponente wurden für jeden Schuh addiert. Der Schuh, der den höchsten Punktwert aufwies wurde für die entsprechende Komponente als derjenige mit dem höchsten Gefährdungspotential hinsichtlich Kreuzbandverletzungen klassifiziert. Erreichten zwei Schuhe insgesamt die gleiche Punktzahl wurde derjenige Schuh als tendenziell gefährlicher eingestuft, dessen Kennwert L 1000 auf die höhere Belastung schließen lies. Waren die Kennwerte nahezu identisch oder die Unterschiede nicht aussagekräftig genug erhielten die betroffenen Schuhe dieselbe Einstufung.

Abschließend erfolgte die Zusammenführung der einzelnen Gefährdungspotentiale nach dem selben Schema, d.h. der „gefährlichste“ Schuh einer Komponente erhielt vier Punkte, der „sicherste“ Schuh einen Punkt. Die Punkte für die vier Komponenten wurden addiert um eine Gesamt-Bewertung des jeweiligen Fußballschuhs hinsichtlich seines Gefährdungspotentials zu erhalten.

Neben den Mess- bzw. Kennwerten war für die Interpretation auch die Kinematik im Kniegelenk zu berücksichtigen, die zum jeweiligen Zeitpunkt des maximalen Drehmoments um die Unterschenkel-Längsachse vorlag. Die entsprechenden Daten konnten direkt den Ergebnissen der Poser-Analyse entnommen werden. Die Einschätzung des Gefährdungspotentials der Kniegelenkkinematik erfolgte anhand von Literaturdaten [3; 8; 22; 54; 77; 155–157; 230] und war jeweils für alle Schuhe bei einem Lastfall identisch, da dieses Gefährdungspotential bei jedem Schuh vorlag,

unabhängig von seinem Stollendesign.

Darüber hinaus wurde auch die Höhe der in axialer Richtung des Unterschenkels wirkenden Kraft bei der biomechanischen Interpretation berücksichtigt, weil diese zur Belastung des vorderen Kreuzbands beitragen kann [169]. Auch dieses Gefährdungspotential war bei einem Lastfall für alle Schuhe identisch.

In Abhängigkeit der kinematischen Randbedingungen konnte so eine grundlegende Einschätzung für die Verletzungsgefahr zu den Zeitpunkten vorgenommen werden, die für die Messungen ausgewählt wurden. In einer Situation, die schon aufgrund ihrer Kinematik und der Belastung ein hohes Verletzungsrisiko barg war die Wahrscheinlichkeit, dass das Stollendesign des Fußballschuhs den Ausschlag für oder gegen eine Verletzung geben kann höher, als in einer Situation, die kinematisch gesehen eher unkritisch für das vordere Kreuzband ist.

## 6.2 Ergebnisse und Diskussion der Vergleichsmessungen

### 6.2.1 Lastfall Nr. 1

#### Messwerte

In Abb. 6.3 sind die Mittelwertkurven aller gemessenen Kräfte und Momente der vier Fußballschuhe (A bis D) und des Hallenschuhs (E) für den Lastfall Nr. 1 dargestellt. Außerdem ist der Zeitverlauf des Gruppen-Mittelwerts eingezeichnet, der aus den Messwerten der Fußballschuhe (Schuh A bis Schuh D) berechnet wurde (vgl. Abschnitt 5.2.6).

Die aus den Messwertkurven bestimmten Kennwerte für die Komponenten  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $M_x$  und  $M_z$  sind mit den jeweiligen Standardabweichungen in Tab. 6.2 aufgeführt.

Die Messwerte der Vergleichsmessungen für den Lastfall Nr. 1 zeigen, dass die Zeitverläufe für alle Fußballschuhe qualitativ sehr ähnlich sind, die des Hallenschuhs dagegen für  $F_x$ ,  $F_y$  und  $M_z$  auffallend stark abweichen.

Auch zwischen den Fußballschuhen können Differenzen bei den Messkurven beobachtet werden. Die Schuhe A und B generieren dabei durchgängig die höchsten Lasten für  $F_x$  und  $M_y$  sowie die höchsten Vorlasten bei  $F_y$ . Schuh A weist außerdem auch das größte Drehmoment  $M_x$  nach der Momenteinleitung und die größte Vorlast

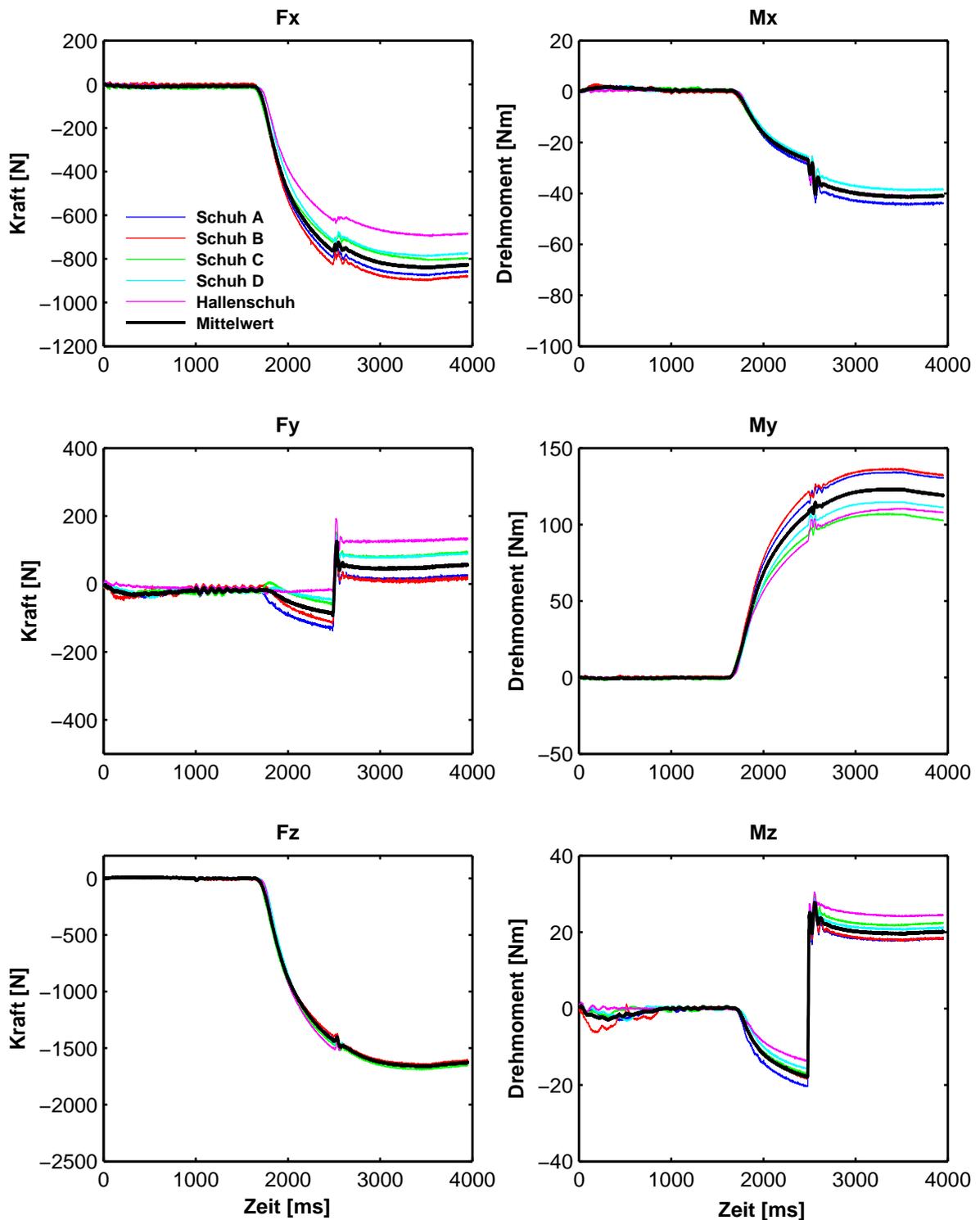


Abb. 6.3: Ergebnisse der mit der Kraftmesszelle oberhalb des Sprunggelenks gemessenen Kräfte und Momente für den Lastfall Nr. 1. Es sind für jeden Schuh jeweils die Mittelwert-Zeitverläufe dargestellt. Zusätzlich ist der berechnete Zeitverlauf des Gruppen-Mittelwerts abgebildet (schwarze Linie).

<b>Schuh</b>	Vorlast	SA	Peak	SA	L 200	SA	L 1000	SA
<b><math>F_x</math> [N]</b>								
MW	-760,09	-	46,89	-	-5,89	-	-79,64	-
A	-790,13	13,78	46,45	7,74	-8,88	4,55	-84,02	8,56
B	-821,49	15,82	59,78	17,35	0,96	10,34	-74,84	7,17
C	-720,37	49,42	39,99	15,82	-6,57	6,80	-82,27	11,55
D	-708,36	27,22	41,32	16,81	-9,10	11,26	-77,42	11,41
E	-618,33	15,54	18,28	5,17	-6,22	7,91	-73,94	12,34
<b><math>F_y</math> [N]</b>								
MW	-85,42	-	220,61	-	136,87	-	133,48	-
A	-128,31	11,03	249,76	6,95	149,17	4,15	144,29	3,55
B	-112,09	37,45	221,24	5,11	131,97	9,44	122,19	17,92
C	-55,94	25,16	215,44	12,42	139,58	12,47	139,48	8,78
D	-45,35	19,74	195,99	6,80	126,75	9,83	127,94	11,19
E	-17,00	14,18	214,03	12,12	142,00	7,65	145,14	7,07
<b><math>M_x</math> [Nm]</b>								
MW	-26,67	-	15,69	-	-10,25	-	-14,62	-
A	-28,35	1,52	16,74	0,69	-11,48	0,96	-15,78	0,80
B	-26,12	1,18	16,12	0,84	-10,94	1,16	-15,30	1,10
C	-26,71	3,18	15,57	1,26	-10,02	0,83	-14,35	1,40
D	-25,51	1,80	14,34	1,76	-8,56	1,21	-13,04	1,02
E	-27,27	1,41	13,91	1,23	-9,49	0,51	-13,61	0,73
<b><math>M_z</math> [Nm]</b>								
MW	-17,80	-	46,19	-	39,82	-	37,41	-
A	-20,30	1,90	46,86	0,50	40,53	0,79	38,19	0,93
B	-18,27	3,83	45,69	2,50	39,19	2,98	36,23	3,46
C	-16,96	2,34	47,44	2,26	41,03	2,52	38,75	2,61
D	-15,66	3,28	44,76	2,69	38,52	2,89	36,46	3,23
E	-13,58	1,77	44,37	1,52	39,93	1,53	37,75	1,44

**Tab. 6.2:** Aus den Mittelwertkurven der Messwerte des Lastfalls Nr. 1 bestimmte Parameter Vorlast, maximale Amplitude nach der Momenteinleitung (Peak) sowie die Differenzen zur Vorlast 200 ms (L 200) und 1000 ms (L 1000) nach der Momenteinleitung jeweils mit Standardabweichung (SA).

bei  $M_z$  auf.

Aus den berechneten Kennwerten in Tab. 6.2 geht hervor, dass die Unterschiede zwischen den Schuhen bei den berechneten Amplituden geringer ausfallen als bei der Vorlast. Der Schuh C generiert beispielsweise ein deutlich niedrigeres Drehmoment  $M_z$  vor  $t_{\text{Moment}}$  als Schuh A, die berechnete maximale Amplitude (Peak) ist dagegen höher.

Allgemein zeigen die Kennwerte, dass Schuh A immer die höchsten bzw. zweithöchsten (bei  $F_x$ ) Vorlasten und maximalen Amplituden verursacht, Schuh D dagegen fast durchweg die geringsten Kräfte und Momente generiert.

Interessanterweise liegen bei der Momentkomponente  $M_z$  die Kennwerte Peak, L 200 und L 1000 der beiden Schuhe aus der Gruppe 2 (lammellenförmige Stollen) sehr eng beisammen, ebenso die Kennwerte der beiden anderen Schuhe mit runden Stollen bzw. ein Mischung aus runden und lamellenförmigen Stollen. Dabei generieren die Schuhe der Gruppe 2 die niedrigeren Drehmomente.

### **Bewertung der Messwerte**

Beim Lastfall Nr. 1 treten verhältnismäßig große Differenzen zwischen den Kennwerten der Fußballschuhe und den jeweiligen Gruppen-Mittelwerten auf, da die Schuhe A und B deutlich höhere Kräfte bzw. Momente generieren als die Schuhe C und D. Einzig beim Moment  $M_z$  fällt auf, dass Schuh C die höchsten Werte für drei der vier Kennwerte generiert (vgl. Tab. 6.2).

Die hohen Kräfte und Momente für den Schuh A sind aufgrund der geringen Standardabweichung und der daraus berechneten Variationskoeffizienten zwischen 1% und 9% durchweg aussagekräftig. Gleiches gilt für den Schuh D, für den im Durchschnitt die niedrigsten Kennwerte berechnet werden, auch wenn dessen Standardabweichungen im Vergleich zu Schuh A etwas größer sind und somit mehr Messunsicherheiten beinhalten.

Im Vergleich dazu weisen die Messwerte der Schuhe B und C im Durchschnitt größere Standardabweichungen auf. Da Ihre Kennwerte zudem näher an den Mittelwerten liegen sind die daraus berechneten Differenzen nicht derart eindeutig wie die der Schuhe A und D. Einzig die Tatsache, dass Schuh B deutlich höhere Kräfte vor  $t_{\text{Moment}}$  generiert während Schuh C die höheren Peak-Werte für  $M_z$  aufweist steht zweifellos fest.

Auch wenn die Messwerte der Schuhe B und C mit größeren Messunsicherheiten

behaftet sind als die der Schuhe A und D kann zusammenfassend festgestellt werden, dass die Vergleichsmessungen für den Lastfall Nr. 1 aussagekräftige und relevante Werte liefern. Selbst bei den niedrigen Kennwerten der Drehmomente  $M_x$  und  $M_z$  können Unterschiede zwischen den einzelnen Schuhen festgestellt werden.

Die geringen Unterschiede zwischen den Schuhen B und C werden bei der biomechanischen Interpretation der Messwerte berücksichtigt.

### Interpretation der Messwerte

Die detaillierte Auswertung der berechneten Kennwerte bestätigt die qualitative Analyse der gemessenen Zeitverläufe. Das Stollendesign von Schuh A besitzt demzufolge insgesamt das höchste Gefährdungspotential für das vordere Kreuzband unter den getesteten Schuhen während Schuh D die geringste Belastung generiert (siehe Tab. 6.3). Schuh C erzeugt das höchste Peak-Drehmoment um die Unterschenkel-Längsachse und generiert auch im Anschluss die mit Abstand größten Werte für die statische Traktion (L 200 und L 1000, vgl. Abb. 5.15) unter Belastung. Schuh B erzeugt vor allem in anterior-posterior Richtung hohe Kräfte sowie etwas höhere Peak- und statische Valgusmomente, weshalb dieser Schuh insgesamt ebenfalls in die Kategorie „hohes Gefährdungspotential“ eingeordnet wird. Da für die genannten Kennwerte die Standardabweichungen verhältnismäßig klein sind ist davon auszugehen, dass diese hohen Belastungen für die Interpretation relevant sind.

Aus den Daten der Poser-Analyse (siehe Abschnitt 3.3.1) geht hervor, dass das Knie im Verletzungsfall Nr. 1 (entspricht Lastfall Nr. 1) zum Zeitpunkt des maximalen Drehmoments um die Unterschenkel-Längsachse mit ca.  $72^\circ$  Flexion stark gebeugt ist, sich in  $6,6^\circ$  Valgusstellung befindet und außerdem eine leichte Innenrotation des Unterschenkels bezüglich des Oberschenkels (ca.  $1^\circ$ ) vorliegt. In dem Zeitbereich kurz vor dem maximalen Drehmoment bis kurz danach ist eine geringe Valgus-Bewegung des Kniegelenks in Verbindung mit einer leichten Außenrotation zu beobachten während die Beugung des Kniegelenks leicht weiter zunimmt.

Durch die starke Flexion des Kniegelenks von etwa  $72^\circ$  zu dem Zeitpunkt, der für die Vergleichsmessungen des Lastfalls Nr. 1 ausgewählt wurde, ist die Spannung des vorderen Kreuzbands grundsätzlich gering [3; 155; 156]. Die von der Kraftmesszelle gemessene interne Kraft  $F_x$ , die oberhalb des Sprunggelenks in posteriorer Richtung wirkt, führt am distalen Ende der Tibia zu einer Schubkraft nach anterior, die das Kreuzband belastet. Das extern eingeleitete Innenrotationsmoment um die Tibia-

Längsachse führt auch bei tiefen Flexionswinkeln zu einer Erhöhung der Belastung im vorderen Kreuzband [8; 54; 155; 157]. Zudem ändert sich die Krafrichtung von  $F_y$  mit der Momenteinleitung. Am distalen Ende der Tibia wirkt  $F_y$  nach  $t_{\text{Moment}}$  in medialer Richtung, d.h. sie führt zu einer zusätzlichen Valgus-Belastung des Kniegelenks und hat somit ebenfalls einen Einfluss auf die Kräfte im vorderen Kreuzband [230].

Die axiale Kraft, die den Schuh auf den Boden drückt, entspricht etwa dem 2,2-fachen des Körpergewichts des verletzten Spielers und ist eine realistische Belastung während dem Laufen [38; 39; 184] und einer „plant-and-cut“-Bewegung [200; 206].

Unter Berücksichtigung der Literaturdaten ist davon auszugehen, dass in der ausgewählten Belastungssituation von der Kinematik des Kniegelenks nur ein geringes Gefährdungspotential für das vordere Kreuzband ausgeht. Die ermittelten Unterschiede im Traktionsverhalten der vier getesteten Fußballschuhe lassen auf einen Einfluss des Stollendesigns auf die Belastung Knie und speziell im vorderen Kreuzband schließen. Vor allem Schuh A generiert hohe Belastungen bei allen vier untersuchten Kraft- bzw. Momentkomponenten und ist somit für diesen Lastfall als kritisch einzuschätzen. Demgegenüber steht der Schuh D, welcher durchweg die geringsten Kräfte und Momente erzeugt.

Bei alleiniger Betrachtung des Moments um die Unterschenkel-Längsachse, wie

Schuh	Gefährdungspotential aus den Messwerten					Gefährdungspotential durch Kniewinkel			hohe axiale Belastung
	$F_x$	$F_y$	$M_x$	$M_z$	Ges.	FE	VV	Rot.	
<b>A</b>	++	++	++	+	++	--	+	o	+
<b>B</b>	+	o	+	o	+	--	+	o	+
<b>C</b>	-	-	o	++	+ <sup>1</sup>	--	+	o	+
<b>D</b>	-	--	--	--	--	--	+	o	+

<sup>1</sup>: Schuh C besitzt ebenfalls ein hohes Gefährdungspotential für das vordere Kreuzband da er für  $M_z$  das höchste Peak-Moment und die höchste statische Traktion (vgl. Abschnitt 5.2.6) erzeugt.

**Tab. 6.3:** Interpretation der Ergebnisse der Vergleichsmessungen für Lastfall Nr. 1 hinsichtlich des Gefährdungspotentials für das vordere Kreuzband bezogen auf den Gruppenmittelwert. Legende: ++ = sehr hoch, + = hoch, o = neutral, - = gering, -- = sehr gering.  $F_x$  = Kraft in anterior-posterior-Richtung,  $F_y$  = Kraft in medialer-lateraler Richtung,  $M_x$  = Varus-Valgus-Moment,  $M_z$  = Innenrotationsmoment und Ges. = das Gefährdungspotential des jeweiligen Fußballschuhs insgesamt. Die Abkürzungen der Gelenkwinkel sind in Abb. 3.9 erklärt.

bei den bisher bestehenden Traktions-Testgeräten üblich, würde dagegen Schuh C als „unsicherstes“ Modell eingestuft werden, noch vor dem Schuh A. Der zum Vergleich untersuchte Hallenschuh generiert erwartungsgemäß bei allen Kennwerten die geringsten oder zumindest sehr kleine Kraft- und Momentwerte.

## 6.2.2 Lastfall Nr. 2

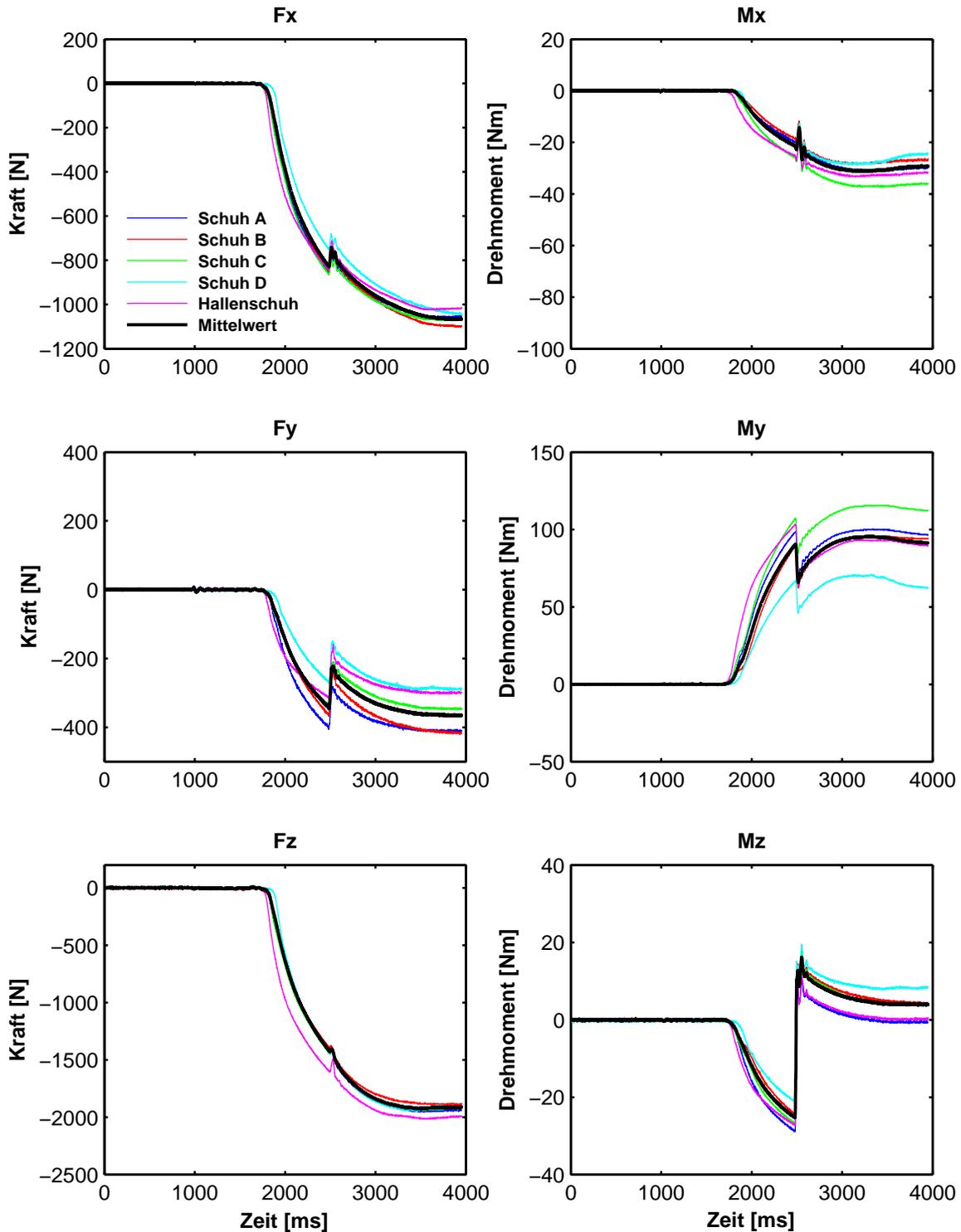
### Messwerte

In Abb. 6.4 sind die Mittelwertkurven aller gemessenen Kräfte und Momente der vier Fußballschuhe (A bis D) und des Hallenschuhs (E) für den Lastfall Nr. 2 sowie der Zeitverlauf des Gruppen-Mittelwerts dargestellt. Die berechneten Kennwerte für den Lastfall Nr. 2 sind im Anhang in Tab. E.3 aufgelistet.

Die qualitative Auswertung der Messwerte offenbart weitgehend identische Kurven für alle getesteten Schuhe für diesen Lastfall. Gleichwohl können bei der detaillierten Analyse erhebliche Unterschiede zwischen den einzelnen Schuhen festgestellt werden.

So zeigt die Betrachtung der Messwerte des Lastfalls Nr. 2, dass Schuh D bezüglich  $F_x$ ,  $F_y$  und  $M_y$  über den gesamten Messzeitraum und bezüglich  $M_z$  bis zum Zeitpunkt der Momenteinleitung absolut gesehen die mit Abstand niedrigsten Werte erzeugt. Schuh C generiert im Vergleich dazu bei der Kraftkomponente  $F_x$  und bei den beiden Momentkomponenten  $M_x$  und  $M_y$  die höchsten Lasten. Bei der seitwärts wirkenden Kraft  $F_y$  werden bei den Schuhen A und B die höchsten Kräfte gemessen. Schuh A fällt zudem durch die höchste Vorlast bezüglich des axialen Drehmoments  $M_z$  sowie überdurchschnittliche hohe Werte bei der Komponenten  $F_x$  und  $M_y$  auf. Der Hallenschuh (Schuh E) weicht bei der axialen Kraftkomponente  $F_z$  stark von den übrigen Schuhen ab und generiert über den ganzen Zeitraum die höchsten Werte. Bei den Komponenten  $F_y$  und  $M_y$  ergeben sich nach der Momenteinleitung jedoch im Vergleich zum Gruppenmittelwert deutlich geringere Werte.

Die Berechnung der Kennwerte (siehe Tab. E.3 im Anhang) bestätigt die qualitative Analyse der Messwert-Zeitverläufe bei Vorlast und maximaler absoluter Amplitude (Peak). Auch hier ergeben sich für den Schuh D für  $F_x$ ,  $F_y$  und  $M_z$  geringe Werte. Jedoch sind die Differenzen der Kennwerte kleiner als bei den absoluten Werten. Für Schuh A, der absolut gesehen hohe Kräfte und Momente erzeugt, werden dagegen für die maximale absolute Amplitude bei  $F_y$ ,  $M_x$  und  $M_z$  die kleinsten Wer-



**Abb. 6.4:** Ergebnisse der mit der Kraftmesszelle oberhalb des Sprunggelenks gemessenen Kräfte und Momente für den Lastfall Nr. 2. Es sind für jeden Schuh jeweils die Mittelwert-Zeitverläufe dargestellt. Zusätzlich ist der berechnete Zeitverlauf des Gruppen-Mittelwerts abgebildet (schwarze Linie).

te ermittelt. Schuh C generiert die höchste Peak-Kraft für die seitwärts wirkende Komponente  $F_y$  und das Drehmoment um das höchste Peak-Drehmoment um die Tibia-Längsachse.

### Bewertung der Messwerte

Bei Lastfall Nr. 2 sind, ähnlich wie bei Lastfall Nr. 1, erhebliche Unterschiede bei den Messwerten zwischen den getesteten Fußballschuhen festzustellen (vgl. Tab. E.3). Entsprechend sind die Abstände der Kennwerte zum jeweiligen Gruppen-Mittelwert auch für diesen Lastfall verhältnismäßig groß.

Die Kennwerte von Schuh C weisen für die Kraft  $F_y$  hohe Standardabweichungen und Variationskoeffizienten auf. Da dieser Schuh die höchsten Werte für die maximale Amplitude (Peak-Wert) sowie für L 200 erzeugt, schränkt das die Aussagekraft der Kennwerte ein. Allerdings ist die Differenz zu den Gruppen-Mittelwerten und zu den anderen Fußballschuhen so groß, dass die Kennwerte trotzdem als aussagekräftig betrachtet werden und somit für die biomechanische Interpretation relevant sind.

Allgemein sind die Kennwerte L 1000 der Kraftkomponenten  $F_x$  und  $F_y$ , die die statische Traktion widerspiegeln, auf den ersten Blick mit hohen Unsicherheiten versehen, wie sich aus den zugehörigen Standardabweichungen ablesen lässt. Werden allerdings die absoluten Kraftwerte 1000 ms nach der Momenteinleitung und nicht nur die Differenz zur Vorlast betrachtet, ergeben sich auch für diese Kennwerte Variationskoeffizienten zwischen 5% und 7%, so dass die Kennwerte keine überdurchschnittlich hohen Messunsicherheiten beinhalten. Zudem gehen die Werte für L 1000 nur in Ausnahmefällen in die Ermittlung des Gefährdungspotentials ein (vgl. Abschnitt 6.1.5).

Da bei den Peak-Werten des Moments  $M_x$  keine relevanten Unterschiede zwischen den Schuhen ermittelt werden können, wird dieser Kennwert bei der biomechanischen Interpretation für alle Fußballschuhe als neutral eingestuft.

Der als Vergleichsobjekt mit getestete Hallenschuh erzeugt bei allen gemessenen Kraft- und Momentkomponenten hohe Vorlasten und für die Kräfte  $F_x$  und  $F_y$  auch hohe Peak-Werte. Bei den Kennwerten der Drehmomente  $M_x$  und  $M_z$  werden für diesen Schuh dagegen die geringsten Peak-Momente ermittelt.

Zusammenfassend ist für den Lastfall Nr. 2 festzustellen, dass die berechneten Kennwerte bis auf wenige Ausnahmen nur geringe Standardabweichungen aufweisen.

Die entsprechenden Variationskoeffizienten liegen zumeist zwischen 5% und 8% und spiegeln die gute Reproduzierbarkeit der Messwerte wieder. Daher stellen sie eine gute und aussagekräftige Grundlage für die Einschätzung des Gefahrenpotentials der Fußballschuhe dar.

### Biomechanische Interpretation der Messwerte

Die Bewertung des Gefährdungspotentials der vier getesteten Fußballschuhe für Verletzungen des vorderen Kreuzbands ist in Tab. 6.4 dargestellt. Die Ergebnisse bestätigen die qualitative Auswertung in vollem Umfang. Basierend auf den mit dem TrakTester gemessenen Daten stellt Schuh C unter den Bedingungen des Lastfalls Nr. 2 die größte Gefahr für eine Verletzung des vorderen Kreuzbands dar.

Bei der Kraft  $F_x$  können keine eindeutigen Unterschiede zwischen den Schuhen A, B und C ermittelt werden. Schuh C erzeugt einerseits die höchste Vorlast, aber den zweitniedrigsten Peak-Wert, wohingegen Schuh A den höchsten Peak-Wert und die zweithöchste Vorlast, aber nur eine kleine Kraft 200 ms nach der Momenteinleitung generiert. Schuh B wiederum liegt überall zwischen den beiden anderen Schuhen, so dass sich bei der Kombination der Kennwerte ein Punktegleichstand errechnet. Zudem liefern die Schuhe A und C auch für L 1000 fast identische Kennwerte.

Schuh	Gefährdungspotential aus den Messwerten					Gefährdungspotential durch Kniewinkel			hohe axiale Belastung
	$F_x$	$F_y$	$M_x$	$M_z$	Ges.	FE	VV	Rot. <sup>1</sup>	
<b>A</b>	+ <sup>2</sup>	+	o	o	+	--	o	+	++
<b>B</b>	+ <sup>2</sup>	o	-	o	o	--	o	+	++
<b>C</b>	+ <sup>2</sup>	++	+	++	++	--	o	+	++
<b>D</b>	--	--	o	--	--	--	o	+	++

<sup>1</sup>: Im vorliegenden Lastfall Nr. 2 liegt eine Außenrotation im Kniegelenk vor.

<sup>2</sup>: Die Schuhe A, B und C werden hinsichtlich der Kraft  $F_x$  gleich bewertet, da sich keine eindeutigen Unterschiede zwischen den Schuhen ermitteln lassen.

**Tab. 6.4:** Interpretation der Ergebnisse der Vergleichsmessungen für Lastfall Nr. 2 hinsichtlich des Gefährdungspotentials für das vordere Kreuzband bezogen auf den Gruppenmittelwert. Legende: ++ = sehr hoch, + = hoch, o = neutral, - = gering, -- = sehr gering.  $F_x$  = Kraft in anterior-posterior-Richtung,  $F_y$  = Kraft in medialer-lateraler Richtung,  $M_x$  = Varus-Valgus-Moment,  $M_z$  = Innenrotationsmoment und Ges. = das Gefährdungspotential des jeweiligen Fußballschuhs insgesamt. Die Abkürzungen der Gelenkwinkel sind in Abb. 3.9 erklärt.

Aus den Daten der Poser-Analyse wird ein Kniegelenkwinkel von ca.  $77^\circ$  Flexion bei einer minimalen Valgus-Stellung ( $1^\circ$ ) und einer Außenrotation der Tibia bezüglich des Femur von ca.  $4^\circ$  zum Zeitpunkt des maximalen Drehmoments um die Unterschenkel-Achse ermittelt (vgl. Abschnitt 3.3.2 und Abb. 3.13). Sowohl vor, als auch nach dem für die Messung ausgewählten Zeitpunkt verändert sich die Stellung des Kniegelenks kaum.

Im Unterschied zu Lastfall Nr. 1 liegt bei LF 2 nur eine minimale Valgus-Stellung des Kniegelenks und eine Außenrotation anstelle einer Innenrotation (bei LF 1) vor. Aufgrund dieser Kinematik ist grundsätzlich nicht von einer Gefährdung des vorderen Kreuzbands auszugehen, da eine Außenrotation im Kniegelenk in Verbindung mit einem Flexionswinkel von  $77^\circ$  nicht zu einer wesentlichen Erhöhung der Spannung im vorderen Kreuzband führt [8; 156]. Allerdings besteht bei einer Außenrotation des Kniegelenks in Verbindung mit einer Valgusstellung die Möglichkeit, dass es zu einem Aufprall (impingement) des vorderen Kreuzbands an der femoralen Kondylle (intercondylar notch) kommt was zu erheblichen Spannungen im vorderen Kreuzband führt [80]. Die für diesen Mechanismus notwendigen Bewegungsumfänge werden in der vorliegenden Gelenkposition vor allem hinsichtlich des Valgus-Winkels jedoch nicht erreicht.

Wirkt in der Gelenkstellung des Lastfalls Nr. 2 aber am Tibiakopf eine Schubkraft nach vorne („anterior shear force“), dann führen sowohl Innen- als auch Außenrotationsmoment und Varus- bzw. Valgusmomente zu einer Erhöhung der Spannung im vorderen Kreuzband. Die sehr hohe Kraft, die den Schuh auf den Boden drückt und etwa dem 3,5-fachen Körpergewicht des verletzten Spielers entspricht, lässt zudem auf eine sehr starke tibiofemorale Kompression schließen. Durch die hohe Dynamik der Bewegung während der Verletzung ist darüber hinaus von einer sehr hohen Muskelaktivität auszugehen was ebenfalls die Belastung des gesamten Kniegelenks erhöht.

Demzufolge sind unter dem Gesichtspunkt der Vermeidung einer Kreuzbandverletzung die Schuhe am Besten, die sowohl die geringsten Vorlasten, als auch die kleinsten Peak-Werte generieren. Unter den Bedingungen des Lastfalls Nr. 2 erfüllt Schuh D diese Vorgabe am Besten, gefolgt von Schuh B. Der Schuh A erzeugt zwar hohe Kräfte, bezüglich der Momente  $M_x$  und  $M_z$  scheint auch von diesem Stollendesign bei der vorliegenden Kinematik keine unmittelbare Gefahr für das vordere Kreuzband auszugehen. Einzig Schuh C generiert durchweg hohe Kräfte und Mo-

mente (sowohl absolut als auch bezüglich der Gruppen-Mittelwerte) und trägt somit potentiell zu einem erhöhten Verletzungsrisiko bei.

### 6.2.3 Lastfall Nr. 3

#### Messwerte

In Abb. 6.5 sind die Mittelwertkurven aller gemessenen Kräfte und Momente der vier Fußballschuhe (A bis D) und des Hallenschuhs (E) für den Lastfall Nr. 3 sowie der Zeitverlauf des Gruppen-Mittelwerts dargestellt. Die berechneten Kennwerte für den Lastfall Nr. 3 sind in Tab. E.4 im Anhang aufgelistet.

Bei den Ergebnissen der Vergleichsmessung des Lastfalls Nr. 3 fällt die starke Abweichung der Schuhe A und E beim Moment  $M_y$  auf. Beide generieren im Vergleich zu den übrigen Schuhen ein deutlich niedrigeres Drehmoment und auch bei der Komponente  $M_x$  ergeben sich für die beiden Schuhe die kleinsten Werte. Für Schuh A werden darüber hinaus auch die geringsten Kräfte  $F_x$  und  $F_y$  ermittelt. Der Schuh E erzeugt dagegen für die Kraftkomponente  $F_y$  zusammen mit Schuh D höhere Kräfte, als der Gruppenmittelwert. Weiterhin zeigt sich, dass Schuh B die größte Kraft  $F_x$  und das zweitgrösste Moment  $M_y$  generiert. Für das Drehmoment um die Tibia-Längsachse ergeben sich nur marginale Unterschiede und auch bei der axialen Vorlast  $F_z$  differieren die Schuhe bei identischen Kurvenverläufen nur sehr wenig.

Die berechneten Kennwerte zeigen, dass kaum Differenzen zwischen den Fußballschuhen für die analysierten Drehmomente  $M_x$  und  $M_z$  auftreten, mit Ausnahme der Vorlast von  $M_x$ . Bei den beiden Kraftkomponenten  $F_x$  und  $F_y$  wird für Schuh A zweimal die geringste Vorlast ermittelt, jedoch generiert dieser Schuh die größte Peak-Kraft bei  $F_y$ .

#### Bewertung der Messwerte

Bei den Messwerten des Lastfalls Nr. 3 fallen bei den Vorlasten der ausgewerteten Kraftkomponenten  $F_x$  und  $F_y$  große Differenzen zwischen den einzelnen Fußballschuhen auf, wobei die Schuhe A und B die deutlich höheren Kräfte generieren als die Schuhe C und D. Selbst bei Berücksichtigung der teilweise großen Standardabweichungen bei Schuh B und D sind die Differenzen dieser beiden Schuhe zum Gruppen-Mittelwert und zu den Schuhen A und C aussagekräftig und damit rele-

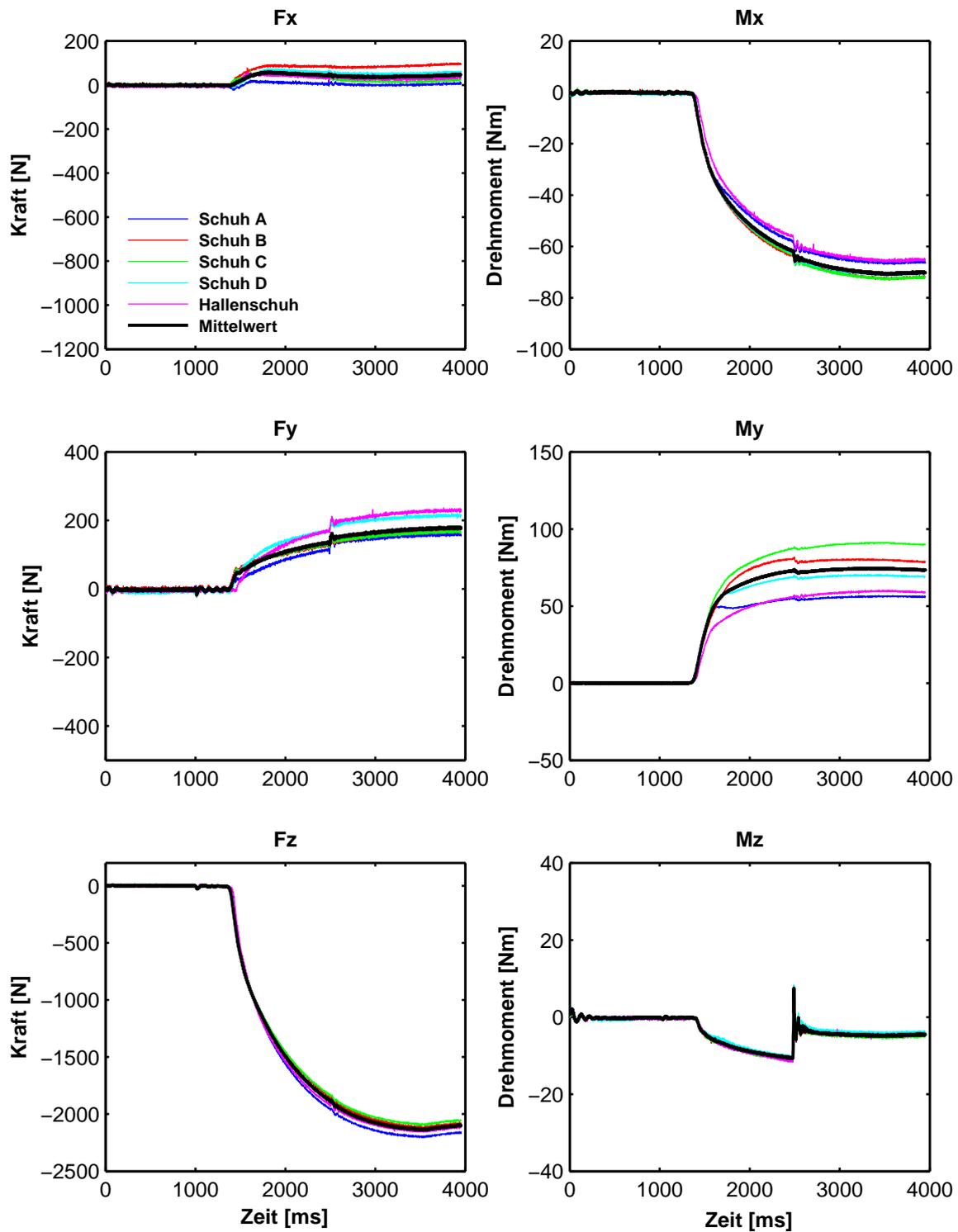


Abb. 6.5: Ergebnisse der mit der Kraftmesszelle oberhalb des Sprunggelenks gemessenen Kräfte und Momente für den Lastfall Nr. 3. Es sind für jeden Schuh jeweils die Mittelwert-Zeitverläufe dargestellt. Zusätzlich ist der berechnete Zeitverlauf des Gruppen-Mittelwerts abgebildet (schwarze Linie).

vant. Auch die Erkenntnis, dass Schuh B bei  $F_x$  hohe Kräfte, bei  $F_y$  dagegen die geringsten Kräfte erzeugt, scheint ein tatsächlicher Effekt und keine Messunsicherheit zu sein.

Allgemein sind die Mess- bzw. Kennwerte für Schuh A für alle Kraft- und Momentkomponenten am Verlässlichsten. Auch die Werte von Schuh D sind nur mit geringen Unsicherheiten behaftet.

Da das eingeleitete Drehmoment um die Unterschenkel-Längsachse mit 44 Nm im Vergleich zu den Lastfällen Nr. 1 und Nr. 2 sehr gering ist, ergeben sich für das gemessene Moment  $M_z$  ebenfalls sehr viel kleinere Werte als bei den beiden vorhergehenden Lastfällen. Dementsprechend fallen auch die Differenzen zwischen den vier Fußballschuhen klein aus. Unter Berücksichtigung der ermittelten Standardabweichungen müssen die Unterschiede zwischen den Schuhen sehr zurückhaltend interpretiert werden, da die Messunsicherheiten etwa im Bereich der Differenzen liegen. Die berechneten Kennwerte stellen für diese Komponente lediglich einen Anhaltspunkt dar.

Die aus den Messwerten ermittelten Kennwerte für  $M_x$  ergeben zumindest für die Vorlast und die maximale Amplitude (Peak) aussagekräftige Unterschiede. Schuh A erzeugt dabei die deutlich kleinste Vorlast aller Fußballschuhe, Schuh D den höchsten Peak-Wert.

### **Biomechanische Interpretation der Messwerte**

Die Bewertung des Gefährdungspotentials der vier getesteten Fußballschuhe für den Lastfall Nr. 3 ist in Tab. 6.5 dargestellt. Daraus geht hervor, dass die Schuhe A und B etwa dasselbe Verletzungspotential aufweisen. Obwohl für den Schuh C insgesamt geringe Kraft-Kennwerte und die niedrigsten Peak-Werte bei beiden Momenten  $M_x$  und  $M_z$  ermittelt werden, erfolgt eine höhere Bewertung bezüglich des Verletzungspotentials. Dies ist durch die Tatsache begründet, dass Schuh C die höchsten Vorlasten bei  $M_x$  und  $M_z$  erzeugt und die sehr kleinen Differenzen bei den Peak-Werten nur bedingt aussagekräftig sind. Das höchste Verletzungspotential unter den Bedingungen des Lastfalls Nr. 3 birgt Schuh D, der die höchsten Kräfte erzeugt und auch bezüglich der ausgewerteten Momente tendenziell die höchsten Belastungen generiert.

Das Kniegelenk ist zu dem Zeitpunkt, der für den Lastfall Nr. 3 ausgewählt wurde, mit ca.  $87^\circ$  stark gebeugt. Gleichzeitig liegt eine Außenrotation des Unterschenkels

bezüglich des Oberschenkels von etwa  $16^\circ$ , aber keine Varus- oder Valgusstellung vor (vgl. Abschnitt 3.3.3 und Abb. 3.14). Die TV-Bilder der Verletzungssituation zeigen, dass sich der Oberkörper während der Verletzung weit hinter dem Fuß befindet (vgl. Abb. B.3 im Anhang), wodurch eine starke Anspannung des *M. quadriceps femoris* anzunehmen ist. Unmittelbar vor dem ausgewählten Zeitpunkt für die Messung findet im Kniegelenk ausschließlich eine Außenrotationsbewegung statt.

Eine derart starke Außenrotation im Kniegelenk führt nach Fung & Zhang (2003) zum „Impingement“ (vgl. Abschnitt 2.1.3) und verursacht so eine hohe Spannung im vorderen Kreuzband [80]. Das zudem mit dem TrakTester gemessene Valgusmoment und die aus der Körperposition resultierende Anspannung des *M. quadriceps femoris* führen trotz der starken Beugung des Kniegelenks zu einer Erhöhung der Spannung im vorderen Kreuzband [8; 155]. Darüber hinaus wirkt eine hohe axiale Last (ca. 2,8-faches Körpergewicht) auf den Schuh und führt so zu einer Verblockung der gesamten Schuhsohle im Rasen. Basierend auf allen vorhandenen Informationen aus der Poser-Analyse und der Computersimulation der Verletzungssituation ist für den gewählten Zeitpunkt des Lastfalls Nr. 3 eine erhebliche Verletzungsgefahr aus der Gelenkinematik und der äußeren Belastung anzunehmen.

Das Stollendesign der Fußballschuhe kann deshalb schon bei kleinen Differenzen einen Einfluss darauf haben, ob es zu einer Verletzung kommt oder nicht. Daher

Schuh	Gefährdungspotential aus den Messwerten					Gefährdungspotential durch Kniewinkel			hohe axiale Belastung
	$F_x$	$F_y$	$M_x$	$M_z$	Ges.	FE	VV	Rot. <sup>1</sup>	
<b>A</b>	--	+	-	o	o	--	o	++	++
<b>B</b>	+	--	o	-	- <sup>2</sup>	--	o	++	++
<b>C</b>	-	-	+	+	+	--	o	++	++
<b>D</b>	++	++	+	+	++	--	o	++	++

<sup>1</sup>: Im vorliegenden Lastfall Nr. 3 liegt eine Außenrotation im Kniegelenk vor.

<sup>2</sup>: Für Schuh B wird insgesamt ein etwas geringeres Verletzungspotentials als für Schuh A angenommen, da Schuh A im Vergleich ein höheres Peak-Moment generiert.

**Tab. 6.5:** Interpretation der Ergebnisse der Vergleichsmessungen für Lastfall Nr. 3 hinsichtlich des Gefährdungspotentials für das vordere Kreuzband bezogen auf den Gruppenmittelwert. Legende: ++ = sehr hoch, + = hoch, o = neutral, - = gering, -- = sehr gering.  $F_x$  = Kraft in anterior-posterior-Richtung,  $F_y$  = Kraft in medialer-lateraler Richtung,  $M_x$  = Varus-Valgus-Moment,  $M_z$  = Innenrotationsmoment und Ges. = das Gefährdungspotential des jeweiligen Fußballschuhs insgesamt. Die Abkürzungen der Gelenkwinkel sind in Abb. 3.9 erklärt.

könnten auch die sehr kleinen Differenzen beim Moment  $M_z$  um die Unterschenkel-Längsachse bereits relevant sein. Unter diesem Gesichtspunkt sind Schuh C wegen der höchsten Vorlast sowie die Schuhe A und D wegen den hohen Peak-Werten hinsichtlich des Verletzungspotentials kritisch einzuschätzen. Da Verletzungen des vorderen Kreuzbands aber in der Regel durch die Kombination mehrerer Lasten zustande kommen [99; 109] und somit die übrigen Kräfte und Momente nicht vernachlässigbar sind, wird für die Bedingungen des Lastfalls Nr. 3 die aus Tab. 6.5 ersichtliche Reihenfolge der Schuhe hinsichtlich des Gefährdungspotentials angenommen.

## 6.2.4 Lastfall Nr. 4

### Messwerte

In Abb. 6.6 sind die Mittelwertkurven aller gemessenen Kräfte und Momente der vier Fußballschuhe (A bis D) und des Hallenschuhs (E) für den Lastfall Nr. 4 sowie der Zeitverlauf des Gruppen-Mittelwerts dargestellt. In Tab. E.5 im Anhang sind die berechneten Kennwerte für den Lastfall Nr. 4 aufgelistet.

Bei den Zeitverläufen der Messwerte des Lastfalls Nr. 4 werden für die Kraftkomponenten  $F_x$  und  $F_z$  nur geringfügige Unterschiede zwischen den einzelnen Schuhen ermittelt.

Es fällt auf, dass der Hallenschuh (Schuh E) bei der absoluten Betrachtung der Messwerte bei allen Komponenten die niedrigsten Kräfte bzw. Momente erzeugt. Von den Fußballschuhen werden bei Schuh D für die Kraftkomponente  $F_y$  sowie die Drehmomente  $M_x$  und  $M_y$  die kleinsten Werte gemessen. Der Schuh A geniert im Gegensatz dazu für  $F_y$ ,  $M_y$  und  $M_z$  absolut gesehen die höchsten Kräfte bzw. Momente.

Bei den berechneten Kennwerten zeigen sich für die analysierten Drehmomente  $M_x$  und  $M_x$  Unterschiede bei der Höhe der Vorlast, bei den berechneten Amplituden bzw. den Momenten 200 ms und 1000 ms nach  $t_{\text{Moment}}$  degegen nur sehr geringe Differenzen zwischen den Schuhen. Für das Drehmoment um die Tibia-Längsachse ergibt sich für den Schuh A das niedrigste Peak-Moment, obwohl er absolut das höchste Moment generiert. Bei den Peak-Werten für  $F_x$  und  $F_y$  sowie  $M_x$  werden für den Schuh C die kleinsten Werte berechnet.

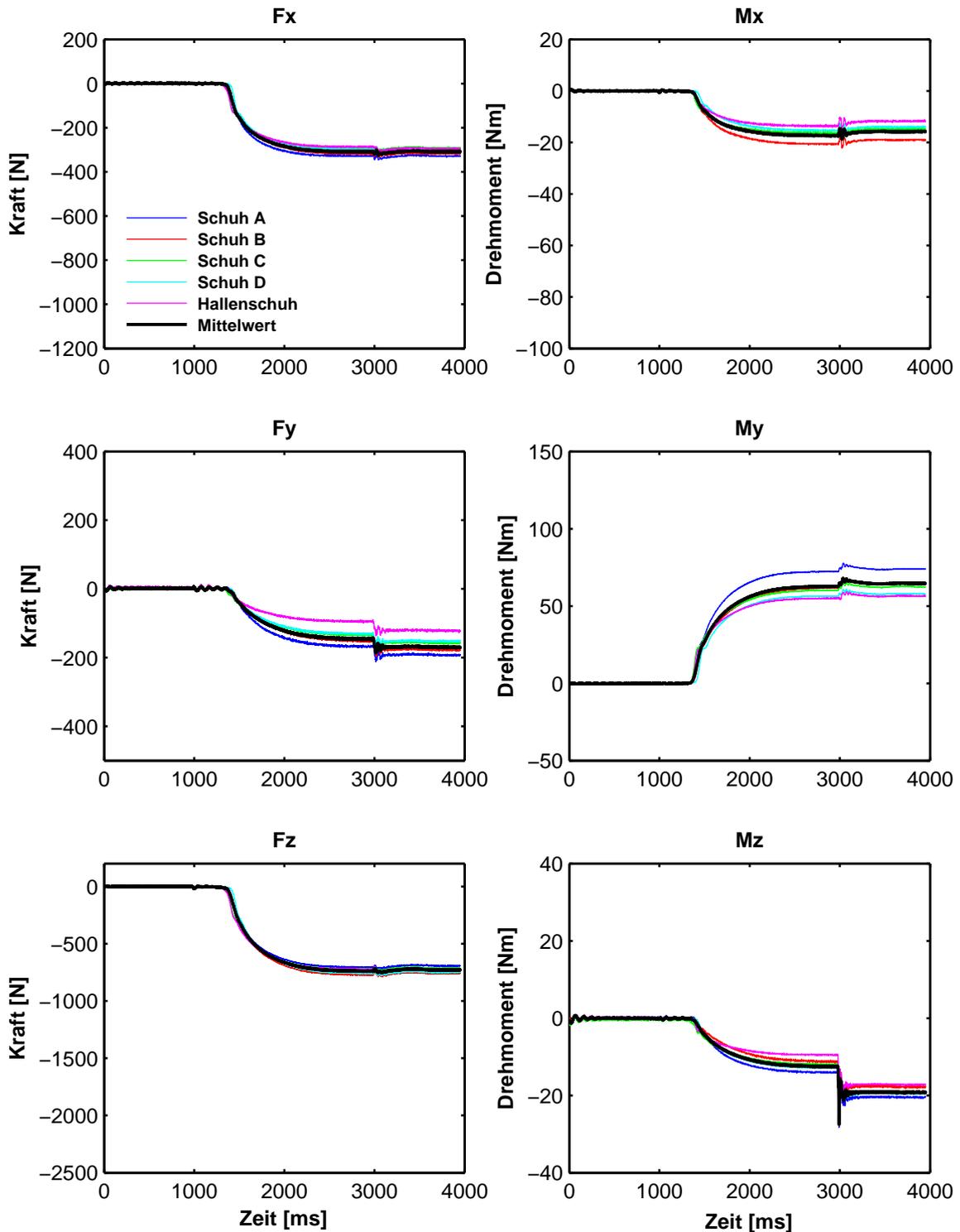


Abb. 6.6: Ergebnisse der mit der Kraftmesszelle oberhalb des Sprunggelenks gemessenen Kräfte und Momente für den Lastfall Nr. 4. Es sind für jeden Schuh jeweils die Mittelwert-Zeitverläufe dargestellt. Zusätzlich ist der berechnete Zeitverlauf des Gruppen-Mittelwerts abgebildet (schwarze Linie).

### Bewertung der Messwerte

Die ermittelten Kennwerte der Schuhe für die Kräfte  $F_x$  und  $F_y$  unterscheiden sich beim Lastfall Nr. 4 hinsichtlich der Vorlast erheblich weniger, als bei den anderen drei untersuchten Lastfällen. Das ist auf die deutlich geringere Kraft zurückzuführen mit der die Schuhe auf den Boden gedrückt werden. Da die Messwerte nur mit kleinen Messunsicherheiten (Ausnahme: Schuh D) behaftet sind, sind auch die geringen Unterschiede aussagekräftig und damit relevant für die Interpretation. Allgemein liegen die Kennwerte der Schuhe A und B sowie die der Schuhe C und D für beide Kraftkomponenten jeweils eng beisammen, mit Ausnahme des Peak-Werts von Schuh D für die Kraft  $F_x$ .

Für die Komponente  $M_x$  ergeben sich für den Kennwerte L 200 sehr kleine Werte und nur minimale Unterschiede zwischen den Schuhen. Deshalb gehen diese nicht in die Bewertung hinsichtlich des Gefährdungspotentials ein. Die ermittelten Differenzen für die Vorlast und die maximale Amplitude sind dagegen aufgrund der geringen Standardabweichungen aussagekräftig, d.h. sie können auf das Stollendesign zurückgeführt werden.

Die Kennwerte für  $M_z$  sind sehr uneinheitlich. Diejenigen Schuhe, für die hohe Vorlasten ermittelt werden (Schuh A und D) generieren niedrigere Peak-Momente als diejenigen Schuhtypen, für die geringere Vorlasten gemessen werden. Trotz des geringsten eingeleiteten Moments aller untersuchten Lastfälle, sind die Differenzen sowohl zwischen den Schuhen als auch zum Gruppen-Mittelwert für den Kennwert Vorlast aussagekräftig. Bei der maximalen Amplitude (Peak) fällt Schuh A mit dem deutlich kleinsten Wert auf, beim Kennwert L 200 produziert Schuh C das größte Moment. Die Unterschiede zwischen den Kennwerten der übrigen Schuhe sind im Verhältnis zu den Standardabweichungen dagegen klein und können nur bedingt in die Interpretation mit einfließen.

### Biomechanische Interpretation der Messwerte

In Tab. 6.5 ist die Bewertung des Gefährdungspotentials der vier getesteten Fußballschuhe für den Lastfall Nr. 4 aufgeführt. Die Schuhe A und B sind dabei insgesamt gleich bewertet. Schuh A generiert die mit Abstand höchsten Kräfte sowohl in anterior-posterior Richtung als auch in medial-lateraler Richtung. Der Schuh B erzeugt im Vergleich zu den jeweiligen Gruppen-Mittelwerten und den übrigen Schu-

Schuh	Gefährdungspotential aus den Messwerten					Gefährdungspotential durch Kniewinkel			hohe axiale Belastung
	F <sub>x</sub>	F <sub>y</sub>	M <sub>x</sub>	M <sub>z</sub>	Ges.	FE	VV	Rot.	
<b>A</b>	++	++	o	o	+	--	++	+	-
<b>B</b>	o	+	+	+	+	--	++	+	-
<b>C</b>	-	-	-	+	-	--	++	+	-
<b>D</b>	o	-	o	o	o	--	++	+	-

**Tab. 6.6:** Interpretation der Ergebnisse der Vergleichsmessungen für Lastfall Nr. 4 hinsichtlich des Gefährdungspotentials für das vordere Kreuzband bezogen auf den Gruppenmittelwert. Legende: ++ = sehr hoch, + = hoch, o = neutral, - = gering, -- = sehr gering. F<sub>x</sub> = Kraft in anterior-posterior-Richtung, F<sub>y</sub> = Kraft in medialer-lateraler Richtung, M<sub>x</sub> = Varus-Valgus-Moment, M<sub>z</sub> = Innenrotationsmoment und Ges. = das Gefährdungspotential des jeweiligen Fußballschuhs insgesamt. Die Abkürzungen der Gelenkwinkel sind in Abb. 3.9 erklärt.

hen erhöhte Werte für F<sub>y</sub> und die Momente M<sub>x</sub> und M<sub>z</sub>. Das Stollendesign von Schuh C wird insgesamt als das mit dem geringsten Verletzungspotential eingestuft obwohl für M<sub>z</sub> ein erhöhtes Verletzungspotential ermittelt wurde. Da dies jedoch hauptsächlich auf den Kennwert L 200 zurückzuführen ist und dieser Schuh bei den übrigen Komponenten zumeist deutlich weniger Kräfte bzw. Momente generiert als die anderen Schuhtypen, ist insgesamt von einem geringen Gefährdungspotential auszugehen. Für Schuh D wird unter den Bedingungen von Lastfall Nr. 4 ein geringfügig höheres Gefährdungspotential angenommen als für Schuh C, da er unter anderem bei den Komponenten F<sub>x</sub> und M<sub>x</sub> jeweils die höchsten Peak-Werte erzeugt.

Zum Zeitpunkt des maximalen Drehmoments um die Unterschenkel-Längsachse befindet sich das Kniegelenk in einer sehr starken Valgus-Stellung (42°) bei einer Flexion von etwa 70°. Zudem ist der Unterschenkel bezüglich des Oberschenkels ca. 4° nach innen rotiert. Unmittelbar vor dem gewählten Zeitpunkt erfolgt eine dynamische Valgus-Bewegung, während die zuvor starke Innenrotation abnimmt, d.h. der Unterschenkel wieder nach außen rotiert.

Wie bei den übrigen Lastfällen ist aufgrund der starken Beugung des Kniegelenks diesbezüglich nicht von einer Gefährdung des vorderen Kreuzbands auszugehen. Auch ist die im Vergleich zu den anderen Situationen geringe eingeleitete Kraft (entspricht ca. dem 1,15-fachen Körpergewicht des verletzten Spielers) kein Indikator für eine starke Gelenkbelastung. Einzig die extreme Valgus-Stellung des Kniegelenks in Verbindung mit der leichten Innenrotation stellt eine Gefahr für das

vordere Kreuzband dar [108; 187; 222; 230]. Dieser sogenannte Valgus-Kollaps wird in der Literatur als wichtiger Verletzungsmechanismus bei Kreuzbandverletzungen genannt [42; 108; 187].

Unter diesem Gesichtspunkt bekommen bei dem vorliegenden Lastfall Nr. 4 die Kennwerte von  $M_x$  sowie die der in medialer Richtung wirkenden Kraft  $F_y$  besondere Bedeutung für die Einschätzung des Gefährdungspotentials der getesteten Fußballschuhe. Da Schuh A allgemein die höchsten Kräfte erzeugt und Schuh B die größte Vorlast bezüglich  $M_x$  werden diese Schuhe als diejenigen mit dem höchsten Gefährdungspotential unter den gegebenen Bedingungen eingestuft, der Schuh C als derjenige mit dem Geringsten (siehe Tab. 6.6).

Da die Schuhe A und B bei den genannten Komponenten deutlich höhere Kräfte bzw. Momente generieren als die Schuhe C und D ist ein direkter Einfluss auf die Belastungen im Kniegelenk in diesem Fall wahrscheinlich und plausibel. Aufgrund der extremen Stellung des Kniegelenks bedeutet das jedoch nicht, dass die Verletzung mit dem Schuh C oder D nicht passiert wäre. Auf Basis der gemessenen Daten treten mit diesen beiden Fußballschuhen jedoch etwas geringere Belastungen auf, was die Verletzungsgefahr wahrscheinlich vermindert.

### 6.3 Fazit der experimentellen Vergleichsmessungen

Mit dem neu entwickelten Testgerät „TrakTester“ konnten vier Fußballschuhe mit unterschiedlichem Stollendesign unter vier verschiedenen Lastbedingungen untersucht werden, bei denen Verletzungen des vorderen Kreuzbands im Fußball aufgetreten waren. Die mit dem TrakTester oberhalb des Sprunggelenks gemessenen Kräfte bzw. (Dreh-)Momente und die daraus berechneten Kennwerte weisen für den Großteil der ausgewerteten Komponenten aussagekräftige Unterschiede auf. Die Einschätzung, welche Relevanz die ermittelten Werte in Bezug auf Verletzungen des vorderen Kreuzbands haben, ist die große Herausforderung bei der Interpretation der Messdaten unter biomechanischen Gesichtspunkten.

Bei der Untersuchung der Schuh-Boden-Interaktion von Fußballschuhen gibt es keine Standards mit denen die im Rahmen dieser Arbeit gemessenen Daten verglichen werden könnten [40]. In der wissenschaftlichen Literatur erfolgt bei der Auswertung experimenteller Untersuchungen zum Traktionsverhalten bislang zumeist die separate Betrachtung der Traktionskraft in Bewegungsrichtung und des Mo-

ments um die vertikale Achse (Unterschenkel-Längsachse) [103; 144; 166; 233; 245; 248; 256]. Einzig in der Untersuchung von Cawley et al. (2003) werden neben dem Drehmoment um die vertikale Achse auch das Valgus-Moment (Drehmoment um die horizontale Achse in Bewegungsrichtung) sowie beide horizontalen Kräfte in die Auswertung mit einbezogen, jedoch nicht zu einem gesamten Wert kombiniert [40].

Cawley et al. (2003) stellen im Fazit ihrer Studie die Vermutungen verschiedener Autoren in Frage, die Reibungs- bzw. Traktionskoeffizienten in „sicher“ und „unsicher“ unterteilen, da bislang kein Zusammenhang zwischen den erzeugten Kräften am Fuß und den auf das Kniegelenk wirkenden Belastungen nachgewiesen ist [40].

Die in der vorliegenden Arbeit vorgenommene Einschätzung des Gefährdungspotentials hat das Ziel, basierend auf den Erkenntnissen von Kadaver- und Laborstudien einen Anhaltspunkt dafür zu liefern, ob ein spezifisches Stollendesign bei einem bestimmten (untersuchten) Lastfall verhältnismäßig hohe Belastungen generiert, oder nicht. Da nicht jede Bewegung zwangsläufig zu einer Verletzung führt ist davon auszugehen, dass die Schuhe im Mittel nicht ursächlich für die Verletzung sind. Ergeben die Mess- bzw. die berechneten Kennwerte dagegen deutlich höhere Belastungen eines Stollendesigns im Vergleich zu den anderen Schuhen bzw. den Gruppen-Mittelwerten, wird dies in der vorliegenden Arbeit als Indikator für ein erhöhtes Verletzungspotential verwendet. Da Verletzungen des vorderen Kreuzbands durch eine Kombination mehrerer Faktoren zustande kommen [12; 89; 136], können vermutlich auch geringfügig erhöhte Belastungen aufgrund des Stollendesigns einen Einflussfaktor darstellen. Die Frage, ob die Kräfte und Momente die Belastung im Knie tatsächlich zu gleichen Teilen beeinflussen, bzw. welcher der Kennwerte für Kreuzbandverletzungen der Wichtigste ist, kann mit dem aktuellen Stand der Forschung nicht eindeutig geklärt werden. Die Verwendung detaillierter und validierter Computermodelle könnten möglicherweise in Zukunft weitergehende Erkenntnisse aus den gemessenen Daten ermöglichen. Die hier durchgeführte Bewertung der Gefährdungspotentiale stellt jedoch einen erheblichen Fortschritt bei der Untersuchung des Traktionsverhaltens im Hinblick auf Kreuzbandverletzungen dar.

Die in der vorliegenden Arbeit verwendeten Untersuchungsbedingungen unterscheiden sich sowohl hinsichtlich der eingeleiteten axialen Vorlasten und Drehmomente, als auch hinsichtlich der anatomischen Stellung des Unterschenkels zum Fuß während der Messungen vollständig von allen bisher bekannten Tests. Daher erbringen Vergleiche mit solchen Studien kaum neue Erkenntnisse und können höchstens

einige Anhaltspunkte und Tendenzen liefern.

Lambson et al. (1996) identifizieren in ihrer Untersuchung das sog. „edge“- Design (längere, ungleiche Stollen am Rand und mehrere kurze, runde Stollen in der Mitte der Sohle) als dasjenige, welches bei ihren Tests die höchste Rotationstraktion erzeugt und bringen es als Risikofaktor bei Kreuzbandrissen ins Spiel [144]. Shorten et al. (2003) ermitteln für ein „aggressives Stollendesign“, vergleichbar mit dem edge-Design, die höchsten Rotationsmomente auf Natur- und neuen Kunstrasenfeldern mit Einstreugranulat.

Diese Aussagen können hier nicht pauschal bestätigt oder widerlegt werden. Stattdessen zeigt sich bei den vorliegenden Ergebnissen, dass die gemessenen Kräfte nicht nur vom Stollendesign sondern auch stark vom untersuchten Lastfall und der genauen Belastung der Schuhsohle abhängen. Das Stollendesign von Schuh D, welches mit seinen vorwiegend am Rand der Schuhsohle platzierten länglichen Stollen (siehe Abb. 6.1) Ähnlichkeit zum oben genannten „edge-Design“ aufweist, wird für drei der vier Lastfälle insgesamt als das mit dem geringsten Verletzungspotential bewertet. Im Lastfall Nr. 3, bei dem im Gegensatz zu den übrigen Lastfällen eine gleichmäßige Belastung der Fußsohle eingestellt wurde, erzeugt dieser Schuh sowohl für jede Komponente als auch in Kombination, die höchsten Kräfte und Momente.

Bei den Lastfällen Nr. 1 und Nr. 4 wird auf Basis der Mess- und Kennwerte das Stollendesign von Schuh A als dasjenige mit dem höchsten Gefährdungspotential für das vordere Kreuzband bewertet, das von Schuh B jeweils als dasjenige mit dem Zweithöchsten. Schuh C, dessen Sohlendesign am äußeren Rand der Schuhsohle lange zylindrische Stollen (verbunden durch kleine Stege) und im Mittelfußbereich kurze längliche Stollen besitzt generiert beim Lastfall Nr. 2 durchweg hohe Belastungen und wird für diesen entsprechend als Schuh mit dem höchsten Gefährdungspotential eingestuft.

Bei der ausschließlichen Betrachtung des Drehmoments um die Unterschenkel-Längsachse (ähnlich wie bei den aus der Literatur bekannten Studien) würden sich die Ergebnisse bei den Lastfällen Nr. 1 und Nr. 4 verändern. Für den Lastfall Nr. 1 würde Schuh C noch vor Schuh A die höchste Belastung für das Knie darstellen. Bei LF 4 würde sich die Beurteilung hinsichtlich des Gefährdungspotentials noch stärker verändern. So wäre Schuh C, der insgesamt als derjenige mit dem geringsten Verletzungspotential eingestuft wurde, plötzlich derjenige mit dem höchsten Verletzungspotential. Schuh A, der gesamt als der „Gefährlichste“ eingestuft ist, würde als

„neutral“ und damit als erheblich sicherer betrachtet werden, als bei der Einbeziehung aller Kennwerte.

Für die Lastfälle Nr. 2 und Nr. 3 bringt die ausschließliche Betrachtung des Moments  $M_z$  dagegen keine Veränderung in der Einschätzung des Gefährdungspotentials und auch die Reihenfolge der Schuhe, die sich aus den Bewertungen ergibt, bleibt in beiden Fällen gleich. Daraus kann der Schluss gezogen werden, dass unter bestimmten Bedingungen nicht nur das Drehmoment um die Unterschenkel-Längsachse bei der Untersuchung des Traktionsverhaltens wichtig ist, sondern auch die übrigen Kräfte und Momente zu berücksichtigen sind. Durch die Nachbildung des menschlichen Sprunggelenks, die realitätsnahe Belastung der Schuhe und die Messung der Kräfte ist es mit dem TrakTester möglich, erheblich aussagekräftigere und vor allem relevantere Daten zu messen, als die mit bisherigen Testgeräten der Fall ist.

Bezüglich der in drei der vier Situationen sehr hohen Kraft die auf den Schuh wirkt kann festgestellt werden, dass die Ergebnisse vor allem dann eine hohe Aussagekraft besitzen, wenn auch ein hohes Drehmoment um die Unterschenkel-Längsachse eingeleitet wird. Bei Lastfall Nr. 3, bei dem nur ein geringes Drehmoment verwendet wird, sind die Differenzen zwischen den Schuhen für die Momente  $M_x$  und  $M_z$  gering. Für den Lastfall Nr. 4 dagegen, bei dem die Schuhe nur mit einer sehr geringen Kraft auf den Boden gedrückt werden, ergeben sich auch bei einem kleinen Drehmoment aussagekräftige Differenzen zwischen den Schuhen. Im Gegensatz zu Lastfall Nr. 3 sind die Schuhe daher nicht so stark im Boden verblockt. Daraus kann entsprechend verallgemeinert werden, dass die Unterschiede zwischen dem Stollendesign vor allem bei sehr hohen externen Kräften und Momenten oder bei einer geringen Verblockung des Schuhs mit dem Boden deutlich zutage treten.

Interessant ist weiterhin die Feststellung, wonach für Schuh D nur bei Lastfall Nr. 3 insgesamt das größte Verletzungspotential ermittelt wird, ansonsten jeweils das niedrigste. Eine mögliche Erklärung hierfür ist die bei diesem Lastfall eingestellte, gleichmäßig über die Fußfläche verteilte Belastung. Bei allen anderen Situationen wurde vor allem die mediale Seite des Fußes und damit der Schuhsohle belastet. Daraus lässt sich schließen, dass die Art der Belastung, d.h. die vorliegende plantare Druckverteilung, einen großen Einfluss auf die resultierenden Kräfte hat. Zur Verifizierung dieses Zusammenhangs wären systematische Untersuchungen mit unterschiedlichen plantaren Druckverteilungen sinnvoll und notwendig.

Ebenso wichtig wäre die detaillierte Analyse, ob der Aufbau des Schuhs, d.h. seine Gesamtsteifigkeit und die Passform, mit den gemessenen Kräften in Zusammenhang steht. Bei den Vergleichsmessungen fiel beispielsweise die starke Verformung von Schuh D auf die deutlich ausgeprägter war, als bei allen anderen getesteten Schuhen. Möglicherweise steht dies in einem direkten Zusammenhang mit den überwiegend geringen gemessenen Kräften bei diesem Schuhtyp.

Zusammenfassend ist festzustellen, dass mit dem TrakTester das Traktionsverhalten von Fußballschuhen unter realitätsnahen, physiologischen Belastungen untersucht werden kann. Unterschiede zwischen den einzelnen Schuhen sind in jedem der vier verwendeten Lastfälle messbar, die bis auf wenige Ausnahmen nur mit geringen Unsicherheiten behaftet sind. Diese gute Reproduzierbarkeit der Messwerte ist ein wesentlicher Vorteil der mechanischen Tests im Vergleich zu Probandenstudien [181; 241]. Die aus den gemessenen Daten berechneten Kennwerte sowie ihre Kombination zu Gefährdungspotentialen für jeden Schuh führen zu der Schlussfolgerung, dass das Stollendesign der Fußballschuhe die Belastungen im Knie und speziell im vorderen Kreuzband beeinflusst, allerdings erheblich von den exakten Randbedingungen abhängt.

# Kapitel 7

## Zusammenfassung und Ausblick

### 7.1 Zusammenfassung

Bei der Sportart Fußball benötigen die Spieler ein Maximum an Bodenhaftung (= Traktion), um schnelle Richtungsänderungen sowie kurze Start- und Stopp-Bewegungen ausführen zu können. Je mehr Traktion dem Spieler zur Verfügung steht desto größer ist seine Chance, sich einen Vorteil gegenüber dem Gegenspieler verschaffen zu können. Andererseits belasten die schnellen Bewegungen die Gelenke der Spieler derart, dass das vordere Kreuzband unter Umständen ohne jede Einwirkung eines Gegenspielers reißt. Da der Schuh die einzige Verbindung zwischen dem Spieler und dem Boden ist, können auch nur dort die Kräfte generiert werden, die schlussendlich zum Riss des Kreuzbands führen.

Ziel der Arbeit war daher die Beantwortung der Frage, ob es einen Zusammenhang zwischen dem Stollendesign aktueller Fußballschuhe und den auftretenden Kräften im Kniegelenk und somit der Gefahr von Kreuzbandrissen ohne Einwirkung eines Gegenspielers gibt oder nicht. Zur Beantwortung der Fragestellung wurde durch die Kombination verschiedener Methoden eine neue, aus drei Teilen bestehende Vorgehensweise entwickelt.

Da aus ethischen Gründen Probanden nicht in Situationen gebracht werden dürfen in denen eine akute Verletzungsgefahr besteht, sind mechanische Tests die einzige Möglichkeit diese Problemstellung zu untersuchen. Die Voraussetzung, um mit mechanischen Tests aussagekräftige und damit belastbare Daten zu erhalten ist, dass die Schuhe möglichst realistischen Belastungen ausgesetzt werden. Bisher bekannte Testgeräte sind jedoch nicht in der Lage, das Traktionsverhalten von Fußballschuhen

unter adäquaten Bedingungen zu untersuchen. Deshalb wurde in der vorliegenden Arbeit ein völlig neuartiges mechanisches Testgerät entwickelt, welches Fußballschuhe unter Belastungen untersuchen kann, in denen sich nachweislich Verletzungen des vorderen Kreuzbands ereigneten. Für dessen Entwicklung und die experimentelle Untersuchung verschiedener Stollendesigns war die Kenntnis der auftretenden Kinematik, speziell der exakten Position des Unterschenkels zum Fuß, sowie der Bodenreaktionskraft und des Drehmoments um die Tibia-Längsachse erforderlich.

Hierzu wurde zunächst mittels der Poser-Analyse [137], einer modellbasierten Rekonstruktionsmethode, aus TV-Bildern die Kinematik von vier Situationen im Fußball ermittelt, in denen sich eine Verletzung des vorderen Kreuzbands ohne Gegenwirkung ereignet hatte. Durch die nachträgliche Kalibrierung der Videos anhand im Bild sichtbarer Spielfeldmarkierungen konnten die Verletzungssituationen dreidimensional analysiert werden. Aufgrund der qualitativ hochwertigen Eingangsdaten und der guten Genauigkeit der Rekonstruktionen wurden aussagekräftige kinematische Daten ermittelt und eine verlässliche Abschätzung der Bodenreaktionskräfte vorgenommen.

Die einzige Möglichkeit um aus diesen Daten auf resultierend übertragene Kräfte und Drehmomente im Knie- und Sprunggelenk zu schließen war der Einsatz eines geeigneten Computermodells als Berechnungsmethode. In der vorliegenden Arbeit wurde das HANAVAN-Modell [98] verwendet und mit einem invers-dynamischen Ansatz die resultierenden Gelenkmomente im Knie- und Sprunggelenk während der analysierten Verletzungssituationen ermittelt. Die Berechnung der resultierenden Gelenkmomente erfolgte dabei mittels eines sogenannten Gelenkmoment-Reglers, der zu jedem Zeitschritt der Integration die Drehmomente ermittelte die notwendig waren, um den aktuellen Ist-Winkel des Modells an den vorgegebenen Soll-Winkel (aus der Poser-Analyse) anzupassen. Im Rahmen umfangreicher Simulationsrechnungen wurde sichergestellt, dass das verwendete HANAVAN-Modell mit dem Gelenkmoment-Regler verlässliche Ergebnisse produziert und die Ergebnisse hinsichtlich ihrer Aussagekraft bewertet werden können. Durch die Kombination der kinematischen Daten aus der Poser-Analyse mit dem HANAVAN-Menschmodell im MKS-Programm Simpack konnten erstmals die resultierenden Gelenkmomente während Situationen berechnet werden, die erwiesenermaßen einen Riss des vorderen Kreuzbands zur Folge hatten.

Auf Grundlage der kinematischen Daten aus der Poser-Analyse und den mittels

Computersimulation berechneten Belastungsgrößen erfolgte anschließend die Entwicklung der neuen mechanischen Testeinrichtung, des „TrakTesters“.

Der TrakTester ist ein vollständig pneumatisch betriebenes Testgerät, dessen äußeres Grundgerüst zwei innere, gegeneinander kippbare Rahmen, einen künstlichen Unterschenkel und Fuß sowie die Komponenten zur Belastung des Schuhs trägt. Durch die Verwendung einer auf der menschlichen Anatomie basierenden mechanischen Nachbildung des Fußes und des Sprunggelenks können realistische Stellungen zwischen dem Unterschenkel und dem Fuß eingestellt und die Fußballschuhe in dieser Position belastet und gegenüber dem Boden gedreht werden. Darüber hinaus ist durch die Möglichkeit der individuellen Anpassung der an der Fußsohle wirkenden plantaren Druckverteilung die realitätsnahe Belastung der Fußballschuhe gegeben. Die mit einer 6-Komponenten-Kraftmesszelle oberhalb des künstlichen Sprunggelenks gemessenen Kräfte und (Dreh-)Momente lassen direkte Rückschlüsse auf die im Kniegelenk auftretenden Belastungen zu, da die am unteren (distalen) Ende des Unterschenkels wirkenden Kräfte und Momente auf das obere (proximale) Ende übertragen werden und somit auf das Kniegelenk wirken. Damit ist die Untersuchung des Traktionsverhaltens von Fußballschuhen unter realitätsnahen Bedingungen möglich. Der TrakTester erfüllt somit alle wesentlichen Kriterien um aussagekräftige Daten erheben und die Ergebnisse auf den Menschen übertragen zu können.

Die im Rahmen mehrerer Vorstudien erfolgte Überprüfung der Sensitivität des TrakTesters und dessen Wiederholgenauigkeit bei Messungen zeigte, dass reproduzierbare und aussagekräftige Ergebnisse generiert und Unterschiede im Traktionsverhalten zwischen einzelnen Schuhen gemessen werden konnten.

Mittels des neuen Testgeräts erfolgte die Durchführung von Vergleichsmessungen mit vier weit verbreiteten Fußballschuhen aber unterschiedlichem Stollendesign bei vier verschiedenen Lastfällen. Für jede analysierte Verletzungssituation wurde aus den Ergebnissen der Computersimulation der Zeitpunkt ermittelt, zu dem das maximale Drehmoment um die Unterschenkel-Längsachse bezüglich des Fußes auftrat. Die Winkelstellung zwischen Unterschenkel und Fuß sowie die wirkende Bodenreaktionskraft wurden für den entsprechenden Zeitpunkt aus den Daten der Poser-Analyse extrahiert und jeweils als Randbedingungen für die Messungen verwendet. Die Einstellung der plantaren Druckverteilung für die realistische Belastung der Schuhe geschah anhand von Literaturdaten vergleichbarer Bewegungen.

Die Ergebnisse der Vergleichsmessungen mit dem TrakTester zeigen messbare

und aussagekräftige Unterschiede zwischen den einzelnen Schuhen in jedem der vier verwendeten Lastfälle. Die aus den gemessenen Daten berechneten Kennwerte und ihre Zusammenfassung zu Gefährdungspotentialen für jeden Schuh führen zu der Schlussfolgerung, dass das Stollendesign der Fußballschuhe die Belastungen im Knie und speziell im vorderen Kreuzband beeinflusst, allerdings erheblich von den exakten Randbedingungen abhängt. So wird Schuh D in drei von vier Lastfällen als derjenige Schuh mit dem geringsten Gefährdungspotential eingestuft, im Vierten jedoch als derjenige mit dem Höchsten. Weiterhin lässt sich aus den Daten der Vergleichsmessungen schließen, dass die alleinige Auswertung des Drehmoments um die Unterschenkel-Längsachse (wie in der Literatur bisher üblich) oftmals keine verlässlichen Rückschlüsse über den möglichen Einfluss des Stollendesigns auf die Kräfte im Kniegelenk zulässt. Der TrakTester stellt somit eine erhebliche und wichtige Verbesserung gegenüber bisher bekannten Testgeräten dar, wenn der Fokus der Untersuchung auf dem Zusammenhang zwischen dem Traktionsverhalten der Fußballschuhe und möglichen Knieverletzungen liegt.

Neben den Daten, die unmittelbar für die Entwicklung des TrakTester und die Durchführung der Vergleichsmessungen notwendig waren, liefern die Ergebnisse der Poser-Analyse und der Computersimulation zahlreiche Erkenntnisse über die Mechanismen von Verletzungen des vorderen Kreuzbands im Fußball.

Aus den Ergebnissen der Poser-Analyse kann zusammenfassend festgestellt werden, dass sich Verletzungen des vorderen Kreuzbands ohne Gegnereinwirkung im Fußball während komplexer mehrdimensionaler Gelenkbewegungen und damit -belastungen ereignen. Die Einflussfaktoren der Sagittalebene scheinen dabei eine wichtige Rolle zu spielen, vor allem bei sehr schnellen, dynamischen Bewegungen. Bei Cutting-Bewegungen ist zusätzlich die Wirkung einer Valgus-Last, teilweise gekoppelt mit einer Innenrotation der Tibia, wahrscheinlich.

Die mittels Computersimulation berechneten Daten ergänzen die Erkenntnisse aus der Poser-Analyse um quantitative Angaben der Gelenkmomente. Demnach treten bei allen untersuchten Situationen während der ersten 50 ms bis 60 ms nach dem Bodenkontakt sehr hohe (Dreh-)Momente um alle Achsen des Kniegelenks auf. Bei drei der vier Verletzungen wirkt in diesem Zeitraum im Kniegelenk jeweils das maximale Extensionsmoment kombiniert mit sehr hohen Valgus- und Innenrotationsmomenten. Nur bei einem Fall tritt das Extensionsmoment gekoppelt mit einem Varus-

und einem Außenrotationsmoment kurz nach dem ersten Bodenkontakt auf.

Unter Berücksichtigung aller vorhandener Daten ist dennoch davon auszugehen, dass sich zwei der vier Verletzungen erst zu einem späteren Zeitpunkt während des Bodenkontakts ereigneten. Die Kombination mehrerer verschiedener Methoden ist daher für die detaillierte Analyse und das Verständnis von komplexen Verletzungssituationen sinnvoll und notwendig.

## 7.2 Ausblick

Die vorliegende Arbeit kombiniert in der beschriebenen Art und Weise erstmals biomechanische Analyseverfahren, Computersimulation und die experimentelle Untersuchung des Traktionsverhaltens von Fußballschuhen. Es konnte nachgewiesen werden, dass die entwickelte Vorgehensweise zielführend ist und aussagekräftige Ergebnisse liefert. Es steht somit ein funktionierendes Werkzeug zur Verfügung, um sowohl Verletzungsmechanismen als auch die Schuh-Boden-Interaktion im Detail zu untersuchen. Mögliche Anwendungsfälle sind alle Sportarten, in denen Verletzungen aufgrund sehr hoher Kräfte zwischen Schuh und Boden auftreten, z.B. American Football, Hockey, Hallenhandball oder Basketball.

Das Testgerät „TrakTester“ kann dabei als Werkzeug für die Entwicklung neuer Materialien oder Sportschuhe eingesetzt werden, sei es zur Untersuchung neu entwickelter Kunstrasenspielfelder im Fußball oder der Untersuchung neuartiger Sportschuhe für die verschiedensten Sportarten und realitätsnahen Belastungen.

Auf den Anwendungsfall Fußball bezogen bieten sich zukünftig eine Reihe grundlegender Untersuchungen zur Schuh-Boden-Interaktion an mit dem Ziel, systematisch den Einfluss einzelner Parameter auf das Traktionsverhalten zu untersuchen. Beispiele hierfür sind der Vergleich von speziell angefertigten Schuhen, die entweder einen identischen Schuhaufbau und verschiedene Stollendesigns, oder identische Stollendesigns bei unterschiedlichem Schuhaufbau haben. Darüber hinaus würden systematische Messungen zur Untersuchung des Einflusses der Winkelstellung zwischen Unterschenkel und Fuß oder der plantaren Druckverteilung auf die erzeugten Kräfte wichtige Erkenntnisse für das weiterführende Verständnis der Schuh-Boden-Interaktion liefern.

Bei der zusätzlichen Erfassung der tatsächlichen Bodenreaktionskraft während

der Traktionsmessungen durch eine hochauflösende Kraftmessplatte bestünde die Möglichkeit, den gemessenen internen Kräften und Momenten die auftretenden Reibungs- bzw. Traktionskoeffizienten gegenüber zu stellen. Eine solche Untersuchung würde die Lücke zwischen den Ergebnissen der bisher bekannten Testgeräte und denen des TrakTesters schließen und einen erheblichen Erkenntnisgewinn bedeuten der die Entwicklung neuer Stollendesigns maßgeblich beeinflussen könnte.

Um detailliertere Erkenntnisse bezüglich der Verletzungsmechanismen zu erhalten, sollten die Daten aus der Poser-Analyse mit einem komplexeren Computermodell simuliert werden. Damit wären genauere Informationen über die auftretenden Gelenkbelastungen ermittelbar, als dies mit dem hier verwendeten HANAVAN-Modell möglich ist.

Zudem besteht in Zukunft die Möglichkeit, auf Basis der Messwerte des TrakTesters die Schuh-Boden-Interaktion mathematisch zu beschreiben. Dies würde die Möglichkeit eröffnen, auch eine (vorwärts-)dynamische Simulation von realen Verletzungssituationen durchführen und so die auftretenden Muskelkräfte und Gelenkbelastungen direkt zu berechnen.

Ein weiterer logischer Schritt wäre zudem, die mit dem TrakTester gemessenen Daten in ein exaktes und validiertes Computermodell des menschlichen Beines, beispielsweise von Lehner (2007) [147] einzugeben. So könnten direkt die Belastungen in den einzelnen anatomischen Strukturen des Kniegelenks in Abhängigkeit vom Stollendesign bzw. vom Traktionsverhalten berechnet werden. Mit diesem Ansatz bestünde dann die Möglichkeit, konkrete Aussagen über das Gefährdungspotential bestimmter Fußballschuhe im Hinblick auf Knie- bzw. Kreuzbandverletzungen zu treffen. Durch die gezielte Variation verschiedener Parameter könnten den Herstellern von Sportschuhen detaillierte Informationen geliefert werden, die ihnen bei der Lösung ihres Zielkonflikts zwischen maximaler Traktion für den Spieler auf der einen und Schutz vor Verletzungen auf der anderen Seite behilflich sind.

# Literaturverzeichnis

- [1] Agel, J., Arendt, E.A. und Bershadsky, B.: *Anterior Cruciate Ligament Injury in National Collegiate Athletic Association Basketball and Soccer. A 13-year Review*. The American Journal of Sports Medicine, 33(4):524–531, 2005.
- [2] Alentorn-Geli, E., Myer, G.D., Silvers, H.J., Samitier, G., Romero, D., Lázaro-Haro, C. und Cugat, R.: *Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players: Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, online first, 2009.
- [3] Amis, A.A. und Dawkins, G.P.S.: *Functional Anatomy of the ACL. - Fibre bundle actions related to Ligament replacements and injuries*. The Journal of Bone and Joint Surgery, 73:260–267, 1991.
- [4] Andersen, T.E., Floerenes, T.W., Arnason, A. und Bahr, R.: *Video Analysis of the Mechanisms for Ankle Injuries in Football*. The American Journal of Sports Medicine, 32(1), Supplement:69S–79S, 2004.
- [5] Andersen, T.E., Tenga, A., Engebretsen, L. und Bahr, R.: *Video analysis of injuries and incidents in Norwegian professional football*. British Journal of Sports Medicine, 38:626–631, 2004.
- [6] Andréasson, G., Lindenberger, U., Renström, P. und Peterson, L.: *Torque developed at simulated sliding between sport shoes and an artificial turf*. The American Journal of Sports Medicine, 14(3):225–230, 1986.
- [7] Arendt, E. und Dick, R.: *Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer. NCAA data and review of literature*. The American Journal of Sports Medicine, 23(6):694–701, 1995.
- [8] Arms, S.W., Pope, M.H., Johnson, R.J., Fischer, R.A., Arvidsson, I. und Eriksson, E.: *The biomechanics of ACL rehabilitation and reconstruction*. The American Journal of Sports Medicine, 12(1):8–18, 1984.
- [9] Arnason, A., Gudmundsson, A., Dahl, H.A. und Jóhannsson, E.: *Soccer injuries in Iceland*. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 6:40–45, 1996.
- [10] Arnason, A., Sigurdsson, S.B., Gudmundsson, A., Holme, I., Engebretsen, L. und Bahr, R.: *Risk factors for Injuries in Football*. The American Journal of Sports Medicine, 32(1), Supplement:5S–16S, 2004.
- [11] Arnold, E.M., Ward, S.R., Lieber, R.L. und Delp, S.L.: *A Model of the Lower Limb for Analysis of Human Movement*. Annals of Biomedical Engineering, 2009.
- [12] Bahr, R. und Krosshaug, T.: *Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport*. British Journal of Sports Medicine, 39:324–329, 2005.
- [13] Bally, A., Boreiko, M., Bonjour, F. und Brown, C.A.: *Modelling Forces on the Anterior Cruciate Knee Ligament during backward Falls while Skiing*. In: Binet, M. H., Mote, C.D. Jr und Johnson, R.J. (Herausgeber): *Skiing Trauma and Safety: 7th International Symposium, ASTM STP 1022*, Seiten 267–276. American Society for Testing and Materials, Philadelphia, USA, 1989.

- [14] Barone, M., Senner, V. und Schaff, P.: *ACL Injury Mechanism in Alpine Skiing: Analysis of an Accidental ACL Rupture*. In: Johnson, R.J. (Herausgeber): *Skiing Trauma and Safety*, Band 12, ASTM STP 1345, Seiten 63–81. American Society for Testing and Materials, West Conshohocken, PA 12, 1999.
- [15] Barry, E.B., Kummer, R. und Milburn, P.D.: *The design of a traction-measuring device for footwear*. In: Haake, S.J. und Subic, A.J. (Herausgeber): *The Engineering of Sport - Research Development and Innovation*, Seiten 103–111. International Sports Engineering Association, Blackwell Publishing, Oxford, UK, 2000.
- [16] Barry, E.B. und Milburn, P.D.: *A Footwear traction measuring device*. Fourth Symposium of the Technical Group on Footwear Biomechanics, 5. - 7. August, Canmore, Canada, 1999.
- [17] Barry, E.B. und Milburn, P.D.: *A Mechanism explaining Traction of footwear on Natural Surfaces*. Fourth Symposium of the Technical Group on Footwear Biomechanics, 5. - 7. August, Canmore, Canada, 1999.
- [18] Barry, E.B. und Milburn, P.D.: *Translational and Rotational Traction and Stiffness*. 6th Symposium on Footwear Biomechanics, Queenstown, Neuseeland, 2003.
- [19] Beer, J. J., Hennecke, T. und Lustig, J.: *Dortmunds Kniefall und die Folgen*. *Kicker Sportmagazin*, 46. Woche, Nr. 93 vom 17. November, 2005.
- [20] Berns, G.S., Hull, M.L. und Patterson, H.A.: *Strain in the Anteromedial Bundle of the Anterior Cruciate Ligament Under Combination Loading*. *Journal of Orthopaedic Research*, 10:167–176, 1992.
- [21] Besier, T.F., Lloyd, D.G., Cochrane, J.L. und Ackland, T.R.: *External loading of the knee joint during running and cutting maneuvers*. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(7):1168–1175, 2001.
- [22] Beynnon, B.D. und Fleming, B.C.: *Anterior cruciate ligament strain in-vivo: A review of previous work*. *Journal of Biomechanics*, 31:519–525, 1998.
- [23] Beynnon, B.D., Fleming, B.C., Johnson, R.J., Nichols, C.E., Renström, P.A. und Pope, M.H.: *Anterior Cruciate Ligament Strain Behavior During Rehabilitation Exercises In Vivo*. *The American Journal of Sports Medicine*, 23(1):24–34, 1995.
- [24] Beynnon, B.D., Howe, J.G., Pope, M.H., Johnson, R.J. und Fleming, B.C.: *The measurement of anterior cruciate ligament strain in vivo*. *International Orthopaedics*, 16(1):1–12, 1992.
- [25] Beynnon, B.D., Johnson, R.J., Fleming, B.C., Peura, G.D., Renström, P.A., Nichols, C.E. und Pope, M.H.: *The Effect of Functional Knee Bracing on the Anterior Cruciate Ligament in the Weightbearing and Non-weightbearing Knee*. *The American Journal of Sports Medicine*, 25(3):353–359, 1997.
- [26] Böhm, H., Grund, T., Wallrapp, O. und Senner, V.: *Berechnung der Gelenkbelastungen im Athleten am Beispiel eines Ruderergometers*. In: Gros, H., Edelmann-Nusser, J., Witte, K., Mortiz, E.F. und Roemer, K. (Herausgeber): *Sporttechnologie zwischen Theorie und Praxis III - Beiträge zum 4. Workshop Sporttechnologie zwischen Theorie und Praxis vom 3.-4. Juni in Stuttgart*, Seiten 129–133. Shaker Verlag, Aachen, 2004.
- [27] Böhm, H., Krämer, C. und Senner, V.: *Optimization of the handbike's drive concept - Mathematical approach*. In: Moritz, F. E. und Haake, S. (Herausgeber): *The Engineering of Sport VI, Band 2*, Seiten 121–126. Axel Springer Verlag, 2006.
- [28] Bjordal, J.M., Arnly, F., Hannestad, B. und Strand, T.: *Epidemiology of anterior cruciate ligament injuries in soccer*. *The American Journal of Sports Medicine*, 25(3):341–345, 1997.
- [29] Boden, B.P., Dean, G.S., Feagin, Jr, J.A. und Garrett, Jr, W.E.: *Mechanisms of Anterior Cruciate Ligament Injury*. *Orthopedics*, 23(6):573–578, 2000.

- [30] Boden, B.P., Griffin, L.Y. und Garrett, W.E.: *Etiology and Prevention of Noncontact ACL Injury*. The Physician and Sportsmedicine, 28(4):53–60, 2000.
- [31] Boden, B.P., Torg, J.S., Knowles, S.B. und Hewett, T.E.: *Video Analysis of Anterior Cruciate Ligament Injury*. The American Journal of Sports Medicine, 37(2):252–259, 2009.
- [32] Bonstingl, R.W., Morehouse, C.A. und Niebel, B.W.: *Torques developed by different types of shoes on various playing surfaces*. Medicine and Science in Sports, 7(2):127–131, 1975.
- [33] Bowers, K.D. und Martin, R.B.: *Cleat-surface friction on new and old AstroTurf*. Medicine and Science in Sports, 7(2):132–135, 1975.
- [34] Bradley, J.P., Klimkiewicz, J.J., Rytel, M.J. und Powell, J.W.: *Anterior Cruciate Ligament Injuries in the National Football League: Epidemiology and Current Treatment Trends Among Team Physicians*. The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 18(5):502–509, 2002.
- [35] Bresler, E. und Frankel, J.P.: *The Forces and Moments in the Leg During Level Walking*. Journal of Applied Mechanics, 72:27–36, 1950.
- [36] Butler, D.L., Noyes, F.R. und Grood, E.S.: *Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study*. The Journal of Bone & Joint Surgery, 62(2):259–270, 1980.
- [37] Cameron, B.M. und Davis, O.: *The swivel football shoe: a controlled study*. The American Journal of Sports Medicine, 1(2):16–27, 1973.
- [38] Cavanagh, P.R. und Lafortune, M.A.: *Ground reaction forces in distance running*. Journal of Biomechanics, 13:397–406, 1980.
- [39] Cavanagh, P.R., Valiant, G.A. und Misevich, K.W.: *Biological Aspects of Modeling Shoe/Foot Interaction during Running*. In: Frederick, E.C. (Herausgeber): *Sport Shoes and Playing Surfaces - Biomechanical Properties*, Seiten 24–44. Human Kinetics Publishers, Inc., Champaign, Illinois, USA, 1984.
- [40] Cawley, P.W., Heidt, R.S. Jr., Scranton, P.E. Jr., Losse, G.M. und Howard, M.E.: *Physiologic axial load, frictional resistance, and the football shoe-surface interface*. Foot&Ankle International, 24(7):551–556, 2003.
- [41] Cerulli, G., Benoit, D.L., Lamontagne, M., Caraffa, A. und Liti, A.: *In vivo anterior cruciate ligament strain behaviour during a rapid deceleration movement: case report*. Knee Surgery Sports Traumatology and Arthroscopy, 11:307–311, 2003.
- [42] Chaudhari, A.M. und Andriacchi, T.P.: *The mechanical consequences of dynamic frontal plane limb alignment for non-contact ACL injury*. Journal of Biomechanics, 39:330–338, 2006.
- [43] Chomiak, J., Junge, A., Peterson, L. und Dvorak, J.: *Severe Injuries in Football Players. Influencing Factors*. The American Journal of Sports Medicine, 28(5), Supplement:S58–S68, 2000.
- [44] Clarke, J.D., Carré, M.J. und Kirk, R.F.: *A Comparison of Test Methodologies to Enable the Improved Understanding of Soccer Boot Traction*. In: Estivalet, M. und Brisson, P. (Herausgeber): *The Engineering of Sport 7*, Band 1, Seiten 607–611. Springer, Paris, 2008.
- [45] Craig, J.J.: *Introduction to Robotics, Mechanics and Control*. Pearson Prentice Hall, Upper Saddle River, NJ, USA, 3rd Auflage, 2005.
- [46] Cugat, R.: *More effective prevention programs are needed to curb increase in ACL injury*. Orthopaedics Today International, Zugriff am 09.Februar 2009 unter: <http://www.orthosupersite.com/print.asp?rID=20145>, 2007.

- [47] Delfico, A.J. und Garrett, W.E. Jr.: *Mechanisms of injury of the anterior cruciate ligament in soccer players*. Clinics in Sports Medicine, 17(4):779–785, 1998.
- [48] DeMorat, G., Weinhold, P., Blackburn, T., Chudik, S. und Garrett, W.: *Aggressive Quadriceps Loading Can Induce Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury*. The American Journal of Sports Medicine, 32(2):477–483, 2004.
- [49] Denoth, J.: *Ein Mechanisches Modell zur Beschreibung von passiven Belastungen*. In: Nigg, B.M. und Denoth, J. (Herausgeber): *Sportplatzbeläge*, Seiten 45–53. 1980.
- [50] Deutscher Olympischer Sportbund: *Bestandserhebung 2007*. Zugriff am 18.01.2009 unter: <http://www.dosb.de/de/service/statistiken/>, 2007.
- [51] Dixon, S.J., Batt, M.E. und Collop, A.C.: *Artificial Playing Surfaces Research: A Review of Medical, Engineering and Biomechanical Aspects*. International Journal of Sports Medicine, 20:209–218, 1999.
- [52] Driesen, L.: *Neukonstruktion eines künstlichen Sprunggelenks für Sportschuhtests*. Semesterarbeit Technische Universität München, Lehrstuhl für Ergonomie, Fakultät für Maschinenwesen, 2009.
- [53] Durá, J.V.: *The influence of friction on sports surface in turning movements*. International Association for Sports Surface Science (ISSS) Conference, Mallorca, 1999. Zugriff am 06.01.2009 unter <http://www.iss.de/conferences/Mallorca1999/forum5.html>.
- [54] Durselen, L., Claes, L. und Kiefer, H.: *The influence of muscle forces and external loads on cruciate ligament strain*. The American Journal of Sports Medicine, 23(1):129–136, 1995.
- [55] Dvorak, J. und Junge, A.: *Football Injuries and Physical Symptoms - A Review of Literature*. The American Journal of Sports Medicine, 28(5), Supplement:S3–S9, 2000.
- [56] Dvorak, J., Junge, A., Chomiak, J., Graf-Baumann, T., Peterson, L., Rösch, D. und Hodgson, R.: *Risk Factor Analysis for Injuries in Football Players: Possibilities For a Prevention Program*. The American Journal of Sports Medicine, 28(5), Supplement:S69–S74, 2000.
- [57] Dvorak, J., Junge, A., Grimm, K. und Kirkendall, D.: *Medical report from the 2006 FIFA World Cup Germany*. British Journal of Sports Medicine, 41:578–581, 2007.
- [58] Ebert, C., Knauer, C. und Senner, V.: *Objectivating Safety Aspects of Ski and Snowboard Boots by a New Trisprung and Optimized Prosthesis*. In: *Proceedings of the 16th International Symposium on Ski Trauma and Skiing Safety*, Seite 31. 2005.
- [59] Ebstrup, J.E. und Bojsen-Möller, F.: *Anterior cruciate ligament injury in indoor ball games*. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 10:114–116, 2000.
- [60] Eigner, S.: *Wissenschaftliche Befragung zum Einfluss des Stollendesign des Fußballschuhs auf Knieverletzungen im Frauenfußball*. Eigner, S. (2004). . Diplomarbeit, Technische Universität München, Fakultät für Sportwissenschaft, 2004.
- [61] Eils, E., Streyl, M., Linnenbecker, S., Thorwesten, L., Völker, K. und Rosenbaum, D.: *Plantar pressure measurements in a soccer shoe: characterisation of soccer specific movements and effects after six weeks of aging*. In: Henning, E. und Stacoff, A. (Herausgeber): *Proceedings of the 5th Symposium on footwear Biomechanics*, Seite 32, Zürich, Switzerland, 2001.
- [62] Eils, E., Streyl, M., Linnenbecker, S., Thorwesten, L., Völker, K. und Rosenbaum, D.: *Characteristic Plantar Pressure Distribution Patterns During Soccer-Specific Movements*. The American Journal of Sports Medicine, 32(1):140–145, 2004.

- [63] Ekstrand, J. und Gillquist, J.: *The Avoidability of Soccer Injuries*. International Journal of Sports Medicine, 4(2):124–128, 1983.
- [64] Ekstrand, J. und Gillquist, J.: *Soccer injuries and their mechanisms: a prospective study*. Medicine and Science in Sports and Exercise, 15(3):267–270, 1983.
- [65] Ekstrand, J. und Nigg, B.M.: *Surface-related injuries in soccer*. Sports Medicine, 8(1):56–62, 1989.
- [66] Ekstrand, J., Timpka, T. und Hägglund, M.: *Risk of injury in elite football played on artificial turf versus natural grass: a prospective two-cohort study*. British Journal of Sports Medicine, 40:975–980, 2006.
- [67] Engström, B., Johansson, C. und Tornkvist, H.: *Soccer injuries among elite female players*. The American Journal of Sports Medicine, 19(4):372–375, 1991.
- [68] Engström, B., M., Forssblad, Johansson, C. und Törnkvist, H.: *Does a major knee injury definitely sideline an elite soccer player?* The American Journal of Sports Medicine, 18(1):101–105, 1990.
- [69] Faude, O., Junge, A., Kindermann, W. und Dvorak, J.: *Injuries in Female Soccer Players*. The American Journal of Sports Medicine, 33(11):1694–1700, 2005.
- [70] Faude, O., Junge, A., Kindermann, W. und Dvorak, J.: *Risk factors for injuries in elite female soccer players*. British Journal of Sports Medicine, 40:785–790, 2006.
- [71] Faunø, P. und Jakobsen, B.W.: *Mechanism of Anterior Cruciate Ligament Injuries in Soccer*. International Journal of Sports Medicine, 27:75–79, 2006.
- [72] Feagin, J.A. Jr. und Lambert, K.L.: *Mechanism of Injury and Pathology of Anterior Cruciate Ligament Injuries*. Orthopedic Clinics of North America, 16(1):41–45, 1985.
- [73] Festo AG & Co. KG: *Produktkatalog*. Zugriff am 03.01.2010 unter: [http://www.festo.com/pnf/de\\_de/products/catalog?action=family&key=N\\_010000](http://www.festo.com/pnf/de_de/products/catalog?action=family&key=N_010000), 2010.
- [74] Fick, R.: *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke unter Berücksichtigung der bewegenden Muskeln; Teil 3: spezielle Gelenk- und Muskelmechanik*. Fischer, Jena, 1911.
- [75] FIFA: *FIFA big count 2006: 270 million people active in football*, 2006. Zugriff am 14.01.2009 unter [http://de.fifa.com/mm/document/fifafacts/bcoffsurv/bigcount.statspackage\\_7024.pdf](http://de.fifa.com/mm/document/fifafacts/bcoffsurv/bigcount.statspackage_7024.pdf).
- [76] Finsterbush, A., Frankl, U., Matan, Y. und Mann, G.: *Secondary damage to the knee after isolated injury of the anterior cruciate ligament*. The American Journal of Sports Medicine, 18(5):475–479, 1990.
- [77] Fleming, B.C., Renstorm, P.A., Beynnon, B.D., Engstrom, B., Peura, G.D., Badger, G.J. und Johnson, R.J.: *The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain*. Journal of Biomechanics, 34:163–170, 2001.
- [78] Fong, D.T. P., Hong, Y., Shima, Y., Krosshaug, T., Yung, P.S. H. und Chan, K. M.: *Biomechanics of Supination Ankle Sprain: A Case Report of an Accidental Injury Event in the Laboratory*. The American Journal of Sports Medicine, 37(4):822–827, 2009.
- [79] Ford, K.R., Manson, N.A., Evans, B.J., Gregory, D.M., Gwin, R.C., Hedit, R.S. Jr und Hewett, T.E.: *Comparison of in-shoe foot loading patterns on natural grass and synthetic turf*. Journal of Science and Medicine in Sport, 9:433–440, 2006.
- [80] Fung, D.T. und Zhang, L. Q.: *Modeling of ACL impingement against the intercondylar notch*. Clinical Biomechanics, 18:933–941, 2003.

- [81] Gerritsen, K.G.M., Nachbauer, W. und Bogert, A.J. van den: *Computer simulation of Landing Movement in downhill skiing: ACL injuries*. Journal of Biomechanics, 29(7):845–854, 1996.
- [82] Gillquist, J. und Messner, K.: *Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and the Long Term Incidence of Gonarthrosis*. Sports Medicine, 27(3):143–156, 1999.
- [83] Giza, E. und Micheli, L.J.: *Soccer Injuries*. In: Maffulli, N. und Caine, D.J. (Herausgeber): *Epidemiology of Pediatric Sports Injuries: Team Sports*, Band 49, Seiten 140–169. Med Sport Sci. Basel, Karger, 2005.
- [84] Glitsch, U.: *Computersimulation in der Biomechanik*. Habilitationsschrift an der Deutschen Sporthochschule Köln, 2001.
- [85] Glitsch, U. und Baumann, W.: *The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity*. Journal of Biomechanics, 30(11/12):1123–1131, 1997.
- [86] Gläser, H. und Henke, T.: *Sportunfälle - Häufigkeit, Kosten, Prävention*. ARAG-Sportversicherung, Düsseldorf, 2000.
- [87] Gottlob, C.A., Baker, C.L., Pellisier, J.M. und Colvin, L.: *Cost Effectiveness of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Young Adults*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 367:272–282, 1999.
- [88] Gray, H.: *Anatomy of the human body*. Lea & Febriger, Philadelphia, 1918.
- [89] Griffin, L.Y., Albohm, M.J., Arendt, E.A., Bahr, R., Beynnon, B.D., DeMaio, M., Dick, R.W., Engebretsen, L., Garrett, W.E. Jr., Hannafin, J.A., Hewett, T.E., Huston, L.J., Ireland, M.L., Johnson, R.J., Lephart, S., Mandelbaum, B.R., Mann, B.J., Marks, P.H., Marshall, S.W., Myklebust, G., Noyes, F.R., Powers, C., Shields, C. Jr., Shultz, S.J., Silvers, H., Slauterbeck, J., Taylor, D.C., Teitz, C.C., Wojtys, E.M. und Yu, B.: *Understanding and Preventin Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries*. The American Journal of Sports Medicine, 39(9):1512–1532, 2006.
- [90] Grood, E.S. und Suntay, W.J.: *A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application to the Knee*. Journal of Biomechanical Engineering, 105:136–144, 1983.
- [91] Gruber, K., Denoth, J., Ruder, H. und Stüssi, E.: *Zur Mechanik der Gelenkbelastung - Grundlagen für die theoretische Modellierung*. Z. Orthop., 128:260–267, 1990.
- [92] Gruber, K., Ruder, H., Denoth, J. und Schneider, K.: *A comparative study of impact dynamics: wobbling mass model versus rigid body models*. Journal of Biomechanics, 31:439–444, 1998.
- [93] Grund, T.: *Entwicklung eines 3D-Menschmodells in SIMPACK zur Bestimmung von Gelenkmomenten am Beispiel des Ruderns*. Diplomarbeit Fachhochschule München Fachbereich 06 Feinwerk- und Mikrotechnik, 2004.
- [94] Grund, T., Krämer, C., Böhm, H. und Wallrapp, O.: *Handbike vs. Rowing: Comparison Of The Stress In Elbow And Shoulder Using Multi-Body Simulation*. Proceedings DGfB Jahrestagung / Biomechanica 2005, Hamburg, 2005.
- [95] Grund, T., Reihl, I., Krosshaug, T. und Senner, V.: *ACL injury mechanisms: A side glance at football*. Proceedings 17th Symposium of the International Society for Skiing Safety, 13. bis 19. Mai 2007, Avimore, Schottland, 2007.
- [96] Grund, T., Senner, V. und Gruber, K.: *Development of a test device for testing soccer boots under game-relevant high-risk loading conditions*. Sports Engineering, 10(1):55–63, 2007.

- [97] Haake, S.J., Carré, M.J., Kirk, R.F. und Senior, T.: *Traction of studded boots on turf*. In: Hubbard, M., Mehta, R.D. und Pallis, J.M. (Herausgeber): *The Engineering of Sport V*, Band 2, Seiten 544–551. International Sports Engineering Association, 2004.
- [98] Hanavan, E.P.: *A mathematical model of the human body*. AMRL-TR-64-102, AD-608-463, Aerospace Medical Research Laboratories, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1964.
- [99] Hashemi, J., Breighner, R., Chandrashekar, N., Slauterbeck, J.R. und Beynnon, B.D.: *Letter to the Editor: A Framework for Assessing the Viability of Proposed Anterior Cruciate Ligament Injury Mechanisms*. The American Journal of Sports Medicine, 38(7):NP3–NP7, 2010.
- [100] Hatze, H.: *A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments*. Journal of Biomechanics, 13:833–844, 1980.
- [101] Hawkins, R.D. und Fuller, C.W.: *A prospective epidemiological study of injuries in four English professional football clubs*. British Journal of Sports Medicine, 33:196–203, 1999.
- [102] Höchtl, F.: *Berechnung effizienter Kraftverläufe beim Radfahren mittels eines Menschmodells in Matlab/Simulink*. Diplomarbeit Technische Universität München, Lehrstuhl für Angewandte Mechanik, 2009.
- [103] Heidt, R.S. Jr., Dormer, S.C., Cawley, P.W., Scranton, P.E. Jr, Losse, G. und Howard, M.: *Differences in friction and torsional resistance in athletic shoe-turf surface interfaces*. The American Journal of Sports Medicine, 24(6):834–842, 1996.
- [104] Heinrich, D., Mössner, M., Kaps, P., Schretter, H. und Nachbauer, W.: *Influence of Ski Bending Stiffness on the Turning Radius of Alpine Skis at Different Edging Angles and Velocities*. In: Moritz, E.F. und Haake, S.J. (Herausgeber): *The Engineering of Sport 6*, Seiten 207–212. International Sports Engineering Association, Munich, Germany, 2006.
- [105] Helm, F.C.T. van der: *A three-dimensional model of the shoulder and elbow*. In: Veeger, H.E.J., Helm, F.C.T. van der und Rozing, P.M. (Herausgeber): *Proceedings of the First Conference of the ISG, 26-27 August, Delft, The Netherlands*, 1997.
- [106] Hennig, E.M. und Milani, T.L.: *In-Shoe Pressure Distribution for Running in Various Types of Footwear*. Journal of Applied Biomechanics, 11:299–310, 1995.
- [107] Henze, A.: *Dreidimensionale biomechanische Modellierung und die Entwicklung eines Reglers zur Simulation zweibeinigen Gehens*. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität zu Tübingen, Fakultät für Physik, 2002.
- [108] Hewett, T.E., Meyer, G.D., Ford, K.R., Heidt, R.S. Jr., Colosimo, A.J., McLean, S.G., Bogert, A.J. van den, Paterno, M.V. und Succop, P.: *Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes*. The American Journal of Sports Medicine, 33(4):492–501, 2005.
- [109] Hewett, T.E., Myer, G.D., Ford, K.R., McLean, S.G., Quatman, C.E., Chaudhari, A., Palmieri-Smith, R. und Bogert, A.J. van den: *Letter to the Editor in response to the article „Mechanisms of non-contact ACL injuries“*. British Journal of Sports Medicine, 2007.
- [110] Häggglund, M.: *Epidemiology and prevention of football injuries*. Dissertation, Linköping University, Faculty of Health Sciences, Division of Social Medicine and Public Health Science, Department of Health and Society, Linköping, Sweden, 2007.
- [111] Häggglund, M., Waldén, M. und Ekstrand, J.: *Injury incidence and distribution in elite football - a prospective study of the Danish and the Swedish top divisions*. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 15:21–28, 2005.

- [112] Hill, A.V.: *The heat of shortening and the dynamic constants of muscle*. In: *Proceedings of The Royal Society*, Band B126, Seiten 136–195, 1938.
- [113] Hippmann, G.: *Modellierung von Kontakten komplex geformter Körper in der Mehrkörperdynamik*. Technische Universität Wien, Fakultät für Maschinenbau, Institut für Mechanik und Mechatronik, 2004.
- [114] Härtel, T., Hildebrand, F. und Knoll, K.: *Methods of Simulation and Manipulation for the Evaluation of Figure Skating Jumps*. In: Moritz, E.F. und Haake, S.J. (Herausgeber): *The Engineering of Sport 6*, Seiten 179–184. International Sports Engineering Association, Munich, Germany, 2006.
- [115] Husen, M. van: *Belastungen der unteren Extremitäten im Handball und Volleyball - Eine Untersuchung zur Landung nach Sprungwürfen und Schmetterschlägen*. Dissertation, Technische Universität Darmstadt, Fachbereich Humanwissenschaften (Erziehungswissenschaft, Psychologie und Sportwissenschaft), 2005.
- [116] Inklaar, H.: *Soccer Injuries I: Incidence and Severity*. Sports Medicine, 18(1):55–73, 1994.
- [117] Inklaar, H.: *Soccer Injuries II: Aetiology and Prevention*. Sports Medicine, 18(2):81–93, 1994.
- [118] Inklaar, H., Bol, E., Schmikli, S.L. und Mosterd, W.L.: *Injuries in male soccer players: team risk analysis*. International Journal of Sports Medicine, 17(3):229–234, 1996.
- [119] Inman, V.T.: *The joints of the ankle*. The Williams & Wilkins Company, Baltimore, Md, USA, 1976.
- [120] Inman, V.T. und Isman, R.E.: *Anthropometric studies of the foot*. Bulletin of Prosthesis Research, Seiten 99–139, 1969.
- [121] Juchem, S.: *Entwicklung eines Computermodells der lumbalen Wirbelsäule zur Bestimmung mechanischer Belastungen*. Dissertation Universität Koblenz-Landau, Campus Koblenz, Fachbereich 3: Mathematik/Naturwissenschaft, 2009.
- [122] Junge, A., Chomiak, J. und Dvorak, J.: *Incidence of Football Injuries in Youth Players: Comparison of Players from Two European Regions*. The American Journal of Sports Medicine, 28(5), Supplement:S47–S50, 2000.
- [123] Junge, A., Dvorak, J., Chomiak, J., Petersen, L. und Graf-Baumann, T.: *Medical History and Physical Findings in Football Players of Different Ages and Skill Levels*. The American Journal of Sports Medicine, 28(5), Supplement:S16–S21, 2000.
- [124] Junge, A., Dvorak, J. und Graf-Baumann, T.: *Football Injuries During the World Cup 2002*. The American Journal of Sports Medicine, 32(1), Supplement:23S–27S, 2004.
- [125] Junge, A., Dvorak, J., Graf-Baumann, T. und Peterson, L.: *Football Injuries During FIFA Tournaments and the Olympic Games, 1998-2001: Development and Implementations of an Injury-Reporting System*. The American Journal of Sports Medicine, 32(1), Supplement:80S–89S, 2004.
- [126] Junge, A., Dvorak, J., Rösch, D., Graf-Baumann, T., Chomiak, J. und Peterson, L.: *Psychological and Sport-Specific Characteristics of Football Players*. The American Journal of Sports Medicine, 28(5), Supplement:S22–S28, 2000.
- [127] Junge, A., Langevoort, G., Pipe, A., Peytavin, A., Wong, F., Mountjoy, M., Beltrami, G., Terell, R., Holzgraeffe, M., Charles, R. und Dvorak, J.: *Injuries in Team Sport Tournaments During the 2004 Olympic Games*. The American Journal of Sports Medicine, 34(4):565–576, 2006.
- [128] Kanamori, A., Zeminski, J., Rudy, T.W., Li, G., Fu, F.H. und Woo, S.L.: *The effect of axial tibial torque on the function of the anterior cruciate ligament: a biomechanical study of a simulated pivot shift test*. Arthroscopy, 18(4):394–398, 2002.

- [129] Kapandji, I.A.: *Funktionelle Anatomie der Gelenke*. 4. unveränderte Auflage. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2006.
- [130] Keppler, V.: *Biomechanische Modellbildung zur Simulation zweier Mensch-Maschine-Schnittstellen*. Dissertation Eberhard-Karls-Universität zu Tübingen, Fakultät für Mathematik und Physik, 2003.
- [131] Knauer, C.: *Erstellung eines physikalischen Modells des menschlichen Unterschenkels mit Fuß zum Einsatz in der Skischuh- und Skibindungsentwicklung*. Semesterarbeit, Technische Universität München, Fakultät für Maschinenwesen, 2004.
- [132] Künkler, A.: *Erfassung leistungsbestimmender Merkmale des Sportspiels Beachvolleyball - Analysen, Erkenntnisse und Strategieentwicklungen gegen weltbeste Teams*. Dissertation, Universität Duisburg-Essen, Fachbereich Bildungswissenschaften, 2009.
- [133] Koga, H., Nakamae, A. und Shima, Y. et al.: *Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball*. The American Journal of Sports Medicine, 2010.
- [134] Krosshaug, T.: *Sprint Running - A three-dimensional kinetic analysis of maximum velocity running*. Master thesis, The Norwegian University of Sport and Physical Education, 2000.
- [135] Krosshaug, T.: *Video analysis of the mechanisms for ACL injuries*. Dissertation, Oslo Sports Trauma Research Center, Norwegian School of Sports Sciences, 2006.
- [136] Krosshaug, T., Andersen, T.E., Olsen, O. E., Myklebust, G. und Bahr, R.: *Research approaches to describe the mechanisms of injuries in sport: limitations and possibilities*. British Journal of Sports Medicine, 39:330–339, 2005.
- [137] Krosshaug, T. und Bahr, R.: *A model-based image-matching technique for three-dimensional reconstruction of human motion from uncalibrated video sequences*. Journal of Biomechanics, 38:919–929, 2005.
- [138] Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, B., Engebretsen, L., Smith, G., Slauterbeck, J., Hewett, T.E. und Bahr, R.: *Estimating 3D joint kinematics from video sequences of running and cutting maneuvers - assessing the accuracy of simple visual inspection*. Gait & Posture, 26:378–385, 2007.
- [139] Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, P.B., Engebretsen, L., Smith, G., Slauterbeck, G.S., Hewett, T.E. und Bahr, R.: *Mechanisms of Anterior Cruciate Ligament Injury in Basketball: Video Analysis of 39 Cases*. The American Journal of Sports Medicine, 35(3):359–367, 2007.
- [140] Krosshaug, T., Slauterbeck, J.R., Engebretsen, L. und Bahr, R.: *Biomechanical analysis of anterior cruciate ligament injury mechanisms: three-dimensional motion reconstruction from video sequences*. Scandinavian Journal of medicine & Science in Sports, 17(5):508–519, 2007.
- [141] Krull, P., Lotter, M. und Bierschwale, J.: *Angst vor dem Kniefall. Die Welt* vom 07. August, 2003.
- [142] Küster, H. H., Valderrabano, V. und Engelhardt, M.: *Fuß & Sprunggelenk und Sport*. Deutscher Ärzteverlag, Köln, 2008.
- [143] Kunz, M.: *265 Millionen spielen Fußball*. FIFA-Magazin, 7:10–15, 2007.
- [144] Lambson, R.B., Barnhill, B.S. und Higgins, R.W.: *Football cleat design and its effect on anterior cruciate ligament injuries. A three-year prospective study*. The American Journal of Sports Medicine, 24(2):155–159, 1996.
- [145] Lames, M.: *Coaching and Computer Science*. In: Dabnichki, P. und Baca, A. (Herausgeber): *Computers in Sport*, Seiten 99–120. WITPress: Southampton, 2008.

- [146] Larsen, E., Jensen, P.K. und Jensen, P.R.: *Long-term outcome of knee and ankle injuries in elite football*. Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports, 9:285–289, 1999.
- [147] Lehner, S.: *Entwicklung und Validierung biomechanischer Computermodelle und deren Einsatz in der Sportwissenschaft*. Dissertation, Universität Koblenz-Landau, Fachbereich 3 - Mathematik/Naturwissenschaft, 2007.
- [148] Li, G., Rudy, T.W., Sakane, M., Kanamori, A., Ma, C.B. und Woo, S.L. Y.: *The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL*. Journal of Biomechanics, 32:395–400, 1999.
- [149] Li, G., Zayontz, S., Most, E., DeFrate, L.E., Suggs, J.F. und Rubash, H.E.: *In situ forces of the anterior and posterior cruciate ligaments in high knee flexion: an in vitro investigation*. Journal of Orthopaedic Research, 22(2):293–297, 2004.
- [150] Lindemann, U.: *Methodische Entwicklung technischer Produkte*. Springer Verlag, Berlin, 2005.
- [151] Lindenfeld, T.N., Schmitt, D.J., Hendy, M.P., Mangine, R.E. und Noyes, F.R.: *Incidence of Injury in Indoor Soccer*. The American Journal of Sports Medicine, 22(3):364–371, 1994.
- [152] Livesay, G.A., Reda, D.R. und Nauman, E.A.: *Peak Torque and Rotational Stiffness Developed at the Shoe-Surface Interface: The Effect of Shoe Type and Playing Surface*. The American Journal of Sports Medicine, 34(3):415–422, 2006.
- [153] Lohmander, L.S., Östenberg, A., Englund, M. und Roos, H.: *High Prevalence of Knee Osteoarthritis, Pain, and Functional Limitations in Female Soccer Players Twelve Years After Anterior Cruciate Ligament Injury*. Arthritis & Rheumatism, 50(10):3145–3152, 2004.
- [154] Luciani, E.: *Eine in-vitro-Studie über die Zugkräfte im vorderen Kreuzband und vorderen Kreuzband-Ersatz (Ligamentum Patellae- und Semitendinosus-Plastik)*. Dissertation Orthopädische Klinik und Poliklinik der Ludwigs-Maximilians-Universität München, 2003.
- [155] Markolf, K.L., Burchfield, D.M., Shapiro, M.M., Shepard, M.F., Finerman, G.A.M. und Slauterbeck, J.L.: *Combined Knee Loading States that Generate High Anterior Cruciate Ligament Forces*. Journal of Orthopaedic Research, 13(6):930–935, 1995.
- [156] Markolf, K.L., Gorek, J.F., Kabo, J.M. und Shapiro, M.S.: *Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique*. The Journal of Bone & Joint Surgery, 72:557–567, 1990.
- [157] Markolf, K.L., O'Neill, G., Jackson, S.R. und McAllister, D.R.: *Effects of Applied Quadriceps and Hamstring Muscle Loads on Forces in the Anterior and Posterior Cruciate Ligaments*. The American Journal of Sports Medicine, 32(5):1144–1149, 2004.
- [158] Maurel, W. und Thalmann, D.: *Human shoulder modeling including scapulo-thoracic constraint and joint sinus cones*. Computers & Graphics, 24:203–218, 2000.
- [159] McLean, S.G., Andrish, J.T. und Bogert, A.J. van den: *Letter to the Editor - Response to DeMorat et al. 2004*. The American Journal of Sports Medicine, 33(7):1106–1107, 2005.
- [160] McLean, S.G., Huang, X., Su, A. und Bogert, A.J. van den: *Sagittal plane biomechanics cannot injure the ACL during sidestep cutting*. Clinical Biomechanics, 19:828–838, 2004.
- [161] McLean, S.G., Neal, R.J., Myers, P.T. und Walters, M.R.: *Knee joint kinematics during the sidestep cutting maneuver: potential for injury in women*. Medicine & Science in Sports & Exercises, 31(7):959–968, 1999.

- [162] McLean, S.G., Su, A. und Bogert, A.J. van den: *Development and Validation of a 3-D Model to Predict Knee Joint Loading During Dynamic Movement*. Journal of Biomechanical Engineering, 125:864–874, 2003.
- [163] McNair, P.J., Marshall, R.N. und Matheson, J.A.: *Important features associated with acute anterior cruciate ligament injury*. New Zealand Medical Journal, 103:537–539, 1990.
- [164] McNitt, A.S.: *Traction on turf*. Zugriff am 07. Januar.2009 unter: [http://grounds-mag.com/mag/grounds\\_maintenance\\_traction\\_turf\\_2](http://grounds-mag.com/mag/grounds_maintenance_traction_turf_2), 1998.
- [165] McNitt, A.S.: *Traction on turf*. Zugriff am 07. Januar 2009 unter: [http://grounds-mag.com/mag/grounds\\_maintenance\\_traction\\_turf](http://grounds-mag.com/mag/grounds_maintenance_traction_turf), 2000.
- [166] McNitt, A.S., Middour, R.O. und Waddington, D.V.: *Development and Evaluation of a Method to Measure Traction on Turfgrass Surfaces*. Journal of Testing and Evaluation, 25(1):99–107, 1997.
- [167] McNitt, A.S. und Petrunak, D.: *Evaluation of Playing Surface - Characteristics of various In-Filled Systems*. Zugriff am 07.01.2009 unter: <http://cropsoil.psu.edu/mcnitt/infill.cfm>, 2003.
- [168] Medi: *Anatomischer Aufbau des Kniegelenks*. Zugriff am 20.10.2010 unter: <http://www.westpfalz-klinikum.de/westpfalz-klinikum/content/e15882/e15878/e14230/e25640/e18607/e20154/e22679/Kniegelenk.Anatomie.01.jpg>, 2006.
- [169] Meyer, E.G. und Haut, R.C.: *Anterior cruciate ligament injury induce by an internal tibial torsion or tibiofemoral compression*. Journal of Biomechanics, 41:3377–3383, 2008.
- [170] Milburn, P.D.: *Shoe-surface interaction: Implications for injury prevention in football*. In: *Proceedings of 2000 Pre-Olympic Congress Sports Medicine and Physical Education*, 2000. International Congress on Sport Science, Brisbane, Australia, 7. - 13. September 2000.
- [171] Mitternacht, J.: *Schlußbericht: BISP-Projekt "Kreuzbandverletzung beim Fußball"*. BASiS-Institut, München, 1997.
- [172] Müller, C., Sterzing, T. und Milani, T.L.: *Stud Length and Stud Geometry of Soccer Boots influence Running Performance on third Generation Artificial Turf*. In: *27. International Society of Biomechanics in Sports Conference, Limerick, Ireland*, Seiten 811–814, 2009.
- [173] Morgan, B.E. und Oberlander, M.A.: *An Examination of Injuries in Major League Soccer*. The American Journal of Sports Medicine, 29(4):426–430, 2001.
- [174] Murphy, D.F., Connolly, D.A.J. und Beynonn, B.D.: *Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature*. British Journal of Sports Medicine, 37:13–29, 2003.
- [175] Myklebust, G., Engebretsen, L., Brækken, I.H., Skjøberg, A., Olsen, O. E. und Bahr, R.: *Prevention of Anterior Cruciate Ligament Injuries in Female Team Handball Players: A Prospective Intervention Study Over Three Seasons*. Clinical Journal of Sport Medicine, 13:71–78, 2003.
- [176] Myklebust, G., Maehlum, S., Engebretsen, L., Strand, T. und Solheim, E.: *Registration of cruciate ligament injuries in Norwegian top level team handball. A prospective study covering two seasons*. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 7:289–292, 1997.
- [177] Myklebust, G., Maehlum, S., Holm, I. und Bahr, R.: *A prospective cohort study of anterior cruciate ligament injuries in elite Norwegian team handball*. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 8:149–153, 1998.
- [178] Nielsen, A.B. und Yde, J.: *Epidemiology and traumatology of injuries in soccer*. The American Journal of Sports Medicine, 17(6):803–807, 1989.

- [179] Niemann, S., Fahrni, S., Brügger, O. und Cavegn, M.: *Unfallgeschehen in der Schweiz: bfu-Statistik 2008*. Bern: bfu - Beratungsstelle für Unfallverhütung, 2008.
- [180] Nigg, B.M.: *External Force Measurements with Sport Shoes and Playing Surfaces*. In: Nigg, B.M. und Kerr, B.A (Herausgeber): *Biomechanical Aspects of Sport Shoes and Playing Surfaces. Proceedings of the international symposium on biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces*. University Printing, University of Calgary, Canada, 1983.
- [181] Nigg, B.M.: *The validity and relevance of tests used for the assessment of sports surfaces*. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 22(1):131–139, 1990.
- [182] Nigg, B.M.: *Forces Acting on and in the Human Body*. In: Nigg, B.M., MacIntosh, B.R. und Mester, J. (Herausgeber): *Biomechanics and Biology of Movement*, Seiten 253–267. Human Kinetics Publishers, Champaign, IL, USA, 1. Auflage, 2000.
- [183] Nigg, B.M.: *Modelling*. In: Nigg, B.M. und Herzog, W. (Herausgeber): *Biomechanics of the Musculo-skeletal System*. Wiley& Sons Ltd, West Sussex, England, 3. Auflage, 2007.
- [184] Nigg, B.M., Denoth, J., Kerr, B., Luethi, S., Smith, D. und Stacorr, A.: *Load Sport Shoes and Playing Surfaces*. In: Frederick, E.C. (Herausgeber): *Sport Shoes and Playing Surfaces - Biomechanical Properties*, Seiten 1–23. Human Kinetics Publishers, Inc., Champaign, Illinois, USA, 1984.
- [185] Nigg, B.M., Stergiou, P., Cole, G., Stefanyshyn, D., Mündermann, A. und Humble, N.: *Effect of Shoe Inserts on Kinematics, Center of Pressure and Leg Joint Moments during Running*. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(2):314–319, 2003.
- [186] Nigg, B.M. und Yeadon, M.R.: *Biomechanical aspects of playing surfaces*. *Journal of Sports Sciences*, 5:117–145, 1987.
- [187] Olsen, O.E., Myklebust, G., Engebretsen, L. und Bahr, R.: *Injury Mechanisms for Anterior Cruciate Ligament Injuries in Team Handball. A Systematic Video Analysis*. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(4):1002–1012, 2004.
- [188] Orchard, J.: *Is There a Relationship Between Ground and Climatic Conditions and Injuries in Football?* *Sports Medicine*, 32(7):419–432, 2002.
- [189] Orchard, J.W. und Powell, J.W.: *Risk of Knee and Ankle Sprains under Various Weather Conditions in American Football*. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(7):1118–1123, 2003.
- [190] Orchard, J.W., Seward, H., McGivern, J. und Hood, S.: *Rainfall, evaporation and the risk of non-contact anterior cruciate ligament injury in the Australian Football League*. *The Medical Journal of Australia*, 170(7):304–306, 1999.
- [191] Orchard, J.W., Seward, H., McGivern, J. und Hood, S.: *Intrinsic and Extrinsic Risk Factors for Anterior Cruciate Ligament Injury in Australian Footballers*. *The American Journal of Sports Medicine*, 29(2):196–200, 2001.
- [192] Orendurff, M.S., Rohr, E.S., Segal, A.D., Medley, J.W., Green, J.R. und Kadel, N.J.: *Regional Foot Pressure During Running, Cutting, Jumping, and Landing*. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(3):566–571, 2008.
- [193] Page, R.L.: *Human Forces*. In: Page, R.L. (Herausgeber): *The Physics of Human Movement*, Seiten 13–30. Wheaton & Co. Ltd. Exeter, Great Britain, 1978.
- [194] Pandy, M.G.: *Computer Modelling and Simulation of Human Movement*. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 3:245–273, 2001.

- [195] Petersen, W., Rosenbaum, D. und Raschke, M.: *Rupturen des vorderen Kreuzbands bei weiblichen Athleten. Teil 1: Epidemiologie, Verletzungsmechanismen und Ursachen*. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 56(6):150–156, 2005.
- [196] Peterson, L., Junge, A., Chomiak, J., Graf-Baumann, T. und Dvorak, J.: *Incidence of Football Injuries and Complaints in Different Age Groups and Skill-Level Groups*. The American Journal of Sports Medicine, 28(5), Supplement:S51–S57, 2000.
- [197] Pfeiffer, M., Hohmann, A. und Bühner, M.: *Computersimulation zur Bestimmung der Leistungsrelevanz taktischer Verhaltensweisen bei der FIFA WM 2006*. In: Raab, M., Zitzmann, C. und Warnke, A. (Herausgeber): *Zukunft der Sportspiele: fördern, fordern, forschen- Programm und Abstracts, 5. Sportspiel-Symposium*. Flensburg: University Press, 2006.
- [198] Pfeil, E.: *Verletzungen im Fußballsport*. Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart, 1988.
- [199] Porat, A. von, Roos, E.M. und Roos, H.: *High prevalence of osteoarthritis 14 years after an anterior cruciate ligament tear in male soccer players: a study of radiographic and patient relevant outcomes*. Annals of the Rheumatic Diseases, 63:269–273, 2004.
- [200] Potthast, W.: *Mechanische Belastungen der unteren Extremität bei Seitwärtsbewegungen, dargestellt am Vergleich fußballspezifischer Schnelligkeitstests*. Diplomarbeit Deutsche Sporthochschule Köln, 1999.
- [201] Poulsen, T.D., Freund, K.G., Madsen, F. und Sandvej, K.: *Injuries in high-skilled and low-skilled soccer: a prospective study*. British Journal of Sports Medicine, 25:151–153, 1991.
- [202] Prodromos, C.C., Han, Y., Rogowski, J., Joyce, B. und Shi, K.: *A Meta-analysis of the incidence of Anterior Cruciate Ligament Tears as a Function of Gender, Sport, and a Knee Injury-Reduction Regimen*. The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 23(12):1320–1325, 2007.
- [203] Quatman, C.E. und Hewett, T.E.: *The anterior cruciate ligament injury controversy: is „valgus collapse“, a sex-specific mechanism?* British Journal of Sports Medicine, 43:328–335, 2009.
- [204] Ramsey, D.K. und Wretenberg, P.F.: *Biomechanics of the knee: methodological considerations in the in vivo kinematic analysis of the tibiofemoral and patellofemoral joint*. Clinical Biomechanics, 14:595–611, 1999.
- [205] Rauber, A. und Kopsch, F.: *Anatomie des Menschen. Band 1 Bewegungsapparat*. Thieme Verlag, Stuttgart, 1987.
- [206] Rauschenbach, K.: *Rotations- und Translationsbelastungen des Kniegelenks im Fußballsport - ein methodischer Ansatz zur Objektivierung der Kräfte im Feldversuch*. Dissertation, Technische Universität München, Fakultät für Medizin, 2008.
- [207] Reihl, I.: *Analyse von "non-contact" Kreuzbandverletzungen im Profifußball mittels modellbasierter 3D-Rekonstruktion von unkalibrierten Videosequenzen*. Diplomarbeit, Technische Universität München, Fakultät für Sportwissenschaft, 2007.
- [208] Renström, P.: *Risikofaktoren des Freizeitsports - Frühe und späte Folgen*. Orthopäde, 29(11):981–986, 2000.
- [209] Renstrom, P., Arms, S.W., Stanwyck, T.S., Johnson, R.J. und M.H., Pope: *Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity*. The American Journal of Sports Medicine, 14(1):83–87, 1986.
- [210] Rittler, E.: *Fußball ist ungesund - oder doch nicht?* Zugriff am 02. Februar 2009 unter: <http://emagazine.credit-suisse.com/app/article/index.cfm?fuseaction=OpenArticle&aoid=36187&lang=de>, 2003.

- [211] Rochcongar, P., Laboute, E. und Carling, J.J.: *Ruptures of the Anterior Cruciate Ligament in Soccer*. International Journal of Sports Medicine, 30(5):372–378, 2009.
- [212] Roos, H., Adalberth, T., Dahlberg, L. und Lohmander, L.S.: *Osteoarthritis of the knee after injury to the anterior cruciate ligament or meniscus: the influence of time and age*. Osteoarthritis and Cartilage, 3:261–267, 1995.
- [213] Roos, H., Ornell, M., Gardsell, P., Lohmander, L.S. und Lindstrand, A.: *Soccer after anterior cruciate ligament injury - an incompatible combination? A national survey of incidence and risk factors and a 7-year follow-up of 310 players*. Acta Orthopaedica Scandinavica, 66(2):107–112, 1995.
- [214] Rose, T. und Imhoff, A.B.: *Verletzungen beim Fußball*. Deutsches Ärzteblatt, 103(23):A1611–A1616, 2006.
- [215] Rosenberg, A., Mikosz, R. P. und Mohler, C. G.: *Basic Knee Biomechanics*. In: Scott, W.N. (Herausgeber): *The Knee*, Band 1, Seiten 75–94. Mosby Verlag, 1994.
- [216] Ruder, H., Ertl, T., Gruber, K., Günther, M., Hospach, F., Ruder, M., Subke, J. und Widmayer, K.: *Kinematics and Dynamics for Computer Animation*. In: Coquillart, S., Straßer, W. und Stucki, P. (Herausgeber): *From Object Modelling to Advanced Visual Communication*, Seiten 76–117. Springer Verlag, Berlin, 1994.
- [217] Sabick, M., Cooper, B., Kuhlmann, S. und Pfeffer, R.: *Balancing risks, rewards of athletic shoe traction*. Lower Extremity Review, October, 2009.
- [218] Santos, D., Carline, T., Flynn, L., Ptiman, D., Feeney, D., Patterson, C. und Westland, E.: *Distribution of in-shoe dynamic plantar foot pressures in professional football players*. The Foot, 11:10–14, 2001.
- [219] Schneider, G.: *Jenseits der Schmerzgrenze*. Frankfurter Allgemeine Sonntagszeitung Nr. 32 vom 10. August, 2003.
- [220] Scranton, P.E. Jr., Whitesel, J.P., Powell, J.W., Dormer, S.G., Heidt, R.S. Jr., Losse, G. und Cawley, P.W.: *A review of selected noncontact anterior cruciate ligament injuries in the National Football League*. Foot&Ankle International, 18(12):772–776, 1997.
- [221] Södermann, K., Alfredson, H., Pietilä, T. und Werner, S.: *Risk factors for leg injuries in female soccer players: a prospective investigation during an out-door season*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 9:313–321, 2001.
- [222] Seering, W.P., Piziali, R.L., Nagel, D.A. und Schurman, D.J.: *The function of the primary ligaments of the knee in varus-valgus and axial rotation*. Journal of Biomechanics, 13:785–794, 1980.
- [223] Senner, S.: *Modellierung und Simulation des Abwehrverhaltens im Hallenhandball*. Dissertation, Universität Augsburg, Philosophisch-Sozialwissenschaftliche Fakultät, 2009.
- [224] Senner, V.: *Biomechanische Methoden am Beispiel der Sportgeräteentwicklung*. Dissertation, Technische Universität München, Fakultät für Maschinenwesen, 2001.
- [225] Senner, V., Lehner, St. und Schaff, P.: *Release Binding for Skiboards?* In: R.J., Johnson, Lamont, M. und Shealy, J.E. (Herausgeber): *Skiing Trauma and Safety*, Band 14. ASTM International, West Conshohocken, PA, ASTM STP 1440 Auflage, 2003.
- [226] Senter, C. und Hame, L.S.: *Biomechanical Analysis of Tibial Torque and Knee Flexion Angle: Implications for Understanding Knee Injury*. Sports Medicine, 36(8):635–641, 2006.
- [227] Shea, K.G., Pfeiffer, R., Wang, J.H., Curtin, M. und Apel, P.J.: *Anterior Cruciate Ligament Injury in Pediatric and Adolescent Soccer Players: An Analysis of Insurance Data*. Journal Pediatric Orthopaedic, 24:623–628, 2004.

- [228] Shelburne, K.B. und Pandy, M.G.: *Determinants of cruciate-ligament loading during rehabilitation exercise*. Clinical Biomechanics, 13:403–413, 1997.
- [229] Shelburne, K.B., Pandy, M.G. und Torry, M.R.: *Comparison of shear forces and ligament loading in the healthy and ACL-deficient knee during gait*. Journal of Biomechanics, 37:313–319, 2004.
- [230] Shimokochi, Y. und Shultz, S.: *Mechanisms of Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury*. Journal of Athletic Training, 43(4):396–408, 2008.
- [231] Shin, C.S., Chaudhari, A.M. und Andriacchi, T.P.: *The influence of deceleration forces on ACL strain during single-leg landing: A simulation study*. Journal of Biomechanics, 40:1145–1152, 2007.
- [232] Shin, C.S., Chaudhari, A.M. und Andriacchi, T.P.: *The effect of isolated valgus moments on ACL strain during single-leg landing: A simulation study*. Journal of Biomechanics, 42:280–285, 2009.
- [233] Shorten, M.R., Hudson, B. und Himmelsbach, J.A.: *Shoe-Surface Traction of Conventional and In-Filled Synthetic Turf Football Surfaces*. In: Milburn, P.D. et al. (Herausgeber): *Proc XIX International Congress of Biomechanics*. University of Otago, Dunedin, New Zealand, 2003.
- [234] Sigward, S.M. und Powers, C.M.: *The influence of gender on knee kinematics, kinetics and muscle activation patterns during side-step cutting*. Clinical Biomechanics, 21:41–48, 2006.
- [235] Sobotta, J., Putz, R. und Pabst, R.: *Sobotta, Atlas der Anatomie des Menschen, Band 2 - Rumpf, Eingeweide, untere Extremität*. Elsevier, München, Deutschland, 2006.
- [236] Springorum, H. W., Braun, K. und Tauscher, A.: *Fachlexikon Orthopädie - Knie*. Ecomed Verlag, Landsberg/Lech, 1999.
- [237] Stefanyshyn, D.J., Lee, J. S. und Park, S. K.: *The influence of soccer cleat design on joint moments*. Footwear Science, 1(1):84–85, 2009.
- [238] Östenberg, A. und Roos, H.: *Injury risk factors in female European football. A prospective study of 123 players during one season*. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 10(5):279–285, 2000.
- [239] Stender, B.: *Vorlesung Robotik WS 2008/2009, Kapitel 9 Steuerung und Regelung*. Universität Lübeck, Institut für Robotik und kognitive Systeme, 2008.
- [240] Sterzing, T., Müller, C., Hennig, E.M. und Milani, T.L.: *Actual and perceived running performance in soccer shoes: A series of eight studies*. Footwear Science, 1(1):5–17, 2009.
- [241] Sterzing, T., Müller, C., Schwanitz, S., Odenwald, S. und Milani, T.L.: *Discrepancies between Mechanical and Biomechanical Measurements of Soccer Shoe Traction on Artificial Turf*. In: *26. Symposium of the International Society of Biomechanics in Sports, Seoul, Korea*, Seiten 339–342, 2008.
- [242] Teitz, C.C.: *Video Analysis of ACL Injuries*. In: Griffin, L.Y. (Herausgeber): *Prevention of noncontact ACL injuries*, Seiten 87–92. Rosemont, IL: American Association of Orthopaedic Surgeons, 2001.
- [243] Theweleit, D.: *Sah eigentlich harmlos aus. Süddeutsche Zeitung vom 13. August, 2003*.
- [244] Torg, J.S. und Quedenfeld, T.: *Effect of shoe type and cleat length on incidence and severity of knee injuries among high school football players*. Research Quarterly, 42(2):203–211, 1971.
- [245] Torg, J.S., Quedenfeld, T.C. und Landau, S.: *The shoe-surface interface and its relationship to football knee injuries*. The American Journal of Sports Medicine, 2(5):261–269, 1974.

- [246] Torg, J.S., Stilwel, G. und Rogers, K.: *The effect of ambient temperature on the shoe-surface interface release coefficient*. The American Journal of Sports Medicine, 24(1):79–82, 1996.
- [247] Universität Hamburg-Harburg: *Die Untere Extremität 3*. Skript zur Vorlesung „Funktionale Anatomie“, 2007.
- [248] Vachon, F.: *Football boot sole configurations and their influence upon surface adhesion*. Zugriff am: 06.01.2009 unter <http://www.iss.de/publications/ArtificialTurf/Vachon Friction.pdf>, 2004.
- [249] Vachon, F.: *Influence of studs material and applied weight on the rotational resistance*. Zugriff am: 06.01.2009 unter <http://www.iss.de/publications/ArtificialTurf/Vachon Torque.pdf>, 2004.
- [250] Valiant, G.A.: *The Relationship between Normal Pressure and the Friction Developed by Shoe Outsole Material on a Court Surface*. Journal of Biomechanics, 20:892, 1987.
- [251] Valiant, G.A.: *A Method of Measuring Translational and Rotational Traction Characteristics of footwear*. In: *Proceedings of the International Society of Biomechanics XII Congress*, Seite 1091, 1989. Journal of Biomechanics, 23, Supplement 1.
- [252] Valiant, G.A.: *Friction - slipping - traction*. Sportverletzung Sportschaden, 7(4):171–178, 1993.
- [253] Valiant, G.A., McGuirk, T., McMahon, T.A. und Frederick, E.C.: *Static Friction Characteristics of cleated Outsole Samples on Astro turf*. Medicine and Science in Sports and Exercise, 17:222, 1985.
- [254] Van Gheluwe, B., Deporte, E. und Hebbelinck, M.: *Frictional Forces and Torques of Soccer Shoes on Artificial Turf*. In: Nigg, B.M. und Kerr, B.A. (Herausgeber): *Biomechanical Aspects of Sport Shoes and Playing Surfaces. Proceedings of the international symposium on biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces*. University Printing, University of Calgary, Canada, 1983.
- [255] Verwaltungs-Berufsgenossenschaft: *Verteilung der registrierten und meldepflichtigen Unfälle im Profifußball nach Verletzungsort*. 2008.
- [256] Villwock, M.R., Meyer, E.G., Powell, J.W., Fouty, A.J. und Haut, R.C.: *Football Playing Surface and Shoe Design Affect Rotational Traction*. The American Journal of Sports Medicine, 37(3):518–525, 2009.
- [257] Völker, B.: *Physikalisch basierte Analyse von Bewegungssequenzen*. Diplomarbeit Universität Karlsruhe (TH), Fakultät für Informatik, Institut für Betriebs- und Dialogsysteme, 2005.
- [258] Waldén, M.: *Epidemiology of injuries in elite football*. Dissertation, Linköping University, Faculty of Health Sciences, Division of Social Medicine and Public Health Science, Department of Health and Society, Linköping, Sweden, 2007.
- [259] Waldén, M., Hägglund, M. und Ekstrand, J.: *High risk of new knee injury in elite footballers with previous anterior cruciate ligament injury*. British Journal of Sports Medicine, 40:158–162, 2006.
- [260] Wallrapp, O.: *Biomechanik II: Analyse und Simulation der Bewegungen des Menschen*. Manuskript zur Vorlesung Biomechanik II, FH München, FB06 - Feinwerk- und Mikrotechnik, 2003.
- [261] Wallrapp, O., Grund, T. und Böhm, H.: *Human Motion Analysis and Dynamic Simulation of Rowing*. In: Goicolea, J.M., Cuadrado, J. und Garcia Orden, J.C. (Herausgeber): *Proceedings of MULTIBODY DYNAMICS 2005, ECCOMAS Thematic Conference, 21-24 June 2005, Madrid, Spain*, 2005.
- [262] Webster, J.D. und Brown, C.A.: *Computer Simulation of the Loads on ACL During Backward Falls Based on an open Kinematic Chain Model*. In: Mode, C.D., Johnson, R.J. Jr., Hauser, W. und Schaff, P.S. (Herausgeber): *Skiing Trauma and Safety: 10th Vol., ASTM STP 1266*, Seiten 254–269. American Society for Testing and Materials, 1996.

- [263] Wilson, S. A., Vigorita, V. J. und Scott, W. N.: *The Knee*. In: Scott, N. (Herausgeber): *Anatomy*, Band 1, Seiten 15–54. Mosby Verlag, St. Louis, 1994.
- [264] Winter, D.A.: *Moments of Force and Mechanical Power in Jogging*. *Journal of Biomechanics*, 16:91–97, 1983.
- [265] Withrow, T.J., Huston, L.J., Wojtys, E.M. und Ashton-Miller, J.A.: *The Relationship between Quadriceps Muscle Force, Knee Flexion, and Anterior Cruciate Ligament Strain in an In Vitro Simulated Jump Landing*. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(2):269–274, 2006.
- [266] Wojcieszak, C., Jiang, P. und Frederick, E.C.: *A Comparison of two friction measuring methods*. In: Kaneko, Y. (Herausgeber): *Proceedings of 3rd Symposium on footwear Biomechanics*, 1997.
- [267] Woltring, H.J.: *A Fortran package for generalized, cross-validatory spline smoothing and differentiation*. *Advanced Engineering Software*, 8:104–113, 1986.
- [268] Wong, P. I., Chamari, K., Mao, D.W., Wisloff, U. und Hong, Y.: *Higher plantar pressure on the medial side in four soccer-related movements*. *British Journal of Sports Medicine*, 41:93–100, 2007.
- [269] Woo, S.L. Y., Abramowitch, S.D., Kigler, R. und Liang, R.: *Biomechanics of knee ligaments: injury, healing, and repair*. *Journal of Biomechanics*, 39:1–20, 2006.
- [270] Woo, S.L. Y., Debski, R.E. Withrow, J.D. und Janaushek, M.A.: *Biomechanics of Knee Ligaments*. *The American Journal of Sports Medicine*, 27(4):533–543, 1999.
- [271] Woo, S.L. Y., Fox, R.J., Sakane, M., Livesay, G.A., Rudy, T.W. und Fu, F.H.: *Biomechanics of the ACL: Measurements of in situ force in the ACL and knee kinematics*. *The Knee*, 5:267–288, 1998.
- [272] Woo, S.L. Y., Hollis, J.M., Adams, D.J., Lyon, R.M. und Takai, S.: *Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex*. *The American Journal of Sports Medicine*, 19(3):217–225, 1991.
- [273] [www.gaertner-servatius.de](http://www.gaertner-servatius.de): *Bandapparat Sprunggelenk*. Zugriff am 26.10.2010 unter: <http://www.gaertner-servatius.de/krankheiten/aussenknoechelbaenderriss.php>.
- [274] [www.sportsmedsoccer.com](http://www.sportsmedsoccer.com): *Typical Movement of an ACL-injury in soccer*. Zugriff am 15.11.2004 unter: [www.sportsmedsoccer.com/acl-injury/typical-movement.htm](http://www.sportsmedsoccer.com/acl-injury/typical-movement.htm), 2004.
- [275] Yeadon, M.R.: *The Simulation of Aerial Movement - II. A Mathematical Inertia Model of the Human Body*. *Journal of Biomechanics*, 23(1):67–74, 1990.
- [276] Yu, B. und Garrett, W.E.: *Mechanisms of non-contact ACL injuries*. *British Journal of Sports Medicine*, 41:i47–i51, 2007.
- [277] Zatsiorsky, V. und Seluyanov, V.: *The Mass and Inertia Characteristics of the Main Segments of the Human Body*. In: Matsu, H. und Kobayashi, K. (Herausgeber): *Biomechanics VIII-B*, Seiten 1152–1159. Human Kinetics, Champaign, IL, USA, 1983. Biomechanics VIII-B.
- [278] Zatsiorsky, V.M. und Seluyanov, V.N.: *Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regression equations*. In: Winter, D.A., Norman, R.W., Wells, R.P., Hayes, K.C. und Patla, A.E. (Herausgeber): *Biomechanics IX-B*, Seiten 233–239. Human Kinetics, 1985.
- [279] Zauner, C.: *Integration of the man model Ramsis into MBS software Simpack - model comparison and biomechanical simulation for verification*. Master thesis, Technische Universität München, Department of Ergonomics, 2002.

- [280] Zauner, T.: *Zusammenstellung und Wertung videotecnisch erfaßter Verletzungssituationen mit konsekutiver Ruptur des vorderen Kreuzbands im Fußballsport*. Diplomarbeit, Technische Universität München, Diplomstudiengang Sport, 1995.
- [281] Zenk, R.: *Praktische Umsetzung eines Hardwaredummy's*. Semesterarbeit, Technische Universität München, Fakultät für Maschinenwesen, Lehrstuhl für Ergonomie, 2004.
- [282] Zernicke, R.F., Garhammer, J. und Jobe, F.W.: *Human patellar-tendon rupture. A kinetic analysis*. Journal of Bone Joint Surgery [Am.], 59:179–183, 1977.

# Anhang A

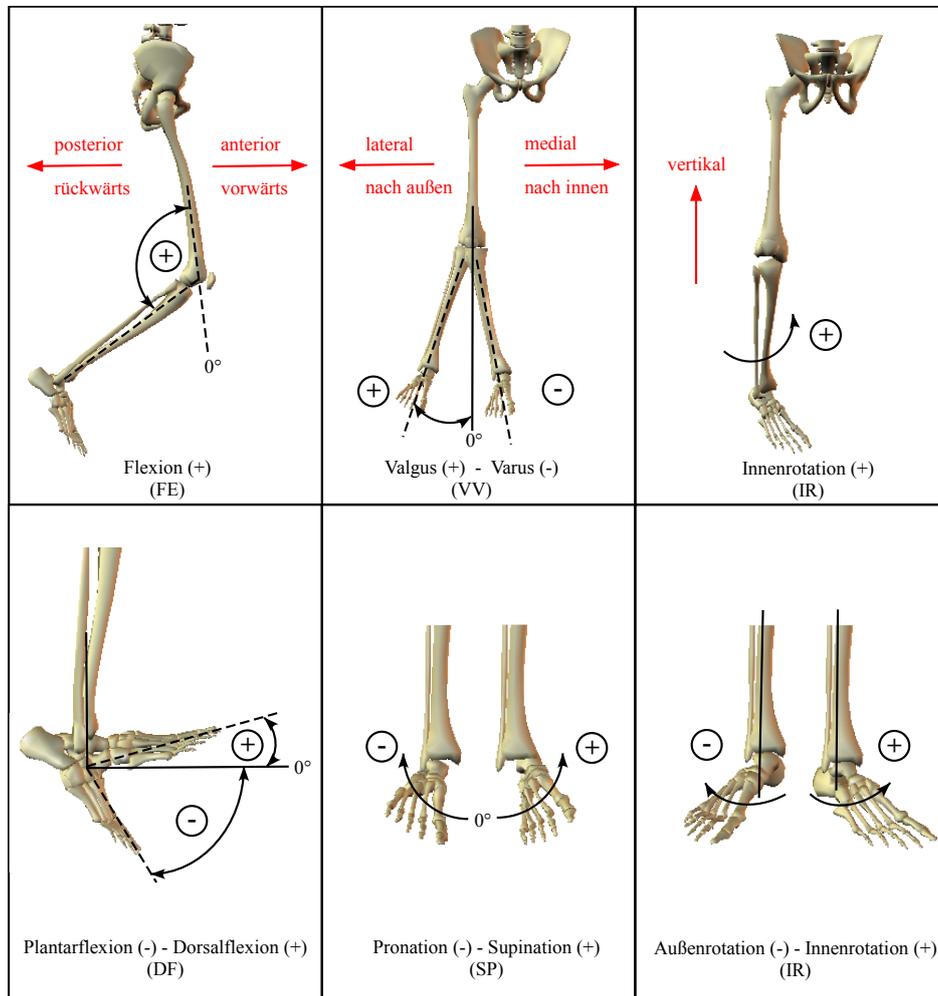
## Anatomische Grundlagen der unteren Extremität

In der vorliegenden Arbeit geht es oft um den anatomischen Aufbau der unteren Extremitäten, sowie um die Bewegungsmöglichkeiten („Range of Motion“) des Sprung- und Kniegelenks. Um dem Leser einen schnellen Zugriff auf die notwendigen Informationen zu ermöglichen, sind nachfolgend die wichtigsten anatomischen Grundlagen der unteren Extremitäten stichpunktartig zusammengestellt.

Es ist nicht das Ziel dieses Exkurses eine vollständige Zusammenfassung aller wissenschaftlichen Untersuchungen zu diesem Themenkomplex zu geben. Ebenso wenig werden Aufbau und Gelenkfunktionen bis ins kleinste Detail erläutert. Der interessierte Leser wird an dieser Stelle auf die einschlägige medizinische Fachliteratur beispielsweise den *Sobotta Atlas der Anatomie des Menschen* [235] verwiesen.

Bei den dargestellten Winkelangaben, sei es der Bewegungsumfang (Range of Motion, ROM) oder die Position der Gelenkachsen, gibt es große individuelle Unterschiede zwischen den Menschen. Entsprechend finden sich in der Literatur stark voneinander abweichende Zahlenwerte. Aus Gründen der Übersichtlichkeit werden jeweils nur wenige Quellen pro Gelenk genannt, wobei es sich dabei nach Möglichkeit um Standardwerke der Anatomie bzw. der Biomechanik handelt.

Zur Klärung der in der vorliegenden Arbeit verwendeten anatomischen Richtungsbezeichnungen dient nachfolgende Abbildung A.1:



**Abb. A.1:** Darstellung der anatomischen Richtungs- und Gelenkwinkel-Bezeichnungen dargestellt am Beispiel des rechten Beines.

## A.1 Das Kniegelenk

### Anatomischer Aufbau

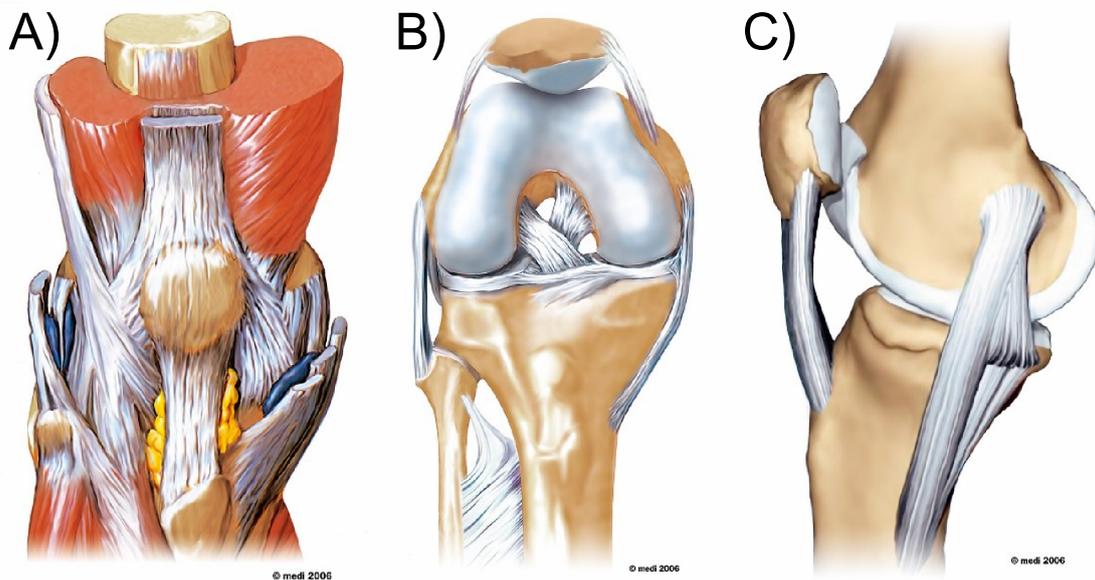
Das Kniegelenk ist das größte Gelenk des menschlichen Körpers. Es sitzt zwischen Femur, Tibia, Fibula und Patella und verbindet diese gelenkig miteinander, siehe Abbildung A.2. Mechanisch gesehen besteht das menschliche Knie aus drei Gelenkkompartimenten, dem Femorotibial-, Tibiofibular- und Femoropatellar-Gelenk [129; 147]. Die beiden erstgenannten befinden sich zwischen den Femurkondylen und dem Tibiaplateau, das letztgenannte zwischen Patella und Femur. Diese Dreiteilung ermöglicht eine komplexe dreidimensionale Bewegung und nicht nur eine Drehung um eine Achse, wie es in ersten Untersuchungen vereinfacht dargestellt wurde. Die Bewegungsmöglichkeit des Kniegelenks wird durch seine Bänder und weitere Weichteilstrukturen, sowie durch die geometrischen Beschränkungen der Gelenkflächen festgelegt.

Den relativ flachen Gelenkflächen des Tibiakondyllus stehen die stark gebeugten schmalen Gelenkrollen der Femurkondylen gegenüber. Das erfordert zur Kontaktsicherung einen stark ausgebildeten Bandapparat, dessen Hauptträger die Kreuz- und Kollateralbänder darstellen. Zusätzliche äußere und innere Bandführungen unter Einbeziehungen von Sehnen, Muskeln und der Gelenkkapsel, machen das Knie zu einer stabilen Funktionseinheit [154], siehe Abbildungen A.3 und A.4.

Jedes Band übernimmt dabei zum Einen eine Aufgabe um das Gelenk bezüglich mehrerer Freiheitsgrade zu stabilisieren, zum Anderen um Gelenkbewegungen infolge äußerer Kräfte zu verhindern. Die gesamte Gelenkstabilität hängt dabei sowohl vom Beitrag der Bänder für sich, als auch von ihrem Zusammenwirken untereinander ab [270].

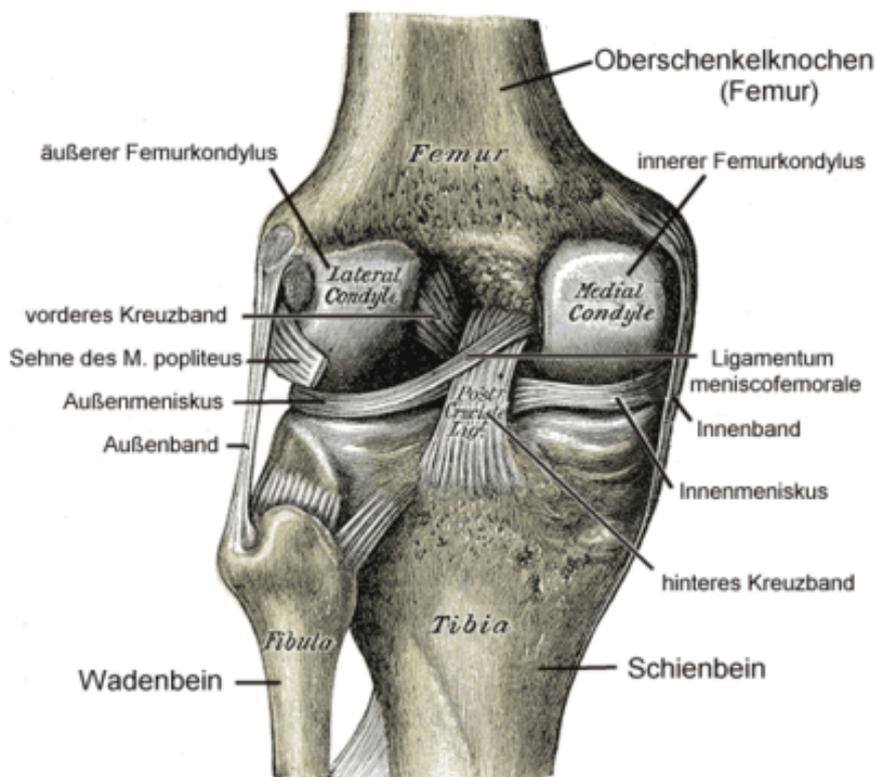


**Abb. A.2:** Röntgenaufnahme des Kniegelenks zur Darstellung der beteiligten Knochen.  
*Quelle: www.medicalphotos.com*



**Abb. A.3:** Anatomischer Aufbau des Kniegelenks. A) Frontalansicht des Kniegelenks mit stabilisierendem Kapsel-Band-Apparat und ansetzender Muskulatur im Gelenkbereich; B) Frontalansicht des gebeugten Kniegelenks zeigt die primären Bandstrukturen (vorderes und hinteres Kreuzband, mediales und laterales Kollateralband) sowie Menisken und die Gelenkkondylen des Femur; C) Ansicht des Kniegelenks von medial (innen) [168].

Die beiden Kreuzbänder (Ligamentum cruciatum anterior und posterior) werden als der zentrale Punkt (pivot central) des Knies bezeichnet [236]. 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 [129]. Das vordere Kreuzband besteht aus mehreren Faserbündeln, wobei am Häufigsten eine Unterteilung in ein anteromediales und ein posterolaterales Bündel vorgenommen wird [147; 269], seltener in drei Bündel (anteromediales, posterolaterales und intermediäres Bündel) [129]. Die Bandteile sind durch den unterschiedlichen Faserverlauf miteinander verwunden (sie umwickeln sich), was sich bei zunehmender Beugung verstärkt. Das hintere Kreuzband (hKB) setzt sich gemäß Literatur ebenfalls aus zwei Bündeln (anterolateral und posteromedial) zusammen [269]. Es gibt allerdings Autoren, die aufgrund der Komplexität der Anatomie eine weiterführende Unterteilung sowohl von vorderem als auch von hinterem Kreuzband befürworten [147]. Je nach Position des Kniegelenks sind unterschiedliche Faserbündel der Kreuzbänder gespannt bzw. entspannt. Bei der Innenrotation wickeln sich beide Kreuzbänder umeinander und hemmen die Drehbewegung.



**Abb. A.4:** Darstellung des menschlichen Bandapparats von hinten (posterior) gesehen nach Gray (1918) [88].

Die beiden Kollateralbänder (Ligamentum collaterale tibiale und Ligamentum collaterale fibulare) verstärken die Gelenkkapsel auf beiden Seiten des Gelenks und sichern die Seitenstabilität bei gestrecktem Bein. Sie werden bei Streckung des Beins gespannt und bei Beugung entspannt [129].

Neben den genannten Bandstrukturen trägt auch die Gelenkkapsel, vor allem die rückwärtige (posterior) Kapselpartie, zur Stabilität des Kniegelenks bei. Beispielsweise wird eine Hyperextension hauptsächlich durch den Kapselbandapparat begrenzt [129].

Die beiden Menisken befinden sich zwischen dem femorotibialen Gelenk und dämpfen auftretende Stöße wodurch die Gelenkflächen geschützt werden. Das mediale Seitenband ist mit dem medialen Meniskus verwachsen, die Bewegung im Vergleich zum lateralen Anteil dadurch etwas eingeschränkt [147].

An der Bewegung des Kniegelenks sind zahlreiche Muskeln und Muskelgruppen beteiligt, die darüber hinaus aktiv die passiven Bänder unterstützen. Der wichtigste Muskel ist der M. quadriceps femoris ohne den keine Stabilität des Gelenks möglich ist, da er über eine hohe Kraft und exakt koordinierende Wirkung verfügt [129]. Die

Kontraktion des *M. quadriceps femoris* verursacht die Extension des Gelenks und eine Verschiebung der Tibia bezüglich des Femurs nach anterior.

Daneben sind weitere neun Muskeln an der Bewegung und Stabilisierung des Kniegelenks beteiligt. Die hintere Oberschenkelmuskulatur (Hamstrings) bestehend aus *M. semitendinosus*, *M. semimembranosus*, *M. biceps femoris*, *M. gracilis*, *M. sartorius* und *M. popliteus* ist an der Flexion des Kniegelenks beteiligt. Weitere Kontributoren zur Knieflexion sind der *M. gastrocnemius* und der *M. plantaris*, die sich am Unterschenkel befinden. Zusätzlich wirkt diese Muskelgruppe auch noch als Hüftstrecker. Bis auf den *M. biceps femoris*, der zusammen mit dem *M. tensor fasciae latae* hauptverantwortlich für die Außenrotation ist, wirken die Muskeln der Hamstring-Gruppe auch noch als Innenrotatoren [147; 235].

## Bewegungsmöglichkeiten des Kniegelenks

Jede Bewegung des Kniegelenks erfolgt als komplexes Zusammenspiel der beteiligten anatomischen Strukturen. Bei normalen Bewegungen wird meist eine Roll-Gleitbewegung beschrieben [263]. Grundsätzlich sind jedoch sechs Freiheitsgrade (drei Translationen und drei Rotationen) möglich, die mit den prinzipiellen Achsen des Knies beschrieben bzw. begründet werden können [270].

Gewöhnlich erfolgt die Angabe der Flexion/ Extension und der Rotation um die Tibia-Längsachse, wobei zwischen aktiven und passiven Bewegungen unterschieden wird. Nach Kapandji (2006) sind bei der aktiven Flexion in Abhängigkeit von der Hüftposition 120° bis 140° möglich, die passive Beugung erreicht Werte bis 160° [129]. Die Rotation um die Tibiaachse kann nur in gebeugter Stellung des Kniegelenks stattfinden und hängt vom aktuellen Grad der Beugung ab. Fick (1911) gibt für die Außenrotation maximal 40° und für die Innenrotation 30° an [74], wobei das Maximum bei einer 90° Flexion des Kniegelenks erreicht wird. Die passive Rotation erbringt im Vergleich zur aktiven noch geringfügig höhere Werte [129].

Die übrigen Freiheitsgrade werden wegen ihrer geringen Ausprägung vernachlässigt. Entsprechend finden sich dafür in der Literatur nur wenige Zahlenwerte. Woo et al. (1999) geben für die anterior-posterior Translation eines gesunden Knies 3-5 mm als normal an [270] und Ramsey & Wretenberg (1999) beschreiben die maximal mögliche aktive Adduktion/ Abduktion mit 6-9° [204].

In der letzten Phase der Kniegelenksstreckung findet eine geringe Außendrehung (ca. 5°) der Tibia, bei Beginn der Beugung entsprechend eine leichte Innenrotation

statt. Beide Bewegungen laufen automatisch ab und werden als „Schlußrotation“ bezeichnet [129].

## Aufgaben der Kreuzbänder

Das vordere Kreuzband hat in erster Linie die Aufgabe, eine Vorwärtstranslation der Tibia relativ zum Femurknochen zu verhindern. Nach Butler et al. (1980) nimmt das vordere Kreuzband etwa 90% der nach anterior gerichteten Schubkräfte auf [36].

Sekundäre Funktionen sind die Stabilisierung des Knies bei Tibiarotation, die Hemmung der (Hyper-)Extensions- sowie der Adduktions-/ Abduktionsbewegung [129; 147; 263].

Das vordere Kreuzband verhindert nicht die Kompression im Kniegelenk, dafür aber sehr stark die Distraction (Entfernung) von Tibia und Femur. Drehbewegungen werden von Bändern weniger verhindert als Zugbewegungen, da hierbei der Knochen um das Band rotieren kann. Aufgrund des schrägen Verlaufs der Kreuzbänder sind jedoch bei jeder Bewegung, auch bei der Tibiarotation, Zugbewegungen im Band vorhanden, die dieses belasten. Bei der Innenrotation wickeln sich die beiden Bänder umeinander und hemmen so die Drehbewegung. Die Außenrotation wird von den Kreuzbändern dagegen weitgehend freigegeben (Bänder wickeln sich dabei voneinander ab) und nur eine maximale Außenrotation wird vom vorderen Kreuzband verhindert. Ansonsten begrenzen die Kollateralbänder diese Drehung.

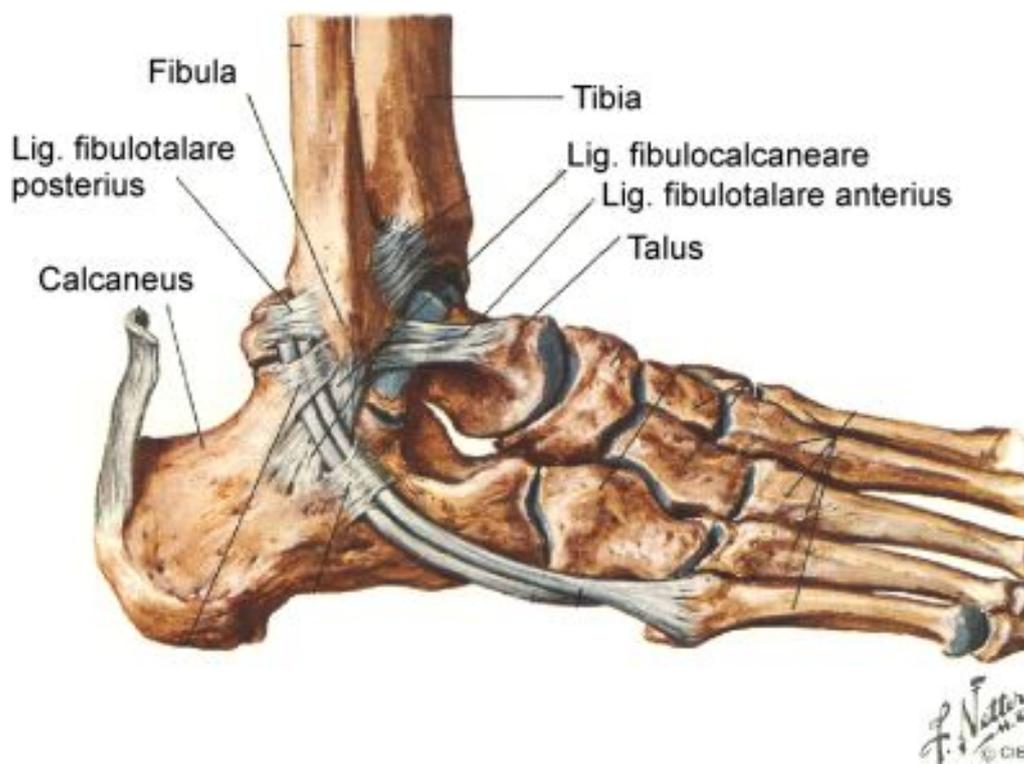
Die Hauptfunktion des hinteren Kreuzbands ist die Verhinderung der posterioren Translation der Tibia relativ zum Femur. Unterstützt wird das hintere dabei vom posterolateralen Anteil der Gelenkkapsel, dem medialen Seitenband sowie dem M. popliteus. Zudem schränkt das hintere Kreuzband die Varus-Valgus-Bewegung des Kniegelenks und die tibiale Außenrotation ein.

## A.2 Das Sprunggelenk

### Anatomischer Aufbau

Das Sprunggelenk setzt sich aus dem oberen Sprunggelenk (OSG) und dem unteren Sprunggelenk (USG) zusammen. Es handelt sich dabei nicht um ein reines Kardangelenk mit senkrecht zueinander stehenden Achsen, sondern um ein sog. „heterokinetisches (Kardan)Gelenk“ mit gegeneinander verkippten Achsen [129], siehe Abbildung A.5.

Zwei grundlegende Arbeiten zum anatomischen und funktionalen Sprunggelenkskomplex stammen von Inman [119; 120] und dienen als Grundlage für diesen Abschnitt. Weitere wesentliche Informationen entstammen dem *Sobotta Atlas der Anatomie des Menschen* [235] sowie Kapandji (2006) [129].



**Abb. A.5:** Darstellung des oberen und unteren Sprunggelenks im Gesamten sowie die wichtigsten Bänder des Gelenks [273].

## Oberes Sprunggelenk

Tibia und Fibula bilden die proximale, der Talus die distale Gelenkfläche des OSG (Articulatio talocruralis). Wegen der Zapfenform des Talus ist die Rotationsachse des Gelenkes gegenüber der horizontalen nach lateral geneigt. Tibia und Fibula sind durch elastisches Bindegewebe verbunden (Membrana interossa cruris und Syndesmosis tibio fibularis). Dadurch werden sie zusammengehalten und umschliessen den Taluskopf wie eine Zange.

Nach Inman (1976) [119] kann es als Scharnierachse angenommen werden die nur einen Rotationsfreiheitsgrad erlaubt. Es legt in der Sagittalebene die Bewegung des Fußes zum Unterschenkel fest, bestimmt also die Beuge- bzw. Streckbewegung. Das Anheben des Fußes wird als Dorsalextension oder Dorsalflexion bezeichnet, das Absenken des Fußrückens als Plantarflexion.

Die (Dreh-)Achse des OSG ist nicht orthogonal zum Unterschenkel. Ihre Verkipfung gegenüber der Tibiachse wurde von Inman (1976) [119] gemessen und beträgt im Mittel über 107 in-vitro Fußpräparate  $82^\circ$ . Die Verdrehung der Scharniergelenkachse gegenüber der Fußmittellinie wurde ebenfalls von Inman (1969) gemessen [120]. Sie beträgt im Mittel über 46 in-vitro Fußpräparate  $84^\circ$  (vgl. Abbildung A.6).

Da die Talusrolle nach vorne hin breiter wird, wird das Bindegewebe um zwei bis drei Millimeter gedehnt dadurch wird eine sanfte Bremsung des Bewegungsauschlages erreicht und es sind von Seiten der Maleolengabel keine seitlichen Bewegungen des Fußes möglich [205].

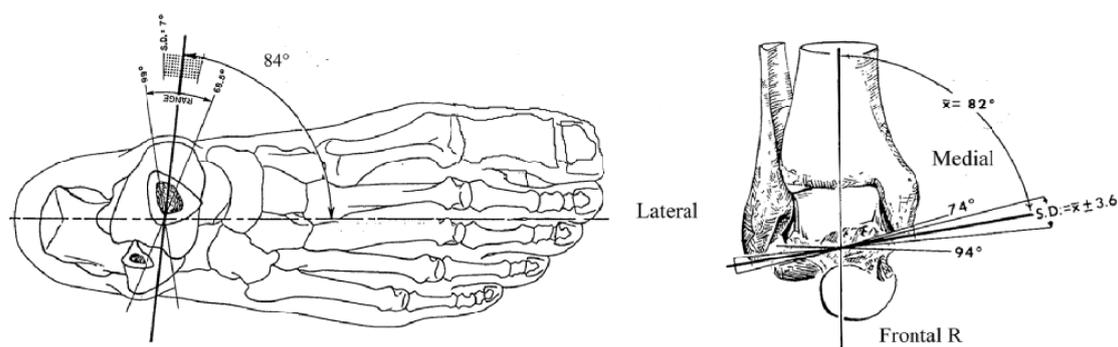


Abb. A.6: Lage der Gelenkachse des oberen Sprunggelenks nach Inman [119; 120]

Zur Durchführung der Dorsalextension sind vier Muskeln notwendig. An der Plantarflexion sind insgesamt sechs Muskeln beteiligt, wovon allerdings nur der *M. triceps surae* praktisch bedeutsam ist. Dieser besteht aus drei Muskelköpfen mit einer gemeinsamen Sehne, der Achillessehne (*Terdo calcaneus*).

### **Unteres Sprunggelenk**

Der Talus bildet die proximale, Calcaneus und Naviculare die distale Gelenkfläche des USG (*Articulatio talotarsalis*). Anatomisch wird das USG in das vordere untere (*Articulatio Talocalcaneonavicularis*) und das hintere untere (*Articulatio subtalaris*) unterteilt, die durch das Sprungbein-Fersenbein-Band (*Ligamentum talocalcaneum interosseum*) getrennt sind.

Beide Teile des USG bilden funktionell ein Walzen-/ Scharniergelenk (*Articulatio cylindrica*) mit einem Rotations-Freiheitsgrad. Es ermöglicht die Dreh- und Seitbewegung des Fußes um die vertikale Unterschenkel- und die Fußlängsachse. Die Drehung um die vertikale Achse entspricht einer Ad-/ Abduktion, die Drehung um die Fußlängsachse verändert die Stellung der Fußsohle (Pro-/ Supination). Allerdings erfolgen diese Bewegungen praktisch nie getrennt voneinander. Das Drehen der Fußsohle nach medial innen wird allgemein als Supination bezeichnet, das Drehen nach lateral außen als Pronation.

Die Verkippung der Scharniergelenkachse gegenüber der horizontalen wurde von Inman (1976) gemessen und beträgt im Mittel über 102 *in vitro* Fusspräparate 42°. Die Verdrehung der Scharniergelenkachse gegenüber der Fußmittellinie beträgt im Mittel über 102 *in vitro* Fußpräparate 23° [119], siehe Abbildung A.7.

Sowohl an der Pronation als auch an der Supination sind jeweils fünf Muskeln beteiligt. Dabei wirken die vier der fünf Muskeln die an der Supination beteiligt sind gleichzeitig auch als (Dorsal-) Flexoren, darunter auch der *M. triceps surae*.

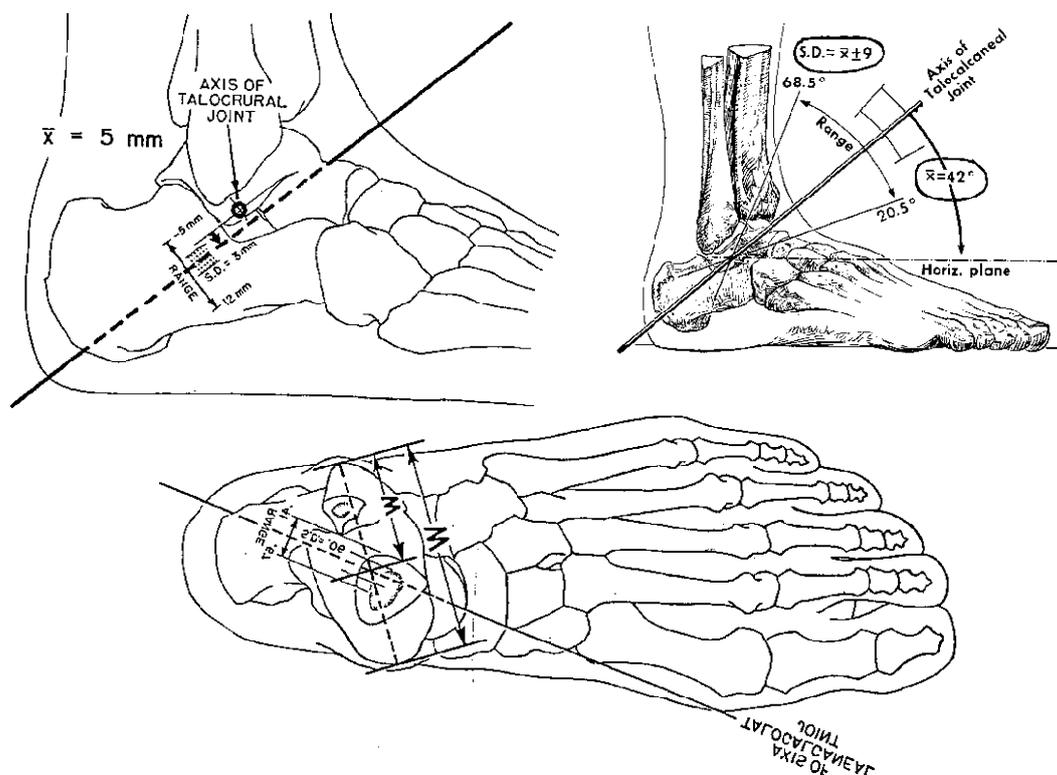


Abb. A.7: Lage der Gelenkachse des unteren Sprunggelenks nach Inman [119; 120]

## Bewegungsumfang des Sprunggelenks

Die Bewegungsmöglichkeit des Sprunggelenks setzt sich aus denen der beiden beteiligten Gelenke zusammen. Die isolierte Bestimmung des Bewegungsumfangs der beiden Teilgelenke ist schwierig, da es verschiedene anatomische und funktionelle Verbindungen gibt:

- Extreme Extensions- bzw. Flexionsbewegungen erfolgen nicht ausschließlich im OSG, sondern unter zusätzlicher Beteiligung der Fußwurzelgelenke.
- Ad-/ Abduktion bzw. Pro-/ Supination treten praktisch nicht allein auf. Eine Gelenkbewegung in einer Ebene wird von akzessorischen Bewegungen in den übrigen Ebenen begleitet, d.h. Adduktion ist zwangsläufig mit Supination und Abduktion zwangsläufig mit Pronation gekoppelt.

Im alltäglichen Leben gibt es darüber hinaus verschiedene Möglichkeiten, eine bestimmte Bewegung auszuführen. Die Drehung um die vertikale Achse in der horizontalen Ebene kann beispielsweise durch Innen-/ Außenrotation im gebeugten

Kniegelenk oder durch Drehung des gestreckten Beines in der Hüfte erreicht werden.

Trotzdem gibt es in der Literatur Angaben zu den möglichen Bewegungsumfängen. Repräsentative Werte sind in Tabelle ?? zusammengestellt. Die Nullposition bezüglich der die Winkel angegeben sind ist der aufrechte Stand.

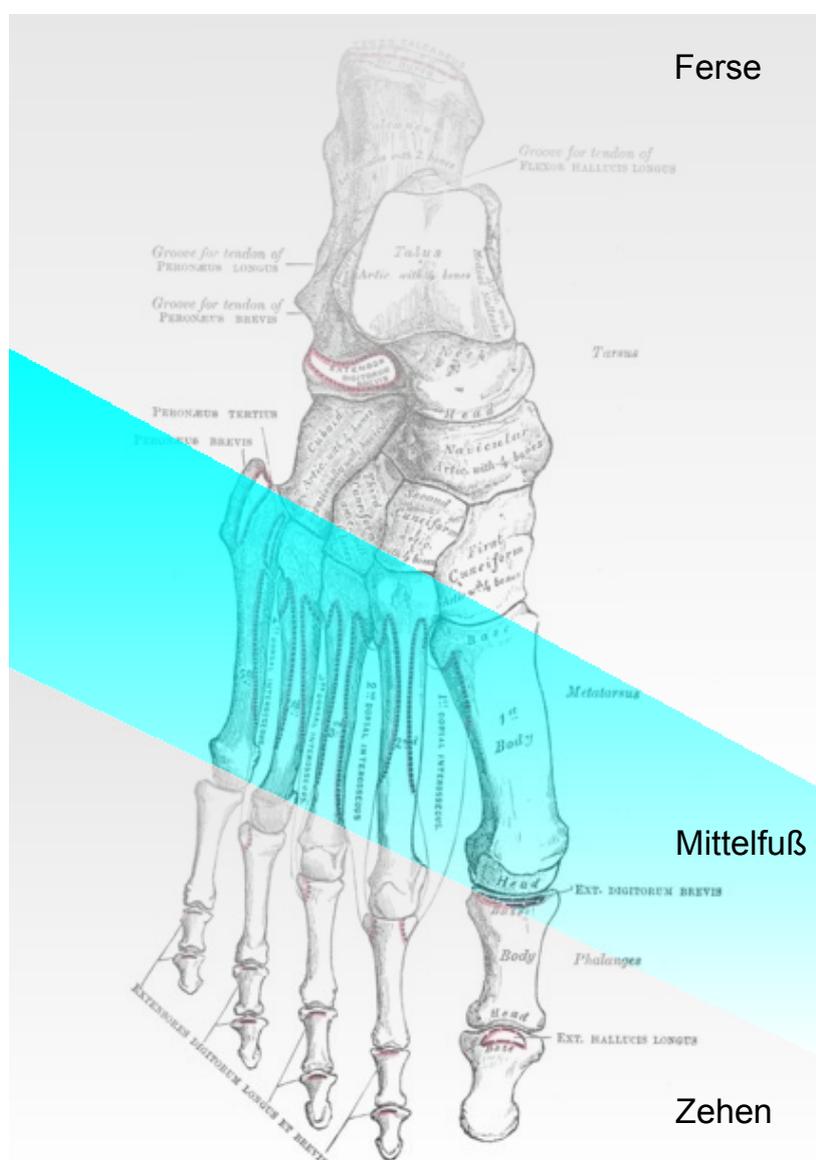
Gelenk	Bewegung	ROM [°]
OSG	Dorsalextension	20 - 30
	Plantarflexion	20 - 50
USG	Pronation	35 - 45
	Supination	25 - 30

**Tab. A.1:** Anatomische Bewegungsumfänge des menschlichen Sprunggelenks [247]

Alle Gelenke im Fußwurzelbereich ermöglichen zusammen mit den Bewegungsmöglichkeiten des Kniegelenks jede beliebige Stellung des Fußes im Raum. Ebenso ist durch die Bewegung des Kniegelenks eine Egalisierung einzelner Bewegungskomponenten im Sprunggelenk, v.a. des USG möglich.

## A.3 Der Fuß

Das Fußskelett besteht beim Menschen aus 26-28 einzelnen Knochen, die durch Gelenke miteinander verbunden sind. Sein modularer Aufbau ist sehr komplex und lässt sich grob in drei Teile untergliedern, die durch komplexe Gelenke miteinander verbunden sind, nämlich Calcaneus (Ferse), fünf Mittelfußknochen sowie die fünf Zehen, die wiederum aus mehreren Knochen bestehen [88] (siehe Abb. A.8).



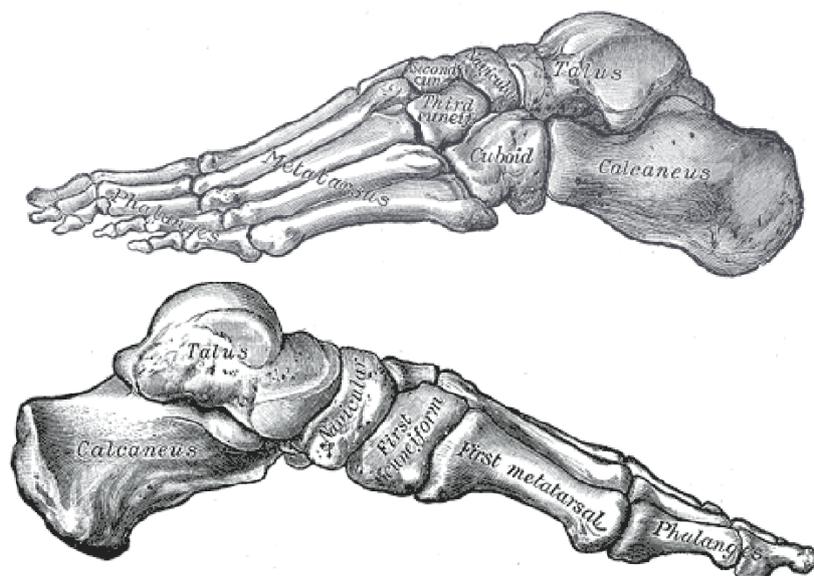
**Abb. A.8:** Unterteilung des menschlichen Fußes in drei Teile [52] basierend auf der anatomischen Darstellung des menschlichen Fußes nach Gray (1918) [88].

Die Verbindung von Mittelfuß zur Fußwurzel erfolgt über die Articulationes tarso-metarseae, die die sogenannte Lisfranc'sche Gelenklinie bilden, welche einen Winkel von ca.  $18^\circ$  gegenüber der Fuß-Mittellinie einschließt [129].

Das Metatarsalgelenk ist die gelenkige Verbindung zwischen Mittelfuß und Zehen und dessen Gelenklinie durchschnittlich um  $6^\circ$  gegenüber der Fußlängsachse gedreht ist.

Die Fußgelenke (Articulatio subtalaris, A. tarsi transversa, A. Tarsometatarsee) haben eine doppelte Funktion. Sie sorgen für die Orientierung des Fußes in den verbleibenden Ebenen des Raumes, so dass der Fuß immer auf dem Boden aufliegt, unabhängig von der Stellung des unteren Sprunggelenks. Daneben verändern die Fußgelenke die Fußwölbung wodurch eine Anpassung an den Untergrund sowie ein Stoßdämpfereffekt zwischen Unterschenkel und Fuß möglich wird. Dadurch erfolgt das Aufsetzen des Fußes weich bzw. elastisch.

In Abb. A.9 ist die Gewölbestructur des Fußes (der Plantar Pedis) deutlich erkennbar. Dieses Gewölbe wird von drei Bögen getragen, dem vorderen Querbogen sowie dem medialen und lateralen Längsbogen, wobei der mediale Bogen unter dynamischen Gesichtspunkten die wichtigste Struktur darstellt. Er ist der am stärksten ausgeprägte Bogen des Fußes, besteht aus fünf Knochen und weist eine Höhe von



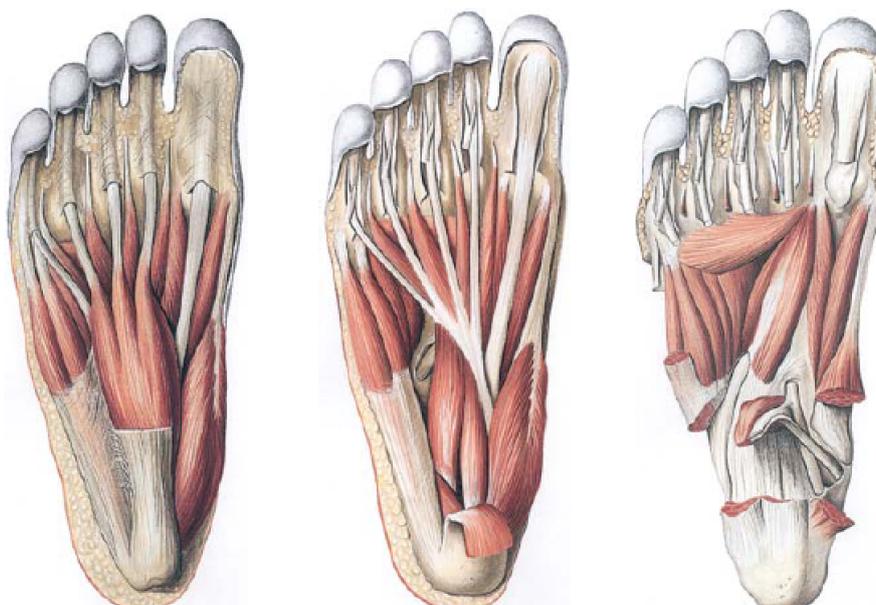
**Abb. A.9:** Struktur des menschlichen Fußes nach Gray (1918) [88] von lateral (oben) und medial (unten) gesehen. In der Darstellung ist die Gewölbestructur des Fußes deutlich erkennbar.

ca. 15-18 mm auf. Seine Kontaktpunkte mit dem Boden sind der Calcaneus sowie der Kopf des Os metatarsale I. Der Talus überträgt die Kräfte vom Unterschenkel auf das Fußgewölbe.

Der Bogen wird durch zahlreiche Bänder und Muskeln aufrecht gehalten (siehe Abb. A.10). Die Bänder sichern dabei bei kurzzeitigen hohen Belastungen während die Muskeln bei Dauerbelastungen ein Zusammenklappen des Gewölbes verhindern. Der M. abductor hallucis vespannt den gesamten tibialen Bogen.

Der laterale Bogen besteht aus drei Knochenelementen und ist ca. 3 bis 5 mm hoch. Er wird wie der mediale Bogen von zahlreichen Bändern und den M. abductor digiti minimi gesichert, der den gesamten fibularen Bogen verspannt.

Die quere Fußwölbung wird durch den vorderen Bogen vorgegeben, der durch alle Metatarsalköpfe verläuft und von drei Muskeln gesichert wird.



**Abb. A.10:** Plantare Fuß-Sehnen und Muskelzüge des menschlichen Fußes [247].

Bei Belastung erfolgt die Verteilung der eingeleiteten Kräfte auf drei verschiedene Punkte.

- Über den Talushals und den vorderen Stützweiler des medialen Bogens wird der vordere mediale Auflagepunkt belastet.
- Über den Talushals und den Sustentaculum tali wird die Belastung auf den vorderen lateralen Auflagepunkt übertragen.

- Der hintere Stützpunkt erfährt seine Belastung über den Corpus tali, Articulatio subtalaris sowie den Corpus calcanei.

Die Belastungen wirken dabei beim aufrechten Stand etwa zur Hälfte auf dem hinteren Stützpunkt. Die andere Hälfte der Belastung verteilt sich etwa im Verhältnis 2:1 auf den vorderen medialen und den vorderen lateral Auflagepunkt.

# Anhang B

## Details zu den untersuchten Verletzungsfällen

## B.1 Beschreibung der analysierten Verletzungsfälle

### Verletzungsfall 1

Die Verletzung ereignet sich im 16 Meter-Raum. Der Torwart (= verletzte Person) im blauen Trikot läuft in einem leichten Rechtsbogen mit hohem Tempo aus dem Tor heraus in Richtung Gegenspieler, der mit Ball alleine auf das Tor zustürmt. Er verlangsamt seinen Lauf etwas, um den Gegner zu stellen, befindet sich also in einer Abwehrsituation. Als der Gegenspieler den Ball vorbeispielt, bremst der Torwart seine Laufbewegung nach vorne stark ab und will gleichzeitig seine Laufrichtung um ca. 90° nach rechts ändern um dem Stürmer hinterher zu laufen. Zum Zweck der schnellen Richtungsänderung setzt der Torwart den linken Fuß schnell komplett auf dem Rasen auf. Im Video ist in der Nahaufnahme eine starke Verdrehung von Oberschenkel zu Unterschenkel des linken Beines erkennbar, siehe Abbildung B.1, Bild 4.

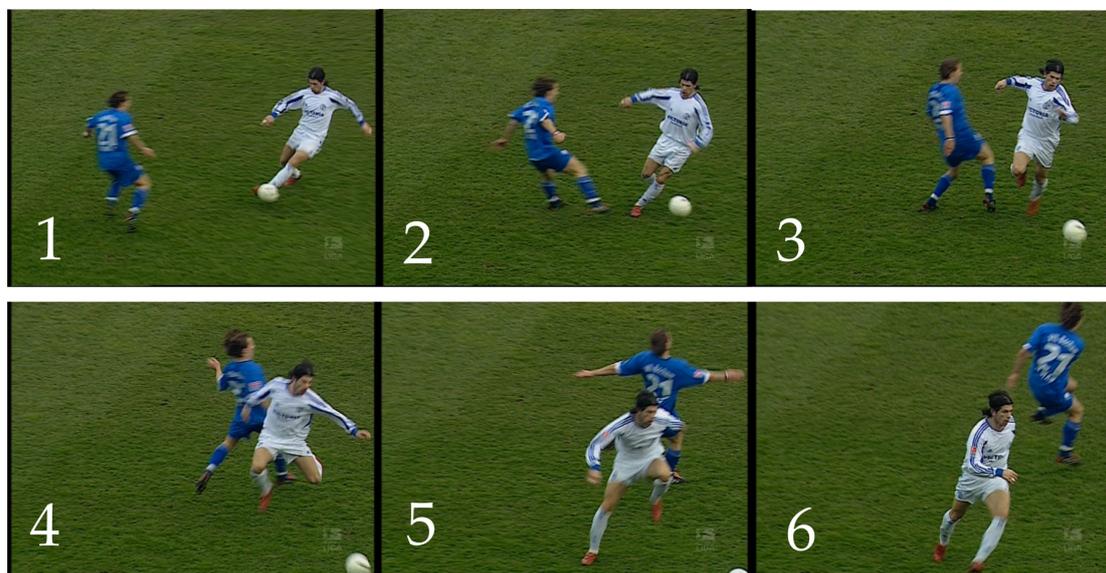
Der Torwart verletzt sich das linke „kurvenäußere“ Bein. Die Situation scheint von Seiten des Torwarts sehr kontrolliert abzulaufen und es gibt keinen Körperkontakt mit dem Gegenspieler während der gesamten Verletzungssituation; weder mit dem verletzten Fuß noch mit anderen Körperteilen. Auch eine Behinderung oder ein aus dem Gleichgewicht bringen durch den Gegenspieler ist nicht feststellbar.



**Abb. B.1:** Bildfolge des Verletzungsfalls Nr. 1. Es verletzt sich der Spieler im blauen Trikot während einer Abwehraktion. Die Verletzung ereignet sich vermutlich im Zeitraum von Bild Nr. 3 oder Nr. 4 wo die starke Verdrehung von Oberschenkel zu Unterschenkel des linken Beines auftritt.

## Verletzungsfall 2

Die Verletzung ereignet sich zentral in der Spielfeldmitte, in der Nähe der Mittellinie. Zwei Spieler sprinten aus entgegengesetzter Richtung auf den Ball zu. Der Spieler, der den Ball zuerst erreicht, legt ihn sofort am heranstürmenden Gegner (= verletzter Spieler) vorbei. Dieser versucht, durch das Ausstellen des rechten Beines doch noch an den Ball zu kommen, zieht es aber sofort wieder zurück, um ein Foul zu vermeiden. Mit dem nächsten Bodenkontakt des linken Beines versucht er seine Geschwindigkeit stark zu verringern (wahrscheinlich Richtungsänderung beabsichtigt). Während dieses Bodenkontaktes passiert die Verletzung. Es ist keine aktive Richtungsänderung erkennbar. Die Landung auf dem verletzten Bein scheint keine 100%ig kontrollierte Landung zu sein, sondern der verletzte Spieler weicht dem Gegenspieler aus. Es gibt keinerlei Körperkontakt zwischen den Spielern vor, während oder nach der Verletzungssituation. Im Video ist keine abnormale Bewegung wie z.B. Verdrehung des Unterschenkels zum Oberschenkel sichtbar, jedoch ein kurzes „Wegknicken“ des linken Kniegelenks nach innen.



**Abb. B.2:** Bildfolge des Verletzungsfalls Nr. 2. Der Spieler im blauen Trikot verletzt sich in diese Situation am vorderen Kreuzband des linken Knies. Die Verletzung ereignet sich vermutlich im Zeitraum zwischen Bild Nr. 2 und Nr. 3 wo sich der Fuß vollständig in Kontakt mit dem Boden befindet und das Knie leicht nach innen wegknickt.

### Verletzungsfall 3

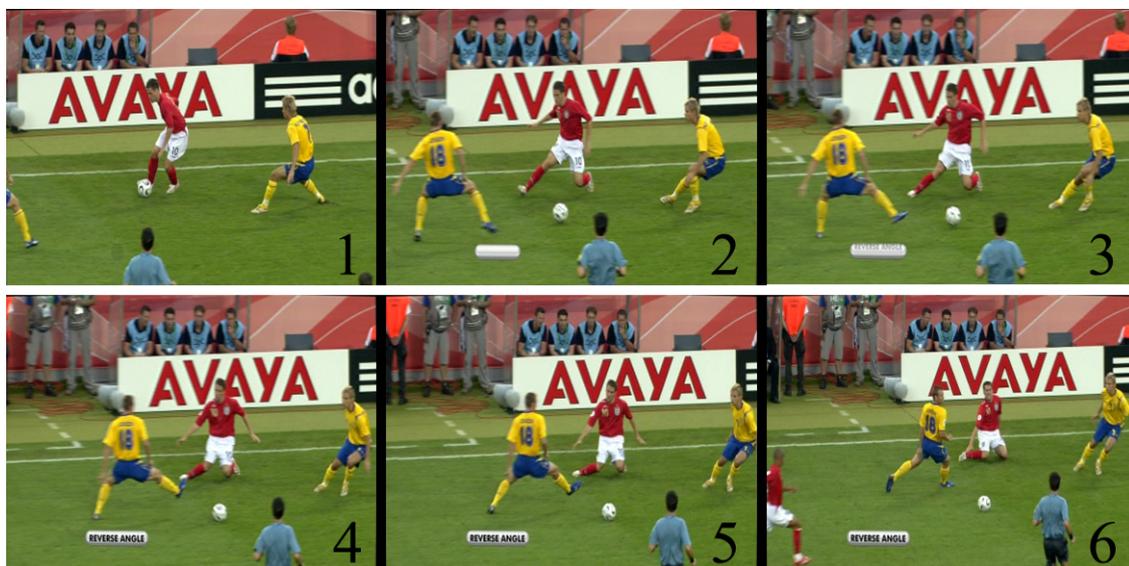
Die Verletzung ereignet sich in der Mitte des Spielfelds, ca. 10 m vor der Mittellinie. Der Ball wird aus dem 16 m-Raum hoch nach vorne gespielt und zwei Spieler sprinten nebeneinander nach dem von oben heran fliegenden Ball. Der verletzte Spieler (im gelben Trikot im Hintergrund) versucht im Sprung (Absprung mit dem linken Bein) den Ball unter Kontrolle zu bekommen und berührt ihn mit seinem rechten Fuß. Während des Sprungs wird er von seinem Gegenspieler leicht, aber nicht unfair, am Oberschenkel und Arm berührt. Der verletzte Spieler macht vor der Landung eine leichte Drehung in der Luft und kommt danach zuerst mit dem linken (Absprung-) Bein auf. Den drohenden Sturz will er mit dem rechten (= verletzten) Bein durch einen großen, leicht nach außen versetzten Ausfallschritt vermeiden. Der Körper ist in diesem Moment quer zur Bewegungsrichtung weshalb er seinen rechten Fuß ebenfalls quer aufsetzt. Auf den Bildern ist eine Verblockung des Schuhs im Rasen erkennbar, während die Drehbewegung des Körpers weitergeht. Der Bewegungsablauf erscheint vor allem ab Mitte der Situation (ab Bild 4 in Abbildung B.3) nicht vollständig kontrolliert, möglicherweise aufgrund des Körperkontakts während der Flugphase. Eine Verdrehung des Oberschenkels zum Unterschenkel und ein Wechsel zwischen Varus- und Valgus-Position des Unterschenkels sind erkennbar.



**Abb. B.3:** Bildfolge des Verletzungsfalls Nr. 3. Es verletzt sich der Spieler im gelben Trikot im Hintergrund. Er versucht durch einen Ausfallschritt mit dem rechten Bein seine Landung zu kontrollieren. Die Verletzung ereignet sich vermutlich im Zeitbereich um Bild Nr. 4.

## Verletzungsfall 4

Der verletzte Spieler befindet sich in der Mitte der gegnerischen Hälfte etwa zwei bis drei Meter von der linken Seitenauslinie entfernt. Er bekommt einen leichten Pass nach außen zugespielt, dem er in langsamem Lauf kurz entgegen kommt, annimmt und mit dem zweiten Kontakt mit dem rechten Fuß (= verletzte Seite) zwischen zwei gegnerischen Spielern hindurch in die Mitte zu einem nachrückenden Mitspieler weiterspielt. Vermutlich will der Spieler dann sofort die Seitenlinie entlang starten, um sich wieder in Position zu bringen. Dabei fällt der Spieler ohne jeglichen Gegnerkontakt in sich zusammen. In der Nahaufnahme ist eindeutig das Nachgeben des Knies („vordere Schublade“) zu erkennen. Beim Aufsetzen des rechten Beins befindet sich der Unterschenkel in einer starken Valgus-Position, das Knie ist leicht gebeugt. Die ganze Bewegung erscheint völlig kontrolliert. Zum Zeitpunkt der Verletzung befindet sich der verletzte Spieler annähernd in Ruhe. Er möchte quer zu seiner aktuellen Fuß-/ Beinposition loslaufen, weshalb eine Drehung des Oberkörpers in die geplante Laufrichtung zu sehen ist.



**Abb. B.4:** Bildfolge des Verletzungsfalls Nr. 4. Der Spieler im roten Trikot in der Bildmitte versucht sofort nach dem Abspielen des Balls abzustoppen und seine Bewegungsrichtung zu ändern. Die Verletzung ereignet sich vermutlich im Zeitbereich zwischen Bild Nr. 4 und Nr. 5.



# Anhang C

## Details zur Computersimulation

### C.1 Differenzen zwischen Soll- und Ist-Winkel für die Simulationen der Verletzungsfälle

#### Verletzungsfall Nr. 1

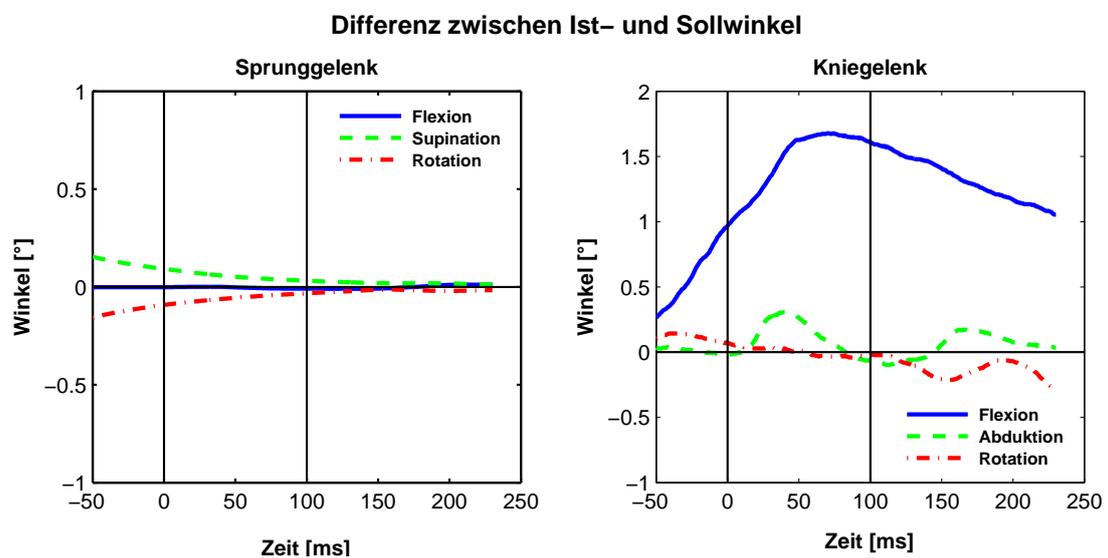


Abb. C.1: Differenzen zwischen Soll- und Ist-Winkel im Sprung- und Kniegelenk des HANAVAN-Modells für die Simulation des Verletzungsfalles Nr. 1

## Verletzungsfall Nr. 2

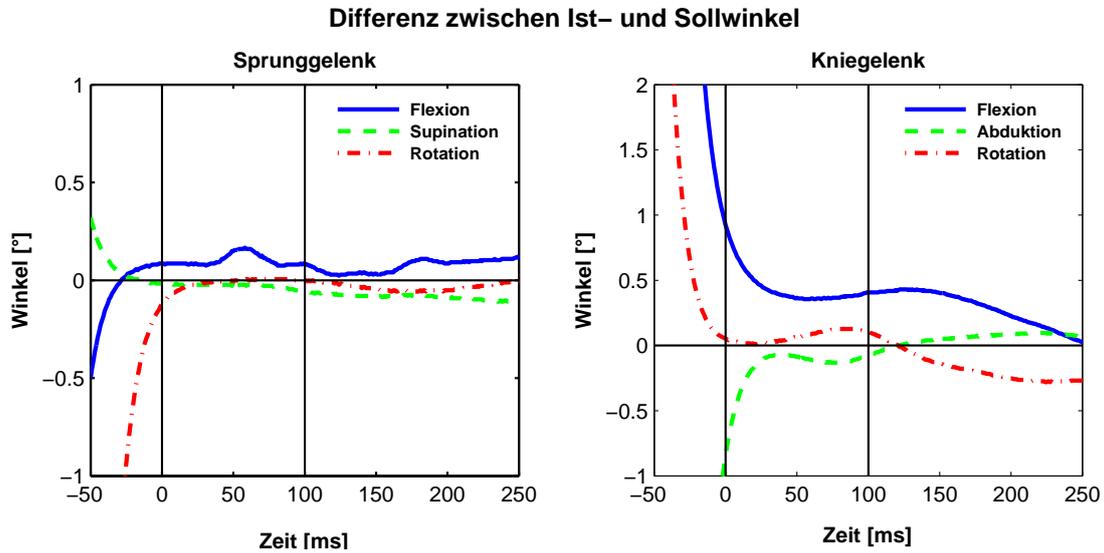


Abb. C.2: Differenzen zwischen Soll- und Ist-Winkel im Sprung- und Kniegelenk des HANAVAN-Modells für die Simulation des Verletzungsfalls Nr. 2

## Verletzungsfall Nr. 3

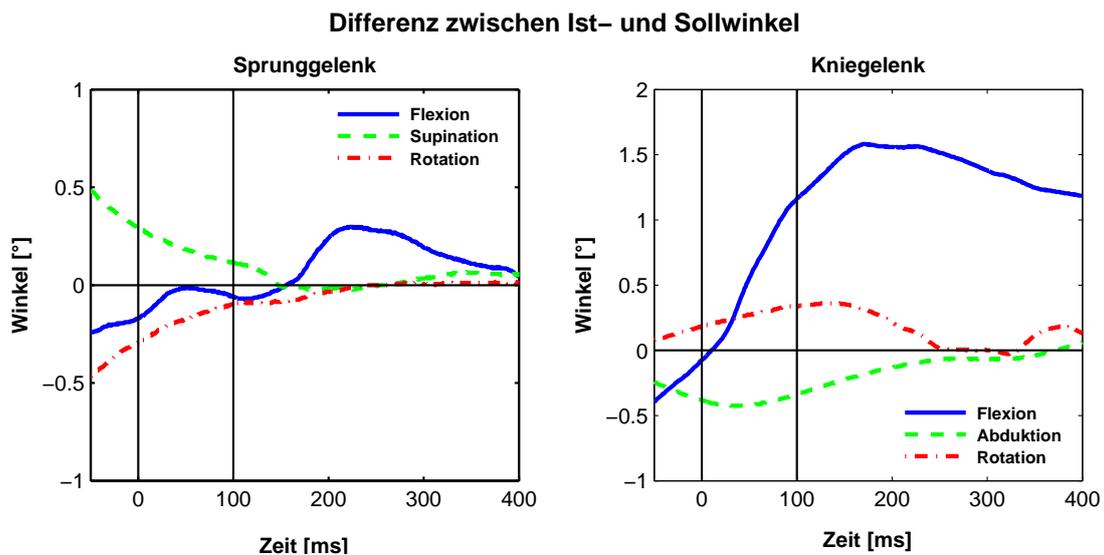
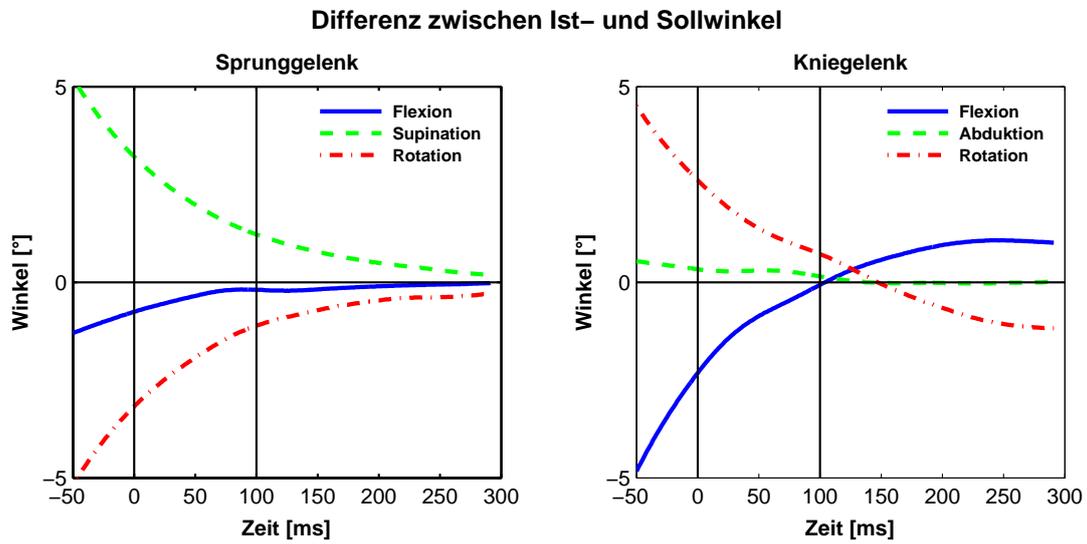


Abb. C.3: Differenzen zwischen Soll- und Ist-Winkel im Sprung- und Kniegelenk des HANAVAN-Modells für die Simulation des Verletzungsfalls Nr. 3

## Verletzungsfall Nr. 4



**Abb. C.4:** Differenzen zwischen Soll- und Ist-Winkel im Sprung- und Kniegelenk des HANAVAN-Modells für die Simulation des Verletzungsfalls Nr. 4



# Anhang D

## Details zum TrakTester

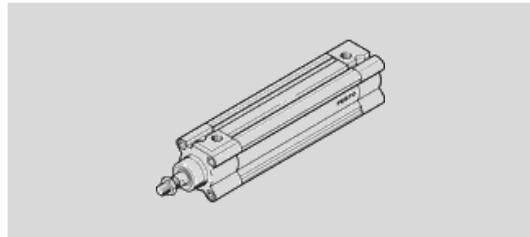
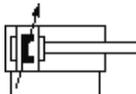
### D.1 Technische Daten

## Druckzylinder

### Datenblatt: Normzylinder DNCB-100-320-PPV-A – 532906

**FESTO**

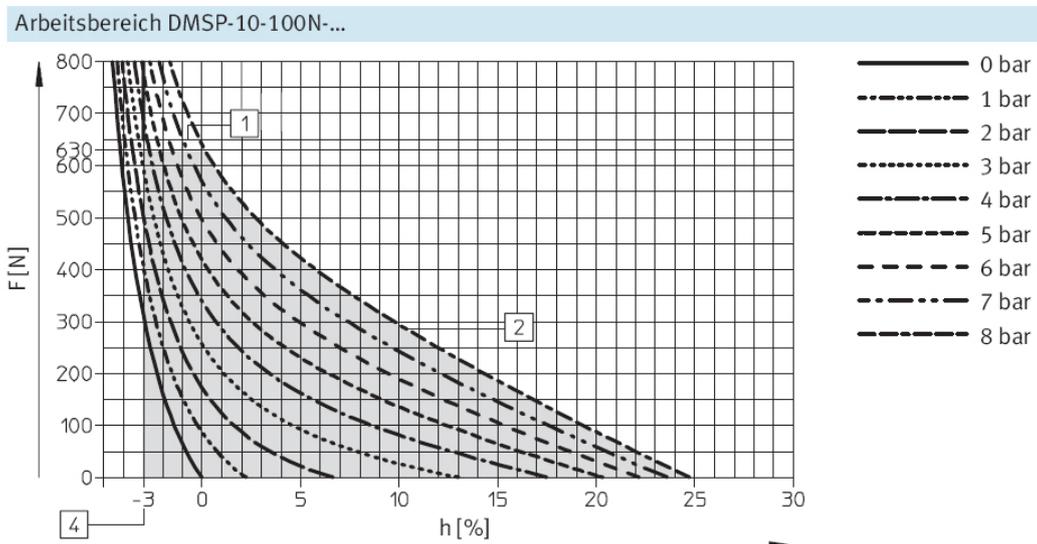
Funktion



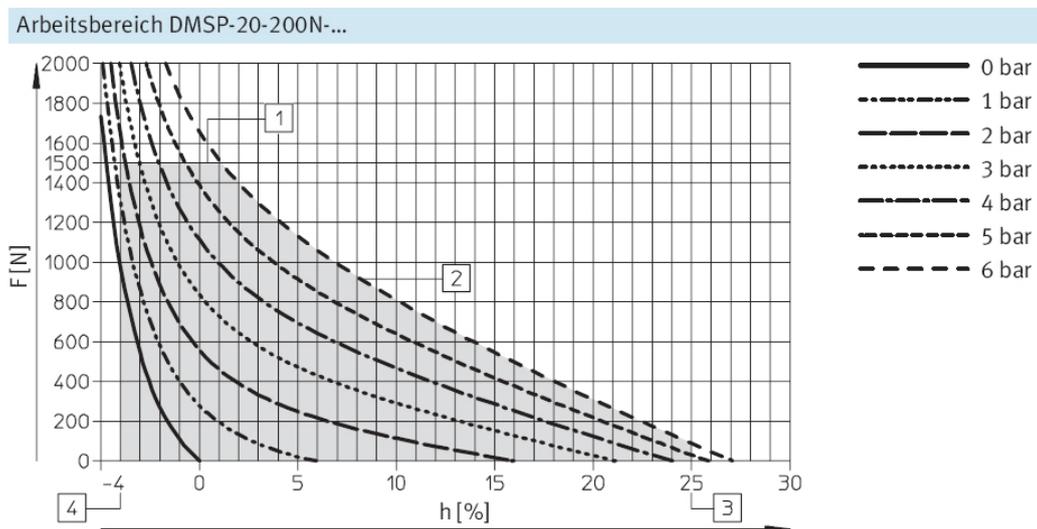
Merkmal	Werte
Hub	320 mm
Kolben-Durchmesser	100 mm
Kolbenstangengewinde	M20x1,5
Dämpfung	PPV: pneumatische Dämpfung beidseitig einstellbar
Einbaulage	beliebig
Entspricht Norm	ISO 15552 (bisher auch VDMA 24652, ISO 6431, NF E49 003.1, UNI 10290)
Kolbenstangenende	Außengewinde
Konstruktiver Aufbau	Kolben Kolbenstange Profilrohr
Positionserkennung	für Näherungsschalter
Varianten	einseitige Kolbenstange
Betriebsdruck	0,6 - 12 bar
Funktionsweise	doppeltwirkend
Betriebsmedium	getrocknete Luft, geölt oder ungeölt
Korrosionsbeständigkeitsklasse KBK	2
Umgebungstemperatur	-20 - 80 °C
Aufprallenergie in den Endlagen	3 J
Dämpfungslänge	32 mm
Theoretische Kraft bei 6 bar, Rücklauf	4.418 N
Theoretische Kraft bei 6 bar, Vorlauf	4.712 N
Bewegte Masse bei 0 mm Hub	1.045 g
Gewichtszuschlag pro 10 mm Hub	101 g
Grundgewicht bei 0 mm Hub	4.575 g
Zuschlag bewegte Masse pro 10 mm Hub	39 g
Befestigungsart	mit Zubehör mit Innengewinde
Pneumatischer Anschluss	G1/2
Werkstoffinformation Deckel	Aluminium-Druckguss beschichtet
Werkstoffinformation Dichtungen	TPE-U(PU)
Werkstoffinformation Kolbenstange	hochlegierter Stahl
Werkstoffinformation Zylinderrohr	Aluminium-Knetlegierung

Abb. D.1: Datenblatt des pneumatischen Zylinders zur Erzeugung der axialen Vorlast [73].

## Pneumatischer Muskel



**Abb. D.2:** Arbeitsbereich des (kleinen) pneumatischen Muskels DMSP10. Dargestellt ist die erzeugte Kraft und die maximale Längenänderung (Verkürzung) des Muskels in Abhängigkeit vom Betriebsdruck [73].



**Abb. D.3:** Arbeitsbereich des (kleinen) pneumatischen Muskels DMSP20. Dargestellt ist die erzeugte Kraft und die maximale Längenänderung (Verkürzung) des Muskels in Abhängigkeit vom Betriebsdruck [73].

## Sechs-Komponenten-Kraftmesszelle

OMEGA160



**Product Advantages**

**Industrial:**

- Mounting plate may be bored for a 40mm through-hole in some cases.

**Extremely High Strength:**

- EDM wire-cut from high yield-strength stainless steel.
- Maximum allowable single-axis overload values are 4.2 to 15.2 times rated capacities.

**High Signal-to-Noise Ratio:** Silicon strain gauges provide a signal 75 times stronger than conventional foil gauges. This signal is amplified, resulting in near-zero noise distortion.

**IP60, IP65 and IP68 (10m) Versions Available:** An IP60 version is for use in dusty environments. The IP65 version of the transducer provides protection against water spray. The IP68 version is for underwater environments to a maximum depth of 10 meters in fresh water. Contact ATI Industrial Automation for drawings and more information.

**The Omega160 F/T transducer**  
The transducer is made of hardened stainless steel, and the tool and mounting adapters are made of high-strength aircraft aluminum.

**Typical Applications**

- Rehabilitation research
- Product testing
- Orthopedic research
- Robotic assembly
- Telerobotics
- Part placement and removal in precision fixtures

SENSING RANGES		Calibrations							
		US-200-1000		US-300-1800		US-600-3600			
ENGLISH CALIBRATIONS	Axes								
	Fx, Fy (±lbf)	200		300		600			
	Fz (±lbf)	500		875		1500			
	Tx, Ty (±lbf-in)	1000		1800		3600			
	Tz (±lbf-in)	1000		1800		3600			
RESOLUTION		System Type*							
		CON		DAQ		CON		DAQ	
ENGLISH CALIBRATIONS	Axes								
	Fx, Fy (lbf)	1/16	1/128	5/34	5/272	1/4	1/32		
	Fz (lbf)	1/8	1/64	5/17	5/136	1/2	1/16		
	Tx, Ty (lbf-in)	1/4	1/32	5/8	5/64	1	1/8		
	Tz (lbf-in)	1/4	1/32	5/8	5/64	1	1/8		

SENSING RANGES		Calibrations							
		SI-1000-120		SI-1500-240		SI-2500-400			
METRIC CALIBRATIONS	Axes								
	Fx, Fy (±N)	1000		1500		2500			
	Fz (±N)	2500		3750		6250			
	Tx, Ty (±Nm)	120		240		400			
	Tz (±Nm)	120		240		400			
RESOLUTION		System Type*							
		CON		DAQ		CON		DAQ	
METRIC CALIBRATIONS	Axes								
	Fx, Fy (N)	1/4	1/32	1/2	1/16	1	1/8		
	Fz (N)	1/2	1/16	1	1/8	1 1/2	3/16		
	Tx, Ty (Nm)	1/40	1/320	1/20	1/160	1/10	1/80		
	Tz (Nm)	1/40	1/320	1/20	1/160	1/10	1/80		

Contact ATI for complex loading information. Resolutions are typical. All Sensors calibrated by ATI. \*CON: Controller F/T System, DAQ: 16-bit DAQ F/T System

28 VISIT [WWW.ATI-IA.COM](http://WWW.ATI-IA.COM) FOR CURRENT PRODUCT SPECIFICATIONS, 2-D DRAWINGS, AND 3-D CAD MODELS

Abb. D.4: Datenblatt der verwendeten 6-Komponenten Kraftmesszelle von ATI.

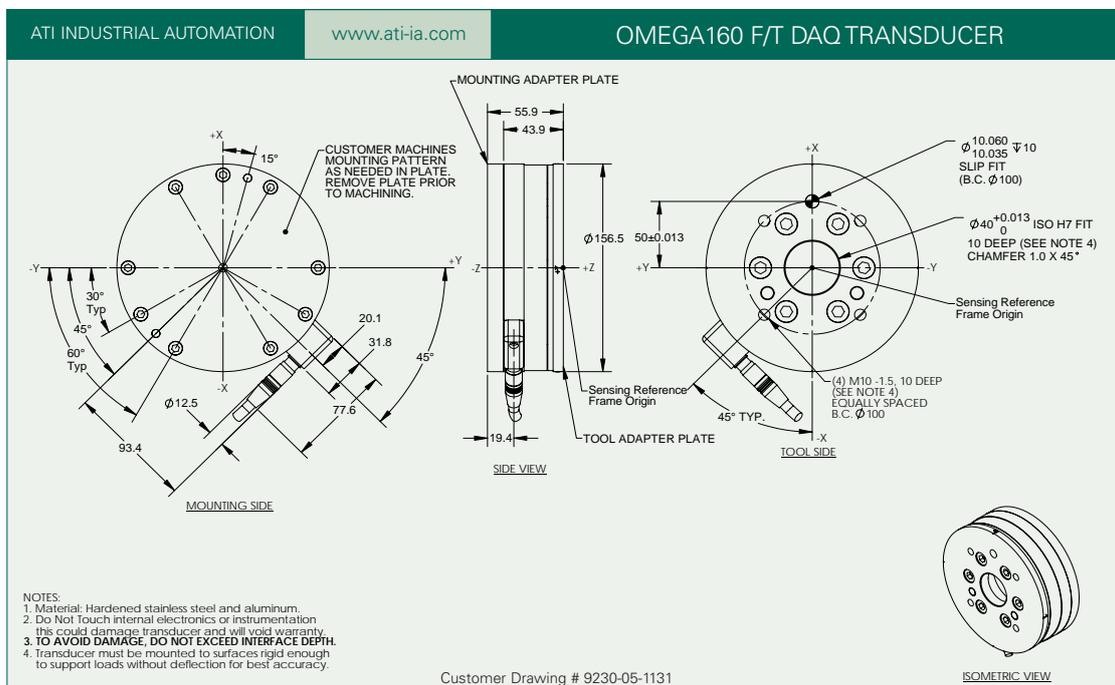


Single-Axis Overload	English	Metric
Fxy	±3938 lbf	±18000 N
Fz	±10751 lbf	±48000 N
Txy	±15217 lbf-in	±1700 Nm
Tz	±16667 lbf-in	±1900 Nm
Stiffness (Calculated)	English	Metric
X-axis & Y-axis force (Kx, Ky)	400x10 <sup>3</sup> lb/in	70x10 <sup>6</sup> N/m
Z-axis force (Kz)	680x10 <sup>3</sup> lb/in	120x10 <sup>6</sup> N/m
X-axis & Y-axis torque (Ktx, Kty)	2.9x10 <sup>6</sup> lbf-in/rad	330x10 <sup>3</sup> Nm/rad
Z-axis torque (Ktz)	4.6x10 <sup>6</sup> lbf-in/rad	520x10 <sup>3</sup> Nm/rad
Resonant Frequency (Non-IP rated, Measured)		
Fx, Fy, Tz	1300 Hz	
Fz, Tx, Ty	1000 Hz	
Physical Specifications	English	Metric
Weight*	6.0 lb	2.7 kg
Diameter*	6.14 in	156 mm
Height*	2.20 in	55.9 mm

*“ATI force/torque sensors use simple ActiveX controls that make it compatible with Open Robot Control Architecture. Ease of integration, rugged design and excellent performance are reasons that many customers use these force sensors with our robots, and it is now even easier with our PC-based SeikoRCS robot controller.”*

Everette Phillips  
General Manager  
Seiko Robotics

\*Specifications include standard interface plates and are for non-IP rated models. Diameter excludes any connector block.



VISIT WWW.ATI-IA.COM FOR CURRENT PRODUCT SPECIFICATIONS, 2-D DRAWINGS, AND 3-D CAD MODELS 29

Abb. D.5: Datenblatt der verwendeten 6-Komponenten Kraftmesszelle von ATI.

## Parotec Druckmesssohle

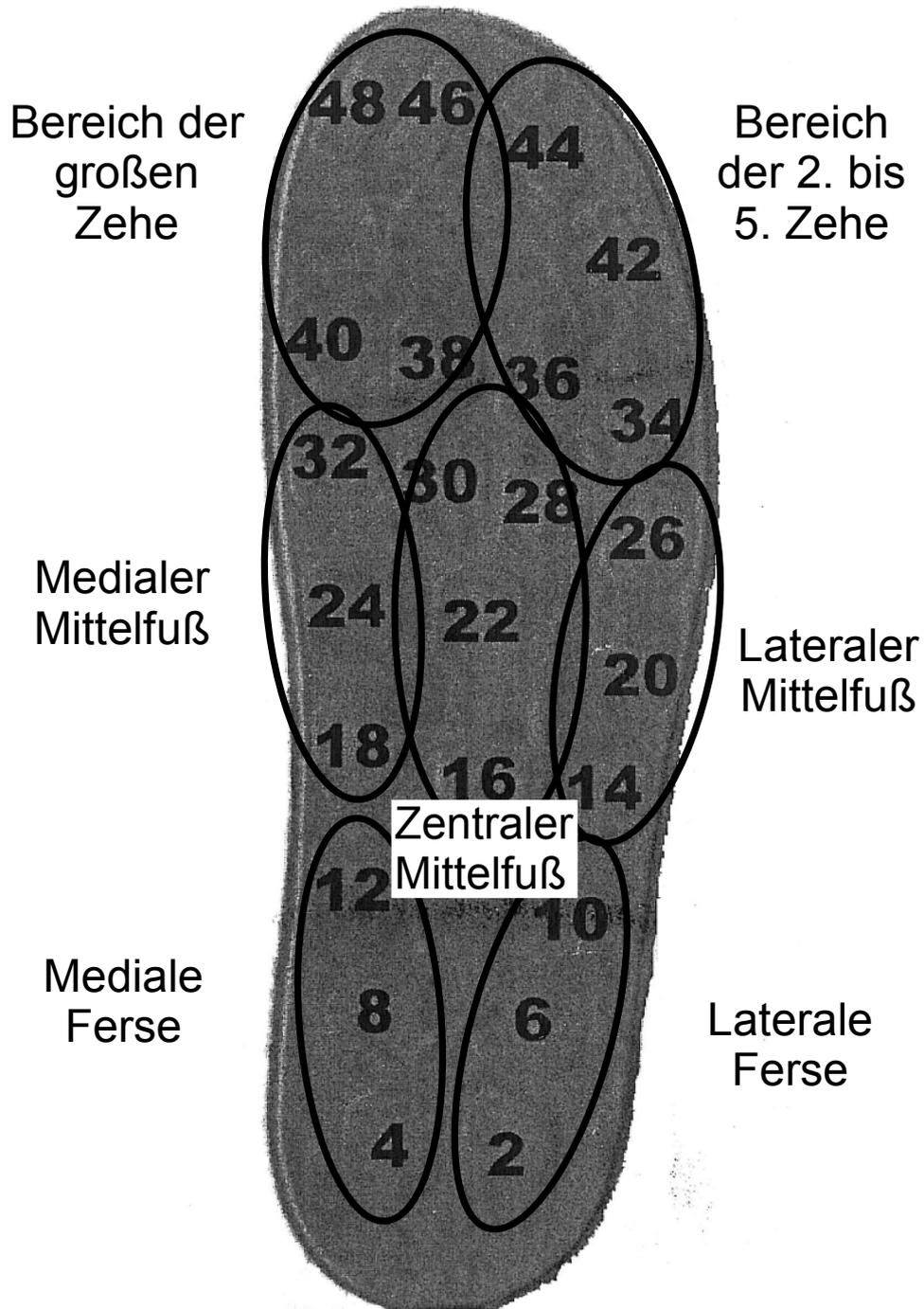
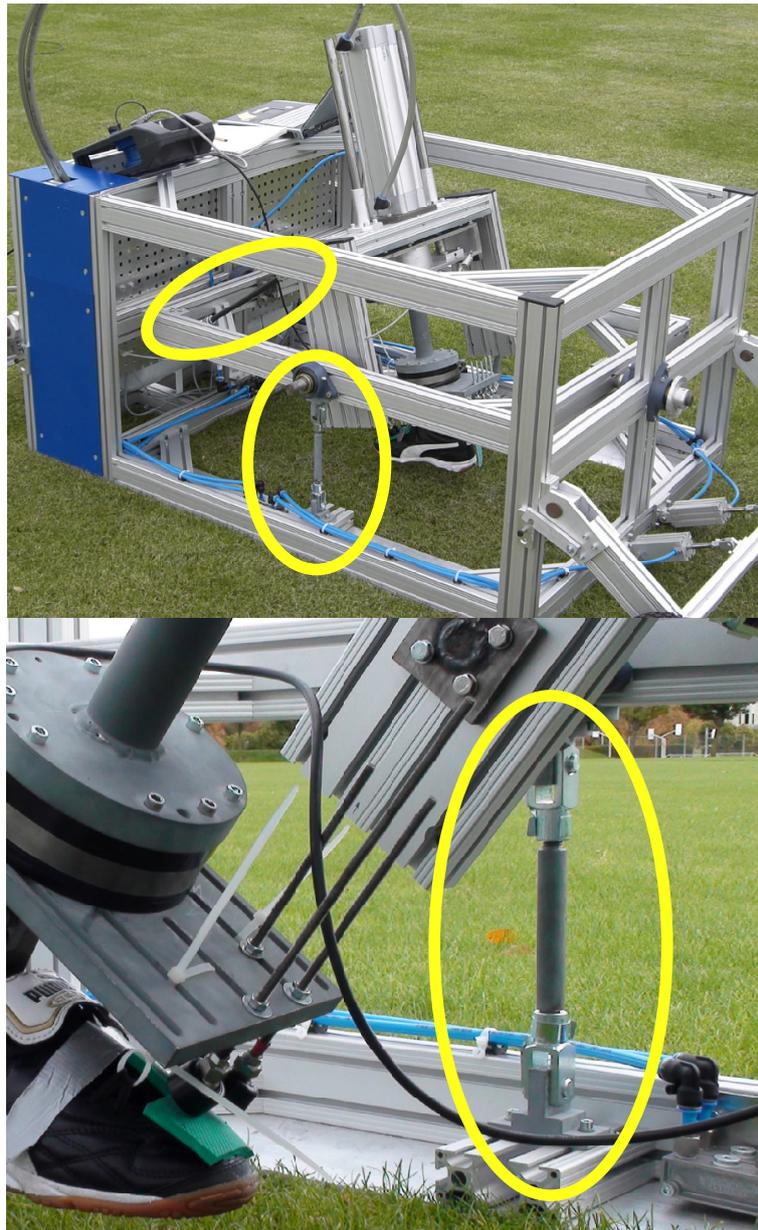


Abb. D.6: Sensoranordnung Parotec-Messsohle und Gruppierung der Sensoren.

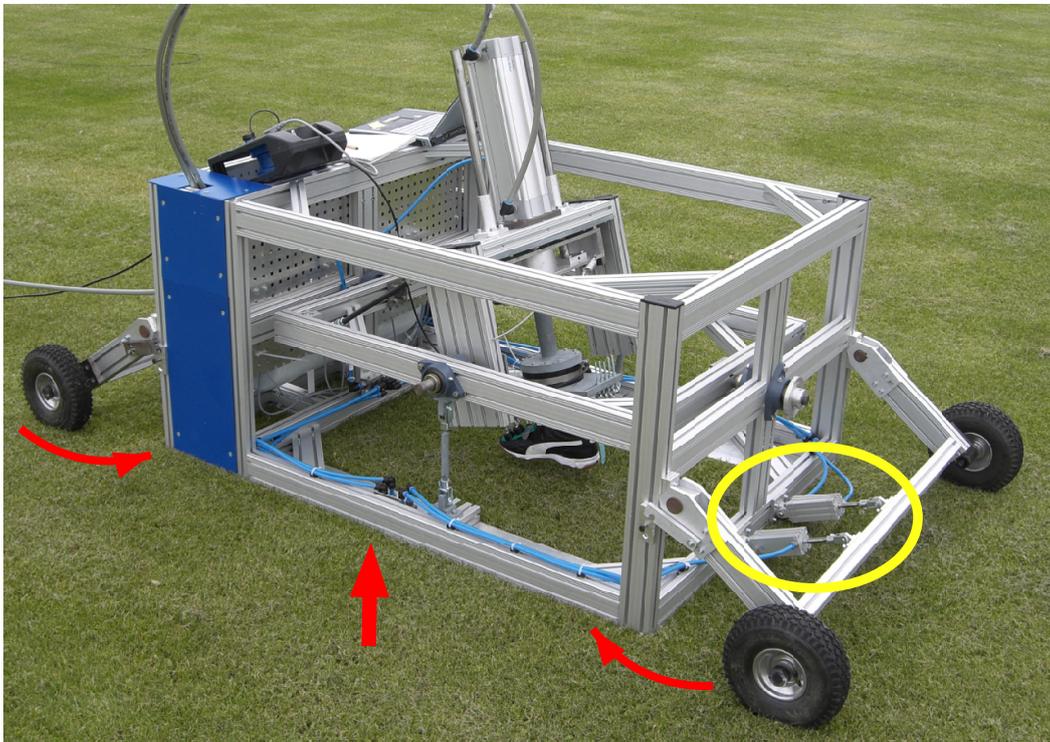
## D.2 Details Testgerät

### Winkeleinstellung und Winkelfeststellung



**Abb. D.7:** TrakTester Details - Winkeleinstellung und Winkelfeststellung. Die gelb markierten Stützstangen werden gemäß der Werte aus dem CAD-Programm CATIA auf die entsprechende Länge eingestellt. Durch die Abstützung auf beiden Seiten der inneren Rahmen ist eine feste Fixierung in der gewählten Winkelposition gewährleistet.

## Hubmechanismus



**Abb. D.8:** Funktionsprinzip des kombinierten pneumatischen Hub-/ Rollmechanismus des TrakTesters. Die kleinen pneumatischen Zylinder (gelbe Markierung) ziehen die Achse mit den Rädern an das Grundgerüst heran. Dadurch wird der TrakTester ca. 5 cm angehoben wodurch dieser nur noch auf seinen Gummi-Rädern steht und verschoben werden kann.

## D.3 Stollendesign der getesteten Fußballschuhe

Der „Adidas Copa Mundial“ (Schuh A) mit seinem klassischen, aus runden Nocken bestehendem Sohlendesign (vgl. Abb. D.9), wird unverändert seit Anfang der 1980er Jahre hergestellt und erfreut sich unter Spielern aller Könnensstufen nach wie vor großer Beliebtheit. Dieser Schuh ist der Ausgangspunkt der Entwicklung moderner Fußballschuhe und repräsentiert das sogenannte herkömmliche oder konventionelle Sohlendesign.

Die lamellenförmigen Nocken wurden von der Firma Adidas erstmals im Schuhmodell „Predator“ (Schuh B) eingeführt und kennzeichnen den nächsten Schritt in der Evolution der Fußballschuhe, bzw. des Fußballschuh-Stollendesigns. Das Sohlendesign des Adidas „Predator TRX FG“ ist weitgehend identisch mit dem des ursprünglichen Predator (siehe Abb. D.9). Der Schuh ist ein Vertreter für das neuartige Sohlendesign. Innerhalb dieser Gruppe ist er der Klassiker und im Fußball sehr weit verbreitet.

Der „Puma v1.06 i FG“, (Schuh D) unterscheidet sich vom Predator sowohl bezüglich der Form der Nocken, als auch bezüglich ihrer Anordnung (vgl. Abb. D.9). Vor allem im Fersenbereich gibt es keine vergleichbare Anordnung bei anderen Schuhen.

Beim „Nike Total90 Laser FG“ (Schuh C) sind lamellenförmige und runde Nocken vermischt (siehe Abb. D.9). Im Vorderfußbereich sind die runden Nocken durch längliche Stege miteinander verbunden. Zusätzlich sind zwei längliche, quer zur Fußlängsachse angeordnete Stege im Ballenbereich vorhanden. Im Fersenbereich verfügt der „Laser“ über zwei lamellenförmige Nocken auf jeder Seite, vergleichbar mit der Anordnung des „Adidas Predator“.



Abb. D.9: Stollendesign der getesteten Fußballschuhe. Klassisches Stollendesign = Schuh A, lamellen- bzw. ellipsenförmige Stollen = Schuh B und Schuh D, runde und lamellenförmige Stollen gemischt = Schuh C.

## Anhang E

Details zu den Ergebnissen der  
experimentellen Untersuchungen mit  
dem TrakTester

## E.1 Sensitivität des Testgeräts

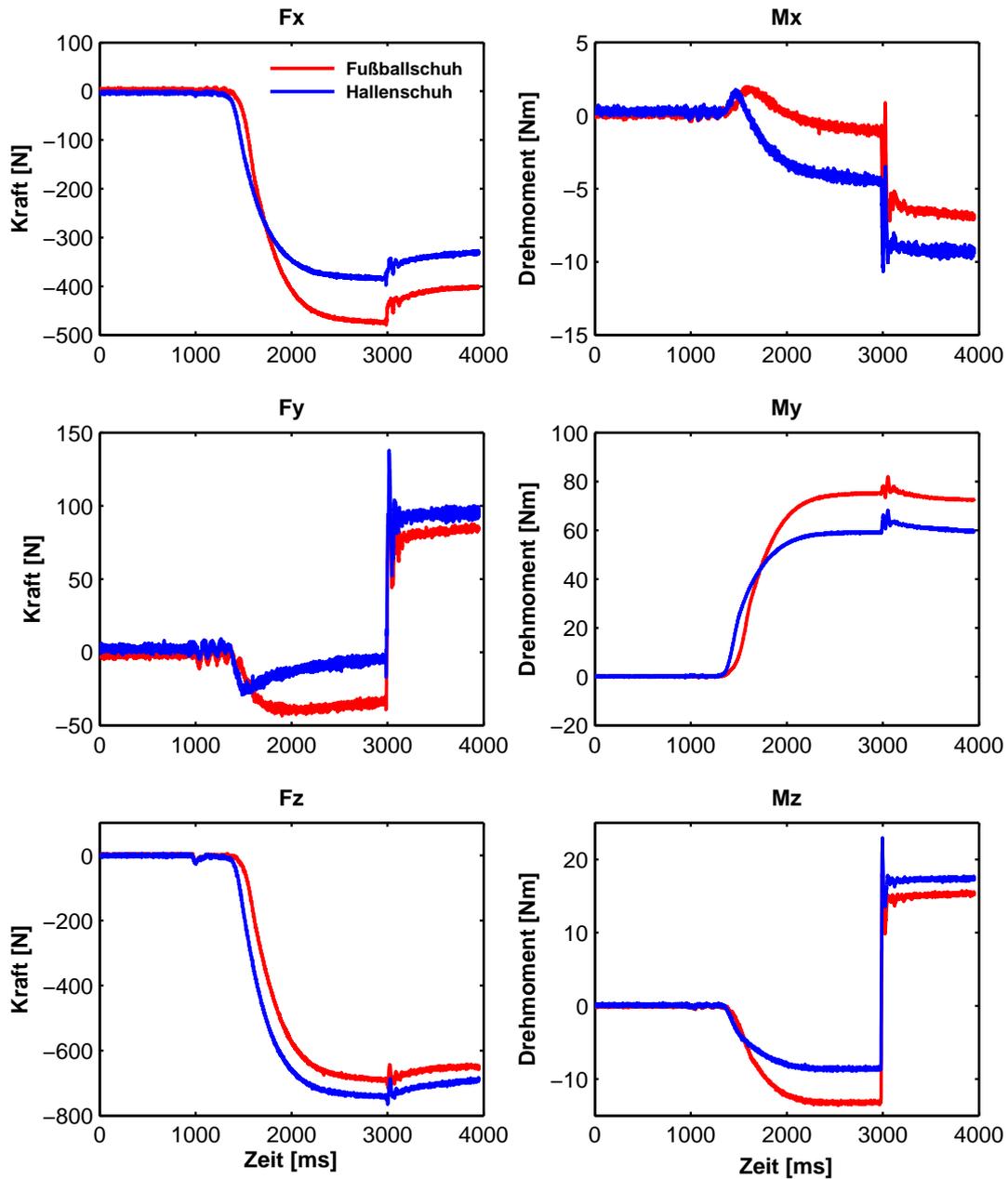
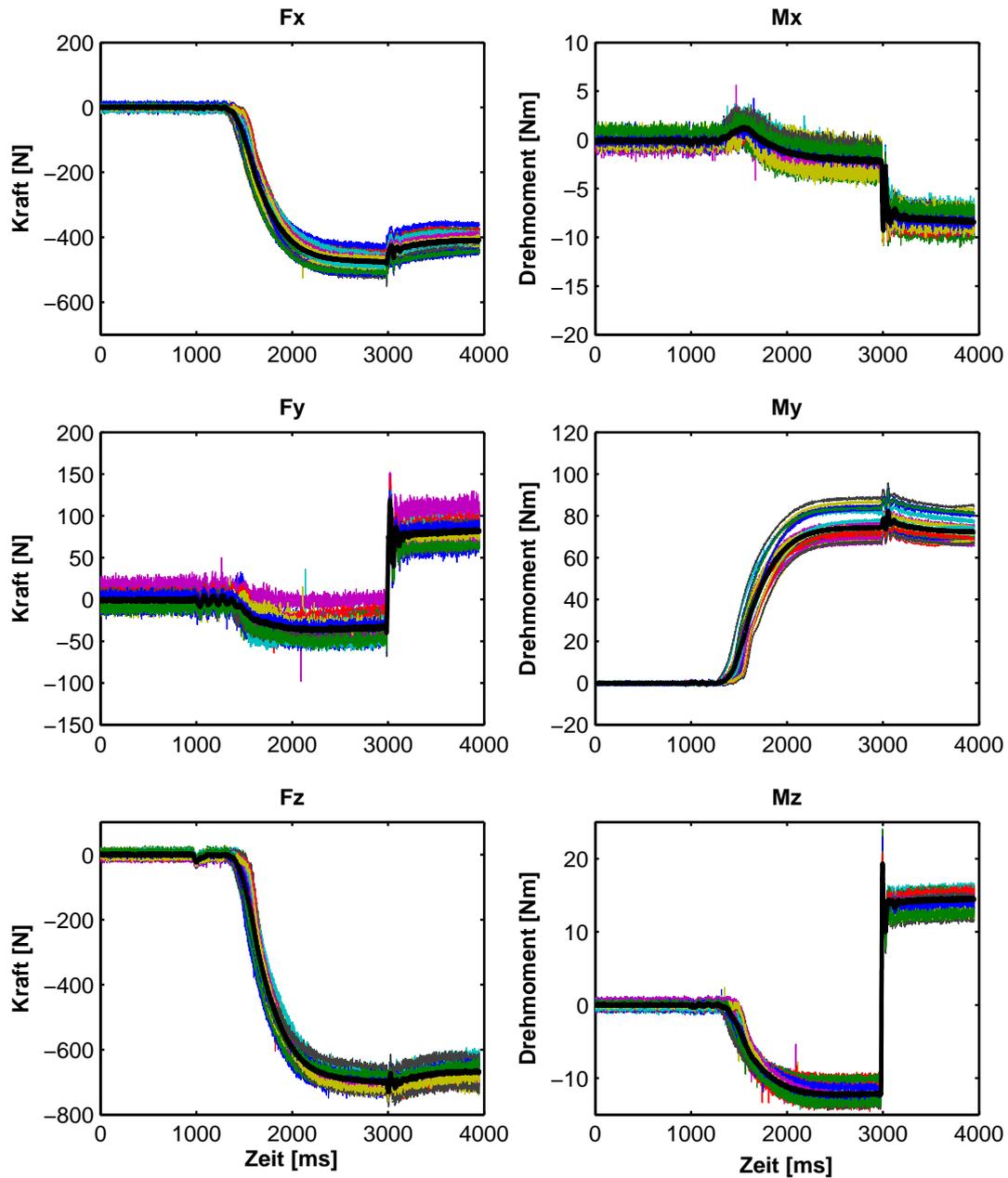


Abb. E.1: Vergleich der gemittelten Zeitverläufe aller sechs, mit der Kraftmesszelle oberhalb des Sprunggelenks (siehe Abb. 5.6) gemessenen Kraft- bzw. Momentkomponenten eines Fußballschuhs (rot) mit denen eines Hallenschuh ohne Stollen (blau).

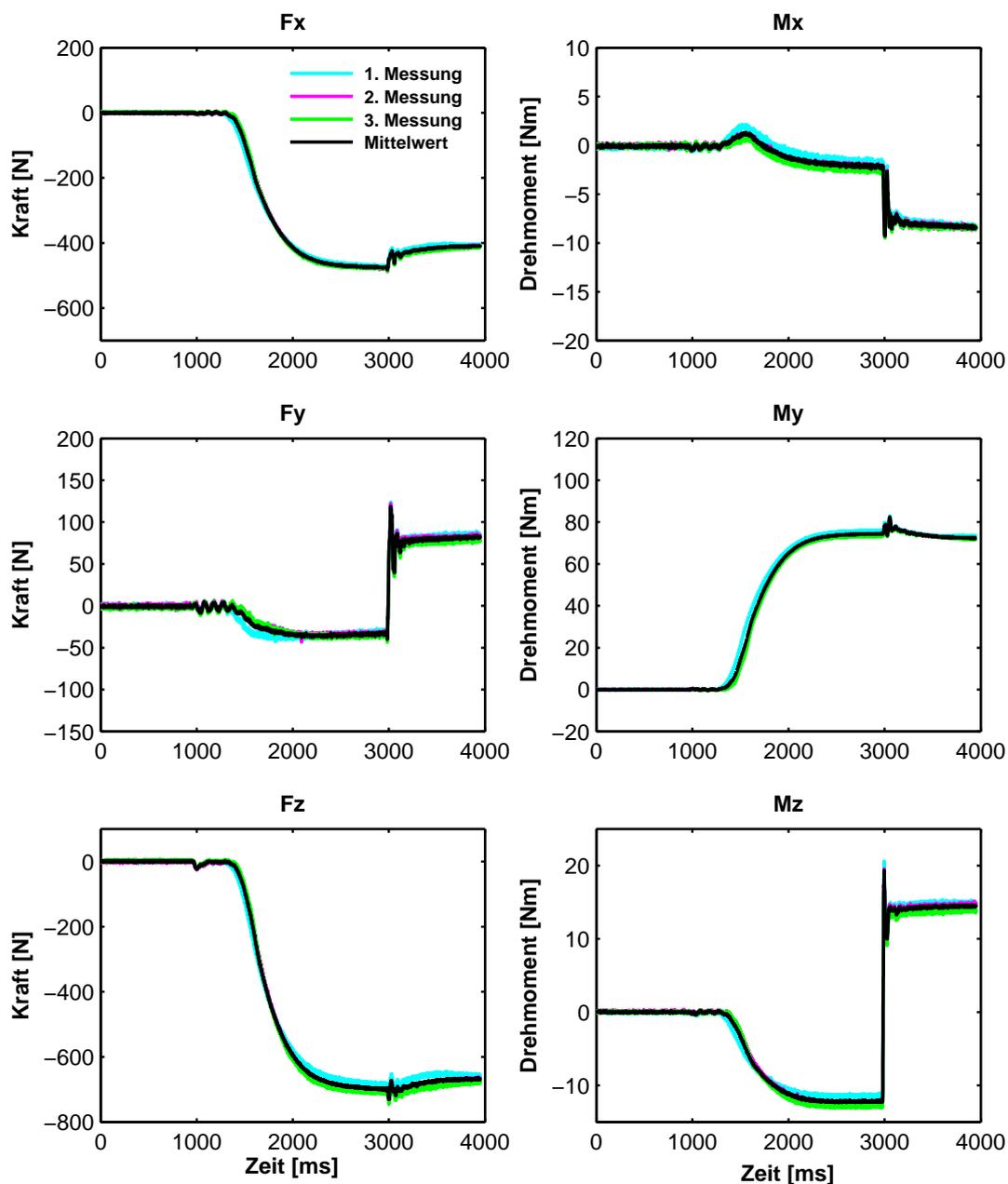
	$F_x$ [N]	$F_y$ [N]	$F_z$ [N]	$M_x$ [Nm]	$M_y$ [Nm]	$M_z$ [Nm]
<b>Standardabweichung Fußballschuh</b>	26,2	12,1	23,9	0,9	6,4	1,1
<b>Standardabweichung Hallenschuh</b>	16,9	17,6	31,0	1,3	5,3	0,8
<b>Mittlerer Abstand</b>	86,4	20,1	32,9	1,6	14,2	3,3
<b>Rel. Abstand [%]</b>	19,1	14,8	4,7	48,0	18,7	6,5

**Tab. E.1:** Standardabweichung für die Messungen mit dem Fußball- und Hallenschuh bei der Validierung der Sensitivität sowie die Beträge der berechneten mittleren Abweichung und der mittleren relativen Abweichung [%] zwischen beiden Schuhen. Die Abweichungen wurden jeweils für den Zeitbereich 100 ms vor der Momenteinleitung bis 200 ms danach berechnet.

## E.2 Reproduzierbarkeit



**Abb. E.2:** Darstellung der mit der Kraftmesszelle oberhalb des Sprunggelenks gemessenen Kraft- und Momentkomponenten aller 30 durchgeführten Messwiederholungen mit einem Fußballschuh zur Untersuchung der Wiederholgenauigkeit des TrakTesters sowie der daraus bestimmten Mittelwert-Zeitverläufe.



**Abb. E.3:** Einfluss der Durchführung mehrerer Messungen auf demselben Stück Rasen auf die gemessenen Kräfte bzw. Momente. Dargestellt sind die gemittelten Zeitverläufe der jeweils ersten, zweiten und dritten Messungen der durchgeführten Messreihen sowie der Zeitverlauf des Gesamt-Mittelwerts aller Messkurven.

	$F_x$ [N]	$F_y$ [N]	$F_z$ [N]	$M_x$ [Nm]	$M_y$ [Nm]	$M_z$ [Nm]
<b>Gesamtmittelwert aus allen Messungen</b>						
Standardabweichung	26,2	12,1	23,8	0,9	6,4	1,1
Variationskoeffizient [%]	5,8	1,5	3,4	23,2	8,4	3,1
<b>Erste Messung der Messreihen</b>						
Standardabweichung	29,1	11,3	23,3	0,9	7,4	0,9
Abweichung vom Mittelwert	6,3	1,9	-16,9	0,3	1,0	-0,6
<b>Zweite Messung der Messreihen</b>						
Standardabweichung	25,9	14,5	20,3	0,8	6,3	0,8
Abweichung zum Mittelwert	-2,0	1,0	4,6	-0,1	-0,3	-0,1
<b>Dritte Messung der Messreihen</b>						
Standardabweichung	24,5	10,3	18,2	0,9	5,9	1,1
Abweichung zum Mittelwert	-4,3	-2,9	12,4	-0,3	-0,7	0,6

**Tab. E.2:** Mittlere Standardabweichung und mittlerer Variationskoeffizient berechnet aus allen 10 Messreihen der Untersuchung der Reproduzierbarkeit sowie die Standardabweichungen der jeweils ersten, zweiten und dritten Messungen und ihre mittlere Abweichung zum Gesamt-Mittelwert.

## E.3 Lastfall Nr. 2

Schuh	Vorlast	SA	Peak	SA	L 200	SA	L 1000	SA
<b><math>F_x</math> [N]</b>								
MW	-824,26	-	88,59	-	-34,77	-	-223,44	-
A	-849,04	44,83	103,62	8,98	-23,10	9,10	-198,65	27,77
B	-843,43	32,77	96,62	5,79	-29,95	6,48	-234,11	32,53
C	-860,06	52,17	84,80	9,65	-29,86	5,53	-201,43	19,98
D	-744,51	37,99	69,32	6,66	-56,15	4,74	-259,57	18,65
E	-840,05	32,27	132,78	15,86	-0,45	7,39	-175,67	20,26
<b><math>F_y</math> [N]</b>								
MW	-340,21	-	126,07	-	60,76	-	-21,15	-
A	-398,52	18,52	123,48	8,55	63,79	6,80	-9,59	12,60
B	-362,07	12,36	125,26	8,42	51,91	7,75	-43,90	18,15
C	-333,71	15,88	132,16	13,47	72,75	15,26	-9,41	19,58
D	-266,56	13,95	123,38	5,02	54,59	4,64	-21,69	11,73
E	-311,26	15,53	152,07	7,37	76,30	8,90	13,16	10,43
<b><math>M_x</math> [Nm]</b>								
MW	-21,33	-	13,60	-	-5,19	-	-9,28	-
A	-19,81	1,14	13,50	0,73	-5,94	1,34	-10,94	1,12
B	-18,64	1,54	13,71	0,50	-5,58	0,75	-8,88	2,05
C	-25,74	3,59	13,41	0,72	-5,52	1,46	-11,26	2,52
D	-21,13	1,82	13,77	0,29	-3,69	0,32	-6,03	1,75
E	-25,09	2,96	12,60	0,90	-4,14	1,10	-7,50	1,93
<b><math>M_z</math> [Nm]</b>								
MW	-25,05	-	41,60	-	34,67	-	29,24	-
A	-28,60	1,05	39,47	1,05	33,37	1,20	28,13	1,60
B	-24,19	1,47	42,28	1,04	35,13	1,11	29,12	1,61
C	-26,54	1,26	44,16	1,86	36,83	2,18	30,68	2,59
D	-20,89	1,44	40,50	1,86	33,36	2,01	29,01	1,53
E	-27,05	0,99	38,49	1,56	32,27	1,34	27,30	1,29

**Tab. E.3:** Aus den Mittelwertkurven der Messwerte des Lastfalls Nr. 2 bestimmte Parameter Vorlast, maximale Amplitude nach der Momenteinleitung (Peak) sowie die Differenzen zur Vorlast 200 ms (L 200) und 1000 ms (L 1000) nach der Momenteinleitung jeweils mit Standardabweichung (SA).

## E.4 Lastfall Nr. 3

Schuh	Vorlast	SA	Peak	SA	L 200	SA	L 1000	SA
<b><math>F_x</math> [N]</b>								
MW	43,55	-	34,56	-	-5,09	-	-3,89	-
A	4,43	0,81	34,83	3,02	-2,48	1,73	-3,18	4,35
B	82,94	30,81	33,83	5,72	-2,59	2,73	5,93	8,41
C	29,59	6,36	31,74	5,85	-8,72	2,53	-14,05	3,38
D	57,24	3,06	37,83	3,10	-6,56	3,41	-4,26	2,56
E	31,81	18,58	51,64	24,54	0,46	1,26	-5,17	2,97
<b><math>F_y</math> [N]</b>								
MW	135,02	-	34,89	-	20,47	-	39,96	-
A	113,49	7,38	39,41	3,81	26,49	0,78	42,64	5,17
B	129,06	17,03	28,17	2,90	14,03	6,14	39,33	10,15
C	128,91	14,66	34,77	13,30	16,31	3,73	34,88	5,01
D	168,61	18,84	37,22	2,99	25,03	1,78	42,99	1,56
E	169,47	6,30	46,76	5,33	32,32	2,38	57,07	6,38
<b><math>M_x</math> [Nm]</b>								
MW	-61,80	-	5,61	-	-4,39	-	-8,81	-
A	-58,06	0,75	5,74	0,28	-4,34	0,25	-8,34	0,79
B	-63,67	0,86	5,10	0,60	-4,02	0,45	-8,84	0,83
C	-63,28	1,18	5,27	0,40	-4,57	0,30	-9,30	0,64
D	-62,19	0,88	6,32	0,72	-4,64	0,20	-8,76	0,17
E	-55,96	0,82	7,19	0,59	-5,64	0,07	-9,58	0,24
<b><math>M_z</math> [Nm]</b>								
MW	-10,60	-	18,32	-	6,84	-	5,81	-
A	-10,50	0,50	18,78	0,76	6,69	0,55	5,58	0,34
B	-10,43	0,58	18,11	0,75	6,40	0,37	5,55	0,30
C	-11,24	0,77	17,65	0,38	7,03	0,14	5,98	0,15
D	-10,23	0,46	18,72	0,28	7,25	0,48	6,13	0,48
E	-11,50	0,47	18,93	0,30	7,66	0,21	6,54	0,27

**Tab. E.4:** Aus den Mittelwertkurven der Messwerte des Lastfalls Nr. 3 bestimmte Parameter Vorlast, maximale Amplitude nach der Momenteinleitung (Peak) sowie die Differenzen zur Vorlast 200 ms (L 200) und 1000 ms (L 1000) nach der Momenteinleitung jeweils mit Standardabweichung (SA).

## E.5 Lastfall Nr. 4

Schuh	Vorlast	SA	Peak	SA	L 200	SA	L 1000	SA
<b><math>F_x</math> [N]</b>								
MW	-308,39	-	35,14	-	-3,09	-	0,12	-
A	-327,14	11,11	35,67	3,43	-4,81	2,38	-0,90	2,82
B	-319,49	4,46	35,12	2,57	-1,05	1,26	1,39	0,98
C	-289,10	16,77	31,77	3,41	-5,15	2,27	-1,87	2,05
D	-297,84	30,06	38,01	7,86	-1,36	2,52	1,86	1,64
E	-286,01	12,05	42,26	3,38	-11,54	2,53	-9,17	4,31
<b><math>F_y</math> [N]</b>								
MW	-146,36	-	-45,02	-	-23,34	-	-23,99	-
A	-167,24	7,64	-49,34	3,17	-25,86	2,29	-25,73	3,03
B	-152,59	8,39	-47,85	2,90	-24,10	3,15	-26,63	2,74
C	-134,34	9,19	-40,77	4,81	-22,09	2,11	-23,02	2,04
D	-131,28	14,22	-42,12	3,33	-21,31	2,47	-20,56	3,62
E	-94,91	7,67	-49,29	4,70	-26,53	2,80	-28,26	3,71
<b><math>M_x</math> [Nm]</b>								
MW	-17,32	-	5,13	-	1,03	-	1,59	-
A	-17,05	0,77	5,15	0,37	1,18	0,40	1,79	0,29
B	-20,57	0,95	4,99	0,19	0,94	0,18	1,56	0,17
C	-16,28	0,39	4,65	0,29	1,04	0,18	1,53	0,14
D	-15,37	1,41	5,73	0,43	0,97	0,24	1,50	0,20
E	-13,57	0,53	5,98	0,49	1,40	0,48	1,83	0,37
<b><math>M_z</math> [Nm]</b>								
MW	-12,55	-	-15,12	-	-6,62	-	-6,70	-
A	-14,05	0,50	-14,30	1,03	-6,43	0,17	-6,39	0,19
B	-11,24	0,66	-15,75	0,71	-6,39	0,22	-6,63	0,34
C	-11,98	0,39	-15,32	0,73	-7,05	0,20	-7,17	0,19
D	-12,93	1,39	-15,10	0,55	-6,64	0,29	-6,61	0,23
E	-9,53	0,56	-15,46	0,74	-7,54	0,29	-7,64	0,26

**Tab. E.5:** Aus den Mittelwertkurven der Messwerte des Lastfalls Nr. 4 bestimmte Parameter Vorlast, maximale Amplitude nach der Momenteinleitung (Peak) sowie die Differenzen zur Vorlast 200 ms (L 200) und 1000 ms (L 1000) nach der Momenteinleitung jeweils mit Standardabweichung (SA).



# Tabellenverzeichnis

2.1	Traktions-Testgeräte - Art der Krafteinleitung . . . . .	26
3.1	Sichtbare Größe der Spieler im Verhältnis zum Gesamtbild . . . . .	35
5.1	Sensitivität des TrakTesters - Berechnete Kennwerte . . . . .	123
5.2	Wiederholgenauigkeit TrakTester - Berechnete Kennwerte . . . . .	125
6.1	Randbedingungen Vergleichsmessungen . . . . .	132
6.2	Aus den Messwerten berechnete Kennwerte für den Lastfall Nr. 1 . . .	139
6.3	Interpretation Lastfall Nr. 1 . . . . .	142
6.4	Interpretation Lastfall Nr. 2 . . . . .	146
6.5	Interpretation Lastfall Nr. 3 . . . . .	151
6.6	Interpretation Lastfall Nr. 4 . . . . .	155
A.1	Anatomische Bewegungsumfänge des menschlichen Sprunggelenks . . .	196
E.1	Validierung des Testgeräts - Kennwerte für Sensitivitätsanalyse . . . .	223
E.2	Validierung des Testgeräts - Kennwerte für Reproduzierbarkeit . . . .	226
E.3	Aus den Messwerten berechnete Kennwerte für den Lastfall Nr. 2 . . .	227
E.4	Aus den Messwerten berechnete Kennwerte für den Lastfall Nr. 3 . . .	228
E.5	Aus den Messwerten berechnete Kennwerte für den Lastfall Nr. 4 . . .	229



# Abbildungsverzeichnis

1.1	Statistik der VBG zum Anteil der Knieverletzungen im Profi-Fußball	2
1.2	Verletzungsmechanismus Kreuzbandriss . . . . .	4
1.3	Schematische Darstellung Gesamtansatz . . . . .	6
2.1	Anatomische Darstellung des Kniegelenks . . . . .	8
2.2	Non-contact Verletzungsmechanismen . . . . .	13
2.3	Computermodelle unterschiedlicher Komplexität . . . . .	16
2.4	Überblick über Stollendesigns aktueller Fußballschuhe . . . . .	22
2.5	Exemplarische Darstellung bekannter Traktions-Testgeräte . . . . .	24
3.1	Synchronisiertes Verletzungsvideo . . . . .	29
3.2	Skelettmodell und Beispiel Poser Matching . . . . .	30
3.3	Validierung der Poser-Methode im Labor . . . . .	32
3.4	Vergleich Bodenreaktionskraft aus Messung und Poser . . . . .	33
3.5	Kamerapositionen VF 1 . . . . .	35
3.6	Kamerapositionen VF 2 und VF 3 . . . . .	36
3.7	Kamerapositionen VF 4 . . . . .	37
3.8	Arbeitsplatz für Poser-Analyse . . . . .	38
3.9	Erklärung der Gelenkwinkel . . . . .	40
3.10	Erklärung der Bodenreaktionskraft . . . . .	41
3.11	Poser-Ergebnisse VF 1 . . . . .	43
3.12	Matching-Beispiel des VF 2 . . . . .	46
3.13	Poser-Ergebnisse VF 2 . . . . .	47
3.14	Poser-Ergebnisse VF 3 . . . . .	50
3.15	Bildsequenz des VF 3 . . . . .	51
3.16	Beispiel für vordere Schublade . . . . .	54
3.17	Poser-Ergebnisse VF 4 . . . . .	55

---

3.18	Detaillierte Sicht auf das Skelettmodell ohne Hintergrund . . . . .	58
4.1	Prinzipskizze und Simpack-Version des HANAVAN-Menschmodells . .	63
4.2	Gelenkmarker am Fuß-Körper des HANAVAN-Modells in Simpack . .	64
4.3	Beispiel eines gemessenen Verlaufs des Kraftangriffspunktes . . . . .	67
4.4	Erklärung interne Gelenkmomente der Computersimulation . . . . .	69
4.5	Simulation des Laborversuches: Differenz zwischen Soll- und Ist-Winkel	72
4.6	Vergleich Simulationsverfahren - Sprunggelenks-Moment . . . . .	73
4.7	Vergleich Simulationsverfahren - Kniegelenks-Moment . . . . .	75
4.8	Validierung der Computersimulation: Vergleich Kraftangriffspunkte .	77
4.9	Gelenkmomente in Abhängigkeit der Eingangsdaten . . . . .	79
4.10	Systematische Variation der Kraftangriffspunkte über die Fußfläche .	81
4.11	Gelenkmomente in Abhängigkeit des Kraftangriffspunktes . . . . .	82
4.12	Vergleich Körperpositionen Realität - Computermodell . . . . .	85
4.13	Resultierende Gelenkmomente VF 1 . . . . .	86
4.14	Resultierende Gelenkmomente VF 2 . . . . .	90
4.15	Resultierende Gelenkmomente VF 3 . . . . .	93
4.16	Resultierende Gelenkmomente VF 4 . . . . .	96
5.1	Schematische Darstellung der Anforderungen an den TrakTesters . . .	102
5.2	Unterteilung der Aufgabenstellung in Teilfunktionen . . . . .	102
5.3	Schematische Darstellung Lösungsansatz TrakTester . . . . .	103
5.4	Endversion des Testgeräts TrakTester . . . . .	105
5.5	Prinzipielle Darstellung der Momenteinleitung . . . . .	107
5.6	Wirkrichtung der Zugkräfte bei der Momenteinleitung . . . . .	109
5.7	Position der Kraftmesszelle und lokales Koordinatensystem . . . . .	110
5.8	Gewölbestruktur des neu entwickelten künstlichen Fußes . . . . .	111
5.9	Struktur der mechanischen Nachbildung des Fußes . . . . .	112
5.10	CAD-Zeichnung des neu entwickelten künstlichen Fußes . . . . .	113
5.11	TrakTester Details - plantare Druckverteilung . . . . .	114
5.12	Mit dem künstlichen Fuß erzeugte plantare Druckverteilung . . . . .	115
5.13	Einstellung plantare Druckverteilung . . . . .	117
5.14	Charakteristische Zeitverläufe aller gemessenen Zeitverläufe . . . . .	119
5.15	Bestimmung der Parameter aus Messwerten . . . . .	120
5.16	Verifizierung der Sensitivität des TrakTesters . . . . .	122

---

5.17	Reproduzierbarkeit der Messungen am Beispiel $M_z$ . . . . .	126
6.1	Stollendesign der getesteten Fußballschuhe . . . . .	133
6.2	Messgeräte zur Bestimmung der Bodenparameter . . . . .	134
6.3	Messwerte der Vergleichsmessungen des Lastfalls Nr. 1 . . . . .	138
6.4	Messwerte der Vergleichsmessungen des Lastfalls Nr. 2 . . . . .	144
6.5	Messwerte der Vergleichsmessungen des Lastfalls Nr. 3 . . . . .	149
6.6	Messwerte der Vergleichsmessungen des Lastfalls Nr. 4 . . . . .	153
A.1	Anatomische Richtungs- und Gelenkwinkel-Bezeichnungen . . . . .	186
A.2	Röntgenaufnahme des Kniegelenks . . . . .	187
A.3	Muskeln und Bänder des Kniegelenks . . . . .	188
A.4	Bandapparat des menschlichen Kniegelenks . . . . .	189
A.5	Sprunggelenk im Gesamten . . . . .	192
A.6	Lage der OSG-Gelenkachse . . . . .	193
A.7	Lage der OSG-Gelenkachse . . . . .	195
A.8	Unterteilung des Fußes in drei Regionen . . . . .	197
A.9	Anatomische Struktur des menschlichen Fußes . . . . .	198
A.10	Plantare Fuß-Sehnen des menschlichen Fußes . . . . .	199
B.1	Bildfolge VF 1 . . . . .	202
B.2	Bildfolge VF 2 . . . . .	203
B.3	Bildfolge VF 3 . . . . .	204
B.4	Bildfolge VF 4 . . . . .	205
C.1	Differenz zwischen Soll- und Ist-Winkel für VF 1 . . . . .	207
C.2	Differenz zwischen Soll- und Ist-Winkel für VF 2 . . . . .	208
C.3	Differenz zwischen Soll- und Ist-Winkel für VF 3 . . . . .	208
C.4	Differenz zwischen Soll- und Ist-Winkel für VF 4 . . . . .	209
D.1	Datenblatt pneumatischer Zylinder . . . . .	212
D.2	Arbeitsbereich pneumatischer Muskel DMSP10 . . . . .	213
D.3	Arbeitsbereich pneumatischer Muskel DMSP20 . . . . .	213
D.4	ATI-IA 6-Komponenten Kraftmesszelle . . . . .	214
D.5	ATI-IA 6-Komponenten Kraftmesszelle . . . . .	215
D.6	Parotec-Druckmesssohle . . . . .	216

D.7	TrakTester Details - Winkeleinstellung . . . . .	217
D.8	TrakTester Details - Hubmechanismus . . . . .	218
D.9	Stollendesign der getesteten Fußballschuhe . . . . .	220
E.1	Gesamtübersicht über alle gemessenen Komponenten bei der Ermittlung der Sensitivität des TrakTesters . . . . .	222
E.2	Messwerte - Wiederholgenauigkeit des TrakTesters . . . . .	224
E.3	Wiederholgenauigkeit - Gruppierung der jeweils 1., 2. und 3. Messung	225