

Aus dem Institut für Biomechanik und Orthopädie der

Deutschen Sporthochschule Köln

Geschäftsführender Leiter: Prof. Dr. Gert-Peter Brüggemann

**Prospektive Studie zur Identifikation biomechanischer  
Faktoren für die Prognose von Sprunggelenksverletzungen  
bei Hallensportlern**

von der Deutschen Sporthochschule Köln

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Sportwissenschaften

genehmigte Dissertation

vorgelegt von

Oliver Bloch

aus

Nümbrecht

Köln, 2005

Erster Referent:           **Prof. Dr. G.-P. Brüggemann**

Zweiter Referent:       **Prof. Dr. H.-J. Appell**

Vorsitzende des Promotionsausschusses:       **Prof. Dr. I. Hartmann-Tews**

Tag der mündlichen Prüfung:           **18. November 2005**

### **Eidesstattliche Erklärung**

Hierdurch versichere ich an Eides Statt: Ich habe diese Dissertationsarbeit selbständig und nur unter Benutzung der angegebenen Quellen angefertigt; sie hat noch keiner anderen Stelle zur Prüfung vorgelegen. Wörtlich übernommene Textstellen, auch Einzelsätze oder Teile davon, sind als Zitate kenntlich gemacht.

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'O. Bloch', written in a cursive style.

Oliver Bloch

---

## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Problemdarstellung</b> .....	1
<b>1.1</b>	<b>Einleitung</b> .....	1
<b>1.2</b>	<b>Vorüberlegungen zur Fußmechanik</b> .....	3
1.2.1	Fußbewegungen .....	3
1.2.2	Fußmechanik .....	4
<b>1.3</b>	<b>Sprunggelenkverletzungen - Stand des Wissens</b> .....	6
1.3.1	Sprunggelenk .....	6
	1.3.1.1 Gelenkstabilität .....	6
	1.3.1.2 Gelenkbeweglichkeit .....	7
1.3.2	Supinationsverletzung .....	7
	1.3.2.1 Verletzungsmechanismus .....	7
	1.3.2.2 Biomechanik der Bänder .....	8
	1.3.2.3 Risikofaktoren .....	11
1.3.3	Verletzungsparameter .....	14
1.3.4	Effekte von Schuhen als Präventivmaßnahme .....	17
<b>2</b>	<b>Prospektive Studie zur Identifikation biomechanischer Faktoren für die Prognose von Sprunggelenksverletzungen bei Hallensportlern</b> .....	19
<b>2.1</b>	<b>Zielstellung</b> .....	19
<b>2.2</b>	<b>Methodik</b> .....	19
2.2.1	Untersuchungsdesign .....	19
2.2.2	Personenstichprobe .....	19
2.2.3	Merkmalstichprobe .....	20
2.2.4	Messmethodik .....	25
	2.2.4.1 Kinemetrie .....	25
	2.2.4.2 Exkurs: Markeridentifikation, Markertracking und Fehlerab- schätzung .....	28
	2.2.4.3 Dynamometrie .....	41
2.2.5	Dreifach segmentiertes Modell .....	42
2.2.6	Koordinatensysteme .....	44
	2.2.6.1 Laborkoordinatensystem .....	44
	2.2.6.2 Segmentkoordinatensysteme .....	44
2.2.7	Modellrealisierung mit Alaska 3.0 .....	46

---

2.2.8	Untersuchungsdurchführung.....	47
	2.2.8.1 Vorbereitung der Probanden.....	47
	2.2.8.2 Durchführung der Messungen.....	48
2.2.9	Datenaufzeichnung und Datenverarbeitung.....	53
2.2.10	Statistische Datenverarbeitung.....	54
<b>2.3</b>	<b>Ergebnisse</b> .....	<b>56</b>
2.3.1	Vergleich aller unverletzten mit den verletzten Probanden.....	56
2.3.2	Vergleich der gematchten mit den verletzten Probanden.....	63
<b>2.4</b>	<b>Diskussion</b> .....	<b>72</b>
<b>3</b>	<b>Zusammenfassung</b> .....	<b>81</b>
<b>4</b>	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	<b>83</b>
<b>5</b>	<b>Abbildungsverzeichnis</b> .....	<b>98</b>
<b>6</b>	<b>Tabellenverzeichnis</b> .....	<b>100</b>
<b>7</b>	<b>Abkürzungsverzeichnis</b> .....	<b>103</b>
<b>8</b>	<b>Anhang</b> .....	<b>104</b>

# 1 Problemdarstellung

## 1.1 Einleitung

Die Bedeutung des Sports innerhalb der Gesellschaft, aber auch für die Gesellschaft, ist in der Vergangenheit stetig gestiegen. Eine weitere Steigerung oder zumindest eine Beibehaltung dieser Bedeutung ist auch für die Zukunft anzunehmen. Gründe hierfür sind vor allem im sozialen und gesundheitlichen Bereich zu finden. Die starke Technisierung des Lebens und der damit einhergehende Verlust an Bewegung, die Überversorgung mit Nährstoffen, der hohe Anteil an zur Verfügung stehender Freizeit, die Steigerung des persönlichen Ansehens durch ein sportives Image und der Sport als Statussymbol sind Gründe für die gesteigerte Bedeutung des Sport.

Neben einem passiven, konsumierenden Interesse am Sport zum Zweck der Unterhaltung sind die Motive für eine aktive Ausübung von Sport z.B. in Stressbewältigung, Gesundheitsförderung, sozialem Anschluss, Berufsausübung, etc. zu finden.

Als Folge der gesteigerten aktiven sportlichen Betätigungen ist, neben den positiven und gewünschten Effekten, ein Anstieg von Sportunfallverletzungen zu verzeichnen. Erhebungen der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin aus den Jahren 1996/97 und 2000/01 (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin 1998 & 2002) verzeichnen einen Anstieg von 3%. Weiterhin zeigt die Analyse der registrierten Gesamtunfallverletzungen, dass der Anteil der Sportverletzungen an den Gesamtunfallzahlen etwa ein Viertel ausmacht (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin 1998 & 2002). In andere Untersuchungen (Menke 1997, Menke 2000) liegt dieser Anteil zwischen 25 und 30 %.

Etwa 60% der Sportverletzungen sind Gelenkverletzungen, wobei Kapsel-Band-Verletzungen die häufigste Verletzungsart darstellen (Menke 1997). Zwischen 50-70 Prozent dieser Verletzungen sind an der unteren Extremität lokalisiert, das Kniegelenk und das Sprunggelenk sind am häufigsten betroffen (Baschkirow et al. 1983, Franke 1983, Markworth 1983, Steinbrück 1983, Steinbrück 1992, Menke 1997, Höll 1998, Lynch & Renstrom 1999).

Baschkirow et al. (1983) fanden bei 41,4% der Verletzungen am oberen Sprunggelenk Kapsel-Band-Läsionen, wobei Bandverletzungen bis zu 80-90% die Außenseite betreffen (Rabl & Nyga 1994). Weitere Studien kommen ebenfalls zu dem Ergebnis, dass die Bandverletzung am lateralen Bandapparat des Sprunggelenks die häufigste Verletzungsform am oberen OSG ist (O'Donoghue 1955, Aufranc 1958, Glick et al.

1976, Garrick 1977, Kessler & Hertling 1983, Zwipp 1986, McConkey 1987, Steinbrück 1987, Knaepler et al. 1989, Lassiter et al. 1989, Holmer et al. 1994, Yeung et al. 1994, Siewers 1998). Nach Untersuchungen von Mack (1975), Garrick und Requa (1988), dem Institut für Sportorthopädie der Deutschen Sporthochschule Köln (1996) und Menke (1997) bilden Supinationstraumata am OSG mit ca. 10-30% den Hauptteil aller Sportverletzungen.

Die Verletzungshäufigkeit des oberen Sprunggelenks hat es zu einem zentralen Interessensgebiet der medizinischen bzw. sportmedizinischen Forschung gemacht. Ein großer Handlungsbedarf ist dahingehend zu sehen, quantitative Parameter zu ermitteln, die die Vorhersage von Verletzungswahrscheinlichkeiten ermöglichen, um präventive Möglichkeiten zu definieren.

Eine Lösung dieser Problematik verspricht die in jüngster Vergangenheit verstärkt angewandte Methode, mathematische Modelle und Simulationen von menschlichen Bewegungen, auf der Grundlage von kinematischen und kinetischen Messdaten einzusetzen (Debrunner 1985, Morlock & Nigg 1991, Ahn et al. 1993, Schmalz 1993, Brüggemann 1994, Arampatzis 1995, Kopal-Engländer 1995, Emrich 2000, Arampatzis et al. 2002 & 2003, Ni et al. 2003, Myers et al. 2004). Diese Methode ermöglicht die Extraktion verletzungsdeterminierender Parameter und führt somit auch zu konkreten Therapieempfehlungen bzw. präventiven Maßnahmen.

Diese Studie bezieht sich auf Hallensportarten, da diese Sportarten zum einen zu den am häufigsten ausgeübten Sportarten zu zählen sind (Steinbrück 1992, Dalichau & Scheele 2002) und zum anderen die weitaus höchsten Verletzungsraten bezogen auf das OSG aufweisen (Garrick 1977, Baschkirow et al. 1983, Jungmichel 1983, Pfeil 1988, Ekstrand & Tropp 1990, Biener 1992, Steinbrück 1992, Klein et al. 1993, Neusel et al. 1996, Menke 1997, Wössner 1997, Siewers 1998, Wrede & Pfürringer 1998, Menke 2000, Dalichau & Scheele 2002, Jung 2003). Weiterhin treten in Hallensportarten neben zyklischen Bewegungsformen (z.B. laufen, sprinten) azyklische (z.B. Täuschungsmanöver, einbeinige/beidbeinige Sprünge) auf, die fast ausschließlich hochdynamisch ausgeführt werden.

## 1.2 Vorüberlegungen zur Fußmechanik

### 1.2.1 Fußbewegungen

Das für die Plantarflexion des Fußes benötigte Drehmoment wird zu 90% vom M. triceps surae und zu 5% vom M. flexor hallucis longus erzeugt (Frick et al. 1992). Die einzelnen Muskelanteile des M. triceps surae sind dabei unterschiedlich stark an der Erzeugung des Drehmoments beteiligt. Nach Arndt (1997) sind die Auswirkungen des M. triceps surae auf die Fußbewegungen abhängig von den krafteinleitenden Muskelanteilen. Er findet signifikante Unterschiede der Spannung im distalen medialen und lateralen Sehnenanteil bei isolierter Krafteinleitung über einzelne Muskelanteile. Eine höhere Spannung im medialen Sehnenanteil konnte er bei Krafteinleitung über das Caput mediale des M. gastrocnemius oder den M. soleus nachweisen. Im lateralen Sehnenanteil war dagegen die Spannung bei Krafteinleitung über das Caput laterale des M. gastrocnemius, die Mm. gastrocnemii oder den gesamten M. triceps surae höher. Weiterhin wurde ein höheres Plantarflexionsmoment erzeugt bei Krafteinleitung über das Caput mediale des M. gastrocnemius gegenüber Krafteinleitung über den M. soleus.

Die Dorsalflexion wird hauptsächlich durch den M. tibialis ant. und die Mm. extensor digitorum longus und extensor hallucis longus erzeugt.

Die Supination des Fußes wird von einer Vielzahl von Muskeln unterstützt. Neben den Mm. flexor hallucis longus, flexor digitorum longus, tibialis ant. und extensor hallucis longus sind v.a. der M. triceps surae und M. tibialis post. beteiligt. Mehr als 50% des benötigten Drehmoments für die Supination wird dabei durch den M. triceps surae beigesteuert. Wobei hier in Anlehnung an die Arbeit von Arndt (1997) nur solche Muskelanteile des M. triceps surae Kräfte einleiten dürfen, die eine Supination erzeugen.

Für die Pronation des Fußes sind vorrangig die Muskeln der Peroneusgruppe verantwortlich, welche bis zu 70% des aufgebrauchten Drehmomentes erzeugen, v.a. die Mm. extensor digitorum longus und, falls vorhanden, peroneus tertius. Eine weitere Unterstützung liefern die Mm. tibialis ant. und extensor hallucis longus isoliert im USG.

### 1.2.2 Fußmechanik

Bei der Betrachtung der Aufgaben des Fußes sind zwei Situationen zu unterscheiden. Zum einen der Stand mit seinen weitgehend statischen Bedingungen, zum anderen die Fortbewegung mit z.T. hochdynamischen Bedingungen.

Im Stand besteht aufgrund der bipedal ausgerichteten, aufrechten Körperhaltung des Menschen die Problematik der Erhaltung des Gleichgewichts. Dem Fuß kommt hier die Funktion zu, die auf ihn wirkenden Kräfte derart zu verteilen, dass eine ausbalancierte Körperhaltung möglich ist. Bewerkstelligt wird das durch die Erhöhung der Auflagepunkte. Das über den Unterschenkel auf den Fuß wirkende Teilkörpergewicht wird bei jedem Fuß auf zwei Punkte verteilt. Somit verfügt auch der zweibeinige Mensch (gegenüber Vierbeinern) über vier Unterstützungsflächen, die eine Erleichterung für die Aufrechterhaltung des Gleichgewichts darstellen.

Der im OSG stattfindende Transfer des Teilkörpergewichts auf den Fuß wird im USG weiter auf die Elemente des Fußskeletts geleitet und zwar zum Rückfuß (vom Talus zum Calcaneus) und zum Vorfuß (vom Talus über das Os naviculare, dann weiter auf die übrigen Skelettelemente). Der Körperschwerpunkt befindet sich nicht permanent an einer Stelle, sondern zirkuliert um einen Mittelpunkt (Rauber & Kopsch 1987). Die Schwankungen werden durch reflektorische Einsätze der Muskulatur ausgeglichen, die durch Reize von Propriozeptoren sowie des visuellen und vestibulären Systems ausgelöst werden.

Besonders hohe Ansprüche an die Konstruktion des Fußes werden bei allen Arten der Fortbewegung gestellt. Der Fuß kann als eigentliches Organ der Fortbewegung an der unteren Extremität angesehen werden. Über ihn, genauer über die Fußsohle, wird der Kontakt zum Untergrund auf- und wahrgenommen. Diese Informationen fließen in den Bewegungsablauf der Fortbewegung mit ein und haben einen direkten Einfluss auf ihre Ausführung.

In den kurzen Phasen des Bodenkontaktes übernehmen, in Abhängigkeit von der Höhe der einwirkenden Belastung, neben den passiven Strukturen auch die aktiven Strukturen, sprich die Muskulatur, einen größer werdenden Anteil bei der Sicherung der Sprunggelenkskonstruktion und somit bei der Aufrechterhaltung der Arbeitsfähigkeit des Fußes.



Die relativ kurzzeitigen Bodenkontakte während der Fortbewegung weisen eine gestaffelte Belastung der Skelettelemente auf. So wirkt z.B. beim Abrollvorgang während des Gehens oder Laufens die Belastung zu Beginn der Kontaktphase nur auf den Rückfuß. Mit dem weiteren Abrollen wird die Belastung dann sukzessive auf weitere Strukturen des Fußes verteilt bis der gesamte Fuß Bodenkontakt hat. In der Phase des Bodenverlassens verläuft dieser Vorgang dann umgekehrt. Somit sind einzelne Strukturen des Fußes, wenn auch zeitlich sehr eng umfasst, extremen Belastungen ausgesetzt.

### 1.3 Sprunggelenkverletzungen - Stand des Wissens

#### 1.3.1 Sprunggelenk

Das Sprunggelenk ist ein kombiniertes Gelenk aus OSG und USG, bei dem Bewegungen immer unter Beteiligung beider Teilgelenke erfolgen. Verletzungen beider Gelenkanteile lassen sich zwar isoliert betrachten, jedoch liegen Verletzungen des OSG, v.a. das Supinations-Inversions-Trauma, klar im Focus, da diese deutlich häufiger sind als solche des USG (Rabl & Nyga 1994).

##### 1.3.1.1 Gelenkstabilität

Die Begründung für den deutlich höheren Anteil der OSG Verletzungen liegt unter anderem in der straffen Bandsicherung des USG gegenüber einer labileren Bandsicherung des OSG. Die geringe Zahl der seitlichen Verletzungen nach medial erklärt sich zum einen aus dem geringeren, anatomisch/physiologisch bedingten Umfang für Pronation/Eversion und zum anderen aus der Sicherung von OSG und USG durch das medial liegende, starke Lig. deltoideum.

Das Sprunggelenk besitzt seine größtmögliche Stabilität in der Neutral-0-Stellung (Neutral-0°-Stellung = Fuß steht rechtwinklig zum Unterschenkel (Lippert 1996)) und Dorsalflexion, da in diesen Stellungen die knöcherne Sicherung der Malleolengabel optimal zur Wirkung kommt. Die Bandsicherung in diesen Positionen spielt nur eine untergeordnete Rolle.

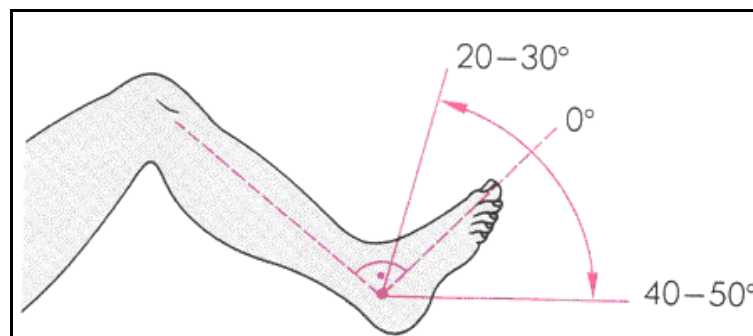


Abbildung 1: Bewegungsumfänge des oberen Sprunggelenks: mittlere Messwerte von gesunden jungen Erwachsenen nach der Neutralnullmethode (Lippert 1996, 719)

Mit zunehmender Plantarflexion des Fußes übernehmen die Bänder die Sicherung des Sprunggelenks. Allerdings ist die Bandsicherung insuffizient und erfordert eine aktive, muskuläre Kompensation (Hackenbruch & Karpf 1977, Bernett & Schirmann 1979), in erster Linie durch die Peronealmuskulatur (Hackenbruch & Karpf 1977, Lohrer et al. 1993), denn eine knöcherne Stabilisierung ist in der Plantarflexion nicht mehr vorhanden.

### 1.3.1.2 Gelenkbeweglichkeit

Die Angabe von Normgrößen für die Beweglichkeit der Sprunggelenke gestaltet sich schwierig. Zum einen unterliegt die Beweglichkeit individuellen Schwankungen, die von Faktoren wie z.B. Alter, Geschlecht oder Trainingszustand abhängig sind (Roth 1991, Frick et al. 1992, Berschin 1999), zum anderen existiert keine anerkannt einheitliche Prozedur für die Ermittlung der Sprunggelenkbeweglichkeit. Die Gründe hierfür liegen u.a. darin, dass verschiedene Definitionen der Winkelmessung (Deigentesch & Bender 1987, Ball & Johnson 1993), unterschiedliche Körperpositionen während der Messung (Ball & Johnson 1993) und verschiedene Messverfahren zur Anwendung kommen (Demmer 1996, Schiebler et al. 1997).

Trotz der hohen Variabilitäten der Messergebnisse finden sich bei verschiedenen Autoren Angaben, die eine Einteilung dennoch ermöglichen. So machen Debrunner (1985), Rauber und Kopsch (1987), Tittel (1990) und Lippert (1996) Angaben zu mittleren Messwerten der Beweglichkeit von plantar  $40\text{-}50^\circ$  / dorsal  $20\text{-}30^\circ$  und Inversion  $60^\circ$  / Eversion  $30^\circ$  (vgl. Abbildung 1 S. 6 und Abbildung 2).

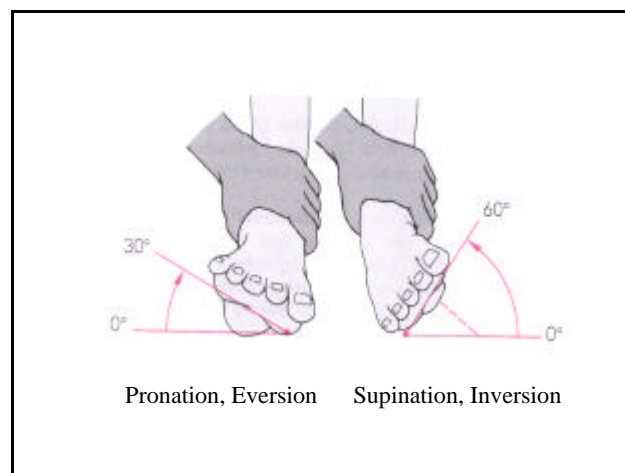


Abbildung 2: Bewegungen im unteren Sprunggelenk (Lippert 1996, 719)

## 1.3.2 Supinationsverletzung

### 1.3.2.1 Verletzungsmechanismus

Sprunggelenksverletzungen resultieren aus einer Dekompensation der sichernden Elemente durch eine instabile Position des Fußes bei Bodenkontakt (Klein et al. 1996, Berschin 1999). Die Supinations-Inversions-Verletzung erfolgt dabei fast ausschließlich aus einer plantarflektierten und adduzierten Stellung des Fußes (Klein et al. 1996, Berschin 1999). In dieser Position fehlt eine knöcherne Führung zur Gelenksicherung, wodurch das Gelenk einen erweiterten Bewegungsspielraum erhält (Weckeler 1988). Seitliche Translationsbewegungen und Rotationen werden somit ermög-

licht. Fehlt nun eine ausreichende muskuläre Kompensation, kommt es „...zu einer Kippung des Talus mit Adduktion-Inversion des Vorfußes und Supination des gesamten Fußes.“ (Gindert 1999, 27). Die fehlende muskuläre Sicherung bzw. eine zu schwach ausgeprägte Muskulatur führt dazu, dass die Gelenksicherung nur noch durch den Bandapparat erfolgt (Wirhed 1988). Darüber hinaus ist die lateral stabilisierende Muskulatur deutlich schwächer ausgeprägt als die medial stabilisierende (Sobotta & Becher 1988, Weckerle 1988, Tittel 1990, Fiehn 1997). Bei „...einer Landung in Varusstellung des Calcaneus, kann der Fuß über den Außenrand wegkippen, was zu fibularen Bandverletzungen führt.“ (Rabl & Nyga 1994, 21).

Die drei Bänder des lateralen Bandapparats arbeiten bei der Gelenksicherung als Einheit zusammen, wobei die anteilmäßige Verteilung an der Gelenksicherung von der jeweiligen Gelenkstellung abhängt (Renström & Theis 1993, Höll 1998). So sichert das Lig. talofibulare ant. als Hauptstabilisator des OSG (Cedell 1975, Rauber & Kopsch 1987) das Sprunggelenk bei Plantarflexion (Hackenbruch & Karpf 1977, Renström et al. 1988). Bei 85% aller Supinationsverletzungen liegt eine Verletzung dieses Bandes vor (Fiehn 1997, Höll 1998). Damit ist es nicht nur das am häufigsten verletzte Band des menschlichen Körpers (Lippert 1996), sondern es „... ist sogar die am häufigsten verletzte Einzelstruktur am Menschen überhaupt.“ (Wegner 2003, 123).

Das Lig. calcaneofibulare ist am Sprunggelenk am zweithäufigsten von einer Verletzung betroffen (Berschlin 1999, Gindert 1999). Die kombinierte Verletzung beider Bänder findet sich bei 20-25% der Fälle (Hackenbruch & Karpf 1977, Renström & Theis 1993, Höll 1998). Das dritte laterale Band, welches das Sprunggelenk bei Dorsalextension sichert (Rauber & Kopsch 1987, Höll 1998), ist nur selten (2-5% aller Fälle) bei sehr schweren Verletzungen betroffen (Hackenbruch & Karpf 1977, Paar & Bernett 1984, Steinbrück 1996, Höll 1998).

### **1.3.2.2 Biomechanik der Bänder**

Der Aufbau der Bänder weist eine heterogene Struktur auf. Es findet sich neben elastischem Bindegewebe v.a. straffes, kollagenes Bindegewebe, welches aus parallelfaserigen, im entspannten Zustand, wellenförmigen Elementen besteht, die eine hohe Zugfestigkeit besitzen. Dieses Gewebe leistet gegen Deformation Widerstand und kann bei mechanischer Belastung Zugspannung aufnehmen.

Die kollagenen Fasern besitzen zwar eine extrem hohe Zugfestigkeit, jedoch haben sie nur eine geringe reversible Dehnbarkeit, von „...bis zu 5% ihrer Ausgangslänge im unbelasteten Zustand...“ (Rauber & Kopsch 1987, 24). Bei Überschreiten ihrer oberen Belastungsgrenze beginnt eine nicht lineare Veränderung der Fasern, in der sich das Material irreversibel verändert, es beginnt zu kriechen und reißt letztendlich.

Das elastische Gewebe der Bänder bildet im Gegensatz zu den parallel verlaufenden kollagenen Fasern netzartige Verknüpfungen. Die elastischen Fasern verfügen über eine hohe Dehnfähigkeit und sind bei Zugspannung in der Lage sich auf 150-200% ihrer Ausgangslänge auszudehnen (Appell & Stang-Voss 1986, Rauber & Kopsch 1987, Watkins 1999). Darüber hinaus besitzen sie die Fähigkeit Energie zwischenspeichern, wodurch eine Einsparung von Muskelarbeit erzielt wird. Bei Dehneinwirkung wird potentielle Energie gespeichert, welche bei Nachlassen der Dehnwirkung in kinetische Energie umwandelt und zur Rückkehr der Fasern in ihre Ausgangslage benutzt wird. Auch elastische Fasern zeigen wie kollagene Fasern bei Überschreiten ihrer oberen Belastungsgrenze eine nicht lineare Veränderung. Das Material beginnt bei Überschreitung der oberen Belastungsgrenze zu kriechen und bei weiter einwirkender Belastung zu zerreißen.

In Bändern sind elastische Fasern von Kollagenfasern umgeben, wodurch zum einen eine Bündelung der Fasern erreicht und zum anderen einer Überbeanspruchung und letztendlich einer Zerreißung entgegengewirkt wird (Bänder reißen bei einer Beanspruchung von 20 MPa (Özkaya & Nordin 1999, Lieber & Burkholder 2003)).

Als Teil des Kapsel-Band-Apparates eines Gelenks dienen die Bänder der Gelenksicherung. Ihre Hauptaufgabe stellt die Bewegungseinschränkung des Gelenks zum Schutz vor unphysiologischen Bewegungsumfängen dar. Kommt es zu einer solchen Überbeanspruchung kann dies zu Teilrissen einzelner Fasern führen. Bei starker Überbeanspruchung sind Risse der Bänder oder bei sehr starken Bändern knöchernen Ausrisse an ihren Insertionsstellen die Folge. Attarian et al. (1985) sowie Siegler et al. (1988) untersuchten die Beanspruchungsfähigkeit verschiedener Bänder am Sprunggelenk. Die höchste Belastungsfähigkeit mit 713,8 N ( $\pm 69,3$ ) fanden Attarian et al. (1985) für das Lig. tibiotalare. Bei den anderen untersuchten Bänder konnten Belastungsgrenzen zwischen 120 N ( $\pm 49$ ) und 467 N ( $\pm 209$ ) gemessen werden.

Der Schweregrad einer Supinationsverletzung am Sprunggelenk, also Anzahl der involvierten Bänder und Lokalisierung der Verletzung (Ruptur der Bandstruktur oder knöcherne Ausrisse), ist von den einwirkenden Bedingungen abhängig. Die auf die

Strukturen einwirkende Kraft und die Geschwindigkeit, mit der diese auf die Bänder wirkt, verändern die mechanischen Eigenschaften der Bänder (Segesser et al. 1983, Amis 1985, Frank & Shrive 1999, Anderson et al. 2000). So reagiert die Bandstruktur bei schneller Krafteinwirkung mit höherer Steifigkeit als bei langsamer Krafteinwirkung (Frank & Shrive 1999). Segesser et al. (1983) vermuten den Grund für gelegentlich knöcherne Bandausrisse in der Zunahme der Zerreißfestigkeit, die mit der Belastungsgeschwindigkeit steigt.

Die Einwirkung von Kraft auf Bänder zeigt typischerweise einen nicht linearen Spannungs-Deformations-Verlauf (Abbildung 3), der vier Phasen aufweist.

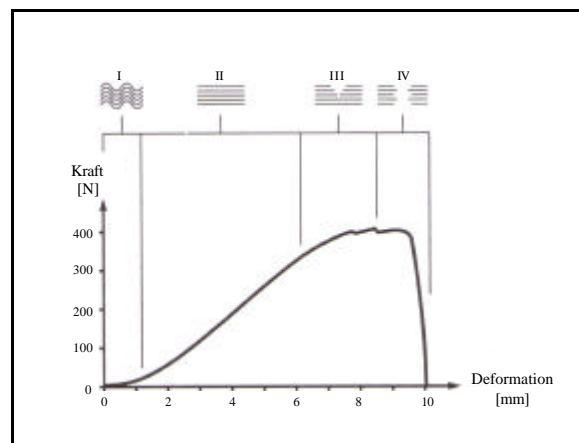


Abbildung 3: Typisches Spannungs-Deformations-Verhalten von Bändern (nach Frank & Shrive 1999, 113)

Die erste Phase zeigt ein nicht lineares Verhalten, in der die gewellte Struktur der Kollagenfasern bei Krafteinwirkung zum tragen kommt. In dieser Phase des Spannungs-Deformations-Verlaufs ermöglicht diese Wellung eine Längenänderung des Bandes bei geringen Krafteinwirkungen, wie sie z.B. bei Alltagsbewegungen vorkommen (Frank & Shrive 1999). Nachdem diese Wellung bei sämtlichen Fasern verschwunden ist, beginnt eine relativ lange zweite Phase in der ein lineares Verhalten der Bandfasern zu finden ist. Die folgende dritte Phase ist wiederum durch ein nicht lineares Verhalten gekennzeichnet. Sie beginnt zu dem Zeitpunkt, wenn einige der involvierten Fasern unter weiter steigender Zugspannung reißen. Durch den Ausfall der gerissenen Fasern muss die Zugspannung von anderen Fasern übernommen werden, was zu Überlastung der noch intakten Fasern führen kann. Bei einer weiteren Steigerung der Spannung der Fasern beginnt die vierte Phase, in der das Verhalten der Bandstruktur nach Reien dargestellt ist.

Das Aussehen der Fasern wird schematisch in Abbildung 3 unter I bis IV dargestellt und in Tabelle 1 (S.11) stichwortartig erläutert.

Tabelle 1: Erscheinungsbild und Auswirkung/Aufgabe der Fasern der Bandstruktur (nach: Rauber & Kopsch 1987, Frank & Shrive 1999, Alexander 2000, Anderson et al. 2000, Woo et al. 2001)

Phase	Erscheinungsbild der Fasern	Auswirkung/Aufgabe der Fasern
1	gewellt	Ausgleich mechanischer Belastung bei geringer Krafteinwirkung
2	gestreckt	optimale Aufnahme gesteigerter bis maximaler mechanischer Belastung, Aufnahme von potentieller Energie in den elastischen Anteilen
3	teilweise rupturiert	beginnende erste Überlastungsschäden bzw. -erscheinungen
4	komplett rupturiert	Überbeanspruchung

### 1.3.2.3 Risikofaktoren

Nach Donatelli et al. (1989), Ator et al. (1991) und Sell et al. (1994) stellt die Beweglichkeit des Sprunggelenks einen möglichen Risikofaktor für die Entstehung einer Supinationsverletzung dar. So nennen Allinger und Engsberg (1993) neben einer Hypermobilität auch eine Hypomobilität im Sprunggelenk als Ursache für ein Verletzungsrisiko. Janda (1976) hält einen ausreichenden Bewegungsumfang für einen präventiven Schutz vor Verletzungen für notwendig.

Bei der Sprunggelenksstabilität werden mechanische und funktionelle Stabilität unterschieden (vgl. Kapitel 1.3.1.1 S.6). Die funktionelle Stabilität erfährt eine Beeinflussung durch (Staples 1975, Lentell et al. 1995):

- propriozeptive Defizite
- mechanische Instabilität
- muskuläre Dysbalancen.

Weitere Faktoren, die einen Einfluss auf die Sprunggelenksstabilität haben, und somit auch Risikofaktoren für eine Verletzung darstellen, sind nach Büttner-Janz und Schiller (1983), Steinbrück (1983), Rieck et al. (1986), Zwipp und Krettek (1986) und Berschin (1999):

- mangelnde Bewegungstechnik
- Fremdeinwirkung (z.B. Gegner, Mitspieler)
- Ermüdung (neuronal und muskulär)
- Bodenunebenheiten
- mangelhaftes Schuhwerk
- plötzliche Änderung des Schuh-Boden-Kontakts

Für eine Beschreibung der komplexen Zusammenhänge von Gelenkverletzungen wurden verschiedene Untersuchungsansätze gewählt (vgl. Tabelle 2 S.14). Zu nennen sind hier anatomische Kadaverstudien (Heilmann et al. 1990, Simnacher 1998, Bertsch et al. 2001) und umfangreiche Zusammenstellungen von Untersuchungen und Ergebnissen von Literaturstudien (Sommer 1996, Verhagen et al. 2001, Murphy

et al. 2003). Viele Untersuchungen beschreiben lediglich Verletzungshäufigkeiten und -muster verschiedener Sportarten (Garrick 1977, Steinbrück 1992, Wössner 1997, Siewers 1998, Menke 2000, Hübner & Pfitzner 2001, Jung 2003).

Die meisten Untersuchungen sind jedoch experimentelle Studien (vgl. Tabelle 2 S.14). So überprüften Steininger et al. (1987) und Burnus (1998) die Wirkung von spezifischen Trainingsformen. Schulte (1993), Schloot (1994), Faber (1995), Fiehn (1997) und Steinmeier (1997) überprüften die Auswirkungen rehabilitativer Maßnahmen in ihren Studien.

In vielen der experimentellen Studien wurden isolierte Bewegungsformen (Gross et al. 1987, Greene und Roland 1989, Gehlsen et al. 1991, Alves et al. 1992, Gross et al. 1994, Höll 1998), wie provoziertes Umknicken, hervorgerufen durch Kippbrettkonstruktionen, oder vertikale Sprünge untersucht. Hierbei finden sich die komplexen Bewegungsformen der sportartspezifischen Bewegungen nur in einem begrenzten Rahmen repräsentiert und können somit nur eingeschränkt zur Aufklärung der Verletzungsmuster angewandt werden.

Die Erkenntnisse der verschiedenen Untersuchungsformen beschränken sich in erster Linie auf die Beschreibung der Risikoeinschätzung von verschiedenen Sportarten (Garrick 1977, Steinbrück 1992, Wössner 1997, Siewers 1998, Menke 2000, Hübner & Pfitzner 2001, Jung 2003) oder auf die Wirkung geeigneter Therapieformen nach einer Verletzung (Zwipp et al. 1988, Sommer & Arza 1989, Klein et al. 1991, Jerosch et al. 1996), wobei gerade hier eine kontrovers geführte Diskussion stattfindet (Pförringer & Stolz 1991, Engler & Hempfling 1994, Shrier 1995, Becker & Rosenbaum 1999). Wenige Forschungsergebnisse befassen sich dagegen mit der Beschreibung der Verletzungsentstehung. So konnte Gindert (1999) zeigen, dass Probanden mit flachem Fußgewölbe ein geringeres Verletzungsrisiko haben als Probanden mit ausgeprägten Fußgewölben. Bertsch et al. (2001) beschreiben eine Veränderung der internen Belastungssituation in Abhängigkeit von der Fußstellung, was wiederum direkten Einfluss auf die statische Gelenksituation ausübt.

Ausgehend vom Anspruch der Forschung, quantifizierbare Kriterien zur Minimierung der Verletzungsrate zu definieren, zeigt ein Blick auf die Steigerung der Verletzungsrate in den vergangenen Jahren (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin 1998 & 2002), dass die bisher gewählten Untersuchungsansätze und Ergebnisse nicht dem gestellten Anspruch entsprechen. Eine kritische Analyse der vorliegenden Ergebnisse und eine Erweiterung bei der Interpretation der gewählten Erklä-



rungs- und Untersuchungsansätze dürfte ein weiterer Schritt zur Lösung der Problematik darstellen. Die vorliegenden Forschungsergebnisse begründen den Handlungsbedarf auf der Suche nach quantitativen Parametern im Sinn der beschriebenen Problematik.

Eine Möglichkeit, zur Klärung der beschriebenen Problematik beizutragen, könnte das in jüngster Vergangenheit häufig eingesetzte Verfahren der mathematischen Modellierung darstellen (Debrunner 1985, Morlock & Nigg 1991, Ahn et al. 1993, Schmalz 1993, Brüggemann 1994, Arampatzis 1995, Kopal-Engländer 1995, Günther 1997, Nigg & Herzog 1999, Emrich 2000, Arampatzis et al. 2002 & 2003, Ni et al. 2003, Myers et al. 2004), die auf Grundlage realer Messdaten (kinematischen und/oder kinetischen), Bewegungen und ihre sie beeinflussenden Parameter beschreiben und simulieren. V.a. ist es mit Hilfe der Modellierung möglich, Informationen über interne Belastungen zu erhalten, da diese Methode die Bestimmung interner Belastungen durch extern gemessene Parameter ermöglicht (Brüggemann 1994, Arampatzis et al. 2002 & 2003).

Aus der Literatur ist der Zusammenhang von internen Belastungen und Verletzungen hinlänglich bekannt (Robbins et al. 1988, Stacoff et al. 1990, Robbins & Waked 1998). Jedoch können Angaben zur internen Belastungssituation nicht aus der realen Verletzungssituation erfolgen (Nigg & Herzog 1999), sondern nur durch isolierte Messungen an Leichenpräparaten (Heilmann et al. 1990, Simnacher 1998, Bertsch et al. 2001). Mit Hilfe der Modellierung und Simulation sind komplexe Bewegungsvorgänge analysierbar, ohne sie auf isolierte Bewegungsformen zu reduzieren (Stucke 1989, Brüggemann 1994).

Aktuelle Ergebnisse von Morey (2005), der die Gelenkstabilisation bei verschiedenen komplexen Bewegungen mit Hilfe von Modellierung und EMG untersuchte, zeigen, dass in akuten Situationen eine rein reaktive Sicherung von Gelenken nicht möglich ist. Die Maxima der Bodenreaktionskraft sowie die maximalen Bewegungsamplituden der untersuchten Gelenke wurden jeweils innerhalb von 50 ms erreicht. Da spezifische Antworten auf reaktive Reize erst ab 90 ms (Nieuwenhuijzen et al. 2002) zu erwarten sind, schlussfolgert Morey (2005) daraus, dass ein Beitrag zur Gelenksicherung, und somit zum Schutz vor Verletzungen, nur mittels frühzeitiger Einstellung der Selbststabilisierungsmechanismen erfolgen kann.

Weiterhin belegt er, dass die Beweglichkeit des Vorfußes ausschlaggebend für die Stabilisierung des Sprunggelenks ist. Die Beweglichkeit, vor allem in der Frontalebene, ermöglicht eine schnelle Anpassung an den Untergrund, wodurch im Sprunggelenk nur noch in geringem Umfang Anpassungsbewegungen nötig sind.

### 1.3.3 Verletzungsparameter

Die Identifizierung und Beschreibung von quantifizierbaren Messgrößen, welche einen Einfluss auf die Entstehung von Gelenkverletzungen ausüben, und die Entwicklung objektiver Untersuchungsmethoden zur Beurteilung der funktionellen Beschaffenheit des Gelenks (Banzer et al. 1994), stellen die zentralen Punkte zahlreicher Forschungsvorhaben dar (vgl. Tabelle 2). Die Möglichkeit, eine Aussage bzgl. einer erhöhten Verletzungswahrscheinlichkeit auf Grundlage von quantifizierbaren Parametern treffen zu können, würde bei allen mit Gelenkverletzungen befassten Handlungsfeldern (Prävention, Entstehung, Akutversorgung, Rehabilitation) neue Verfahrensweisen zur Verbesserung der jeweiligen Aufgaben eröffnen.

Tabelle 2: Übersicht von Studien zum Forschungskomplex „Gelenkverletzungen“

Autor und Erscheinungsjahr	Handlungsfeld	Untersuchungsansatz	Untersuchungsgegenstand
Alves et al. (1992)	Rehabilitation	experimentell	ext. Stabilisierungshilfen
Avramakis et al. (2000)	Prävention	experimentell	ext. Stabilisierungshilfen
Bahr et al. (1994)	Prävention	retrospektive Deskription	hypothetische Schlussfolgerungen zur Senkung der Verletzungsrate
Baumhauer et al. (1995)	Prävention	experimentell	Reliabilität von Bandinstabilität, Schwäche der Sprunggelenkmuskulatur, generelle Gelenkklaxität für Bänderverletzungen
Becker et al. (1997)	Prävention	experimentell	Diagnose der Art einer Instabilität
Bertsch et al. (2001)	Rehabilitation	Kadaverstudie	Gelenkbelastung in Abhängigkeit von der Fußmechanik
Burnus (1998)	Prävention	experimentell	Trainingstherapie
Di Giovanni et al. (2004)	Gesamtüberblick	Überblick über alle Aspekte	
Eils et al. (2002)	Prävention	experimentell	ext. Stabilisierungshilfen
Faber (1995)	Rehabilitation		Trainingstherapie
Feil et al. (2000)	Akutversorgung	Überblick Diagnostik und Therapie	
Fiehn et al. (1994)	Rehabilitation	experimentell	Therapiemaßnahmen
Fuchs et al. (1999)	Rehabilitation	experimentell	Propriozeption
Garrick (1977)	Prävention	Statistik Verletzungsraten	
Gehlesen et al. (1991)	Rehabilitation	experimentell	ext. Stabilisierungshilfen
Greene & Roland (1989)	Rehabilitation	experimentell	ext. Stabilisierungshilfen
Gross et al. (1987)	Rehabilitation	experimentell	ext. Stabilisierungshilfen
Gross et al. (1991)	Rehabilitation	experimentell	ext. Stabilisierungshilfen
Gross et al. (1994)	Rehabilitation	experimentell	ext. Stabilisierungshilfen

Heilman et al. (1990)	Verletzungsentstehung	Kadaverstudie	Einfluss der Bandsicherung auf Verletzungsentstehung
Höll (1998)	Rehabilitation	experimentell	ext. Stabilisierungshilfen
Höll et al. (2001)	Prävention	experimentell	ext. Stabilisierungshilfen
Hübner & Pfitzner (2001)	Prävention	Statistik Verletzungsraten	
Jerosch et al. (1996)	Rehabilitation	experimentell	Propriozeption
Jerosch et al. (1997)	Rehabilitation	experimentell	ext. Stabilisierungshilfen
Jerosch et al. (1998 a)	Prävention	experimentell	Propriozeption
Jerosch et al. (1998 b)	Rehabilitation	experimentell	ext. Stabilisierungshilfen
Jerosch et al. (1998 c)	Rehabilitation	experimentell	Trainingstherapie
Jerosch et al. (1998 d)	Prävention	experimentell	ext. Stabilisierungshilfen
Jung (2003)	Prävention	Statistik Verletzungsraten	
Konradsen et al. (1998)	Rehabilitation	experimentell	Propriozeption
Larsen & Angermann (1990)	Verletzungsentstehung und Risikofaktoren	experimentell	Einfluss der Fußform
Löfvenberg et al. (1995)	Rehabilitation	experimentell	Propriozeption
Löfvenberg et al. (1996)	Rehabilitation	experimentell	Propriozeption
Mac Kean et al. (1995)	Prävention	experimentell	ext. Stabilisierungshilfen
Menke (2000)	Prävention	Statistik Verletzungsraten	
Müller & Hintermann (1996)	Rehabilitation	experimentell	ext. Stabilisierungshilfen
Murphy et al. (2003)	Verletzungsentstehung und Risikofaktoren	Literaturübersicht	
Myers et al. (2004)	Validierung eines kinematischen Fußmodells	Modellüberprüfung	Modell
Ni et al. (2003)	Grundlagenmodell	Modellüberprüfung	mathematisches Modell
Petersen et al. (2002)	Prävention	experimentell	Propriozeption
Scheuffelen et al. (1993)	Rehabilitation	experimentell	ext. Stabilisierungshilfen
Schloot (1994)	Rehabilitation	experimentell	Therapiemaßnahmen
Schulte (1993)	Rehabilitation	experimentell	Therapiemaßnahmen
Siewers (1998)	Prävention	Statistik Verletzungsraten	
Simmacher (1998)	Rehabilitation	Kadaverstudie	Identifikation von biomechanischen Parametern
Sommer (1996)	Akutversorgung	Literaturübersicht	
Stacoff et al. (1987)	Prävention	experimentell	Maßnahmen zur Verletzungsvermeidung
Steinbrück (1992)	Prävention	Statistik Verletzungsraten	
Steininger et al. (1987)	Prävention	experimentell	Trainingstherapie
Steinmeier (1997)	Rehabilitation	experimentell	Trainingstherapie
Thorwesten et al. (1998 a)	Rehabilitation	experimentell	ext. Stabilisierungshilfen
Thorwesten et al. (1998 b)	Rehabilitation	experimentell	Propriozeption
Tropp et al. (1985)	Prävention	experimentell	ext. Stabilisierungshilfen
Ubell et al. (2003)	Prävention	experimentell	ext. Stabilisierungshilfen
Verhagen et al. (2001)	Prävention	Literaturübersicht	ext. Stabilisierungshilfen
Weise et al. (1988)	Akutversorgung	experimentell	Fragebogen, klinische Tests, röntgenologische Analyse
Wössner (1997)	Prävention	Statistik Verletzungsraten	

Hierdurch wären eine Verbesserung präventiver Maßnahmen auf der einen Seite und andererseits eine Reduktion von Spätschäden durch adäquate Therapiemaßnahmen erreichbar. Spätschäden stellen ein enormes Problem im Zusammenhang mit der Supinationsverletzung am OSG dar. Bis zu 40% der Geschädigten (Freeman et al. 1965, Lentell et al. 1990, Engler & Hempfling 1994, Trevino et al. 1994, Becker et al. 1997, Becker & Rosenbaum 1999) weisen Spätschäden in Form von Gelenkinstabilitäten mit z.T. konsekutiver Arthrose auf (Harrington 1979, Paar & Bernett 1984, Lippert et al. 1989).

Neben den verbesserten medizinischen Aspekten ist weiterhin eine Reduktion der durch diese Verletzungsart entstehenden Kosten und volkswirtschaftlichen Schäden zu erwarten (Feil et al. 2000, Osborne und Rizzo 2003). Martin et al. (2001) ermittelte den volkswirtschaftlichen Nutzen von Sport am Beispiel der Schweiz. Er konnte hohe Einsparungen bei den direkten Behandlungskosten feststellen. Hinzu kommen noch die Einsparpotentiale der indirekten Kosten durch Vermeidung von Arbeitsausfall, Lohnfortzahlung und Krankengeld. Demgegenüber stehen die durch Sportunfälle verursachten Belastungen für Direkt- und Folgebehandlungen bei Krankenkassen und Berufsgenossenschaften.

Grundlage für die Lösung der Problematik bilden zunächst genaue Kenntnisse über die statischen Verhältnisse des Gelenks zur Unterscheidung von stabilen und instabilen Bedingungen. Weiterhin sind eine lückenlose Kenntnis der Abläufe des Verletzungsvorganges sowie das Wissen um die beteiligten anatomischen Strukturen notwendig. Für eine spätere Umsetzung etwaiger Untersuchungsergebnisse wäre dann noch ein möglichst einfach verwendbares diagnostisch-messtechnisches Verfahren zum Einsatz im klinischen sowie präventiv-rehabilitativen Bereich zu entwickeln (Banzer et al. 1994).

Obwohl eine große Zahl von Untersuchungen und Ergebnissen vorliegt (vgl. Tabelle 2 S.14), die sich mit der Problematik von Prävention, Entstehung, Akutversorgung und Rehabilitation bei Verletzungen befasst haben, existieren praktisch keine gesicherten Daten, die eine Vorhersage von konkreten Verletzungswahrscheinlichkeiten bei komplexen Bewegungen ermöglichen. Man könnte sogar noch weitergehen und behaupten, dass die heute vorgenommenen Maßnahmen zur Vermeidung und Behandlung von Verletzungen weitestgehend nur auf Erfahrungen (Pffrönger & Stolz 1991) und/oder Annahmen basieren. Zu nennen sind hier z.B. die Ergebnisse von Scheuffelen et al. (1993) bzgl. des stärkeren Einflusses der knöchernen Führung auf

die Stabilität des Gelenks oder der Annahme von Bonasera und Nicols (1994) sowie Lohrer et al. (1999), die eine deutlich höhere Bedeutung von Sensoren in den Bändern beschreiben. Die wirklichen Vorgänge, die bei der Entstehung einer Verletzung ablaufen, sind nach wie vor noch nicht vollständig erforscht (Heilman et al. 1990).

Gründe für die beschriebene Situation liegen u.a. in ethischen und messtechnischen Schwierigkeiten, wobei insbesondere die Messtechnik, v.a. durch die fortschreitende Computerentwicklung, immer bessere Lösungen ermöglicht. Hinzu kommt, dass in allen oben genannten Handlungsfeldern keine einheitlichen, allgemein anerkannten Verfahren existieren. So besteht schon bei der oben erwähnten Grundvoraussetzung, der lückenlosen Kenntnis der Abläufe des Verletzungsvorganges, eben diese Kenntnis nicht.

Es finden sich zwar Beschreibungen der Verletzungsmechanismen, Untersuchungen bzgl. der Einflüsse und Belastungspotentiale der einzelnen anatomischen Strukturen sowie Angaben über Risikofaktoren für eine Verletzung (vgl. Kapitel 1.3.2.3 S.11). Andererseits beschreiben Heilman et al. (1990), dass nur wenig über die Instabilität des Sprunggelenkkomplexes bekannt ist. Auch über die bei Zustandkommen einer Verletzung wirkenden internen und externen Belastungen besteht Unklarheit.

#### **1.3.4 Effekte von Schuhen als Präventivmaßnahme**

Schuhe übernehmen, abgesehen von modischen Überlegungen, v.a. den Fuß schützende, unterstützende und entlastende Aufgaben. Sie geben dem Fuß, und somit der gesamten Statik der unteren Extremität Stabilität und Führung (Segesser & Nigg 1987). Weiterhin bieten sie mechanischen Schutz und die Möglichkeit zur Verringerung von Belastungen (Dämpfungseigenschaften).

Im Sport kommt dem Schuh eine spezielle Bedeutung zu. Zum einen ist die Ausübung bestimmter Sportarten erst durch den Einsatz von speziell konstruierten Schuhen möglich (z.B. dämpfende Eigenschaften von Laufschuhen (Stacoff et al. 1988), Stollensohle bei Rasensportarten, rutschfeste Sohle bei Hallensportarten). Zum anderen dienen sie einer Anpassung des Bewegungsverhaltens des Fußes (Segesser & Nigg 1987, Stacoff et al. 1993, Nigg & Hintermann 2002). Stacoff et al. (1993) konnten nachweisen, dass geeignete Sohlenkonstruktionen eine veränderte Kontrolle des Rückfußes bei Supinationsbewegungen bewirken und damit denen der sehr stabilen Barfussbedingungen nahe kamen. Hierdurch wird das Verletzungsrisiko vermindert.

Neben den positiven Effekten wirken Schuhe auch leistungsmindernd auf die natürlichen Strukturen des Fußes. Das permanente Tragen von Schuhen bewirkt eine Reduzierung der auf die biologischen Strukturen des Fußes wirkenden Reize. So wird die Möglichkeit der Bewegung zwischen Vor- und Rückfuß durch die häufig vorhandene starre Konstruktion von Schuhen komplett verhindert (Nigg & Hintermann 2002). Folge der reduzierten Reizeinwirkung ist eine Verkümmern der die Fußstruktur sichernden Systeme, in erster Linie der Muskulatur. Muskuläre Dysbalancen erhöhen das Verletzungsrisiko, da Schuhe zwar in der Lage sind kontrollierte Anpassungen der Füße an Belastungen zu unterstützen, jedoch müssen die extern einwirkenden Kräfte intern durch die Muskulatur und die Bänder kompensiert werden (Stacoff et al. 1993).

Der Schuhkonstruktion kommt die Aufgabe zu, das Bewegungsmuster derart zu manipulieren, dass zum einen die Ausübung der schützenden, unterstützenden und entlastenden Aufgaben erfolgen kann und zum anderen die Einwirkung der natürlichen Reize auf die Strukturen am Fuß ermöglicht wird.

## 2 Prospektive Studie zur Identifikation biomechanischer Faktoren für die Prognose von Sprunggelenksverletzungen bei Hallensportlern

### 2.1 Zielstellung

Es soll geklärt werden, ob anhand biomechanischer Variablen Hallensportler, die sich bei Ausübung ihres Sports eine Verletzung am lateralen Bandapparat des Sprunggelenks (Supinationsverletzung) zugezogen haben, von solchen Hallensportlern unterscheiden lassen, die unverletzt blieben. Weiterhin soll bestimmt werden, welche dieser biomechanischen Variablen am besten als Prädiktoren für die Prognose von Bandverletzungen im lateralen Bandapparat des Sprunggelenks geeignet sind.

### 2.2 Methodik

#### 2.2.1 Untersuchungsdesign

Die Untersuchung wurde als prospektive Longitudinalstudie angelegt. Sie sollte einen Vergleich der biomechanischen Charakteristika der Bewegungen von solchen Probanden erlauben, die sich im Laufe einer Spielsaison eine Sprunggelenksverletzung zuzogen, mit solchen, die im gleichen Zeitraum unverletzt blieben.

Die Intervention der Gesamtstichprobe war hallensportliches Training und entsprechende Wettkampfspiel. Kriterium für eine Verletzung im Sinne der Studie war die Diagnose eines Bänderrisses im lateralen Bandapparat des Sprunggelenks.

#### 2.2.2 Personenstichprobe

An der Studie nahmen 60 gesunde, erwachsene, männliche Hallensportler teil. Die Teilnahme war freiwillig. Die Rekrutierung der Probanden erfolgte durch Nachfragen in Hallensportkursen der Deutschen Sporthochschule Köln. Eine Überprüfung bzgl. Erfüllung der Teilnahmevoraussetzungen wurde durch Befragung der Probanden nach ihrem Leistungs-/Spielniveau vorgenommen. Auswahlkriterium war die leistungsbezogene, aktive Ausübung einer Hallensportart. Voraussetzungen waren mindestens vier Trainingseinheiten pro Woche zuzüglich Wettkampfspiels (vgl. Tabelle 3).

Tabelle 3: Umfang der hallensportspezifischen Aktivitäten der teilnehmenden Probanden

Umfang sportlicher Aktivität	4 Tage + Spiel	5 Tage + Spiel	6 Tage + Spiel
Anzahl der Teilnehmer	21	23	16

Die Teilnehmer der Studie kommen zu mehr als 50% aus den Sportarten Handball, Volleyball und Basketball. Weiterhin enthielt die Personenstichprobe Athleten aus den Sportarten Fußball, Badminton, Hockey und Tischtennis. Die absolute und relative Verteilung der Probanden auf die Sportarten zeigt Tabelle 4. Das Alter der Teilnehmer lag zwischen 20 und 31 Jahren (Mittelwert 23,25 Jahre  $\pm$  2,57). Einundfünfzig Teilnehmer hatten schon einmal eine Verletzung am Sprunggelenk, sieben dagegen keine und zwei machten hierzu keine Angaben.

Tabelle 4: Absolute und relative Verteilung der teilnehmenden Probanden nach ausgeübten Hallensportarten

Sportart	absolute Verteilung	relative Verteilung
Handball	15	25,0%
Volleyball	17	28,3%
Basketball	10	16,7%
Fußball	7	11,7%
Badminton	5	8,3%
Hockey	2	3,3%
Tischtennis	1	1,7%
k.A.	3	5,0%

### 2.2.3 Merkmalstichprobe

Für die vergleichende Untersuchung wurden bei den in Hallensportarten hauptsächlich vorkommenden Bewegungsformen

1. Lauf
2. Vertikalsprünge
3. Horizontalsprünge

die Kinematik und die Bodenreaktionskräfte des linken Beins erfasst. Es wurden nur die Daten des linken Beins erfasst, da zum Zeitpunkt der Untersuchung das verwendete Modell nur für das linke Bein vorlag. Weiterhin wurden die in Tabelle 5 (S.21) stehenden anthropometrischen Variablen erhoben.

Zur Ermittlung von Körperhöhe und Körpermasse wurden geeichte Messinstrumenten verwendet. Zur Bestimmung der Tibiallänge wurde der Kniegelenkspalt palpiert und mit einem Farbstift markiert. Mit einer anthropometrischen Schieblehre wurde die Distanz vom distalen, medialen Kniegelenkspalt bis Mal. med. gemessen. Für die Bestimmung der Höhen der Metatarsalköpfe I und V vom Boden wurden die am weitesten dorsal gelegenen Punkte der jeweiligen Metatarsalköpfchen palpiert, mit einem Stift markiert und mit einem Maßband gemessen. Der Fuß hatte dabei mit seiner ganzen Fußsohle Bodenkontakt.



Tabelle 5: Anthropometrische Variablen für die Modellberechnung mit ihren Einheiten und Definitionen

Variable	Beschreibung	Einheit	Definition
KH	Körperhöhe	cm	Distanz zwischen Boden und am weitesten cranial gelegenen Punkt am Kopf
KM	Körpermasse	kg	
TL	Tibiallänge	cm	Distanz zwischen Mal. med. und medialem Tibiaplateau
MHI	Höhe Metatarsalkopf I	cm	Distanz zwischen Boden und dorsal höchstem Punkt von Met. I
MHV	Höhe Metatarsalkopf V	cm	Distanz zwischen Boden und dorsal höchster Punkt von Met. V

Unter Verwendung des Modells eines dreifach segmentierten Körpers (siehe Kapitel 2.2.5 S.42) können die kinematischen Merkmale mit den in Tabelle 6 aufgeführten Winkeln beschrieben werden. Weiterhin können die in Tabelle 7 (S.22) aufgeführten resultierenden Muskelkraftmomente berechnet werden.

Tabelle 6: Beschreibung der kinematischen Variablen, ihrer Maßeinheit und Bewegungsebene

Variable	Beschreibung	Einheit	Bewegungsebene
$\alpha_{1MAX}$	maximaler Eversionswinkel des Rückfuß-Tibia Gelenks	Grad	Frontalebene
$\alpha_{2MAX}$	maximaler Inversionswinkel des Rückfuß-Tibia Gelenks	Grad	Frontalebene
$\beta_{1MAX}$	maximaler Dorsiflexionswinkel des Rückfuß-Tibia Gelenks	Grad	Sagittalebene
$\beta_{2MAX}$	maximaler Plantarflexionswinkel des Rückfuß-Tibia Gelenks	Grad	Sagittalebene
$\gamma_{1MAX}$	maximaler Adduktionswinkel des Rückfuß-Tibia Gelenks	Grad	Horizontalebene
$\gamma_{2MAX}$	maximaler Abduktionswinkel des Rückfuß-Tibia Gelenks	Grad	Horizontalebene
$\alpha_{3MAX}$	maximaler Eversionswinkel des Vorfuß-Rückfuß Gelenks	Grad	Frontalebene
$\alpha_{4MAX}$	maximaler Inversionswinkel des Vorfuß-Rückfuß Gelenks	Grad	Frontalebene
$\beta_{3MAX}$	maximaler Dorsiflexionswinkel des Vorfuß-Rückfuß Gelenks	Grad	Sagittalebene
$\beta_{4MAX}$	maximaler Plantarflexionswinkel des Vorfuß-Rückfuß Gelenks	Grad	Sagittalebene
$\gamma_{3MAX}$	maximaler Adduktionswinkel des Vorfuß-Rückfuß Gelenks	Grad	Horizontalebene
$\gamma_{4MAX}$	maximaler Abduktionswinkel des Vorfuß-Rückfuß Gelenks	Grad	Horizontalebene
$\delta_{1MAX}$	maximaler Innenrotationswinkel der Tibia	Grad	Horizontalebene
$\delta_{2MAX}$	maximaler Außenrotationswinkel der Tibia	Grad	Horizontalebene

Tabelle 7: Beschreibung der resultierenden Muskelkraftmomente, ihrer Maßeinheit und Bewegungsebene

Variable	Beschreibung	Einheit	Bewegungsebene
$ME_{MAX}$	maximales Eversions-Moment des Rückfuß-Tibia Gelenks	Nm	Frontalebene
$MI_{MAX}$	maximales Inversions-Moment des Rückfuß-Tibia Gelenks	Nm	Frontalebene
$MD_{MAX}$	maximales Dorsiflexions-Moment des Rückfuß-Tibia Gelenks	Nm	Sagittalebene
$MP_{MAX}$	maximales Plantarflexions-Moment des Rückfuß-Tibia Gelenks	Nm	Sagittalebene
$MAD_{MAX}$	maximales Adduktions-Moment des Rückfuß-Tibia Gelenks	Nm	Horizontalebene
$MAB_{MAX}$	maximales Abduktions-Moment des Rückfuß-Tibia Gelenks	Nm	Horizontalebene
$MKIR_{MAX}$	maximales Innenrotations-Moment des Kniegelenks	Nm	Horizontalebene
$MKAR_{MAX}$	maximales Außenrotations-Moment des Kniegelenks	Nm	Horizontalebene
$MKE_{MAX}$	maximales Extensions-Moment des Kniegelenks	Nm	Sagittalebene
$MKF_{MAX}$	maximales Flexions-Moment des Kniegelenks	Nm	Sagittalebene
$MKAD_{MAX}$	maximales Adduktions-Moment des Kniegelenks	Nm	Frontalebene
$MKAB_{MAX}$	maximales Abduktions-Moment des Kniegelenks	Nm	Frontalebene

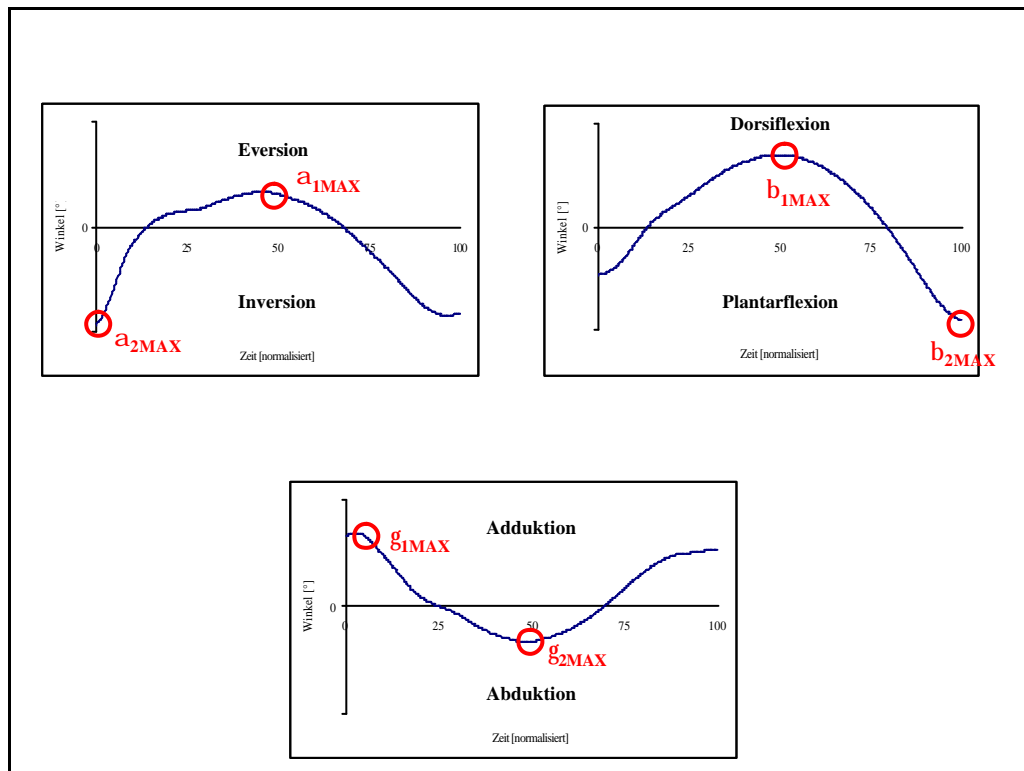


Abbildung 4: Beispiele der Winkel mit Verläufen im Rückfuß-Tibia-Gelenk

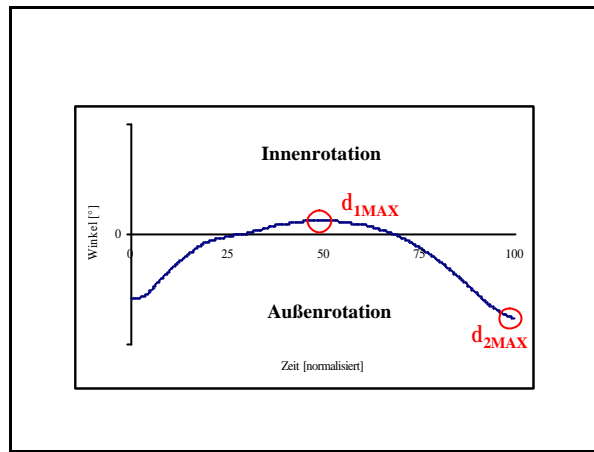


Abbildung 5: Beispielverlauf der Tibiinnen- Außenrotation

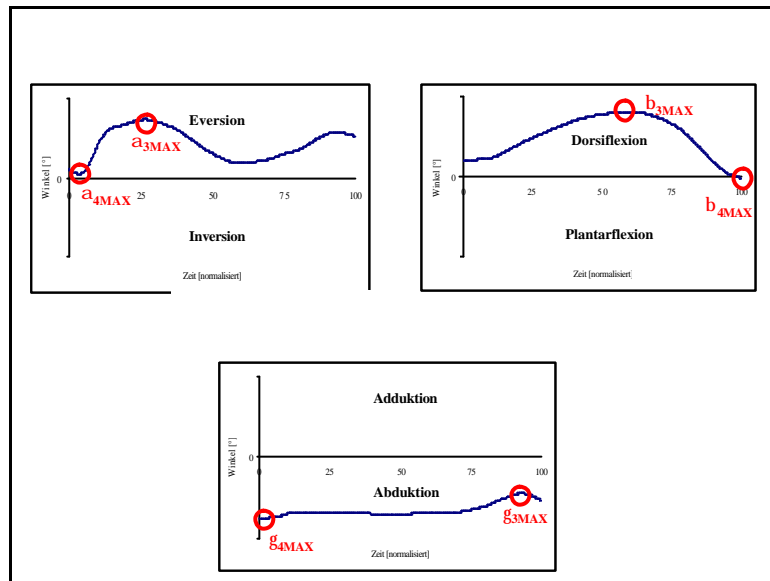


Abbildung 6: Beispiele der Winkel mit Verläufen im Vorfuß-Rückfuß-Gelenk

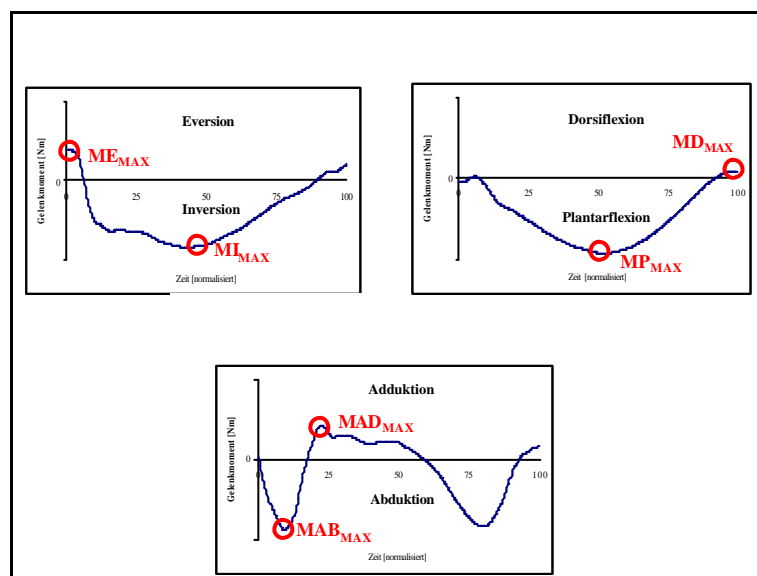


Abbildung 7: Beispielverläufe der resultierenden Muskelkraftmomente des Rückfuß-Tibia Gelenks

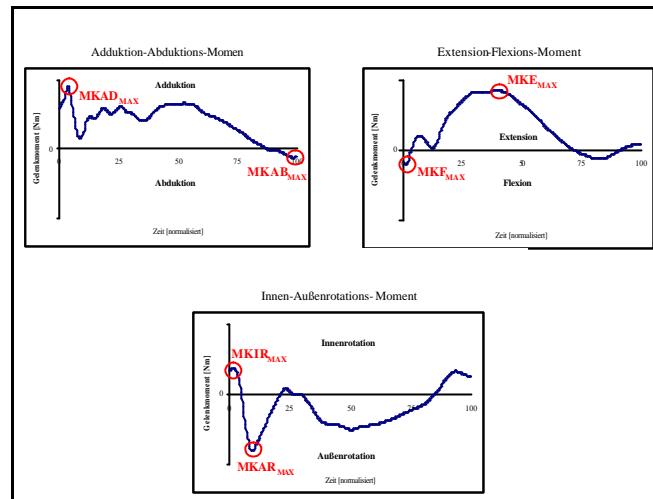


Abbildung 8: Beispielverläufe der resultierenden Muskelkraftmomente des Kniegelenks

Die Variablen der Bodenreaktionskraft sind in Tabelle 8 wiedergegeben: Die Orientierung der Kräfte bezieht sich auf das Laborkoordinatensystem (vgl. Kapitel 2.2.6.1 S.44). Die Definitionen der einzelnen Kräfte sind in Abbildung 9 wiedergegeben.

Tabelle 8: Beschreibung der Variablen der Bodenreaktionskraft und ihrer Maßeinheit

Variable	Beschreibung	Einheit
$FX1_{MAXREL}$	relative maximale anteriore Bodenreaktionskraft	N/kg
$FX2_{MAXREL}$	relative maximale posteriore Bodenreaktionskraft	N/kg
$FY1_{MAXREL}$	relative maximale laterale Bodenreaktionskraft	N/kg
$FY2_{MAXREL}$	relative maximale mediale Bodenreaktionskraft	N/kg
$FZ_{MAXREL}$	relative maximale vertikale Bodenreaktionskraft	N/kg

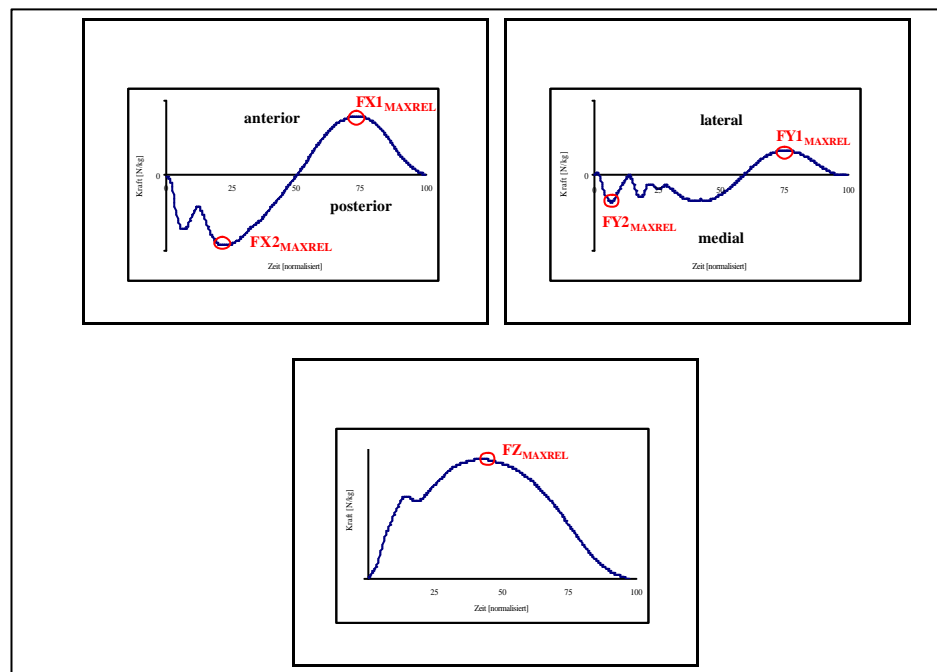


Abbildung 9: Beispielverläufe der antero-posterioren und medio-lateralen Kraftkomponenten

Zur Vergleichbarkeit der Probanden untereinander wurden alle Messdaten zeitlich normalisiert. Die Bodenreaktionskräfte wurden in Relation zur jeweiligen Körpermasse gesetzt.

## 2.2.4 Messmethodik

### 2.2.4.1 Kinemetrie

Die dreidimensionale Erfassung der Bewegungen erfolgte mit einem 12 Kamera System Vicon 624 (Vicon Motion Systems). Das System registriert die an den Probanden befestigten, retroreflektierenden Marker und speichert deren dreidimensionale Lage im kalibrierten Messvolumen. Als Marker wurden Kunststoffkugeln mit einem Durchmesser von 14 mm verwendet, die mit retroreflektierender Folie beklebt und auf einer ebenen Plattform angeschraubt sind (vgl. Abbildung 10).

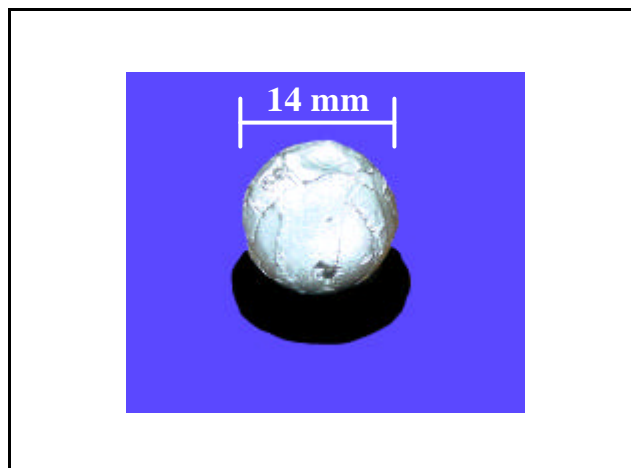


Abbildung 10: Abbildung eines Markers

Die eingesetzten Kameras vom Typ M-CAM verfügen bei der gewählten Bildwiederholfrequenz von 120 Hz über eine Auflösung von 953x881 (Breite x Höhe) Bildpunkten, was insgesamt 839593 Pixeln entspricht.

An den Kameras befinden sich von Stroboskopeinheiten (Ringstroboskope), die sichtbares, rotes Licht mit einer Wellenlänge von 628 nm.

Das kinematische System erfordert die Definition eines kalibrierten Messvolumens, wobei die Größe des Messvolumens an die Messsituation angepasst wird. D.h. die Kameras werden so positioniert, ausgerichtet und eingestellt, dass der gesamte für die Bewegungen benötigte Raum aufgenommen werden kann. Die Kalibration erfolgt bei Vicon über ein NLT-Verfahren (non-linear transformation) nach Dapena et al. (1982).

Für die Kalibration des Messvolumens wird zum einen eine statische Messung mit Hilfe eines Kalibrationswinkels (siehe Abbildung 11) durchgeführt. Zum anderen erfolgt eine dynamische Kalibration mit einem Kalibrationsstab (siehe Abbildung 11). Die statische Messung stellt eine Koordinatentransformation dar, durch die der Nullpunkt des Laborkoordinatensystems definiert wird. Dieser wird durch den Nullpunkt der beiden Schenkel des Kalibrationswinkels markiert (siehe Abbildung 11 - B).

Durch die dynamische Kalibration werden die Kamerapositionen relativ zueinander berechnet. Weiterhin erfolgt eine Berechnung der Linsenkrümmung der Objektive sowie der Bestimmung der Mittelpunkte der Linsen auf dem Grafikchip der Kamera.

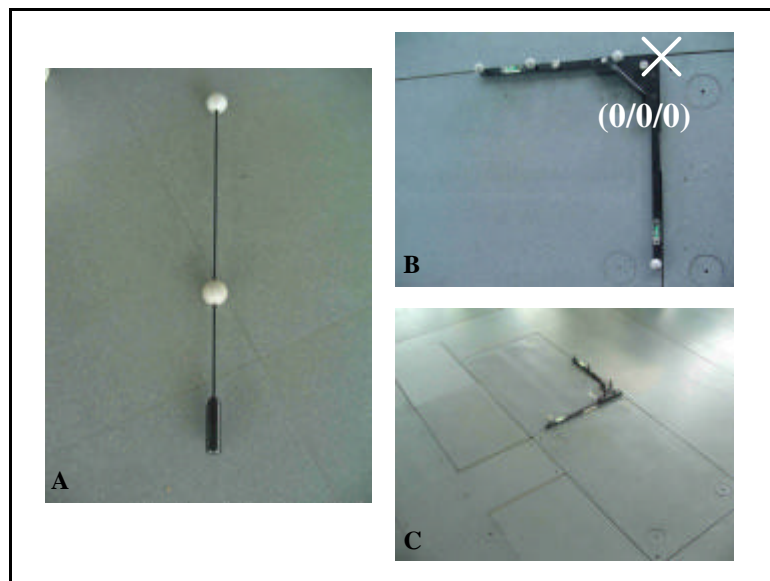


Abbildung 11: Kalibrationsstab (A) und Kalibrationswinkel (B+C)

Das kalibrierte Messvolumen dieser Studie (vgl. Abbildung 12 S.27) umfasste insgesamt einen Bereich von 6,0x4,0x2,5 m (Länge x Breite x Höhe). Dabei decken die einzelnen Kameras jeweils Teilbereiche von drei Metern des gesamten Messvolumens ab. Die Messgenauigkeit resultiert aus der Kombination von 1. Größe der von den Kameras erfassten Messvolumina, 2. Durchmesser der Marker und 3. Auflösung der Grafikchips der Kameras in Abhängigkeit von der verwendeten Bildwiederhol-  
frequenz.

Tabelle 9: Angaben zum verwendeten Messvolumen und dessen Messgenauigkeit

horizontale Auflösung	953 Pixel
horizontale Ausdehnung des Messvolumens	3000 mm
minimale Registrierungsgröße horizontal	3,2 mm/Pixel
vertikale Auflösung	881 Pixel
vertikale Ausdehnung des Messvolumens	2500 mm
minimale Registrierungsgröße vertikal	2,8 mm/Pixel

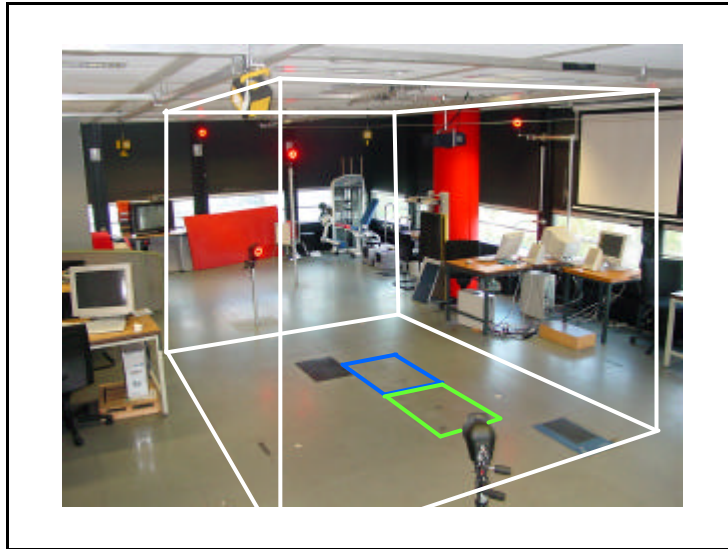


Abbildung 12: Labor mit kalibriertem Messvolumen (weiß) und den Messplattformen (grün und blau)

### 2.2.4.2 Exkurs: Markeridentifikation, Markertracking und Fehlerabschätzung

In den Kameras des Viconsystems vom Typ M-CAM 1, befindet sich ein quadratischer PB1024 Grafikchip, welcher über eine physikalische Auflösung von 1024x1024 Pixel verfügt. Aufgrund des verwendeten direkten, optischen Aufzeichnungsmodus (NTSC-Norm), bei der keine quadratische Bildaufteilung vorhanden ist, liegt bei den im Viconsystem wählbaren Bildwiederholfrequenzen von 60, 120 und 250 Hz eine verkleinerte Nutzung des physikalisch zur Verfügung stehenden Pixelbereichs vor. Hierdurch ergeben sich verringerte Auflösungen, die in Tabelle 10 aufgeführt sind.

Tabelle 10: Bildwiederholfrequenzen und deren räumliche Auflösungen

Bildwiederholfrequenz	Auflösung (B x H)	Anzahl der Pixel
60 Hz	1024x987 Pixel	1010688
120 Hz	953x881 Pixel	839593
250 Hz	663x547 Pixel	362661

Die räumliche Lage der verwendeten Areale des Grafikchip PB 1024 ist in Abbildung 13 schematisch dargestellt.

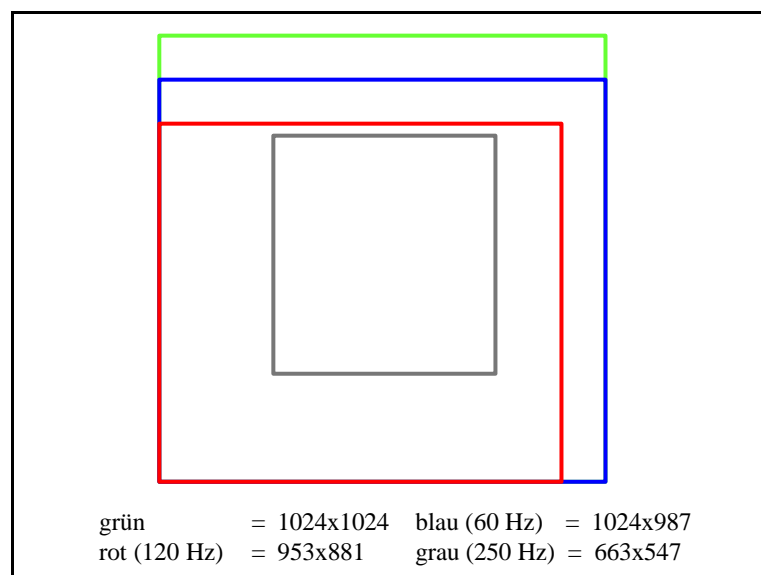


Abbildung 13: Schematische Darstellung der verwendeten Areale des PB1024 Grafikchip bei verschiedenen Bildwiederholfrequenzen

### Markeridentifikation

Grundsätzlich kann eine Markeridentifikation über die folgenden Varianten erfolgen (siehe Abbildung 14 S.29):

1. Kontrast
2. Farbe
3. Form



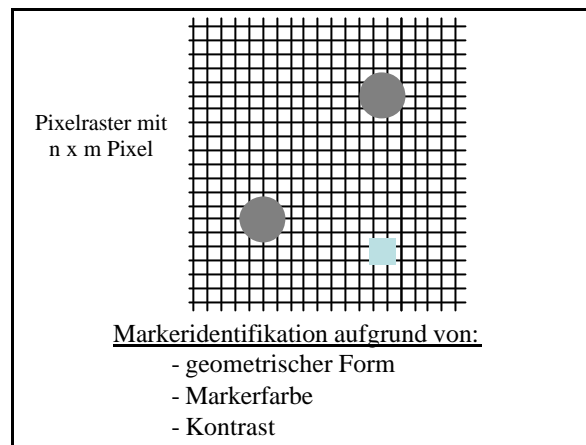


Abbildung 14: Markeridentifizierung im Pixelraster

### Markergröße

Mögliche Schwierigkeiten der Markeridentifizierung können u.a. in Zusammenhang mit der Markergröße entstehen. Für den Fall, dass die Markergröße der Größe eines Pixels entspricht oder diese unwesentlich überschreitet, besteht die Möglichkeit, dass der Marker nicht auf einem Pixel abgebildet wird und in Folge dessen nicht registriert wird (Abbildung 15 - A). Wenn Marker verwendet werden, die größer als einzelne Pixel sind, findet eine Suche nach komplett durch das Markerbild abgedeckten Pixeln statt. Hierbei kann es dazu kommen, dass nicht der geometrische Markermittelpunkt als Zentrum definiert wird, sondern der Mittelpunkt des überdeckten Pixels (Abbildung 15 - B). Bei weiterer Vergrößerung der Marker werden in der Regel mehr als ein Pixel vom Marker überdeckt (Abbildung 15 - C und D). In diesen Fällen ist es ebenfalls möglich, dass geometrischer und definierter Markermittelpunkt voneinander abweichen. Dadurch kann die Position der vom Marker gekennzeichneten anatomischen Struktur nicht korrekt ermittelt werden.

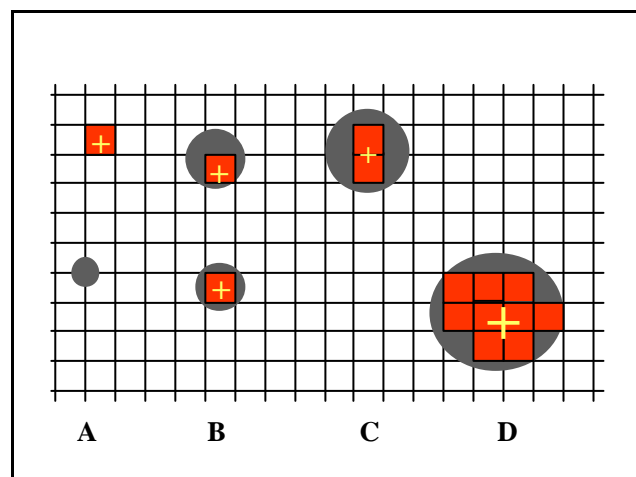


Abbildung 15: Progressive Markeridentifizierung und Mittelpunktsdefinition

## Markerform

Bei den retroreflektierenden, kugelförmigen Markern des Viconsystems erfolgt die Markeridentifizierung über ihre geometrische Form in Kombination mit einer kontrastreichen Abgrenzung zur Umgebung. Die Kugelform der Marker gestattet aus jeder Perspektive eine kreisförmige, zweidimensionale Abbildung, die die Voraussetzungen für die Markererkennung darstellt. Bei der Kontrastunterscheidung wird jeder Pixel in Bezug zu einem Schwellenwert gesetzt, wobei Überschreitung als weiß und Unterschreitung als schwarz gewertet wird.

## Circle Fitting

Das Erkennen des Markers und das Festlegen des Markermittelpunktes werden bei Vicon nach dem Prinzip des Circle Fitting (Macleod et al. 1990, Jobbagy & Furnee 1994) vorgenommen. Hierbei werden nur die ausgefüllten Pixel in den kontrastreichen Randbereichen der Marker registriert (Abbildung 16 - A). Alle anderen ausgefüllten Pixel, die keine kontrastreichen Übergänge zu angrenzenden Pixeln haben, werden ignoriert. Die in den Randbereichen liegenden, ausgefüllten Pixel werden miteinander zu einem Kreis verbunden (gefittet), der dann als Marker definiert wird. Der hier errechnete Mittelpunkt wird als Markermittelpunkt definiert (Abbildung 16 - B).

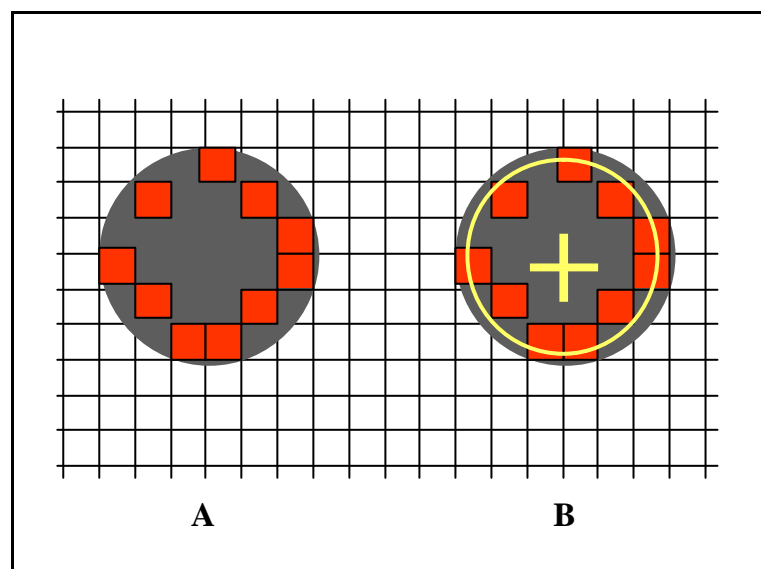


Abbildung 16: Markeridentifizierung und Mittelpunktsdefinition nach dem Prinzip des Circle Fitting

Das Prinzip des Circle Fitting gestattet somit eine Identifizierung des Markermittelpunkts im Subpixelbereich, entgegen einer pixelgebundenen Identifizierung des Markermittelpunkts, wie sie in Abbildung 15 (S.29) dargestellt ist.

Die Präzision der Identifizierung des Markermittelpunkts wird mit steigender Markergröße verbessert. Die größere zur Verfügung stehende Fläche in den Randbereichen der Marker ermöglicht die Registrierung einer größeren Anzahl von Pixeln. Hierdurch entsteht eine verbesserte Kalkulationsgrundlage für die Bestimmung des Markermittelpunkts (vgl. Abbildung 17).

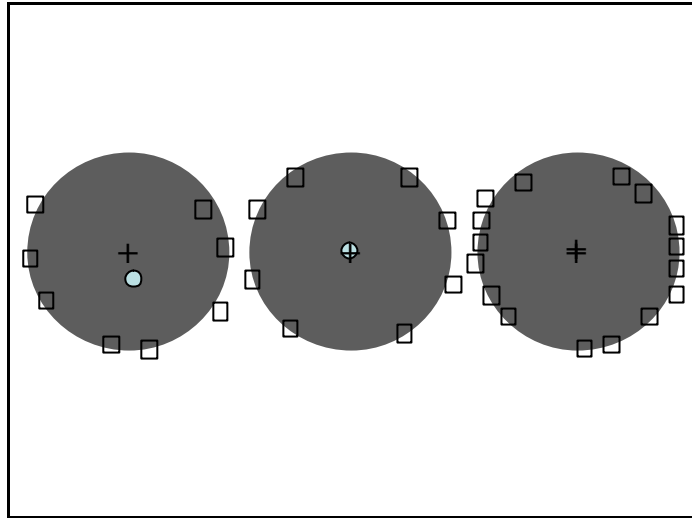


Abbildung 17: Verbesserung der Genauigkeit von Markeridentifizierung und Mittelpunktbestimmung (aus: Macleod et al. 1990, 15)

Allerdings ist eine ständig steigende Markergröße nicht gleichzusetzen mit einer immer exakteren Bestimmung des Markermittelpunkts. Eine extreme Vergrößerung der Marker kann sich aufgrund einer zu großen Distanz zwischen Markermittelpunkt und der Position der abzubildenden anatomischen Struktur negativ auswirken. Auch kann es zu Behinderung oder Verhinderung von natürlichen Bewegungen kommen.

### **Untersuchung zur Messgenauigkeit des verwendeten Viconsystems**

#### **1. Untersuchung**

In dieser ersten Untersuchung wurde eine Genauigkeitsüberprüfung des Viconsystems mit Hilfe eines Kalibrationsroboters vorgenommen. In einem von drei Kameras erfassten 800x800x800 mm großen Objektfeld wurden mit dem Kalibrationsroboter Punkte im Raum mit einer Systemgenauigkeit von  $\pm 0,01$  mm angesteuert. Die Messungen wurden mit verschiedenen Markergrößen und Bildwiederholfräquenzen durchgeführt. Alle angefahrenen Punkte, Markergrößen und Bildwiederholfräquenzen sind der Tabelle 11 (S.32) zu entnehmen.

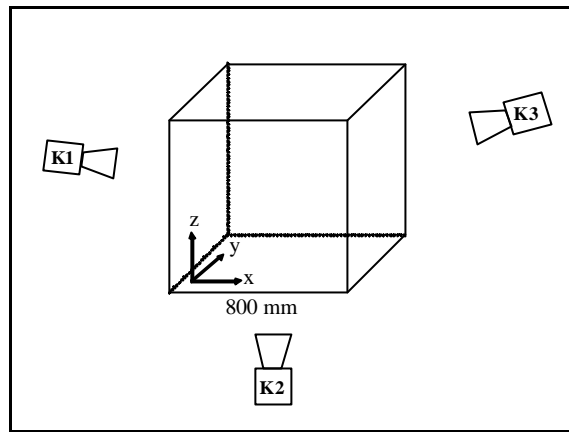


Abbildung 18: Objektfeld mit Kamerapositionierung

Tabelle 11: Objekte und Messbedingungen

Objektfeld [mm]	Objekt [mm]	Markergröße [mm]	Bildwiederhol­frequenz [Hz]	max. Anzahl Pixel/Marker
800x800x800	Positionen 0/0/200 0/200/0 200/0/0	9,0/25,6 9,0/25,6	120 250	63,6/514,5 31,8/257,3
800x800x800	Würfel 400x400x400	9,0/25,6 9,0/25,6	120 250	63,6/514,5 31,8/257,3
800x800x800	Kreis $r=200$ $v=83,33$ mm/s	9,0/25,6 9,0/25,6	120 250	63,6/514,5 31,8/257,3
3000x2000x2500	Präzisionskörper 700 mm/495 mm	25,6	120 250	57,2 25,4

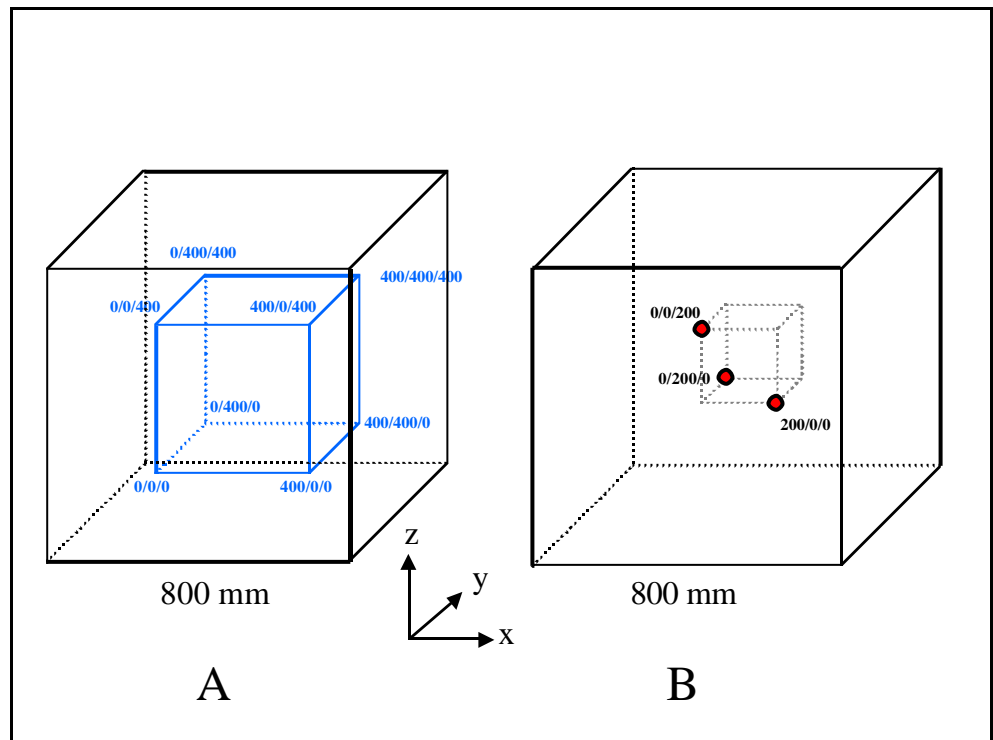


Abbildung 19: Angesteuerte Koordinaten

Bei Berechnung der maximalen Anzahl der Pixel, die ein Marker bedecken kann, ist zu beachten, dass die Größe der einzelnen Pixel auf dem Grafikchip unverändert bleibt, auch wenn die genutzten Areale des Grafikchips bei den verschiedenen Bildwiederholfräquenzen kleiner werden. Aus der Größe des Objektfeldes kann eine physikalische Auflösung errechnet werden.

- Objektfeld = 800x800x800 mm
- Durchmesser des Markers = 9 mm
- Bildwiederholfräquenz = 120 Hz  $\Rightarrow$  Auflösung (Breite x Höhe) = 800x881 Pixel  $\Rightarrow$   
 $\sim 1 \text{ mm/Pixel}$

Aufgrund der oben beschriebenen Bedingungen wird bei einem Markerdurchmesser von 9 mm für die Pixelgröße eine Abschätzung vorgenommen, die in diesem Fall bei 1 mm/Pixel liegt. Die Fläche eines Pixels beträgt somit 1 mm<sup>2</sup>. Bei einem Markerdurchmesser von 25,6 mm beträgt die Abschätzung 1,4 mm/Pixel, womit die Fläche eines Markers bei  $\sim 2 \text{ mm}^2$  liegt.

#### (A) Positionen 200/0/0 – 0/200/0 – 0/0/200

Zunächst wurden jeweils drei Koordinaten mit unterschiedlichen Markergrößen und Bildwiederholfräquenzen angesteuert.

Tabelle 12: Gemessene Abweichungen in mm bei Objektfeld 800x800x800 mm – Positionen 0/0/200 - 0/200/0 - 200/0/0 – Marker 25,6 mm – Bildwiederholfräquenz 120 Hz

Messpunkt	x	y	z
200/0/0	0,39	-0,59	0,01
0/200/0	0,48	-0,57	-0,01
0/0/200	-0,56	0,30	-0,04
mittlere Abweichung	0,48	0,49	0,02

Tabelle 13: Gemessene Abweichungen in mm bei Objektfeld 800x800x800 mm – Positionen 0/0/200 - 0/200/0 - 200/0/0 – Marker 9,0 mm – Bildwiederholfräquenz 120 Hz

Messpunkt	x	y	z
200/0/0	0,71	-0,14	0,01
0/200/0	0,97	0,24	-0,19
0/0/200	-0,39	0,40	0,56
mittlere Abweichung	0,69	0,26	0,25

Tabelle 14: Gemessene Abweichungen in mm bei Objektfeld 800x800x800 mm – Positionen 0/0/200 - 0/200/0 - 200/0/0 – Marker 25,6 mm – Bildwiederholfräquenz 250 Hz

Messpunkt	x	y	z
200/0/0	0,61	-1,91	-0,03
0/200/0	1,00	0,95	-0,14
0/0/200	0,19	0,35	1,08
mittlere Abweichung	0,60	1,07	0,42

Tabelle 15: Gemessene Abweichungen in mm bei Objektfeld 800x800x800 mm – Positionen 0/0/200 - 0/200/0 - 200/0/0 – Marker 9,0 mm – Bildwiederholffrequenz 250 Hz

Messpunkt	x	y	z
200/0/0	0,69	-1,96	-0,30
0/200/0	1,36	1,22	-0,34
0/0/200	-0,13	0,40	1,32
mittlere Abweichung	0,73	1,19	0,65

Die Ergebnisse zeigen, dass das Viconsystem minimale Abweichungen von den angesteuerten Koordinaten ermittelt. Die geringsten mittleren und absoluten Abweichungen sind bei einer Bildwiederholffrequenz von 120 Hz und den größeren der beiden verwendeten Markern zu verzeichnen. Eine Vergrößerung sowohl der mittleren als auch der absoluten Abweichung geht mit der Verwendung kleinerer Marker und vor allem mit vergrößerter Bildwiederholffrequenz einher. Bei allen Untersuchungskombinationen von Markergröße und Bildwiederholffrequenz bleiben die mittleren Abweichungen bis auf zwei Messwerte alle unterhalb eines Millimeters (Bereich 0,02-1,19 mm). Auch bei den absoluten Abweichungen finden sich nur zwei Messwerte, die mehr als 1,50 mm betragen.

Die Ergebnisse zeigen, dass eine höhere Genauigkeit erzielt wird, wenn größere Marker verwendet werden. Sowohl bei 120 Hz als auch bei 250 Hz Bildwiederholffrequenz ist die Messgenauigkeit mit größeren Markern deutlich verbessert. Außerdem wird der Einfluss gesteigerter Bildwiederholffrequenzen auf die Präzision der Messwernerfassung deutlich. Der Einsatz der höheren Bildwiederholffrequenz verschlechtert die Ergebnisse bei beiden verwendeten Markergrößen. Die größeren absoluten und auch relativen Abweichungen bei 250 Hz gegenüber 120 Hz Bildwiederholffrequenz sind auf die reduzierte Auflösung der Grafikchips bei dieser Frequenz zurück zu führen. Den größeren Effekt auf das Messergebnis im Sinne einer präziseren Erfassung übt die Markergröße aus.

**(B) 400x400x400 mm Würfel**

Tabelle 16: Gemessene Abweichungen in mm bei Objektfeld 800x800x800 mm - Würfel 400x400x400 mm - Marker 25,6 mm – Bildwiederholffrequenz 120 Hz

Messpunkt	x	y	z
0/0/0	-0,77	0,14	1,17
400/0/0	0,11	0,09	1,24
0/400/0	1,02	0,25	0,70
400/400/0	1,80	-0,42	0,32
0/0/400	-1,69	0,50	0,48
400/0/400	-0,85	0,21	0,48
0/400/400	0,33	0,64	0,01
400/400/400	0,98	0,37	0,04
mittlere Abweichung	0,94	0,33	0,56

Tabelle 17: Gemessene Abweichungen in mm bei Objektfeld 800x800x800 mm - Würfel 400x400x400 mm - Marker 9,0 mm – Bildwiederholffrequenz 120 Hz

Messpunkt	x	y	z
0/0/0	-0,72	-1,66	-0,22
400/0/0	-0,47	-0,18	1,24
0/400/0	1,66	-1,47	-0,37
400/400/0	1,59	-0,53	-0,27
0/0/400	-1,96	-0,35	0,60
400/0/400	-1,49	0,42	0,07
0/400/400	0,01	0,60	0,77
400/400/400	0,46	-0,17	-0,75
mittlere Abweichung	1,05	0,67	0,54

Auch die Analyse der Vermessungsdaten des größeren Objektes (400x400x400 mm Würfel) bestätigt die Ergebnisse der in (A) durchgeführten Vermessung.

**(C) Kreisfahrt**

Die Bestimmung der Geschwindigkeit bei einer Kreisfahrt wurde gewählt, da sie zur exakten Wiedergabe hohe Anforderungen an die Sensitivität der Markererkennung des Messsystems stellt. Die Geschwindigkeit ist keine direkte Messgröße, sondern eine Berechnung aus der verwendeten Messfrequenz und der ermittelten Ortskoordinaten. Die Geschwindigkeit stellt die erste Ableitung der Ortskoordinaten nach der Zeit dar. Eine fehlerhafte Registrierung der Ortskoordinaten aufgrund geringer Sensitivität des Messsystems würde sich negativ auf die Genauigkeit der Geschwindigkeit auswirken.

Die Schwierigkeiten bei der Bestimmung des Idealkurses einer Kreisfahrt gehen aus dem Beispiel in Abbildung 20 (S.36) hervor. Bei einer Kreisfahrt werden Pixel zum Teil nur minimal bedeckt (rote Bereiche im Bereich B). Die Folge bei Messsystemen mit pixelgenauer Markererkennung wäre hier eine

Abweichung vom Idealkurs, was eine fehlerhafte Bestimmung der Ortskoordinaten zur Folge hätte. Eine exakte Wiedergabe des Idealkurses einer Kreisfahrt ist somit nur mit Systemen möglich, die eine Markererkennung im Subpixelbereich ermöglichen.

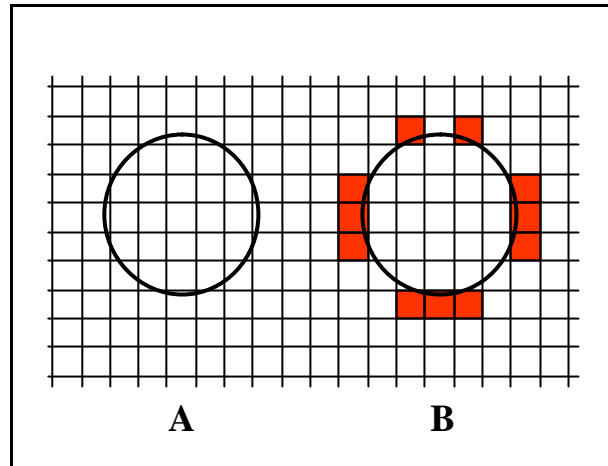


Abbildung 20: Abbildung des Kreises einer Kreisfahrt auf dem Pixelraster (A) und Kennzeichnung der Pixelbereiche (rot) mit schwieriger Registrierung (B)

In Abbildung 21 sind die jeweiligen mittleren Geschwindigkeiten und deren Standardabweichungen dargestellt. Dabei handelt es sich um Werte aus ungefilterten Rohdaten. In Abbildung 22 (S.37) sind die Geschwindigkeitsverläufe für 25,6 mm Marker und 120 Hz Bildwiederholffrequenz sowie für 9 mm Marker und 250 Hz Bildwiederholffrequenz dargestellt.

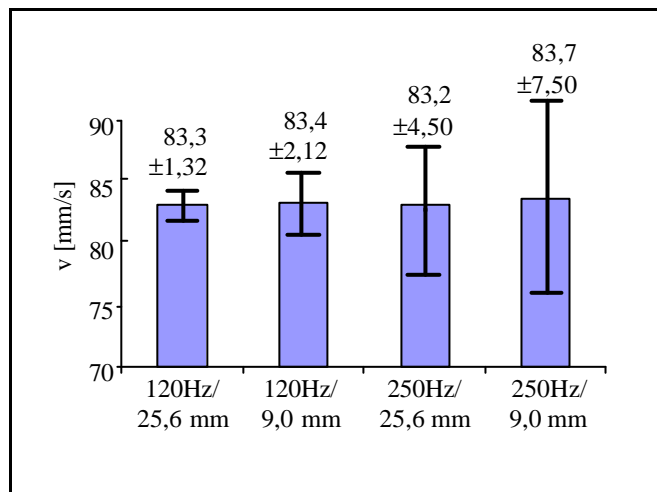


Abbildung 21: Gemessene mittlere Geschwindigkeiten mit Standardabweichungen der Kreisfahrten ( $r = 200$  mm;  $83,33$  mm/s) bei Bildwiederholffrequenzen von 120 und 250 Hz mit 9,0 und 25,6 mm Markern



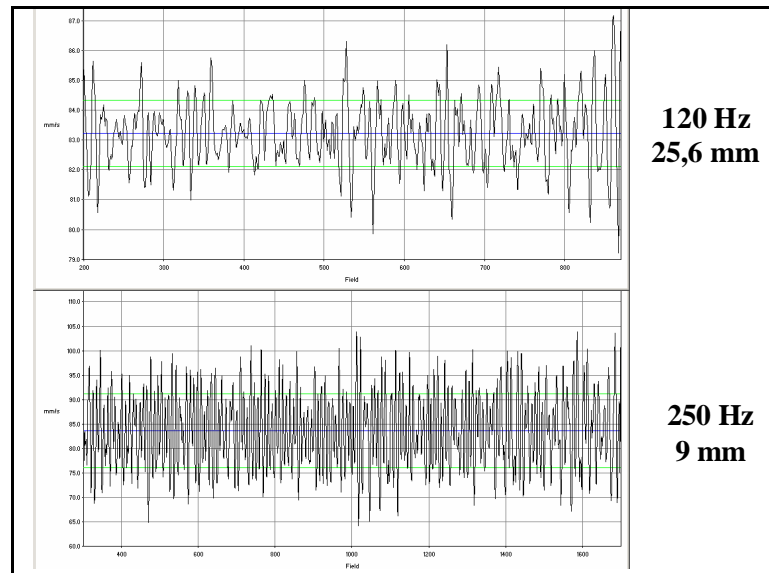


Abbildung 22: Geschwindigkeitsverläufe der Kreisfahrten ( $r = 200$  mm;  $83,33$  mm/s) von  $120$  Hz Bildwiederholrate mit  $25,6$  mm Markern und  $250$  Hz Bildwiederholrate mit  $9,0$  mm Markern

Bei allen Kombinationen von Bildwiederholrate und Markergröße sind die ermittelten mittleren Geschwindigkeiten mit der vorgegebenen Geschwindigkeit ( $v = 83,33$  mm/s) nahezu identisch. Besonders anzumerken ist hier, dass die Grundlage der Berechnung der Geschwindigkeiten die ungefilterten Messdaten waren.

Bei den Versuchen mit  $120$  Hz Bildwiederholrate finden sich mit  $83,3 \pm 1,32$  mm/s ( $25,6$  mm Marker) und  $83,4 \pm 2,12$  mm/s ( $9$  mm Marker) geringere absolute Abweichungen und eine niedrigere Streuung als bei  $250$  Hz mit  $83,2 \pm 4,5$  mm/s ( $25,6$  mm Marker) und  $83,7 \pm 7,5$  mm/s ( $9$  mm Marker), was wiederum auf die verminderte zur Verfügung stehende Auflösung bei  $250$  Hz zurückzuführen ist. Die höheren Streuungswerte der kleineren gegenüber den größeren Markern innerhalb einer Bildwiederholrate lassen sich auf die verbesserten Bedingungen zurückführen, die größere Marker für die Markeridentifizierung nach dem Circle Fitting-Prinzip bieten.

Die aus den Ergebnissen der ersten Untersuchungsteile verdeutlichte Präzision des Viconsystems wird auch durch die Ergebnisse der Kreisfahrt bestätigt. Besonders bemerkenswert ist hierbei, dass die Ergebnisse der äußerst sensiblen Geschwindigkeitsbestimmung aus Berechnungen mit ungefilterten Messdaten stammen. Dieser Umstand veranschaulicht nachdrücklich die Fähigkeit des Viconsystems zur hochpräzisen Datenerfassung.

## 2. Untersuchung

Die Resultate beziehen sich auf ein relativ kleines Objektfeld, in dem eine hohe Abbildungsgenauigkeit (1 mm/Pixel; siehe Berechnung S.33) erzielt werden kann. Mit steigenden Ausmaßen des Objektfeldes verringert sich die zur Verfügung stehende Abbildungsgenauigkeit, da die Kameras mit derselben Anzahl an Pixeln einen größeren Raum abdecken müssen. Auch der Einsatz von weiteren Kameras führt daher nicht zwangsläufig zu einer Verbesserung der Auflösung.

Zur Überprüfung der räumlichen Messgenauigkeit des Viconsystems in sehr großen Messvolumina diente die Durchführung der Vermessung des Präzisionsreferenzkörpers in einem großen Objektfeld. Dabei wurde der Referenzkörper zum einen im Objektfeld fest positioniert (statische Messung) und zum anderen durch das Objektfeld bewegt (dynamische Messung).

In dieser zweiten Untersuchung wurde eine Überprüfung des Viconsystems bei Einsatz in großen Objektfeldern durchgeführt. In einem von 12 Kameras erfassten ca. 3000x2000x2500 mm großen Objektfeld wurde ein dreidimensionaler Präzisionsreferenzkörper an dem Marker (Durchmesser 25,6 mm) mit einer Genauigkeit von  $\pm 0,1$  mm angebracht waren (Abbildung 23), bei 120 und 250 Hz Bildwiederholfrequenz statisch und dynamisch vermessen.

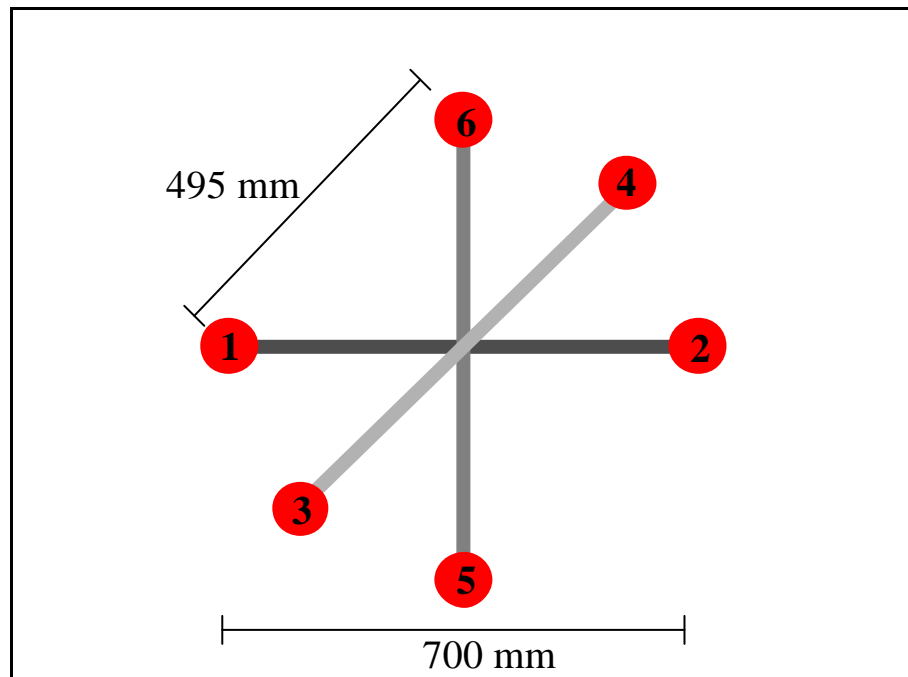


Abbildung 23: Dreidimensionaler Präzisionsreferenzkörper (Länge der grauen Elemente = 700 mm, Abstände zwischen den Markern (rot) verschiedener Stäbe = 495 mm)

Tabelle 18: Gemessene Markerdistanzen ( $495 \pm 0,1$  mm) in mm bei statischer Vermessung im Objektfeld  $3000 \times 2000 \times 2500$  mm - Präzisionsreferenzkörper - Marker 25,6 mm - Bildwiederholffrequenzen 120 und 250 Hz

Strecke	120 Hz	250 Hz
1 – 3	493,8	493,4
1 – 4	494,6	492,2
1 – 5	493,6	492,0
1 – 6	494,6	493,0
2 – 3	494,6	494,5
2 – 4	494,5	495,1
2 – 5	493,9	493,3
2 – 6	494,0	493,9
mittlere Abweichung	0,8	1,6

Tabelle 19: Gemessene Markerdistanzen ( $495 \pm 0,1$  mm) in mm bei dynamischer Vermessung über 5 s im Objektfeld  $3000 \times 2000 \times 2500$  mm – Präzisionsreferenzkörper - Marker 25,6 mm – Bildwiederholffrequenzen 120 und 250 Hz

Strecke	120 Hz	250 Hz
1 – 3	494,1	493,3
1 – 4	493,6	494,8
1 – 5	494,4	493,8
1 – 6	493,8	494,5
2 – 3	494,1	493,8
2 – 4	493,8	493,9
2 – 5	494,0	493,6
2 – 6	494,2	494,1
mittlere Abweichung	1,0	1,1

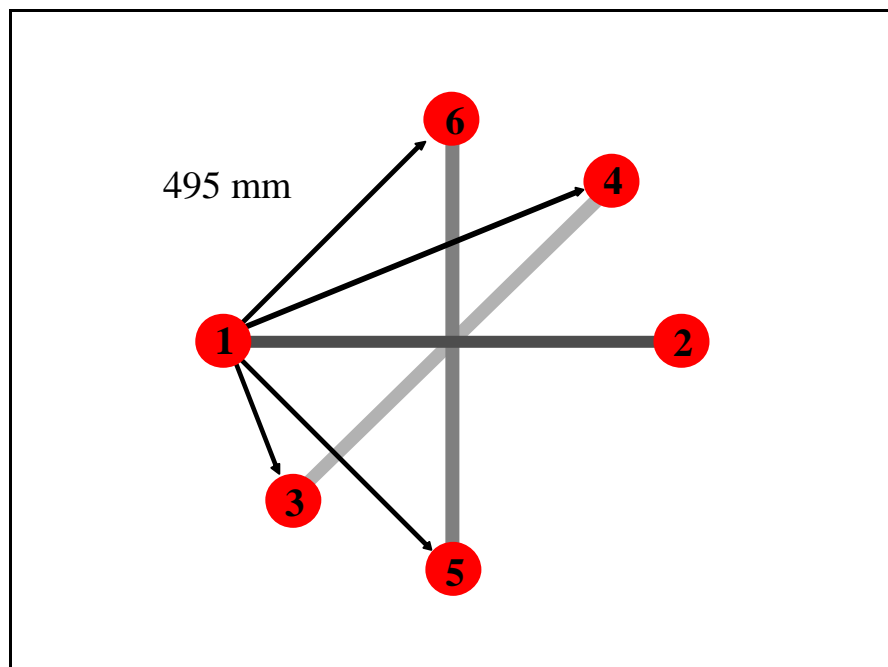


Abbildung 24: Dreidimensionaler Präzisionsreferenzkörper (Abstände zwischen den Markern (rot) verschiedener Stäbe = 495 mm)

Die mittlere Abweichung der gemessenen Markerabstände von den tatsächlichen liegt im Bereich von einem Millimeter. Auch hier findet sich wieder die von der Bildwiederholffrequenz abhängige Verschlechterung der Präzision aufgrund der verringerten Auflösungskapazität. Die Ergebnisse zeigen, dass das Viconsystem das verwendete Referenzobjekt mit einer Präzision von ca.  $\pm 1$  mm registriert. Die sehr geringen Unterschiede zwischen den Ergebnissen der statischen und der dynamischen Vermessung des Referenzkörpers verdeutlichen die hohe Genauigkeit des Viconsystems unabhängig von der Messsituation.

Dieser Untersuchungsteil zeigt, dass das Viconsystem auch bei großen Objektfeldern, unabhängig davon ob es sich um ein bewegtes oder ruhendes Messobjekt handelt, eine extrem hohe Präzision ermöglicht (Abweichung ca.  $\pm 1$  mm).

Es wird deutlich, dass das Viconsystem in der verwendeten Konfiguration eine sehr große Präzision mit sehr geringen absoluten (0,01-3,00 mm) und mittleren (0,02-1,60 mm) Abweichungen bei der Registrierung von Messobjekten ermöglicht. Dabei wirken sich Einflussfaktoren wie die Größe des Objektfeldes oder die Art des Messvorgangs (dynamisch oder statisch) nur unwesentlich auf die Ergebnisse aus.

Die extrem hohe Präzision wird vor allem durch das verwendete Circle Fitting-Prinzip zur Markeridentifizierung ermöglicht. Hierdurch wird eine Markerbestimmung im Subpixelbereich gestattet, die zu einer Messgenauigkeit im Hundertstel Millimeterbereich führt. Dabei werden präzisere Messergebnisse bei Verwendung von größeren Markern erzielt gegenüber dem Einsatz kleinerer Marker. Weiterhin kommt es mit steigender Bildwiederholffrequenz zu etwas größeren Messabweichungen, die durch die reduzierte zur Verfügung stehende Auflösungskapazität des Grafikchips zu erklären sind.

Zusammenfassend zeigt sich, dass das Viconsystem in der Lage ist eine hochpräzise Datenerfassung durchzuführen. Dabei stellen Markergröße, Objektfeldgröße und Bildwiederholffrequenz zwar Einflussfaktoren für die Qualität der Datenerfassung dar. Jedoch weisen die Ergebnisse der durchgeführten Untersuchungen nur sehr geringe Veränderungen nach.

### 2.2.4.3 Dynamometrie

Zur Untersuchung der Bodenreaktionskräfte wurden zwei nach piezoelektrischem Messprinzip arbeitende, fest eingebaute 90x60 cm große Mehrkomponenten - Kraftmessplattformen (Kistler Typ 9287) verwendet. Die Kraftmessplattformen hatten Stahldeckplatten, auf denen der gleiche Kunststoffbodenbelag aufgebracht war, wie auf der übrigen Lauffläche. Der in piezoelektrischen Gebern verwendete Quarz gibt proportional zur einwirkenden Belastung elektrische Ladungen ab, die in Ladungsverstärkern spannungsproportional gewandelt und verstärkt wird.

Folgende Messgrößen wurden mit einer Messfrequenz von 1080 Hz ermittelt:

- 8 Kraftkomponenten (4 vertikale Komponenten in z-Richtung, jeweils 2 Komponenten in x- und y-Richtung)
- aus den 8 Kraftkomponenten werden die Summenkräfte  $\Sigma F_x$ ,  $\Sigma F_y$ ,  $\Sigma F_z$ , die beiden Kraftangriffspunkte  $a_x$  und  $a_y$  sowie das freie Moment  $M_z$  errechnet

Die abgegebenen elektrischen Ladungen der Kraftmessplattformen wurden durch zwei Kistler Ladungsverstärker vom Typ 9865 in analoge Spannungen zur Weiterverarbeitung/Speicherung umgewandelt.

Durch die eingesetzte Datenstation vom Typ 624 wurden die optischen Daten der 12 Kameras, sowie über die eingebaute analoge 64 Kanal 16 Bit Messkarte (Typ Mezzanine) die dynamischen Daten der beiden Kraftmessplattformen, simultan aufgezeichnet. Eine Synchronisation war folglich nicht nötig.

### 2.2.5 Dreifach segmentiertes Modell

Das für diese Untersuchung verwendete Modell basiert auf dem dreidimensionalen Unterschenkel-Fuß-Modell von Arampatzis et al. (2002 und 2003). In Abänderung zu diesem besteht es aus drei starren Teilkörpern (Abbildung 25), die anhand von 10 Markern definiert werden (siehe Tabelle 21 S.43).

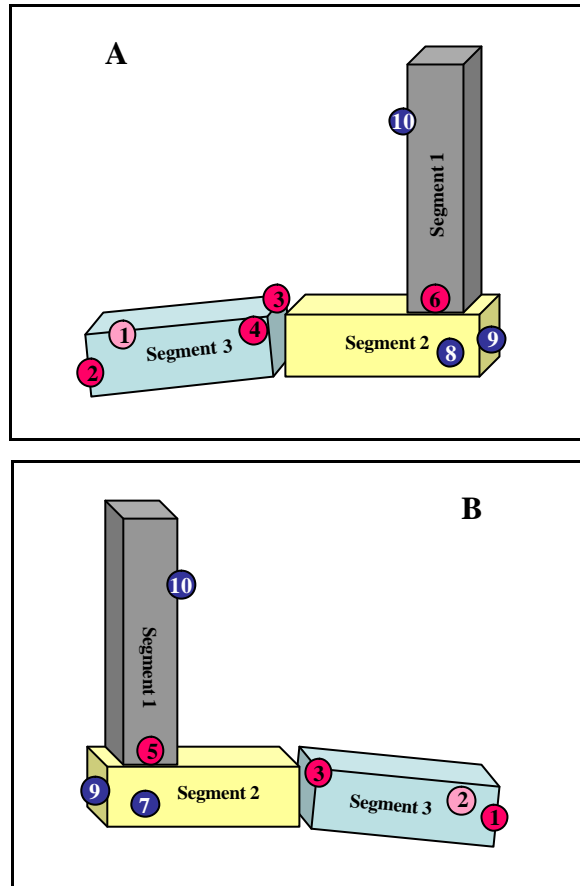


Abbildung 25: Segmente des Modells mit Markern von lateral (A) und medial (B); rote Symbole = anatomisch exakt definierte Struktur, blaue Symbole = anatomisch nicht exakt definierte Struktur (Beschriftung siehe Tabelle 21 S.43)

Tabelle 20: Definition von Segmenten und Gelenken des Unterschenkel-Fuß-Modells

Segmente	Knochen	Gelenke	Segmentverbindungen	Freiheitsgrade
Segment 1	Tibia und Fibula	1. Kniegelenk	Freifläche-Segment 1	sechs (freies Gelenk)
Segment 2	Talus/Calcaneus	2. Rückfuß-Tibia-Gelenk	Segment 1-Segment 2	drei (Kugelgelenk)
Segment 3	Os naviculare, Ossa cuneiformia, Os cuboideum, Ossa metatarsalia I-V	3. Vorfuß-Rückfuß-Gelenk	Segment 2-Segment 3	drei (Kugelgelenk)

Die Positionierung von sechs Markern entspricht exakt definierten anatomischen Strukturen (Tabelle 21 Marker 1-6). Diese sechs Marker werden zur Bestimmung der Gelenkkoordinatensysteme verwendet. Die vier weiteren Marker (Tabelle 21 Marker 7-10), die für die Bewegungen des Modells benötigt werden, sind nicht auf eindeutig lokalisierten anatomischen Strukturen befestigt, sondern in Bereichen der anatomischen Struktur, in denen es nur zu moderaten Hautbewegungen aufgrund geringen Unterhautfettgewebes und/oder Sehnenbewegung kommt.

Zur Überprüfung der Modellstabilität führten Arampatzis et al. (2003) eine Sensitivitätsanalyse durch. Hierfür wurden die gemessenen Koordinaten der Marker systematisch um  $\pm 5\%$  in jeder Richtung verändert und die Berechnung erneut durchgeführt. Als Ergebnis wurde eine maximale Abweichung des Modells zwischen  $1,87$  und  $2,01^\circ$  ermittelt.

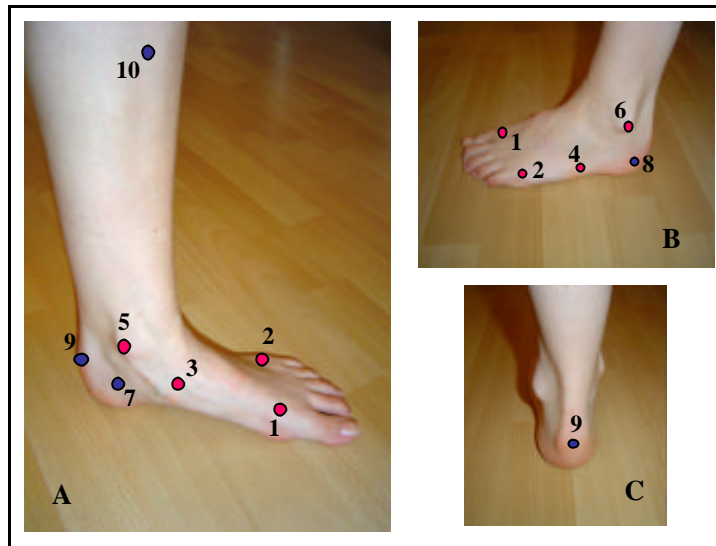


Abbildung 26: Markerpositionen der anatomischen Strukturen am Fuß von medial (A), lateral (B) und dorsal (C) (Beschriftung: siehe Tabelle 21); rote Symbole = anatomisch exakt definierte Struktur, blaue Symbole = anatomisch nicht exakt definierte Struktur

Tabelle 21: Anatomische Punkte/Bereiche der Markerpositionierung

anatomisch lokalisierte Marker auf Knochenvorsprüngen	
Nr. 1	Caput Met I
Nr. 2	Caput Met V
Nr. 3	Tuberositas naviculare
Nr. 4	Os cuboideum (diagonal superior der Basis von Metatarsale V)
Nr. 5	Mal. medialis
Nr. 6	Mal. lateralis
neutrale Marker	
Nr. 7	Calcaneus medial
Nr. 8	Calcaneus lateral
Nr. 9	Calcaneus dorsal
Nr. 10	Fasciae tibiae

## 2.2.6 Koordinatensysteme

### 2.2.6.1 Laborkoordinatensystem

Das Laborkoordinatensystem der beiden oben beschriebenen Messsysteme hatte seinen Nullpunkt auf der, in Laufrichtung gesehen, unteren rechten Ecke der zweiten Kraftmessplatte (Abbildung 27).

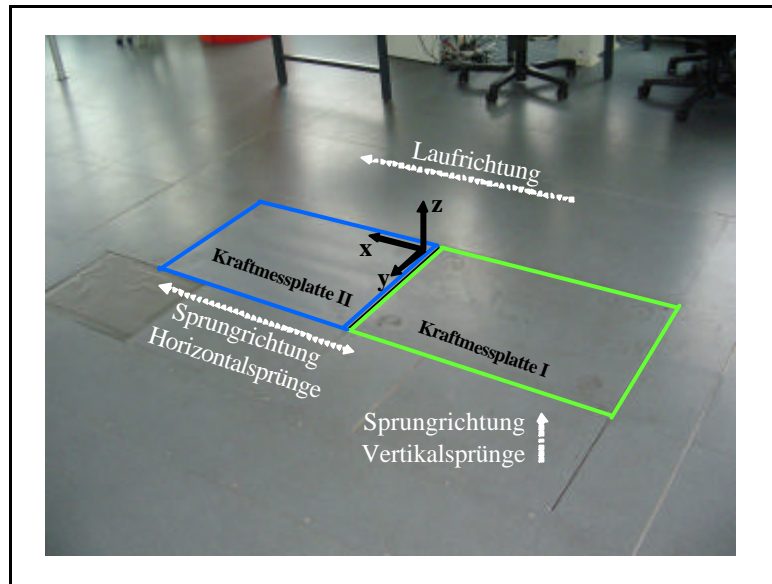


Abbildung 27: Orientierungen der Bewegungen im Raumkoordinatensystem

### 2.2.6.2 Segmentkoordinatensysteme

Die Lage der Segmente zueinander wird jeweils durch Segmentkoordinatensysteme beschrieben, welche durch die Referenzmessung definiert werden. Die Durchführung der Referenzmessung erforderte eine einheitlich definierte Position aller Probanden. Ausgehend von der Orientierung des Laborkoordinatensystems (siehe Abbildung 27) wurden die Probanden zentral im Messvolumen (vgl. Abbildung 12 S.27) positioniert. Auf einem höhenverstellbaren Stuhl sitzend, musste eine aufrechte Oberkörperposition eingenommen werden. Der bemerkerte Fuß musste mit der gesamten Sohle auf dem Boden stehen und Sprung-, Knie- und Hüftgelenk in eine 90°-Stellung gebracht werden, wobei die Längsachse des Fußes (Verlauf von Mitte des Calcaneus zur Basis von Metatarsale II) in positiver x-Richtung in Verlängerung des Femur positioniert sein musste. Das andere Bein wurde seitlich abgespreizt aufgestellt, um eine freie Sicht für die Kameras auf die Marker zu gewährleisten. Die Stellungen der Gelenke wurden durch den höhenverstellbaren Stuhl, bezogen auf die Körperhöhe, durch am Boden befindliche Markierungen für die Ausrichtung des bemerkerten Fußes und über fixierte Winkelmesser eingestellt bzw. überprüft (siehe Abbildung 28 S.45).



Der Winkelmesser wurde an der kurzen Seite der Kraftmessplatte rechtwinklig positioniert (orange Linie in Abbildung 29), anschließend wurde die Position des Fußes an der inneren langen Seite des Winkelmessers (grüne Linie in Abbildung 29) ausgerichtet.

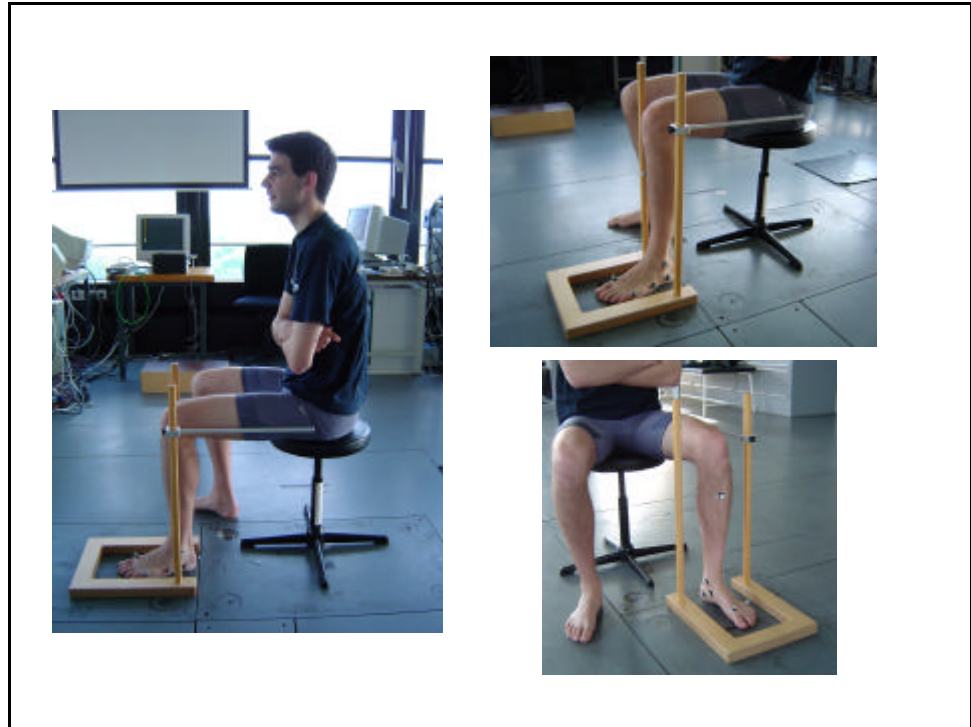


Abbildung 28: Position der Probanden bei statischer Referenzmessung

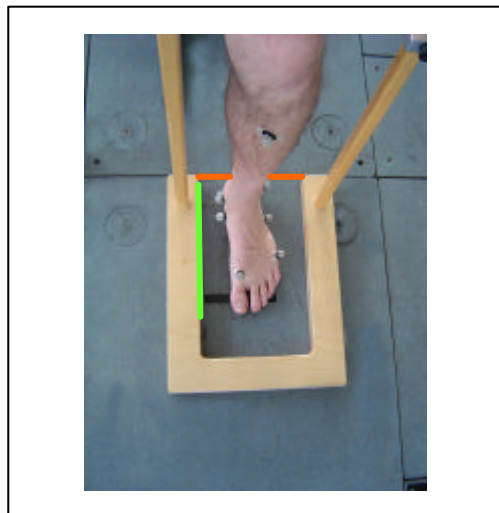


Abbildung 29: Markierungen zur Ausrichtung des Winkelmessers

Bei den Segmenten eins und zwei verlaufen die Segmentkoordinatensysteme jeweils parallel zum Laborkoordinatensystem (Kapitel 2.2.6.1 S.73), welches bei der Referenzmessung auf das jeweilige Segment transferiert und verankert wurde. Bei Segment drei verläuft aufgrund der Lage der anatomischen Bezugspunkte für die Marker das Segmentkoordinatensystem nicht parallel zum Laborkoordinatensystem. Nur die

y-Achse verläuft parallel zu der des Laborkoordinatensystems. Die x-Achse verläuft durch den Mittelpunkt der Verbindung zwischen Marker drei (Tuberositas navicularis) und vier (Os cuboideum) zum Mittelpunkt der Verbindung zwischen den Markern eins (Caput Met. I) und zwei (Caput Met. V). Die z-Achse stellt das Vektorprodukt aus x und y-Orientierung dar. Damit ergibt sich eine nach plantar gerichtete Neigung des Segmentkoordinatensystems. Die Definitionen aller Achsen der Segmente sind in Abbildung 30 dargestellt.

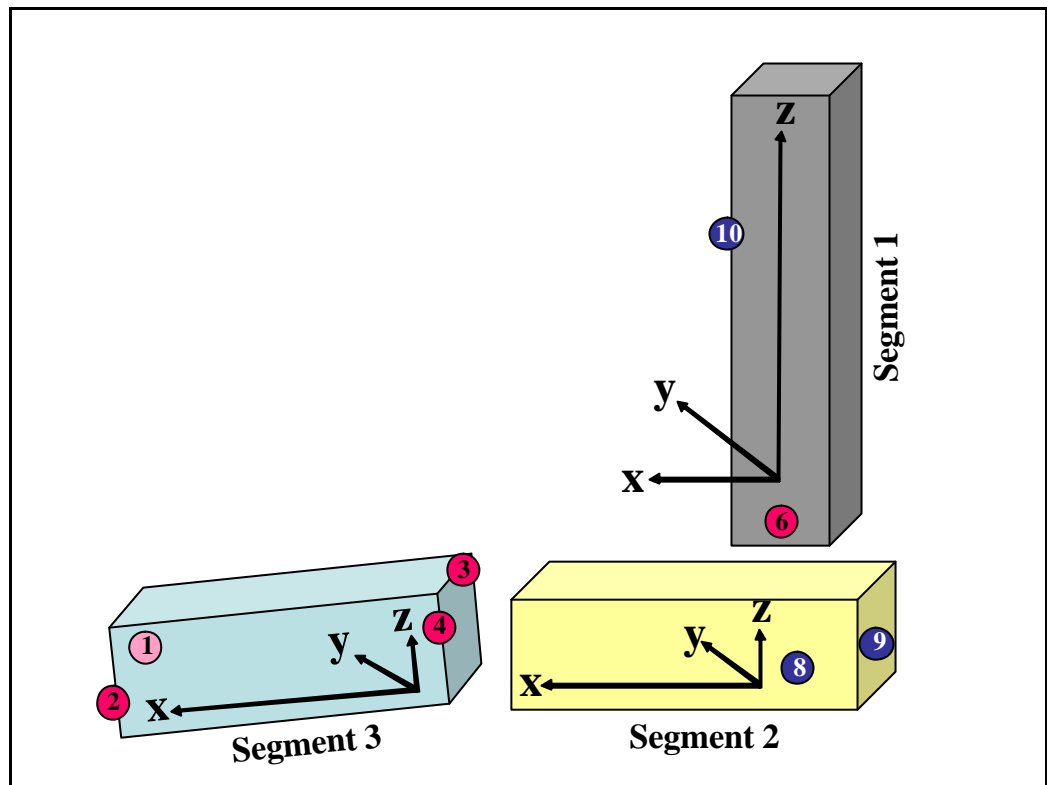


Abbildung 30: Segmentkoordinatensysteme der Segmente des Modells mit Markern von lateral; rote Symbole = anatomisch exakt definierte Punkte, blaue Symbole = anatomisch nicht exakt definierte Punkte (Beschriftung siehe Tabelle 21 S.43)

### 2.2.7 Modellrealisierung mit Alaska 3.0

Gelenkbewegungen werden aus der Lage bzw. den Lageänderungen der Segmentkoordinatensysteme zueinander berechnet. Dabei verfügen die Marker des Modells nicht über starre Verbindungen, sondern sind mit Feder-Dämpfer-Elementen versehen. Hierdurch können unbeabsichtigte Markerbewegungen, durch z.B. Hautverschiebungen oder Digitalisierungsfehler, teilweise kompensiert werden.

Die Bewegungen der Gelenke eins, zwei und drei (vgl. Tabelle 20 S.42) werden um die drei Achsen x, y, z bestimmt. Die Zuordnung der Bewegungen und Bewegungsebenen stehen in Tabelle 22 (S.47).

Tabelle 22: Beschreibung der Gelenke, ihrer Bewegungen und Bewegungsebenen

Gelenk	Bewegung	Bewegungsebene
Rückfuß-Tibia Gelenk	Eversion – Inversion	Frontalebene
Rückfuß-Tibia Gelenk	Plantarflexion – Dorsiflexion	Sagittalebene
Rückfuß-Tibia Gelenk	Abduktion – Adduktion	Horizontalebene
Vorfuß-Rückfuß Gelenk	Eversion – Inversion	Frontalebene
Vorfuß-Rückfuß Gelenk	Plantarflexion – Dorsiflexion	Sagittalebene
Vorfuß-Rückfuß Gelenk	Abduktion – Adduktion	Horizontalebene
Kniegelenk	Abduktion – Adduktion	Frontalebene
Kniegelenk	Flexion - Extension	Sagittalebene
Kniegelenk	Innenrotation - Außenrotation	Horizontalebene

Neben der Kalkulation der in Tabelle 6 (S.21) stehenden Winkel werden die in Tabelle 7 (S.22) aufgeführten Gelenkmomente invers dynamisch berechnet.

## 2.2.8 Untersuchungsdurchführung

### 2.2.8.1 Vorbereitung der Probanden

Zunächst werden die Probanden über die Untersuchung, ihre Ziele und Methoden informiert. Danach wurden die anthropometrischen Parameter erhoben. Im Anschluss wurden die zehn für das Modell benötigten Punkte an Fuß und Unterschenkel palpirt und mit einem Filzschreiber auf der Haut markiert.

Für den ersten Teil der Untersuchung, der von den Probanden barfuss durchgeführt wurde, wurden die Marker mit doppelseitigem, extrem gut haftendem, hautfreundlichem Toupetklebeband direkt auf die markierten Stellen geklebt.

Der zweite Teil der Messung wurde in den mitgebrachten eigenen Hallenschuhen durchgeführt. Die Verwendung der eigenen Hallenschuhe wurde gewählt, weil der Proband an den Schuh gewöhnt war. Somit konnten Anpassungseinflüsse an ungewohnte Schuhe ausgeschlossen werden. In den Schuhen wurden Socken getragen, damit die Messsituation „mit Schuh“ der realen Trainings- bzw. Spielsituation entsprach. Von der Haut wurden die Marker am Fuß (1, 2, 3, 4, 7, 8, 9) entfernt. An einem Fußmodell wurden den Probanden die anatomischen Markerpositionen der entfernten Marker gezeigt, damit diese mit Hilfe der Probanden auf dem Schuh lokalisiert werden konnten. Die Stellen wurden markiert und die Marker befestigt. Dann wurde die Socken an den Malleoli durchlöchert, um die Marker an den richtigen Stellen auf der Haut zu befestigen.

### 2.2.8.2 Durchführung der Messungen

Die Untersuchung war in zwei verschiedene Untersuchungsbedingungen mit jeweils vier zu unterscheidenden Messabschnitten unterteilt. Zunächst führten die Probanden alle Messungen barfuss, danach mit ihren eigenen Hallensportschuhen durch. Der erste Abschnitt bestand in der Durchführung der statischen Referenzmessung (Kapitel 2.2.6.2 S.73). Danach folgten drei Messabschnitte in denen die drei Bewegungen gemessen wurden.

Der erste Abschnitt, die Durchführung der statischen Referenzmessung, diente der Registrierung der befestigten Marker durch das optische System und deren anatomischen Zuordnung. Hierdurch erfolgte einerseits die in Kapitel 2.2.6.2 (S.73) beschriebene Definition der Segmentkoordinatensysteme und andererseits konnte eine automatische Markererkennung für die folgenden dynamischen Untersuchungsabschnitte vorbereitet werden. Dieser Abschnitt musste separat für beide Bedingungen (barfuss und mit Schuh) durchgeführt werden, da durch das Entfernen und Wiederbefestigen einiger Marker für die Messung mit Schuh die registrierte Anordnung der Marker verändert wurde.

Der zweite Abschnitt der Untersuchungsbedingung bestand im Durchlaufen des Messvolumens mit standardisierter Geschwindigkeit von 4 m/s. Diese wurde mit Hilfe eines elektronischen Geschwindigkeitsgebers (Abbildung 31) vorgegeben. Diese relativ hohe Geschwindigkeit wurde gewählt, weil sich der Großteil der Bewegungen bei Hallensportarten im hochdynamischen Bereich befindet.



Abbildung 31: Elektronisch geregelter Geschwindigkeitsgeber

Die Probanden wurden mit der Laufstrecke (Abbildung 32) und vor allem mit dem Geschwindigkeitsgeber vertraut gemacht. Hierfür wurde dieser einmalig gestartet, um den Probanden eine Vorstellung der geforderten Laufgeschwindigkeit zu geben. Danach wurde ihnen das für die Auslösung des Geschwindigkeitsgebers verwendete akustische Startkommando genannt („Achtung-Fertig-LoS“). Im Anschluss an die Einführungen wurden zwei Testläufe ohne Messaufzeichnung durchgeführt, wobei der individuelle Startpunkt der Probanden ermittelt und markiert wurde.



Abbildung 32: Laufbahn im Labor mit Startmarkierung des Probanden

Die Messungen des zweiten Untersuchungsabschnitts bestanden aus drei gültigen Läufen. Verwertbar für die Untersuchung war ein Lauf dann, wenn der bemarkerte Fuß zu 100% eine der beiden Kraftmessplatten getroffen hatte. Eine Überwachung erfolgte zum einen über eine optische Kontrolle während des Laufs, zum anderen durch eine Kontrolle der aufgezeichneten Messdaten der Kraftmessplatten direkt nach Beendigung der einzelnen Läufe.

Der Einsatz von zwei hintereinander liegenden Kraftmessplattformen diente der Vermeidung einer Veränderung des natürlichen Laufstils durch z.B. Schrittlängenpassung der Probanden. Reguliert wurde ein mögliches Nichttreffen bzw. Übertreten der Kraftmessplatten durch das Verschieben der Startmarkierung des Probanden.

Der dritte und vierte Untersuchungsabschnitt wurde in der Mitte des Messvolumens auf den Kraftmessplatten durchgeführt und bestand aus zunächst horizontalen, dann vertikalen Sprüngen. Die horizontalen Sprünge wurden als Sidesteps auf ebenem Untergrund, die vertikalen auf einem fixierten Holzkeil (Inversionskeil) durchgeführt (Abbildung 33 S.50).

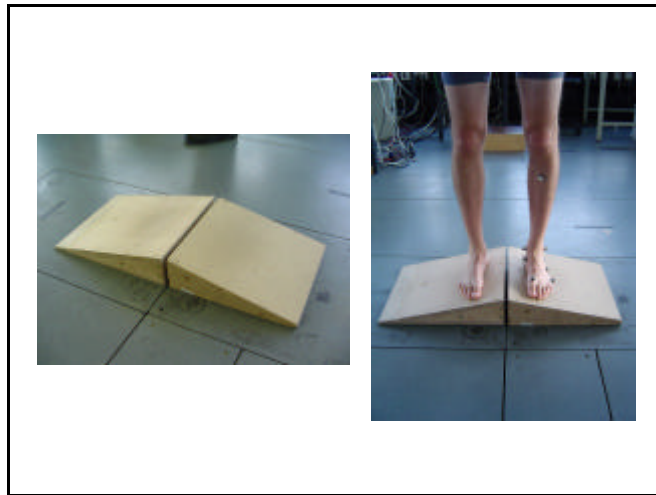


Abbildung 33: Holzkeile auf den Kraftmessplatten

Hierdurch wurde bei beiden Sprungformen eine Inversion des Sprunggelenks provoziert. Für beide Sprungvarianten wurden den Probanden die Anweisungen gegeben, den Bodenkontakt so kurz wie möglich zu halten und so weit bzw. so hoch wie möglich zu springen. Die Durchgänge bestanden aus mehreren Sprüngen hintereinander mit dem Ziel, drei gültige Sprünge zu messen. Sprünge waren gültig, wenn

1. bei den horizontalen Sprüngen die Kraftmessplatte (linker Fuß ↔ linke Kraftmessplatte) zu 100% getroffen wurde und
2. im Fall der vertikalen Sprünge kein Kraftschluss zur anderen Kraftmessplatte stattfand.

Eine Überwachung dieser Kriterien wurde in der gleichen Form durchgeführt wie bei den Läufen.

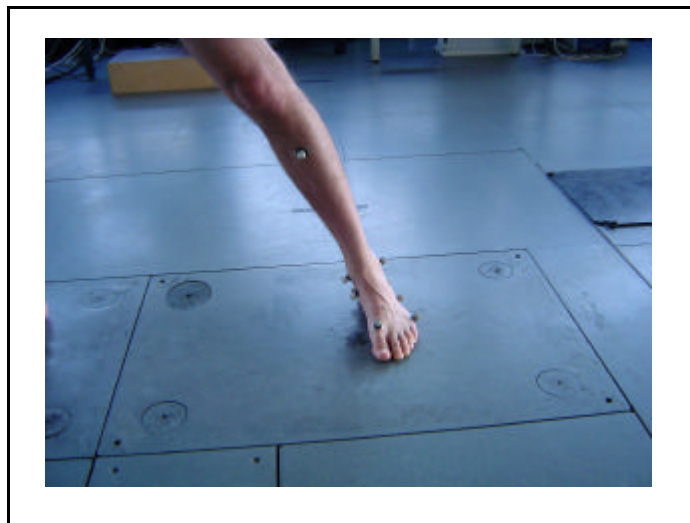


Abbildung 34: Aufsetzen des Fußes mit lateraler Belastung im Sprunggelenk

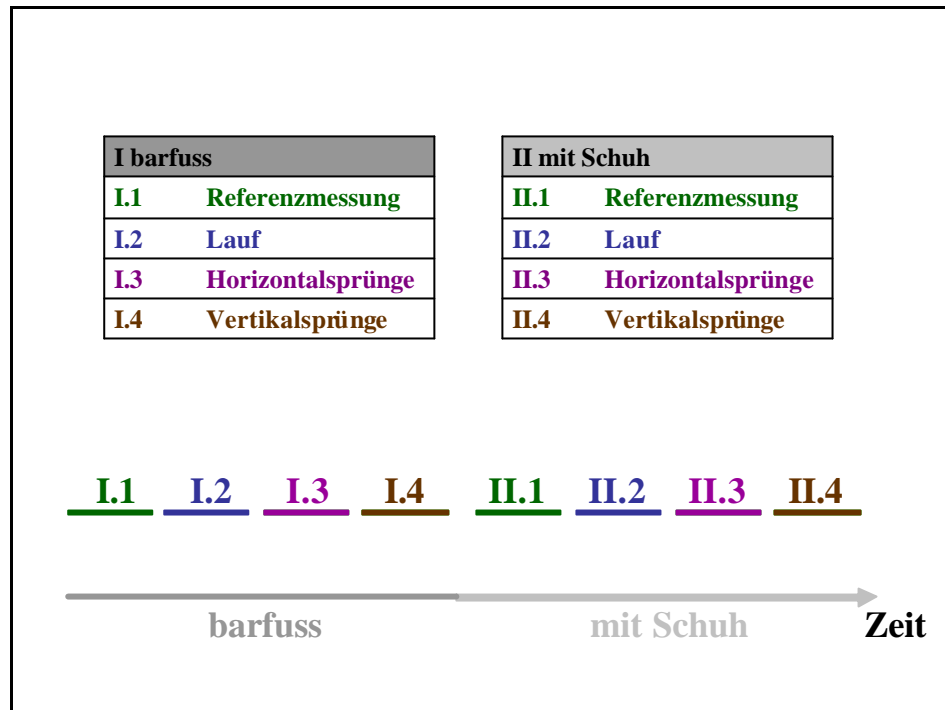


Abbildung 35: Reihenfolge der Messabschnitte

Zur Eliminierung zusätzlicher, und vor allem nicht kalkulier- und reproduzierbarer Schwungelemente mussten die Probanden ihre Hände während der Sprünge am Körper fixieren (Abbildung 36). Neben den verbalen Anweisungen zur Bewegungsausführung wurden den Probanden die jeweils korrekten Ausführungen demonstriert. Anschließend wurden immer zwei Probedurchläufe ohne Messaufzeichnung durchgeführt.

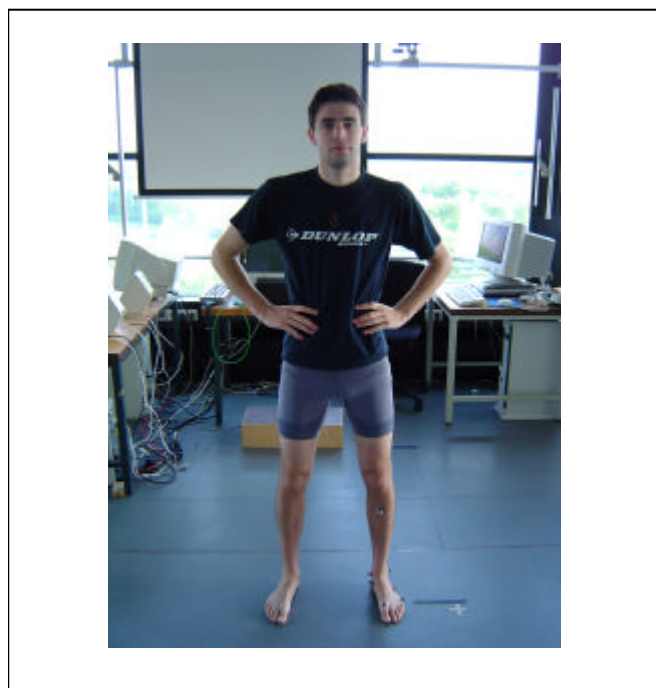


Abbildung 36: Ausgangsstellung für die Durchführung der Sprungvarianten



Bei den horizontalen Sprüngen in Form von Sidesteps, also jeweils vom linken auf den rechten Fuß, handelte es sich um einen einbeinigen Bodenkontakt. Die Probanden standen in der Ausgangsstellung (Abbildung 36 S.51) frontal vor den Kraftmessplatten und sprangen beidbeinig so ab, dass sie mit dem rechten Bein auf der rechten Kraftmessplatte, danach direkt mit dem linken auf der linken Kraftmessplatte landeten. Die Orientierung der Füße beim Landen war nach vorne ausgerichtet, sodass die oben erwähnte lateral gerichtete Belastung des Sprunggelenks erreicht wurde. Die maximal mögliche Sprungweite war durch die Ausmaße der Kraftmessplatten (90x60 cm) auf 180 cm beschränkt, wurde allerdings in keinem der Fälle erreicht bzw. übertroffen (Abbildung 37).

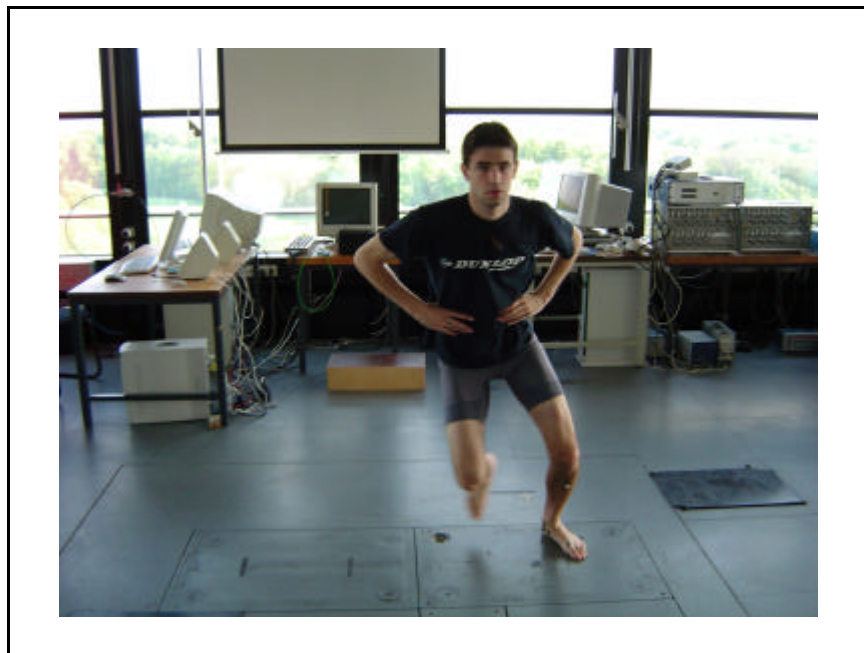


Abbildung 37: Ausführung der horizontalen Sprungvariante

Bei den vertikalen Sprüngen wurden beidbeinige Sprünge durchgeführt, bei deren Ausführung das Kniegelenk möglichst gestreckt bleiben musste (bei Bodenkontakt und Flugphase). Die Sprungbewegung kam somit fast ausschließlich aus der die Sprunggelenke überziehenden Muskulatur.

Damit jede Seite einzeln gemessen werden konnte, wurde ein zweigeteilter Holzkeil (siehe Abbildung 33 S.50) verwendet. Jeder der beiden Keile wurde mit Hilfe von breiten Streifen doppelseitigen Klebebands auf einer Kraftmessplatte fixiert, der Abstand zwischen beiden Keilen betrug 1-2 cm damit kein Kraftschluss entstehen konnte. Ebenso wie bei den horizontalen Sprüngen standen die Probanden in der Ausgangsposition vor den Kraftmessplatten und sprangen beidbeinig auf die Keilteile (Abbildung 38 S.53).



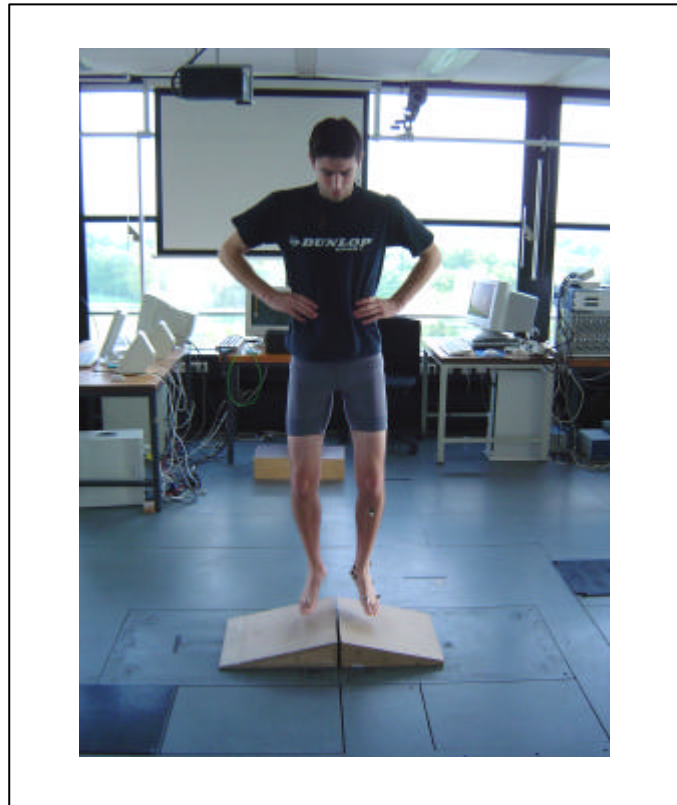


Abbildung 38: Ausführung der vertikalen Sprungvariante

Nach Beendigung der Messungen füllten die Probanden einen Fragebogen aus, dessen Beantwortung Aufschluss über mögliche extrinsische Einflussgrößen wie Trainingsumfang, Trainingsalter, Leistungsklasse, Angaben zu bereits erlittenen Verletzungen, geben sollte (siehe Fragebogen im Anhang).

### 2.2.9 Datenaufzeichnung und Datenverarbeitung

Die optischen und dynamischen Messdaten wurden mit der systemeigenen Software des Viconsystems **Vicon Workstation 4.4** aufgezeichnet. Ebenfalls in **Vicon Workstation 4.4** wurde immer direkt nach Aufzeichnung jedes Versuchsdurchlaufs eine Schnellüberprüfung auf Vollständigkeit der Daten vorgenommen.

Die Berechnungen der Daten erfolgte mit Hilfe der Modellierungs- und Simulationssoftware **Alaska 3.0**. Da Verletzungen aufgrund von Einflussfaktoren zustande kommen, die während des Bodenkontakts auf die anatomischen Strukturen wirken (Rabl & Nyga 1994, Gindert 1999), waren nur die Messdaten dieser Phase Gegenstand der Untersuchung. Die für die Berechnungen relevanten Messdaten umfassten die Phase von 10 Bildern vor bis 10 Bilder nach Bodenkontakt. Weiterhin wurden die Daten mit einem Woltering Filter mit Predicted MSE Wert 15 gefiltert und anschließend als ASCII-Daten exportiert.

Die Berechnung der in den Tabellen 6 (S.21) und 7 (S.22) aufgeführten Parameter erfolgte über eine Modellberechnungsroutine in **Alaska 3.0** aus den ASCII-Daten und den erhobenen anthropometrischen Daten. Die zeitliche Normalisierung der in **Alaska 3.0** generierten Daten wurde mittels einer Routine in **MatLab 6.5** durchgeführt.

### 2.2.10 Statistische Datenverarbeitung

Die Analyse der erfassten biomechanischen Parameter der Probanden erfolgte in zwei Teilschritten. Zum einen wurden Mittelwertvergleiche zwischen den Gruppen der Verletzten (n=53) und der Unverletzten (n=7) durchgeführt. Zum anderen erfolgte ein Mittelwertvergleich auf Grundlage einer spezifischen Gruppenzuordnung (Matching). Hierbei wurden 4 zu 1 Gruppierungen (Unverletzte zu Verletzten) vorgenommen. Die Zuordnung erfolgte über die Parameter Körpergröße und maximale Sprunghöhe (Tabelle 23), wobei diese Reihenfolge auch die Priorität der Variablen wiedergibt. Es wurden die maximalen Sprunghöhen der drei barfuss durchgeführten Vertikalsprünge gemittelt und für das Matching verwendet. Die barfuss ausgeführten Vertikalsprünge wurden gewählt, um externe, nicht kalkulierbare Einflussgrößen (z.B. durch verschiedene Schuhe) auf die Sprunghöhe zu vermeiden.

Zur statistischen Analyse der Gruppenvergleiche wurden T-Tests für unabhängige Stichproben durchgeführt. Es wurde für alle Vergleiche ein Signifikanzniveau von  $p < 0,05$  festgelegt. Alle statistischen Berechnungen wurden mit **SPSS 12** und **Statistica 6.0** durchgeführt.

Tabelle 23: Zuordnungsparameter für das Matching der Probanden

verletzter Proband	gematchte Probanden	Körperhöhe [cm]	maximale Sprunghöhe [cm]
2		192	16,58
	11	189	18,90
	13	190	20,04
	43	191	20,87
	55	191	18,42
4		180	16,13
	3	180	16,58
	7	180	16,88
	19	179	18,11
	47	181	17,34
8		183	18,42
	24	184	22,58
	38	178	14,90
	42	187	21,12
	44	187	20,04

20		174	20,04
	1	172	11,32
	23	173	25,28
	37	171	14,41
	52	174	15,84
21		186	27,45
	6	184	23,11
	12	186	23,11
	18	184	22,84
	54	185	27,45
30		181	22,58
	5	180	26,21
	15	183	24,91
	36	181	26,49
	58	182	24,36
35		180	18,42
	10	179	18,90
	17	178	20,04
	29	181	25,83
	41	180	25,28

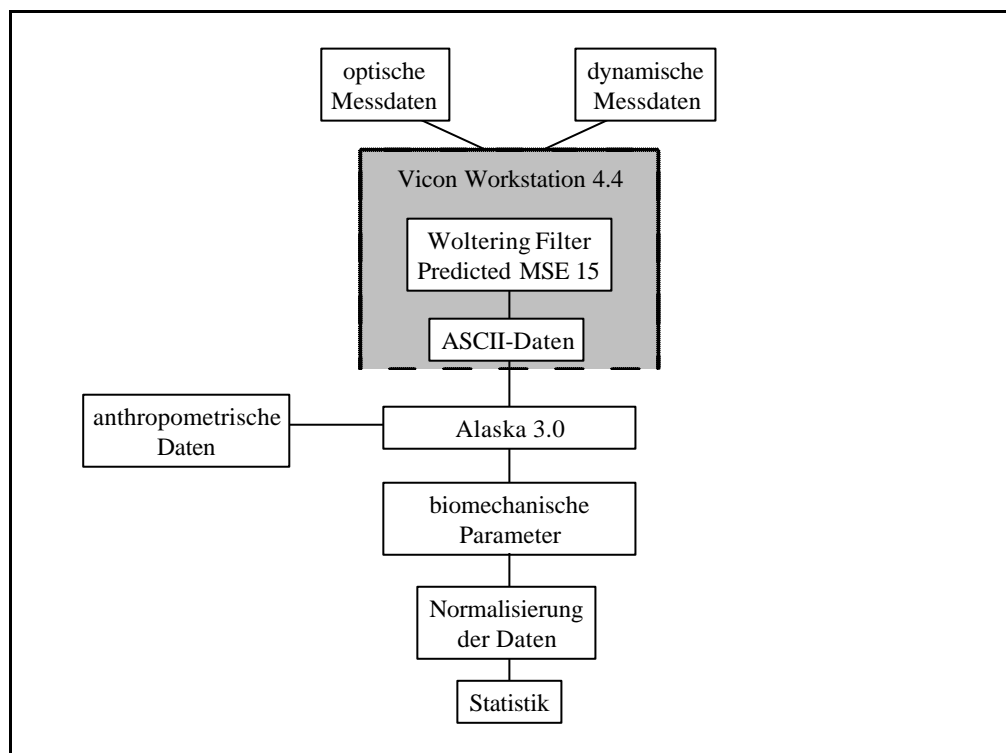


Abbildung 39: Schematischer Ablauf der Datenverarbeitung

## 2.3 Ergebnisse

Nach durchgeführter Eingangsuntersuchung trat innerhalb eines Jahres bei sieben der 60 Probanden eine linksseitige Bandverletzung am lateralen Bandapparat des Sprunggelenks auf.

Die verschiedenen Testbedingungskombinationen wurden mittels T-Tests für unabhängige Stichproben hinsichtlich signifikanter Unterschiede überprüft. Die Tabellen 24 bis 33 geben Mittelwerte, Standardfehler und die Ergebnisse der T-Tests wieder.

### 2.3.1 Vergleich aller unverletzten mit den verletzten Probanden

#### (A) Körpermasse

Die Körpermasse der Probanden wurde als möglicher Einflussfaktor auf signifikante Unterschiede untersucht.

Tabelle 24: Mittelwerte und Standardfehler der Körpermasse mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden

Variable	Gruppe	$\bar{x}$	SE	p
KM [kg]	Verletzte	80,8	3,5	0,17
	Unverletzte	78,3	7,8	

Der Vergleich der Körpermassenmittelwerte beider Gruppierungen ergab keine signifikanten Unterschiede. Verletzte und Unverletzte zeigen damit keine überauffällig unterschiedlichen Körpermassen.

#### (B) Bodenreaktionskräfte

Die Tabellen 25 bis 27 zeigen die Mittelwerte und Standardfehler der relativen Maximalwerte der Variablen der Bodenreaktionskraft bei allen Testbedingungen.

Tabelle 25: Mittelwerte und Standardfehler der relativen Maximalwerte der Variablen der Bodenreaktionskraft mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung Vertikalsprung

Variable [Dimension]	barfuss					Schuh				
	verletzt		unverletzt		p	verletzt		unverletzt		p
	$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE		$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE	
FX1 <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	1,57	0,34	1,67	0,10	0,78	1,77	0,24	2,06	0,09	0,21
FX2 <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	0,88	0,13	0,69	0,04	0,20	0,69	0,12	0,59	0,04	0,29
FY1 <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	2,16	0,31	1,86	0,14	0,54	1,86	0,11	1,96	0,16	0,73
FY2 <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	1,37	0,12	1,18	0,06	0,08	1,86	0,36	1,77	0,11	0,63
FZ <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	25,41	1,92	26,49	0,53	0,60	26,00	1,54	28,65	0,81	0,15

Tabelle 26: Mittelwerte und Standardfehler der relativen Maximalwerte der Variablen der Bodenreaktionskraft mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung **Horizontalsprung**

Variable [Dimension]	barfuss					Schuh				
	verletzt		unverletzt		p	verletzt		unverletzt		p
	$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE		$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE	
FX1 <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	9,71	0,43	9,91	0,27	0,80	12,36	0,57	12,07	0,26	0,62
FX2 <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	0,20	0,02	0,20	0,01	0,13	0,20	0,03	0,10	0,01	0,06
FY1 <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	2,16	0,44	1,57	0,10	0,08	1,77	0,25	1,67	0,13	0,64
FY2 <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	1,08	0,16	0,98	0,05	0,68	1,18	0,14	1,18	0,06	0,85
FZ <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	20,80	0,68	20,11	0,54	0,45	22,07	0,89	22,66	0,39	0,59

Tabelle 27: Mittelwerte und Standardfehler der relativen Maximalwerte der Variablen der Bodenreaktionskraft mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung **Lauf**

Variable [Dimension]	barfuss					Schuh				
	verletzt		unverletzt		p	verletzt		unverletzt		p
	$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE		$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE	
FX1 <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	4,32	0,24	4,02	0,08	0,24	4,12	0,30	3,83	0,08	0,49
FX2 <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	4,91	0,46	4,71	0,14	0,76	4,71	0,51	4,81	0,16	0,73
FY1 <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	<b>1,47</b>	<b>0,33</b>	<b>0,88</b>	<b>0,07</b>	<b>0,01</b>	1,37	0,19	1,18	0,10	0,51
FY2 <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	1,47	0,28	1,37	0,07	0,68	1,77	0,38	1,57	0,11	0,59
FZ <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	26,49	0,58	26,98	0,42	0,54	25,60	1,57	28,06	0,42	0,18

Der Vergleich der Variablen der Bodenreaktionskraft zeigt nur für den Parameter FY1<sub>MAXREL</sub> (maximale, relative, laterale Bodenreaktionskraft) bei der Testbedingung Lauf barfuss signifikante Unterschiede. Alle weiteren Parameter zeigen keine signifikanten Unterschiede.

Dennoch zeigen die drei Kraftkomponenten für die verschiedenen Testbedingungen eindeutige Tendenzen auf. Bei den Vertikalsprüngen sind die relativen, maximalen Kraftwerte der Verletzten nach lateral mit 1,57 N/kg (barfuss) und 1,77 N/kg (Schuh) gegenüber den Unverletzten mit 1,67 N/kg (barfuss) und 2,06 N/kg (Schuh) jeweils geringer. Auch nach medial zeigt sich eine ähnliche Tendenz zwischen den Gruppen. Allerdings liegen die relativen, maximalen Kraftwerte der Verletzten mit 0,88 N/kg (barfuss) und 0,69 N/kg (Schuh) hier über denen der Unverletzten mit 0,69 N/kg (barfuss) und 0,59 N/kg (Schuh). Bei den Horizontalsprüngen findet sich ein annä-

hernd gleiches Bild. Lediglich bei den relativen, maximalen Kraftwerten nach lateral liegt hier der Wert der Verletzten mit 12,36 N/kg gegenüber dem der Unverletzten mit 12,07 N/kg höher.

Auch die antero-posterioren Kraftwerte lassen bei beiden Sprungvarianten eine eindeutige Tendenz dahingehend erkennen, dass sowohl nach anterior als auch nach posterior bei den Verletzten höhere Kraftwerte auftreten. Dagegen zeichnen die relativen, maximalen, vertikalen Kraftwerte nur für die Vertikalsprünge ein Bild, wie es bei den anderen Bodenreaktionskraftkomponenten zu finden ist. Hier haben die Unverletzten mit 26,49 N/kg (barfuss) und 28,65 N/kg (Schuh) höhere Kraftspitzen als die Verletzten mit 25,41 N/kg (barfuss) und 26,0 N/kg (Schuh). Die relativen, maximalen, vertikalen Kraftwerte der Horizontalsprünge lassen keine eindeutigen Zusammenhänge erkennen, die mit den bisherigen Ergebnissen in Übereinstimmung gebracht werden können.

In der Testbedingung Lauf können ähnliche Tendenzen wie bei den Sprungvarianten gefunden werden. Die medio-lateralen sowie die antero-posterioren Kraftwerte sind bei den Verletzten jeweils höher als bei den Unverletzten. Einzige Ausnahme ist hier die nach posterior gerichtete Kraftkomponente bei Versuchsdurchführung mit Schuh. Hier liegt der ermittelte relative, maximale Kraftwert der Unverletzten mit 4,81 N/kg über dem der Verletzten mit 4,71 N/kg. Dieses Verhältnis ist auch bei den relativen, maximalen, vertikalen Kraftwertenvorhanden. Sowohl barfuss mit 26,49 N/kg (Verletzte) zu 26,98 N/kg (Unverletzte) als auch mit Schuh 25,60 N/kg (Verletzte) zu 28,06 N/kg (Unverletzte) sind die Werte der Unverletzten höher.

**(C) Winkelverläufe**

Die Tabellen 28 bis 30 zeigen die Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der kinematischen Variablen bei allen Testbedingungen.

Tabelle 28: Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der kinematischen Variablen mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung **Vertikalsprung**

Variable [Dimension]	barfuss					Schuh				
	verletzt		unverletzt		p	verletzt		unverletzt		p
	$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE		$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE	
$\alpha_{1MAX}$ [Grad]	-3,37	0,74	-2,49	0,40	0,32	-6,54	2,63	-7,97	0,56	0,61
$\alpha_{2MAX}$ [Grad]	-12,20	1,14	-14,12	0,64	0,17	-15,27	1,62	-16,69	0,52	0,43
$\beta_{1MAX}$ [Grad]	13,49	2,44	15,22	0,79	0,52	19,04	3,07	16,54	0,82	0,46
$\beta_{2MAX}$ [Grad]	-42,14	1,65	-38,72	0,88	0,10	-41,45	2,35	-38,33	1,05	0,26
$\gamma_{1MAX}$ [Grad]	11,38	1,72	9,75	0,54	0,39	<b>7,43</b>	<b>0,75</b>	<b>5,40</b>	<b>0,50</b>	<b>0,04</b>
$\gamma_{2MAX}$ [Grad]	-0,58	0,95	-0,22	0,50	0,75	<b>-4,36</b>	<b>0,87</b>	<b>-2,05</b>	<b>0,49</b>	<b>0,04</b>
$\delta_{1MAX}$ [Grad]	1,00	0,86	0,51	0,46	0,63	<b>7,84</b>	<b>0,95</b>	<b>5,49</b>	<b>0,51</b>	<b>0,05</b>
$\delta_{2MAX}$ [Grad]	-23,59	1,95	-20,15	0,65	0,13	-17,91	1,24	-15,63	0,62	0,13
$\alpha_{3MAX}$ [Grad]	3,37	0,73	3,95	0,41	0,50	2,34	0,44	3,06	0,41	0,24
$\alpha_{4MAX}$ [Grad]	-0,89	0,56	-2,09	0,36	0,10	-1,58	0,34	-0,95	0,33	0,50
$\beta_{3MAX}$ [Grad]	23,73	1,61	20,93	0,45	0,14	20,34	1,79	18,45	0,85	0,37
$\beta_{4MAX}$ [Grad]	0,19	1,71	-1,85	0,47	0,29	6,15	0,86	5,13	0,51	0,33
$\gamma_{3MAX}$ [Grad]	-5,66	0,83	-4,79	0,31	0,35	-3,27	0,56	-3,58	0,28	0,64
$\gamma_{4MAX}$ [Grad]	-10,79	0,94	-8,88	0,34	0,09	-6,45	0,65	-6,13	0,30	0,66

Tabelle 29: Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der kinematischen Variablen mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung **Horizontalsprung**

Variable [Dimension]	barfuss					Schuh				
	verletzt		unverletzt		p	verletzt		unverletzt		p
	$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	vSE		$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE	
$\alpha_{1MAX}$ [Grad]	-3,40	1,45	-4,80	0,38	0,38	-5,22	3,39	-7,54	0,54	0,23
$\alpha_{2MAX}$ [Grad]	-9,31	1,26	-11,16	0,47	0,21	-18,24	1,62	-20,41	0,51	0,24
$\beta_{1MAX}$ [Grad]	12,83	2,21	14,15	0,63	0,58	14,61	2,70	14,35	0,86	0,93
$\beta_{2MAX}$ [Grad]	-21,35	4,40	-18,59	1,04	0,56	-18,97	4,68	-20,86	1,10	0,71
$\gamma_{1MAX}$ [Grad]	9,82	1,62	9,00	0,42	0,64	4,48	0,95	4,93	0,73	0,71
$\gamma_{2MAX}$ [Grad]	-0,96	0,96	1,11	0,44	0,08	-3,30	1,08	-0,96	0,61	0,09
$\delta_{1MAX}$ [Grad]	1,55	1,03	-0,04	0,46	0,19	6,98	1,41	4,66	0,78	0,18
$\delta_{2MAX}$ [Grad]	-13,59	1,95	-12,39	0,54	0,58	-7,33	1,82	-9,21	0,82	0,37
$\alpha_{3MAX}$ [Grad]	2,13	1,04	1,77	0,32	0,75	3,07	0,50	8,89	4,20	0,18
$\alpha_{4MAX}$ [Grad]	-1,36	0,88	-2,66	0,32	0,20	-1,54	0,55	4,04	4,18	0,19
$\beta_{3MAX}$ [Grad]	23,10	1,44	20,71	0,64	0,16	23,47	1,96	22,27	0,99	0,60
$\beta_{4MAX}$ [Grad]	5,15	1,95	3,37	0,47	0,40	7,66	1,22	6,73	0,55	0,50
$\gamma_{3MAX}$ [Grad]	-8,42	0,83	-7,29	0,33	0,25	-5,72	0,60	-4,28	0,89	0,19
$\gamma_{4MAX}$ [Grad]	-11,85	0,89	-9,92	0,38	0,09	<b>-8,39</b>	<b>0,34</b>	<b>-6,27</b>	<b>0,90</b>	<b>0,03</b>

Tabelle 30: Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der kinematischen Variablen mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung **Lauf**

Variable [Dimension]	barfuss					Schuh				
	verletzt		unverletzt		p	verletzt		unverletzt		p
	$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE		$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE	
$\alpha_{1MAX}$ [Grad]	2,88	0,60	3,58	0,32	0,33	-1,03	1,18	-1,38	0,40	0,78
$\alpha_{2MAX}$ [Grad]	-9,31	0,65	-10,62	0,40	0,11	-13,90	1,30	-13,54	0,51	0,80
$\beta_{1MAX}$ [Grad]	17,81	1,34	18,16	0,48	0,81	21,89	1,78	20,70	0,58	0,55
$\beta_{2MAX}$ [Grad]	<b>-35,19</b>	<b>1,98</b>	<b>-28,55</b>	<b>1,05</b>	<b>0,01</b>	-29,45	4,71	-26,29	1,45	0,54
$\gamma_{1MAX}$ [Grad]	10,12	1,25	8,79	0,38	0,34	7,86	1,11	6,18	0,38	0,19
$\gamma_{2MAX}$ [Grad]	-3,95	0,71	-3,29	0,31	0,42	-2,45	0,94	-0,95	0,46	0,18
$\delta_{1MAX}$ [Grad]	2,63	0,58	1,86	0,29	0,26	2,58	0,94	1,33	0,46	0,26
$\delta_{2MAX}$ [Grad]	-17,84	1,52	-14,64	0,55	0,08	-12,40	1,31	-10,73	0,56	0,27
$\alpha_{3MAX}$ [Grad]	5,13	0,62	4,24	0,25	0,22	5,21	0,45	5,04	0,35	0,78
$\alpha_{4MAX}$ [Grad]	-0,95	0,70	-1,84	0,32	0,28	0,52	0,47	0,78	0,29	0,64
$\beta_{3MAX}$ [Grad]	13,81	1,59	11,75	0,41	0,25	9,61	1,09	9,45	0,49	0,89
$\beta_{4MAX}$ [Grad]	-2,66	1,74	-3,55	0,51	0,64	1,18	0,90	1,59	0,47	0,69
$\gamma_{3MAX}$ [Grad]	-3,39	1,13	-3,57	0,27	0,83	-0,81	0,80	-2,14	0,24	0,15
$\gamma_{4MAX}$ [Grad]	-9,01	1,21	-8,25	0,32	0,56	-5,25	0,66	-5,24	0,21	0,99

Der Vergleich der kinematischen Variablen zeigt für die Parameter  $\gamma_{1MAX}$  (maximaler Adduktionswinkel des Rückfuß-Tibia Gelenks),  $\gamma_{2MAX}$  (maximaler Abduktionswinkel des Rückfuß-Tibia Gelenks) und  $\delta_{1MAX}$  (maximaler Innenrotations-Winkel der Tibia) bei der Testbedingung Vertikalsprung mit Schuh signifikante Unterschiede. Für die Testbedingung Horizontalsprung mit Schuh wird ein signifikanter Unterschied des Parameters  $\gamma_{4MAX}$  (maximaler Abduktionswinkel des Vorfuß-Rückfuß Gelenks) gefunden. Weiterhin ist in der Testbedingung Lauf barfuss für den Parameter  $\beta_{2MAX}$  (maximaler Plantarflexionswinkel des Rückfuß-Tibia Gelenks) ein signifikanter Unterschied nachweisbar. Alle anderen Parameter zeigen keine signifikanten Unterschiede.

Die kinematischen Parameter, bei denen sich die beiden Probandengruppen voneinander signifikant unterscheiden, lassen erkennen, dass bei den Versuchsdurchführungen mit Schuh die Verletzten sowohl bei den Horizontal- als auch bei den Vertikalsprüngen in den entsprechenden Gelenken über eine höhere Beweglichkeit verfügen. So liegt im Rückfuß-Tibia-Gelenk in beiden Richtungen der Horizontalebene eine um jeweils  $2^\circ$  höhere Beweglichkeit bei den Verletzten gegenüber den Unverletzten vor. Ebenfalls in der Horizontalebene findet sich eine größere Innenrotationsfähigkeit der Tibia zwischen Verletzten von  $7,84^\circ \pm 0,95^\circ$  und Unverletzten von  $5,49^\circ \pm 0,51^\circ$ .



Auch im Vorfuß-Rückfuß-Gelenk ist in der Horizontalebene eine größere Beweglichkeit bei den Verletzten vorhanden. Die Abduktion in diesem Gelenk liegt bei den Verletzten mit  $8,39^\circ \pm 0,34^\circ$  gegenüber  $6,27^\circ \pm 0,9^\circ$  bei den Unverletzten um ca.  $2^\circ$  höher.

Dieser generelle Trend, dass die verletzten Probanden eine größere Beweglichkeit in den untersuchten Gelenken aufweisen, vor allem in der Horizontalebene, ist auch aus den anderen Ergebnissen der barfuss und mit Schuh ausgeführten Versuche zu erkennen.

In der Testbedingung Lauf kann dieser Trend ebenfalls gefunden werden. Jedoch lassen sich keine signifikanten Unterschiede bzgl. dieser Variablen feststellen. Auch der signifikante Unterschied der Variable  $\beta_{2\text{MAX}}$  (maximaler Plantarflexionswinkel des Rückfuß-Tibia Gelenks) kann nicht zu einer generellen Aussage zur Testbedingung Lauf herangezogen werden.

#### (D) Gelenkmomente

Die Tabellen 31 bis 33 zeigen die Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der Gelenkmomente bei allen Testbedingungen.

Tabelle 31: Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der Gelenkmomente mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung **Vertikalsprung**

Variable [Dimension]	barfuss					Schuh				
	verletzt		unverletzt		p	verletzt		unverletzt		p
	$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE		$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE	
$ME_{\text{MAX}}$ [Nm]	26,56	3,27	31,67	5,26	0,41	31,08	5,37	30,41	1,69	0,91
$MI_{\text{MAX}}$ [Nm]	25,19	3,19	54,80	26,64	0,27	9,09	1,63	13,30	1,59	0,08
$MD_{\text{MAX}}$ [Nm]	48,06	3,68	52,18	3,51	0,43	41,84	6,25	38,02	1,90	0,58
$MP_{\text{MAX}}$ [Nm]	259,54	27,80	269,49	10,19	0,75	237,47	31,78	280,79	9,48	0,23
$MAD_{\text{MAX}}$ [Nm]	18,29	3,62	20,10	5,33	0,78	23,62	11,52	12,69	2,47	0,39
$MAB_{\text{MAX}}$ [Nm]	38,47	5,16	42,23	4,46	0,59	52,43	11,06	73,48	3,00	0,11
$MKAD_{\text{MAX}}$ [Nm]	38,90	9,58	46,91	4,75	0,47	34,94	7,84	43,99	3,27	0,32
$MKAB_{\text{MAX}}$ [Nm]	51,16	15,20	45,57	21,57	0,83	<b>49,28</b>	<b>10,39</b>	<b>28,07</b>	<b>2,38</b>	<b>0,01</b>
$MKE_{\text{MAX}}$ [Nm]	151,25	23,03	162,23	7,45	0,66	170,39	26,98	177,62	7,97	0,80
$MKF_{\text{MAX}}$ [Nm]	36,85	8,65	32,05	7,94	0,69	26,13	6,83	34,21	2,88	0,31
$MKIR_{\text{MAX}}$ [Nm]	28,46	3,27	37,30	12,45	0,49	29,30	8,43	19,14	2,76	0,29
$MKAR_{\text{MAX}}$ [Nm]	38,18	4,75	43,72	6,83	0,51	32,14	5,37	32,97	1,98	0,89

Tabelle 32: Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der Gelenkmomente mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung **Horizontalsprung**

Variable [Dimension]	barfuss					Schuh				
	verletzt		unverletzt		p	verletzt		unverletzt		p
	$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE		$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE	
ME <sub>MAX</sub> [Nm]	14,79	3,52	14,62	1,23	0,97	25,49	4,40	25,23	1,64	0,96
MI <sub>MAX</sub> [Nm]	<b>30,73</b>	<b>15,60</b>	<b>13,61</b>	<b>1,27</b>	<b>0,01</b>	14,51	3,28	12,07	1,21	0,50
MD <sub>MAX</sub> [Nm]	22,73	2,97	25,70	1,24	0,38	23,04	3,40	21,24	1,23	0,63
MP <sub>MAX</sub> [Nm]	153,30	27,27	177,85	7,82	0,42	215,46	15,64	201,71	6,13	0,44
MAD <sub>MAX</sub> [Nm]	11,73	2,17	13,40	1,06	0,51	21,04	2,60	16,70	1,08	0,16
MAB <sub>MAX</sub> [Nm]	33,07	7,84	44,98	2,03	0,19	91,89	4,88	91,95	3,14	0,99
MKAD <sub>MAX</sub> [Nm]	62,38	21,03	87,15	6,26	0,30	102,95	18,61	90,79	6,23	0,55
MKAB <sub>MAX</sub> [Nm]	<b>56,39</b>	<b>24,31</b>	<b>27,63</b>	<b>2,78</b>	<b>0,01</b>	21,92	5,50	26,73	2,50	0,45
MKE <sub>MAX</sub> [Nm]	148,07	29,70	179,85	8,15	0,34	195,73	23,32	180,85	8,03	0,56
MKF <sub>MAX</sub> [Nm]	48,57	7,89	41,38	2,10	0,41	48,98	4,83	42,24	2,14	0,24
MKIR <sub>MAX</sub> [Nm]	24,54	3,69	21,92	1,42	0,53	26,14	3,63	20,81	1,44	0,21
MKAR <sub>MAX</sub> [Nm]	30,67	6,07	36,98	2,01	0,36	46,53	6,31	41,92	1,83	0,51

Tabelle 33: Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der Gelenkmomente mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung **Lauf**

Variable [Dimension]	barfuss					Schuh				
	verletzt		unverletzt		p	verletzt		unverletzt		p
	$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE		$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE	
ME <sub>MAX</sub> [Nm]	27,36	3,07	27,28	1,54	0,98	19,97	5,31	16,16	1,23	0,51
MI <sub>MAX</sub> [Nm]	46,97	4,13	47,32	2,18	0,94	36,11	5,08	38,31	2,15	0,70
MD <sub>MAX</sub> [Nm]	43,11	5,82	49,66	6,43	0,46	45,80	9,69	49,77	3,66	0,71
MP <sub>MAX</sub> [Nm]	264,71	21,45	272,19	6,09	0,75	271,36	15,42	254,67	5,41	0,34
MAD <sub>MAX</sub> [Nm]	15,76	2,38	20,94	1,77	0,10	13,81	3,72	17,20	1,55	0,42
MAB <sub>MAX</sub> [Nm]	25,40	2,56	27,32	1,32	0,52	26,95	3,73	31,54	2,37	0,32
MKAD <sub>MAX</sub> [Nm]	63,66	10,85	68,32	3,98	0,70	72,33	12,75	70,98	6,66	0,93
MKAB <sub>MAX</sub> [Nm]	29,92	7,10	18,85	2,68	0,18	19,83	5,48	29,58	5,79	0,23
MKE <sub>MAX</sub> [Nm]	159,11	16,75	167,33	7,88	0,67	226,90	16,69	212,11	6,91	0,44
MKF <sub>MAX</sub> [Nm]	65,25	10,03	66,92	4,63	0,88	122,82	65,73	87,82	11,15	0,36
MKIR <sub>MAX</sub> [Nm]	23,44	3,39	27,70	2,43	0,33	25,35	4,46	23,58	1,92	0,72
MKAR <sub>MAX</sub> [Nm]	38,11	5,25	38,50	2,29	0,95	29,91	4,26	30,10	2,36	0,97

Der Vergleich der Gelenkmomente bei den Testbedingungen Vertikalsprung mit Schuh und Horizontalsprung barfuss zeigt signifikante Unterschiede des Parameters  $MKAB_{MAX}$  (maximales Abduktions-Moment des Kniegelenks). Darüber hinaus kann auch für den Parameter  $MI_{MAX}$  (maximales Inversions-Moment des Rückfuß-Tibia Gelenks) in der Testbedingung Horizontalsprung barfuss ein signifikanter Unterschied bestimmt werden. Für alle anderen Parameter lassen sich keine signifikanten Unterschiede ermitteln.

Der signifikante Unterschied bei beiden Sprungvarianten der in der Frontalebene wirkenden Variable  $MKAB_{MAX}$  (maximales Abduktions-Moment des Kniegelenks) zeigt für die verletzten Probanden nahezu doppelt so hohe Werte mit  $30,73 \text{ Nm} \pm 15,6 \text{ Nm}$  (barfuss) und  $49,28 \text{ Nm} \pm 10,39 \text{ Nm}$  (Schuh) gegenüber den Unverletzten mit  $13,61 \text{ Nm} \pm 1,27 \text{ Nm}$  (barfuss) und  $28,07 \text{ Nm} \pm 2,38 \text{ Nm}$  (Schuh). In direktem Zusammenhang hiermit muss der ebenfalls fast doppelt so große Wert für die Variable  $MI_{MAX}$  (maximales Inversions-Moment des Rückfuß-Tibia Gelenks) von  $30,73 \text{ Nm} \pm 15,6 \text{ Nm}$  (Verletzte barfuss) zu  $13,61 \text{ Nm} \pm 1,27 \text{ Nm}$  (Unverletzte barfuss) gesehen werden.

Für die Testbedingung Lauf lassen sich bei den Gelenkmomenten weder allgemeine noch spezielle Merkmalsunterschiede identifizieren.

### 2.3.2 Vergleich der gematchten mit den verletzten Probanden

Dieser Analyseteilschritt dient aufgrund der spezifisch zusammengestellten Vergleichsgruppe dazu, die im ersten Analyseabschnitt gefundenen Zusammenhänge zu untermauern.

#### (A) Körpermasse

Die Körpermasse der Probanden wurde als möglicher Einflussfaktor auf signifikanten Unterschied untersucht.

Tabelle 34: Mittelwerte und Standardfehler der Körpermasse mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden

Variable	Gruppe	$\bar{x}$	SE	p
KM [kg]	Verletzte	80,8	3,5	0,22
	Unverletzte	78,5	6,2	

Der Vergleich der Körpermassenmittelwerte beider Gruppierungen ergab keine signifikanten Unterschiede. Verletzte und Unverletzte zeigen damit keine überauffällig unterschiedlichen Körpermassen.

Die verschiedenen Testbedingungskombinationen wurden jeweils einzeln hinsichtlich signifikanter Unterschiede überprüft. Die Tabellen 35 bis 43 geben die Mittelwerte und Standardfehler, sowie die Ergebnisse der T-Tests für unabhängige Stichproben der jeweiligen Testbedingungskombinationen wieder.

### (B) Bodenreaktionskräfte

Die Tabellen 35 bis 37 zeigen die Mittelwerte und Standardfehler der relativen Maximalwerte der Variablen der Bodenreaktionskraft bei allen Testbedingungen.

Tabelle 35: Mittelwerte und Standardfehler der relativen Maximalwerte der Variablen der Bodenreaktionskraft mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung **Vertikalsprung**

Variable [Dimension]	barfuss					Schuh				
	verletzt		unverletzt		p	verletzt		unverletzt		p
	$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE		$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE	
FX1 <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	1,57	0,34	1,67	0,13	0,93	1,77	0,24	2,06	0,15	0,27
FX2 <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	0,88	0,13	0,77	0,06	0,37	0,69	0,12	0,69	0,06	0,56
FY1 <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	2,16	0,31	1,96	0,18	0,68	1,86	0,11	2,26	0,22	0,12
FY2 <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	1,37	0,12	1,58	0,09	0,13	1,86	0,36	1,86	0,18	0,94
FZ <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	25,41	1,92	27,37	0,70	0,38	26,00	1,54	29,04	1,29	0,15

Tabelle 36: Mittelwerte und Standardfehler der relativen Maximalwerte der Variablen der Bodenreaktionskraft mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung **Horizontalsprung**

Variable [Dimension]	barfuss					Schuh				
	Verletzt		unverletzt		p	verletzt		unverletzt		p
	$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE		$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE	
FX1 <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	9,71	0,43	9,71	0,28	0,86	12,36	0,57	12,26	0,38	0,93
FX2 <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	0,20	0,02	0,20	0,02	0,35	0,20	0,03	0,10	0,02	0,06
FY1 <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	2,16	0,44	1,57	0,12	0,08	1,77	0,25	1,67	0,19	0,86
FY2 <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	1,08	0,16	1,08	0,06	0,96	1,18	0,14	1,28	0,10	0,52
FZ <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	20,80	0,68	19,91	0,47	0,29	22,07	0,89	22,86	0,54	0,47

Tabelle 37: Mittelwerte und Standardfehler der relativen Maximalwerte der Variablen der Bodenreaktionskraft mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung **Lauf**

Variable [Dimension]	barfuss					Schuh				
	verletzt		unverletzt		p	verletzt		unverletzt		p
	$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE		$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE	
FX1 <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	4,32	0,24	4,02	0,11	0,24	4,12	0,30	3,92	0,12	0,58
FX2 <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	4,91	0,46	4,91	0,18	0,99	4,71	0,51	4,91	0,20	0,73
FY1 <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	1,47	0,33	0,98	0,10	0,09	1,37	0,19	1,37	0,14	0,94
FY2 <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	1,47	0,28	1,28	0,09	0,50	1,77	0,38	1,47	0,15	0,48
FZ <sub>MAXREL</sub> [N/kg]	26,49	0,58	27,08	0,46	0,44	25,60	1,57	28,06	0,58	0,19

Der Vergleich der Variablen der Bodenreaktionskraft bei allen Testbedingungen zeigt für keinen der erhobenen Parameter signifikante Unterschiede.

Obwohl keine Variablen bestimmt werden konnte, die eine signifikante Unterscheidung der Gruppen ermöglichen, lassen sich bei den einzelnen Kraftkomponenten einheitliche Tendenzen erkennen. Bei den Vertikalsprüngen sind fast alle relativen, maximalen Kraftwerte der Verletzten niedriger als die der Unverletzten. Ein entgegengesetzter Trend ist bei den Horizontalsprüngen zu erkennen. Hier liegen nahezu alle relativen, maximalen Kraftwerte der Verletzten höher als diejenigen der Unverletzten.

Die Testbedingung Lauf zeigt ebenfalls ein tendenzielles Verhalten bei den relativen, maximalen Kraftwerten der Verletzten zu den Unverletzten. So sind mit Ausnahme der relativen, maximalen, vertikalen Kraftwerte beinahe alle Werte der anderen Kraftkomponenten höher als bei den Unverletzten.

**(C) Winkelverläufe**

Die Tabellen 38 bis 40 zeigen die Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der kinematischen Variablen bei allen Testbedingungen.

Tabelle 38: Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der kinematischen Variablen mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung **Vertikalsprung**

Variable [Dimension]	barfuss					Schuh				
	verletzt		unverletzt		p	verletzt		unverletzt		p
	$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE		$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE	
$\alpha_{1MAX}$ [Grad]	-3,37	0,74	-2,87	0,54	0,60	-6,54	2,63	-8,34	0,73	0,53
$\alpha_{2MAX}$ [Grad]	-12,20	1,14	-13,94	0,66	0,22	-15,27	1,62	-16,65	0,85	0,47
$\beta_{1MAX}$ [Grad]	13,49	2,44	15,05	0,89	0,56	19,04	3,07	15,58	0,98	0,32
$\beta_{2MAX}$ [Grad]	-42,14	1,65	-39,28	1,21	0,18	-41,45	2,35	-38,91	1,71	0,40
$\gamma_{1MAX}$ [Grad]	11,38	1,72	9,79	0,66	0,41	7,43	0,75	5,36	0,76	0,07
$\gamma_{2MAX}$ [Grad]	-0,58	0,95	-0,25	0,56	0,77	-4,36	0,87	-2,46	0,74	0,12
$\delta_{1MAX}$ [Grad]	1,00	0,86	0,69	0,52	0,76	7,84	0,95	5,64	0,78	0,09
$\delta_{2MAX}$ [Grad]	-23,59	1,95	-20,66	0,84	0,20	-17,91	1,24	-15,82	0,94	0,20
$\alpha_{3MAX}$ [Grad]	3,37	0,73	3,54	0,49	0,85	2,34	0,44	3,44	0,50	0,11
$\alpha_{4MAX}$ [Grad]	-0,89	0,56	-2,04	0,46	0,13	-1,58	0,34	-0,79	0,48	0,19
$\beta_{3MAX}$ [Grad]	23,73	1,61	21,58	0,59	0,25	20,34	1,79	19,12	1,41	0,60
$\beta_{4MAX}$ [Grad]	0,19	1,71	-0,84	0,58	0,58	6,15	0,86	5,75	0,82	0,74
$\gamma_{3MAX}$ [Grad]	-5,66	0,83	-4,95	0,34	0,45	-3,27	0,56	-3,30	0,39	0,97
$\gamma_{4MAX}$ [Grad]	-10,79	0,94	-8,98	0,40	0,11	-6,45	0,65	-6,13	0,50	0,70

Tabelle 39: Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der kinematischen Variablen mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung **Horizontalsprung**

Variable [Dimension]	barfuss					Schuh				
	verletzt		unverletzt		p	verletzt		unverletzt		p
	$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE		$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE	
$\alpha_{1MAX}$ [Grad]	-3,40	1,45	-5,13	0,54	0,30	-5,22	3,39	-7,49	0,51	0,24
$\alpha_{2MAX}$ [Grad]	-9,31	1,26	-11,49	0,49	0,15	-18,24	1,62	-20,56	0,57	0,22
$\beta_{1MAX}$ [Grad]	12,83	2,21	13,86	0,84	0,68	14,61	2,70	12,58	1,15	0,51
$\beta_{2MAX}$ [Grad]	-21,35	4,40	-19,57	1,22	0,59	-18,97	4,68	-22,79	1,58	0,46
$\gamma_{1MAX}$ [Grad]	9,82	1,62	9,50	0,58	0,86	4,48	0,95	4,98	1,07	0,73
$\gamma_{2MAX}$ [Grad]	-0,96	0,96	1,35	0,71	0,07	-3,30	1,08	-1,11	0,79	0,13
$\delta_{1MAX}$ [Grad]	1,55	1,03	-0,41	0,68	0,14	6,98	1,41	4,38	1,18	0,18
$\delta_{2MAX}$ [Grad]	-13,59	1,95	-13,17	0,67	0,85	-7,33	1,82	-10,00	1,17	0,24
$\alpha_{3MAX}$ [Grad]	2,13	1,04	2,20	0,43	0,95	3,07	0,50	7,28	4,41	0,35
$\alpha_{4MAX}$ [Grad]	-1,36	0,88	-2,67	0,48	0,22	-1,54	0,55	2,52	4,49	0,38
$\beta_{3MAX}$ [Grad]	23,10	1,44	21,67	0,76	0,40	23,47	1,96	22,73	1,68	0,78
$\beta_{4MAX}$ [Grad]	5,15	1,95	3,84	0,63	0,54	7,66	1,22	7,28	0,75	0,80
$\gamma_{3MAX}$ [Grad]	-8,42	0,83	-7,56	0,41	0,38	-5,72	0,60	-4,95	0,42	0,32
$\gamma_{4MAX}$ [Grad]	-11,85	0,89	-10,26	0,44	0,14	-8,39	0,34	-7,06	0,43	0,14

Tabelle 40: Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der kinematischen Variablen mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung **Lauf**

Variable [Dimension]	barfuss					Schuh				
	verletzt		unverletzt		p	verletzt		unverletzt		p
	$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE		$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE	
$\alpha_{1MAX}$ [Grad]	2,88	0,60	3,31	0,45	0,57	-1,03	1,18	-1,62	0,43	0,65
$\alpha_{2MAX}$ [Grad]	-9,31	0,65	-10,13	0,51	0,34	-13,90	1,30	-13,26	0,61	0,66
$\beta_{1MAX}$ [Grad]	17,81	1,34	17,82	0,62	1,00	21,89	1,78	19,87	0,69	0,32
$\beta_{2MAX}$ [Grad]	<b>-35,19</b>	<b>1,98</b>	<b>-27,66</b>	<b>1,54</b>	<b>0,01</b>	-29,45	4,71	-26,28	2,14	0,56
$\gamma_{1MAX}$ [Grad]	10,12	1,25	8,47	0,42	0,25	7,86	1,11	6,24	0,60	0,23
$\gamma_{2MAX}$ [Grad]	-3,95	0,71	-3,49	0,41	0,59	-2,45	0,94	-1,03	0,69	0,24
$\delta_{1MAX}$ [Grad]	2,63	0,58	2,17	0,36	0,52	2,58	0,94	1,32	0,67	0,30
$\delta_{2MAX}$ [Grad]	-17,84	1,52	-14,23	0,68	0,06	-12,40	1,31	-10,93	0,81	0,36
$\alpha_{3MAX}$ [Grad]	5,13	0,62	4,79	0,35	0,64	5,21	0,45	4,96	0,32	0,66
$\alpha_{4MAX}$ [Grad]	-0,95	0,70	-1,53	0,49	0,51	0,52	0,47	1,08	0,37	0,36
$\beta_{3MAX}$ [Grad]	13,81	1,59	12,21	0,51	0,22	9,61	1,09	10,31	0,75	0,61
$\beta_{4MAX}$ [Grad]	-2,66	1,74	-3,31	0,77	0,74	1,18	0,90	2,17	0,78	0,41
$\gamma_{3MAX}$ [Grad]	-3,39	1,13	-3,76	0,30	0,66	-0,81	0,80	-2,12	0,34	0,17
$\gamma_{4MAX}$ [Grad]	-9,01	1,21	-8,51	0,45	0,71	-5,25	0,66	-5,33	0,28	0,92

Der Vergleich der kinematischen Variablen bei der Testbedingung Lauf barfuss zeigt signifikante Unterschiede des Parameters  $\beta_{2MAX}$  (maximaler Plantarflexionswinkel des Rückfuß-Tibia Gelenks). Alle anderen Parameter zeigen keine signifikanten Unterschiede.

Der Vergleich der kinematischen Variablen zeigt für  $\gamma_{1MAX}$  (maximaler Adduktionswinkel des Rückfuß-Tibia Gelenks),  $\gamma_{2MAX}$  (maximaler Abduktionswinkel des Rückfuß-Tibia Gelenks) und  $\delta_{1MAX}$  (maximaler Innenrotations-Winkel der Tibia) bei der Testbedingung Vertikalsprung mit Schuh signifikante Unterschiede. Für die Testbedingung Horizontalsprung mit Schuh wird ein signifikanter Unterschied des Parameters  $\gamma_{4MAX}$  (maximaler Abduktionswinkel des Vorfuß-Rückfuß Gelenks) gefunden. In der Testbedingung Lauf barfuss ist für den Parameter  $\beta_{2MAX}$  (maximaler Plantarflexionswinkel des Rückfuß-Tibia Gelenks) ein signifikanter Unterschied nachweisbar. Alle anderen Parameter zeigen keine signifikanten Unterschiede.



Die Ergebnisse der kinematischen Parameter weisen tendenziell bei beiden Sprungvarianten barfuss und mit Schuh für die Verletzten auf eine höhere Mobilität der untersuchten Gelenke hin. Vor allem bei den in der Horizontalebene zu findenden Bewegungen werden diese tendenziellen Unterschiede deutlich.

Auch bei der Testbedingung Lauf setzt sich dieser Trend fort. Aber signifikante Unterschiede lassen sich bzgl. dieser Variablen nicht nachweisen. Die Variable  $\beta_{2MAX}$  (maximaler Plantarflexionswinkel des Rückfuß-Tibia Gelenks) zeigt einen signifikanten Unterschied, ein allgemeiner Trend lässt sich hieraus jedoch nicht ablesen.

### (D) Gelenkmomente

Die Tabellen 41 bis 43 zeigen die Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der Gelenkmomente bei allen Testbedingungen.

Tabelle 41: Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der Gelenkmomente mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung **Vertikalsprung**

Variable [Dimension]	barfuss					Schuh				
	verletzt		unverletzt		p	verletzt		unverletzt		p
	$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE		$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE	
$ME_{MAX}$ [Nm]	26,56	3,27	35,68	9,79	0,38	31,08	5,37	32,64	2,48	0,80
$MI_{MAX}$ [Nm]	25,19	3,19	74,85	49,64	0,33	9,09	1,63	15,19	2,60	0,26
$MD_{MAX}$ [Nm]	48,06	3,68	49,95	3,33	0,71	41,84	6,25	39,55	2,79	0,75
$MP_{MAX}$ [Nm]	259,54	27,80	278,75	16,26	0,56	237,47	31,78	281,48	12,92	0,24
$MAD_{MAX}$ [Nm]	18,29	3,62	23,19	9,78	0,64	23,62	11,52	15,79	4,26	0,54
$MAB_{MAX}$ [Nm]	38,47	5,16	39,50	3,04	0,87	52,43	11,06	75,87	4,48	0,08
$MKAD_{MAX}$ [Nm]	38,90	9,58	51,16	8,12	0,34	34,94	7,84	43,55	4,71	0,37
$MKAB_{MAX}$ [Nm]	51,16	15,20	66,60	40,71	0,82	<b>49,28</b>	<b>10,39</b>	<b>30,69</b>	<b>3,53</b>	<b>0,04</b>
$MKE_{MAX}$ [Nm]	151,25	23,03	165,07	9,56	0,59	170,39	26,98	178,38	11,30	0,79
$MKF_{MAX}$ [Nm]	36,85	8,65	36,80	14,59	1,00	26,13	6,83	36,91	4,12	0,20
$MKIR_{MAX}$ [Nm]	28,46	3,27	44,95	23,38	0,49	29,30	8,43	22,94	4,68	0,52
$MKAR_{MAX}$ [Nm]	38,18	4,75	34,90	2,62	0,56	32,14	5,37	34,79	3,29	0,68

Tabelle 42: Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der Gelenkmomente mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung **Horizontalsprung**

Variable [Dimension]	barfuss					Schuh				
	verletzt		unverletzt		p	verletzt		unverletzt		p
	$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE		$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE	
ME <sub>MAX</sub> [Nm]	14,79	3,52	12,71	1,01	0,59	25,49	4,40	25,64	2,27	0,98
MI <sub>MAX</sub> [Nm]	30,73	15,60	15,44	1,84	0,08	14,51	3,28	11,63	1,12	0,43
MD <sub>MAX</sub> [Nm]	22,73	2,97	26,13	1,48	0,33	23,04	3,40	23,19	1,72	0,97
MP <sub>MAX</sub> [Nm]	153,30	27,27	171,27	9,17	0,55	215,46	15,64	203,18	8,48	0,51
MAD <sub>MAX</sub> [Nm]	11,73	2,17	13,34	1,21	0,53	21,04	2,60	15,66	1,46	0,10
MAB <sub>MAX</sub> [Nm]	33,07	7,84	44,76	2,21	0,19	91,89	4,88	95,68	4,63	0,58
MKAD <sub>MAX</sub> [Nm]	62,38	21,03	88,14	8,12	0,29	102,95	18,61	87,46	8,03	0,47
MKAB <sub>MAX</sub> [Nm]	<b>56,39</b>	<b>24,31</b>	<b>29,66</b>	<b>3,17</b>	<b>0,05</b>	21,92	5,50	28,45	4,28	0,36
MKE <sub>MAX</sub> [Nm]	148,07	29,70	184,69	10,97	0,28	195,73	23,32	175,24	10,75	0,45
MKF <sub>MAX</sub> [Nm]	48,57	7,89	43,41	2,76	0,55	48,98	4,83	43,83	3,33	0,40
MKIR <sub>MAX</sub> [Nm]	24,54	3,69	22,69	1,66	0,66	26,14	3,63	19,82	2,04	0,16
MKAR <sub>MAX</sub> [Nm]	30,67	6,07	36,29	2,30	0,41	46,53	6,31	42,94	2,61	0,61

Tabelle 43: Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der Gelenkmomente mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung **Lauf**

Variable [Dimension]	barfuss					Schuh				
	verletzt		unverletzt		p	verletzt		unverletzt		p
	$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE		$\bar{x}$	SE	$\bar{x}$	SE	
ME <sub>MAX</sub> [Nm]	27,36	3,07	26,83	2,38	0,89	19,97	5,31	15,86	1,97	0,49
MI <sub>MAX</sub> [Nm]	46,97	4,13	47,78	2,74	0,87	36,11	5,08	37,06	2,46	0,87
MD <sub>MAX</sub> [Nm]	43,11	5,82	50,10	8,67	0,51	45,80	9,69	47,40	5,65	0,89
MP <sub>MAX</sub> [Nm]	264,71	21,45	273,15	6,69	0,82	271,36	15,42	253,58	7,83	0,33
MAD <sub>MAX</sub> [Nm]	15,76	2,38	22,00	2,53	0,09	13,81	3,72	14,92	2,01	0,80
MAB <sub>MAX</sub> [Nm]	25,40	2,56	26,99	1,90	0,62	26,95	3,73	31,82	3,22	0,34
MKAD <sub>MAX</sub> [Nm]	63,66	10,85	66,05	5,28	0,85	72,33	12,75	75,03	11,20	0,88
MKAB <sub>MAX</sub> [Nm]	29,92	7,10	19,99	4,54	0,26	19,83	5,48	34,04	8,77	0,43
MKE <sub>MAX</sub> [Nm]	159,11	16,75	169,63	9,96	0,60	226,90	16,69	212,16	8,65	0,45
MKF <sub>MAX</sub> [Nm]	65,25	10,03	69,26	7,75	0,76	122,82	65,73	82,70	14,82	0,36
MKIR <sub>MAX</sub> [Nm]	23,44	3,39	30,05	3,77	0,21	25,35	4,46	20,70	2,60	0,39
MKAR <sub>MAX</sub> [Nm]	38,11	5,25	37,06	3,32	0,87	29,91	4,26	29,17	3,17	0,89

Der Vergleich der Gelenkmomente bei den Testbedingungen Vertikalsprung mit Schuh und Horizontalsprung barfuss zeigt signifikante Unterschiede des Parameters  $MKAB_{MAX}$  (maximales Abduktions-Moment des Kniegelenks). Alle weiteren Parameter zeigen keine signifikanten Unterschiede.

Die beiden Sprungvarianten zeigen eine signifikante Unterscheidung zwischen den beiden Probandengruppen für den in der Frontalebene wirkenden Variable  $MKAB_{MAX}$  (maximales Abduktions-Moment des Kniegelenks). Die verletzten Probanden erzeugen ein Abduktionsmoment im Kniegelenk, dass sowohl bei den Horizontalsprüngen barfuss mit  $56,39 \text{ Nm} \pm 24,31 \text{ Nm}$  und den Vertikalsprüngen mit Schuh  $49,28 \text{ Nm} \pm 10,39 \text{ Nm}$  gegenüber den unverletzten Probanden  $29,66 \text{ Nm} \pm 3,17 \text{ Nm}$  (Horizontalsprünge barfuss) und  $30,69 \text{ Nm} \pm 3,53 \text{ Nm}$  (Vertikalsprünge mit Schuh) nahezu doppelt so groß ist.

Die Gelenkmomente bei der Testbedingung Lauf lassen keine generellen oder speziellen Trends erkennen.

## 2.4 Diskussion

Zur „Identifikation biomechanischer Faktoren für die Prognose von Sprunggelenksverletzungen bei Hallensportlern“ wurden Bewegungsformen ausgewählt, die bei Hallensportarten häufig zu beobachten sind. Vorrangig wurden solche Bewegungen berücksichtigt, bei denen die Sprunggelenke supinatorisch beansprucht werden. In Ergänzung wurde der lineare Lauf erfasst, um unter hoch standardisierten Bedingungen der Identifikation von prognostisch verwertbaren Parametern zu genügen.

Die Ergebnisse des Vergleichs zwischen den verletzten und der Gesamtheit der unverletzten Probanden zeigen, dass sich bei den untersuchten Sprungformen, mit deutlich lateralen Bewegungen im Sprunggelenk, biomechanische Variablen bestimmen lassen, bei denen sich die verletzten und unverletzten Athleten signifikant voneinander unterscheiden. Tabelle 44 stellt die Variablen zusammen, bei denen signifikante Mittelwertsunterschiede zwischen verletzten und nicht verletzten Probanden identifiziert werden konnten.

Tabelle 44: Zusammenfassung aller Parameter der Sprungvarianten mit signifikantem Mittelwertsunterschied aus der Analyse aller Probanden

Variable	Testbedingung	Gruppe	$\bar{x}$	SE	p
$\gamma_{1\text{MAX}}$ [°]	Vertikalsprung Schuh	Verletzte	7,43	0,75	0,04
		Unverletzte	5,40	0,50	
$\gamma_{2\text{MAX}}$ [°]	Vertikalsprung Schuh	Verletzte	4,36	0,87	0,04
		Unverletzte	2,05	0,49	
$\delta_1$ [°]	Vertikalsprung Schuh	Verletzte	7,84	0,95	0,05
		Unverletzte	5,49	0,51	
MKAB <sub>MAX</sub> [Nm]	Vertikalsprung Schuh	Verletzte	49,28	10,39	0,01
		Unverletzte	28,07	2,38	
MKAB <sub>MAX</sub> [Nm]	Horizontalsprung barfuss	Verletzte	56,39	24,31	0,07
		Unverletzte	27,63	2,78	
MI <sub>MAX</sub> [Nm]	Horizontalsprung barfuss	Verletzte	30,73	15,60	0,01
		Unverletzte	13,61	1,27	
$\gamma_{4\text{MAX}}$ [°]	Horizontalsprung Schuh	Verletzte	8,39	0,34	0,03
		Unverletzte	6,27	0,90	

Solche Parameter (vgl. Tabelle 44), bei denen sich die beiden Gruppen signifikant voneinander unterscheiden, beziehen sich vor allem auf Gelenkbewegungen der Adduktion und Abduktion.

Im Gelenk zwischen Vorfuß und Rückfuß haben die Verletzten einen signifikant größeren Abduktionswinkel ( $p=0,03$ ) gegenüber den Unverletzten (vgl. Abbildung 40).

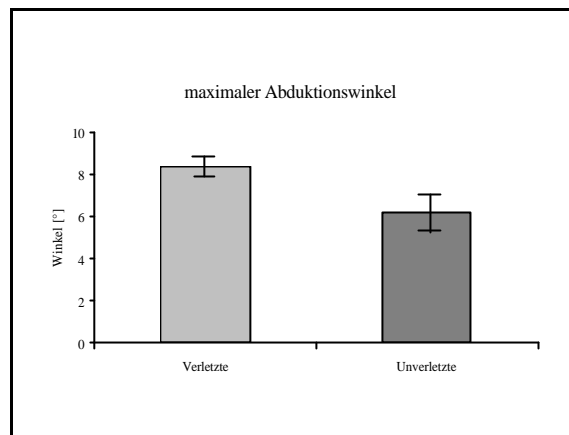


Abbildung 40: Maximaler Abduktionswinkel im Vorfuß-Rückfuß-Gelenk ( $\varphi_{4MAX}$ -Winkel) bei der Testbedingung Horizontalsprung Schuh (Werte aus Tabelle 29 S.59)

Bei diesem Gelenk, welches die Bewegungen der Gelenke zwischen den Mittelfuß- und Fußwurzelknochen zusammenfasst, die aufgrund ihrer starken Bandsicherungen als Amphiarthrosen bezeichnet werden, sind geringe Bewegungen in allen drei Richtungen möglich. Es fällt auf, dass in diesem eigentlich wenig beweglichen Gelenk erhebliche Bewegungsextorsionen (maximaler Abduktionswinkel zwischen  $6^\circ$  und  $9^\circ$ ) bei den untersuchten Bewegungen beobachtet werden. Bemerkenswert ist der relativ große Unterschied von ca. zwei Grad zwischen den Probandengruppen (Verletzte – Unverletzte). Es kann bei den später verletzten Probanden ein größerer Bewegungsumfang der Mittelfußgelenke festgestellt werden. Durch die Abduktion kommt es zu einer Abflachung der Fußwölbung, was nach Gindert (1999) ein geringeres Verletzungsrisiko bedeuten würde. Schwierig gestaltet sich in diesem Zusammenhang die weitergehende Interpretation der Ergebnisse, da bei den unverletzten Probanden hohe Standardfehler vorliegen. Der hohe Standardfehler des Mittelwerts der unverletzten Probanden lässt den Schluss zu, dass obwohl ein signifikanter Unterschied der Mittelwerte beider Probandengruppen vorliegt, weitere und tiefergehende Untersuchungen notwendig sind, um kausale Zusammenhänge zum Verletzungsmechanismus bzw. zu den Verletzungsursachen vorzulegen.

Das Gelenk zwischen Tibia und Rückfuß repräsentiert im verwendeten Modell das Sprunggelenk (vgl. Tabelle 20 S.42). Entsprechend stellt es ein kombiniertes Gelenk dar, welches sowohl Bewegungen im Subtalargelenk als auch im OSG zusammenfasst (vgl. Kapitel 1.3.1 S.6). Die bei allen Sprungvarianten auftretenden stark lateral orientierten Gelenkbewegungen (finden in erster Linie im Subtalargelenk statt) wirken sich somit auf alle an der Gelenkbildung beteiligten Strukturen aus.

Im Gelenk zwischen Tibia und Rückfuß finden sich bei den Verletzten gegenüber den unverletzten Probanden signifikant größere, maximale Bewegungsexkursionen ( $p=0,04$ ). Dies gilt sowohl für die Adduktion als auch für die Abduktion (vgl. Abbildung 41).

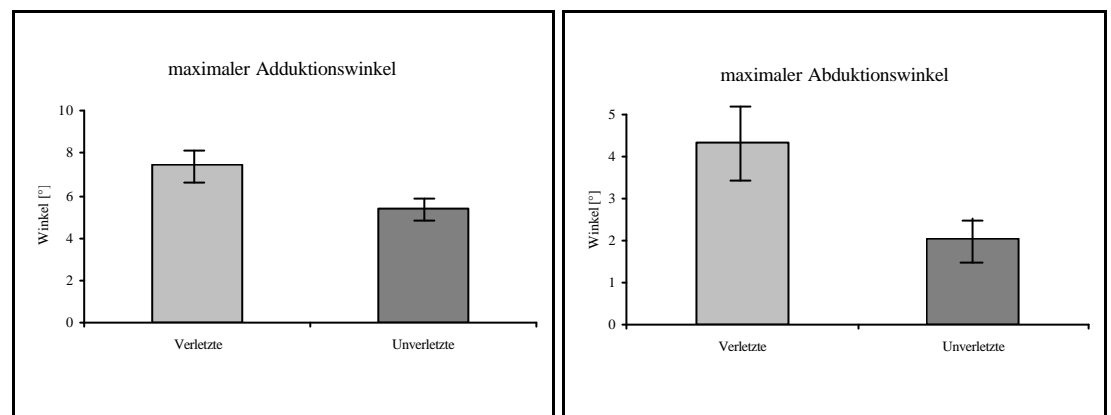


Abbildung 41: Maximaler Adduktions- ( $\gamma_{1MAX}$ -Winkel) und Abduktionswinkel ( $\gamma_{2MAX}$ -Winkel) im Rückfuß-Tibia-Gelenk bei der Testbedingung Vertikalsprung mit Schuh (Werte aus Tabelle 28 S.59)

Aus anatomischer Sicht sind im Sprunggelenk grundsätzlich Bewegungen um zwei Achsen möglich, wobei es sich um die Sagittal- (Eversion-Inversion - im USG) und Transversalachse (Dorsi-Plantarflexion - im OSG) handelt. Sicherungssysteme in Form von muskulären Verspannungen, knöcherner Führung und vor allem starker Bandsicherungen sind für Bewegungen um diese Achsen vorhanden. Neben der knöchernen Konstruktion spielt vor allem die fächerförmige Anordnung der Bänder des OSG eine zentrale Rolle bei der Gelenksicherung. In Abhängigkeit von Winkelstellung und Belastungsintensität sind diese verschiedenen Sicherungssysteme aktiv. Für Bewegungen um die Longitudinalachse existieren dagegen nur wenige direkte Sicherungssysteme (z.B. Mm. peronei und M. tibialis posterior). Vielmehr müssen die für die Gelenksicherung um die beiden Hauptachsen zuständigen Strukturen auch hier kompensierend tätig werden.

Im Zusammenhang mit der Adduktion und Abduktion im Gelenk zwischen Rückfuß und Tibia ist die Innenrotation der Tibia, aufgrund einer starken, mechanischen Kopplung dieser Bewegungen, zu sehen. Die verletzten Probanden zeigen eine signifikant größere Tibiainnenrotation ( $p=0,05$ ) als die Nichtverletzten (vgl. Abbildung 42).

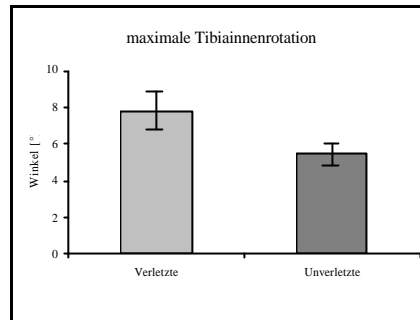


Abbildung 42: Maximale Tibiainnenrotation ( $\delta_1$ -Winkel) bei der Testbedingung Vertikalsprung Schuh (Werte aus Tabelle 28 S.59)

Aus den Ergebnissen der Adduktion und Abduktion im Rückfuß-Tibia-Gelenk und der Tibiainnenrotation kann gefolgert werden, dass die vergrößerten Bewegungsmöglichkeiten der Gelenkadduktion und -abduktion eine größere Innenrotation der Tibia bewirkt. Die Folge ist eine größere Beanspruchung der gelenksichernden Strukturen des Rückfuß-Tibia-Gelenks, besonders der Bandsicherungssysteme. Bei überschreiten der Toleranzgrenze der Bandspannung sind die sichernden Strukturen nicht mehr in der Lage ausreichend kompensierend einzuwirken. Ein Zerreißen von Teilen der Bandsicherungssysteme oder des gesamten Bandapparates ist die Folge.

Ein weiterer Parameter, der eine Unterscheidung zwischen den beiden Probandengruppen ermöglicht, stellt das Inversionsmoment im Rückfuß-Tibia-Gelenk dar. Hier haben die Verletzten ein mehr als doppelt so großes Gelenkmoment gegenüber den Unverletzten (vgl. Abbildung 43).

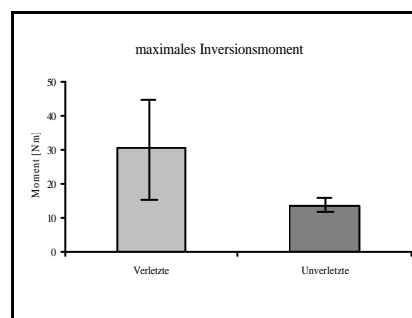


Abbildung 43: Maximales Inversionsmoment im Rückfuß-Tibia-Gelenk ( $MI_{MAX}$ ) bei der Testbedingung Horizontalsprung barfuss (Werte aus Tabelle 32 S.62)

Das mehr als doppelt so große Inversionsmoment der Verletzten kann ebenfalls auf einen erhöhten Bewegungsumfang des Rückfuß-Tibia-Gelenks zurückgeführt werden. Es dient der Kompensation der größeren Beanspruchung der Gelenkstrukturen aufgrund des erhöhten Bewegungsumfangs. Dieser Parameter eignet sich zwar zur Unterscheidung der Probandengruppen, aber aufgrund des hohen Standardfehlers bei den verletzten Probanden sind Interpretationen auf Grundlage isolierter Betrachtungen kaum möglich.

Bei den Ergebnissen der Messungen des linearen Laufs finden sich ebenfalls Variablen, die signifikante Mittelwertsunterschiede zwischen den Gruppen beschreiben lassen. Zum einen haben die verletzten Probanden eine größere Bewegungsamplitude im Rückfuß-Tibia-Gelenk bezogen auf die Plantarflexion (vgl. Abbildung 44) und zum anderen sind fast doppelt so große lateral wirkende Bodenreaktionskräfte bei den verletzten gegenüber den unverletzten Probanden zu finden (vgl. Abbildung 44).

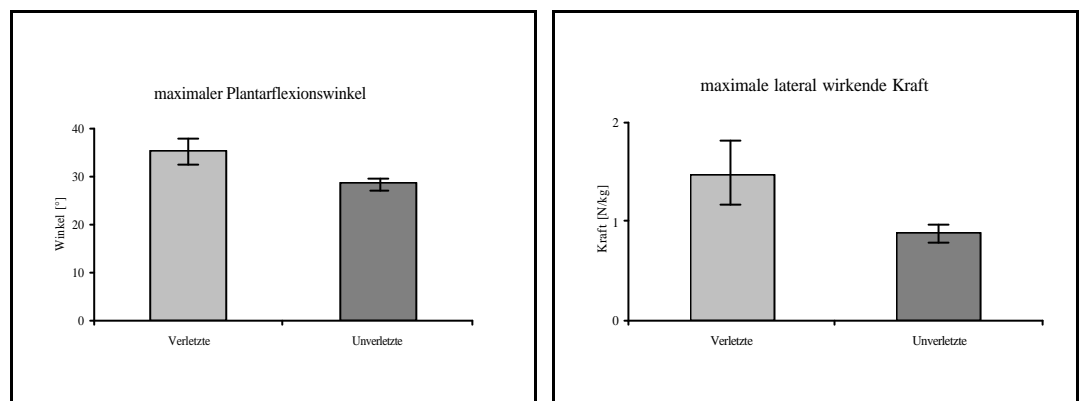


Abbildung 44: Maximaler Plantarflexionswinkel im Rückfuß-Tibia-Gelenk ( $\beta_2$ -Winkel) (Werte aus Tabelle 30 S.60) und maximale, relative, lateral wirkende Kraft ( $FY1_{MAXREL}$ ) bei der Testbedingung Lauf barfuss (Werte aus Tabelle 27 S.57)

Ein vergrößerter Bewegungsumfang im Rückfuß-Tibia-Gelenk wurde bereits bei den Sprüngen als Risikofaktor für die Entstehung einer Verletzung des lateralen Bandapparates herausgearbeitet. Die Ergebnisse beim Laufen unterstützen die bei den Sprüngen gefundenen Ergebnisse bzgl. des Zusammenhangs von großem Bewegungsumfang und einem erhöhten Verletzungsrisiko. Allerdings können aus den erhaltenen Ergebnissen der Messungen des Laufens keine Erweiterungen der aus den Sprüngen gezogenen Erkenntnisse abgeleitet werden.



Die signifikant höhere medio-laterale Bodenreaktionskraft der verletzten Probanden beim linearen Lauf kann ebenfalls als Ergebnis einer Gelenkinstabilität angesehen werden. Die möglicherweise notwendige muskuläre Stabilisierung führt zu höherem Gesamtkrafteinsatz und damit zu größeren medio-lateralen Bodenreaktionskräften. Die signifikant höheren Mittelwerte der lateral wirkenden Bodenreaktionskraft der verletzten Probanden lassen darauf schließen, dass diese nicht in der Lage sind ihre instabilen Gelenke hinreichend passiv zu stabilisieren.

Die im Rückfuß-Tibia-Gelenk wirkenden Belastungen zeigen auch Auswirkungen auf das Kniegelenk (vgl. S.74), in dem die verletzten Probanden ein signifikant höheres abduzierendes Gelenkmoment ( $p=0,07$  (barfuss) und  $p=0,01$  (mit Schuh)) gegenüber den unverletzten Probanden haben (vgl. Abbildung 45).

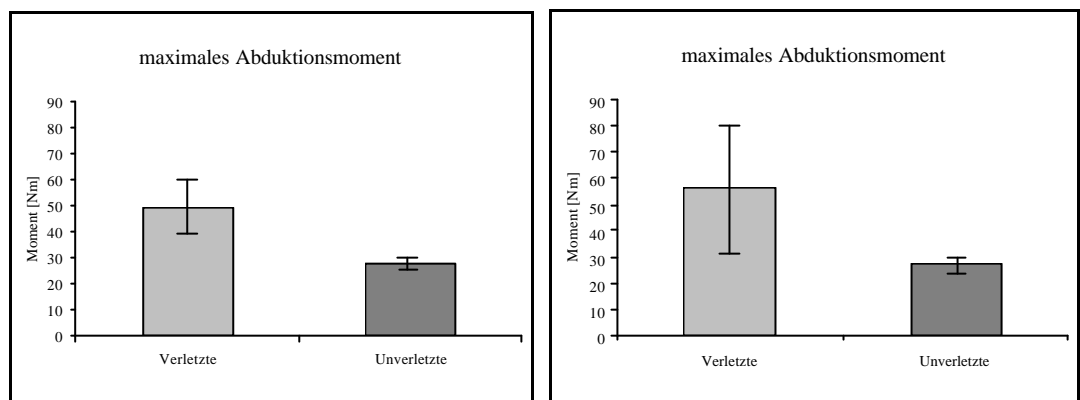


Abbildung 45: Maximales Abduktionsmoment im Kniegelenk ( $MKAB_{MAX}$ ) bei den Testbedingungen Vertikal- und Horizontalsprung Schuh und barfuss (Werte aus Tabellen 31 S.61 und 32 S.62)

Wie schon beim Rückfuß-Tibia-Gelenk sind auch im Kniegelenk Bewegungen hauptsächlich in zwei Richtungen möglich. Hierbei handelt es sich um die Flexion und Extension sowie die Innen- und Außenrotation. Auch hier sind für diese beiden funktionellen Bewegungsachsen aktive und passive Gelenksicherungssysteme vorhanden. Dabei verfügt das Kniegelenk weniger über eine knöcherne als vielmehr über eine starke muskuläre und vor allem bandhafte Sicherung. Bewegungen in der Frontalebene müssen durch diese Sicherungsstrukturen mit übernommen werden.

Im Zusammenhang mit den signifikant höheren Mittelwerten der Abduktionsmomente im Kniegelenk der verletzten Probanden steht deren signifikant größerer Mittelwert der Tibiainnenrotation (vgl. Abbildung 42 S.75). Die Tibiainnenrotation unterstützt die Abduktion im Kniegelenk und fördert somit einen größeren Bewegungsumfang des Kniegelenks bezogen auf die Gelenkabduktion. Die Ergebnisse (vgl.

Abbildung 45 S.77) lassen darauf schließen, dass die verletzten Probanden zur Kompensation dieser Bedingungen ein größeres Abduktionsmoment im Kniegelenk erzeugen.

Zusammenfassend sind folgende Punkte bedeutsam:

- Bei den Verletzten liegen gegenüber den Unverletzten höhere, gemessene Bewegungsumfänge in den untersuchten Gelenken vor.
- Größere Bewegungsumfänge im Rückfuß-Tibia-Gelenk wirken sich auch auf das Kniegelenk aus.
- Die Gelenkexkursionen beziehen sich in erster Linie auf Bewegungen der Gelenkadduktion und -abduktion.

Die bisherigen aus der Gesamtgruppe gewonnenen Ergebnisse wurden mit Hilfe eines Vergleichs der Daten von spezifisch zugeordneten Probanden (Matched Pairs aufgrund der Parameter Körperhöhe und maximale Sprunghöhe) überprüft. Da die Gruppenzuordnung des Matchings aufgrund von nahezu identischen Parametern (vgl. Tabelle 23 S.54) erfolgte, können gleiche Voraussetzungen der Mitglieder beider Probandengruppen angenommen werden. Somit lagen Bedingungen für eine verbesserte, detailliertere Aussagefähigkeit vor.

Die Tabelle 45 gibt einen Überblick über die bei den Sprungvarianten gefundenen Parameter, die einen signifikanten Mittelwertsunterschied zwischen den gematchten Probanden zeigten.

Tabelle 45: Zusammenfassung aller Parameter der Sprungvarianten mit signifikantem Mittelwertsunterschied aus der Analyse der gematchten Probanden

Variable	Testbedingung	Gruppe	$\bar{x}$	SE	p
MKAB <sub>MAX</sub> [Nm]	Vertikalsprung Schuh	Verletzte	49,28	10,39	0,04
		Unverletzte	30,69	3,53	
MKAB <sub>MAX</sub> [Nm]	Horizontalsprung barfuss	Verletzte	59,39	24,31	0,05
		Unverletzte	29,66	3,17	

Die Ergebnisse aus der Analyse der gematchten Probandengruppe zeigen vergleichbare Resultate zu denen der vorangegangenen Analyse der Gesamtgruppe. Bei den Sprungformen werden wiederum bei den verletzten Probanden gegenüber den gematchten, unverletzten Probanden signifikant höhere Abduktionsmomente im Kniegelenk ( $p=0,04$  (mit Schuh) und  $p=0,05$  (barfuss)) gefunden.

Auch die Ergebnisse der Analyse des linearen Laufs stimmen mit den Ergebnissen des Vergleichs zwischen verletzten und allen unverletzten Probanden überein. Wie bei der Analyse der Gesamtgruppe der Probanden haben die verletzten Probanden

mit  $35,19^\circ \pm 1,98^\circ$  gegenüber den gematchten, unverletzten Probanden mit  $27,66^\circ \pm 1,54^\circ$  einen signifikant höheren maximalen Plantarflexionswinkel im Rückfuß-Tibia-Gelenk ( $p=0,01$ ).

Die Arbeit konnte zeigen, dass sich biomechanische Variablen bestimmen lassen, bei denen sich die verletzten und unverletzten Probanden signifikant voneinander unterscheiden. Diese Variablen beschreiben nahezu ausnahmslos Bewegungen und Gelenkmomente, die sich auf die Gelenkadduktion und –abduktion beziehen. Dabei zeigen die Verletzten gegenüber den Unverletzten größere gemessene Bewegungsumfänge und Gelenkmomente in den untersuchten Gelenken.

Zusammengefasst kann ein größerer Bewegungsumfang der Gelenke, in erster Linie Bewegungen der Gelenkadduktion und –abduktion, belegt und als möglicher Risikofaktor für eine Verletzung angesehen werden. Diese Messungen decken sich mit den Ergebnissen von Donatelli et al. (1989), Ator et al. (1991) und Sell et al. (1994).

Aus den gefundenen Ergebnissen dieser Arbeit lässt sich ein Risikomechanismus ableiten, der die möglichen kausalen Zusammenhänge bei Entstehung einer Verletzung am lateralen Bandapparat des Sprunggelenks wiedergibt (Abbildung 46).

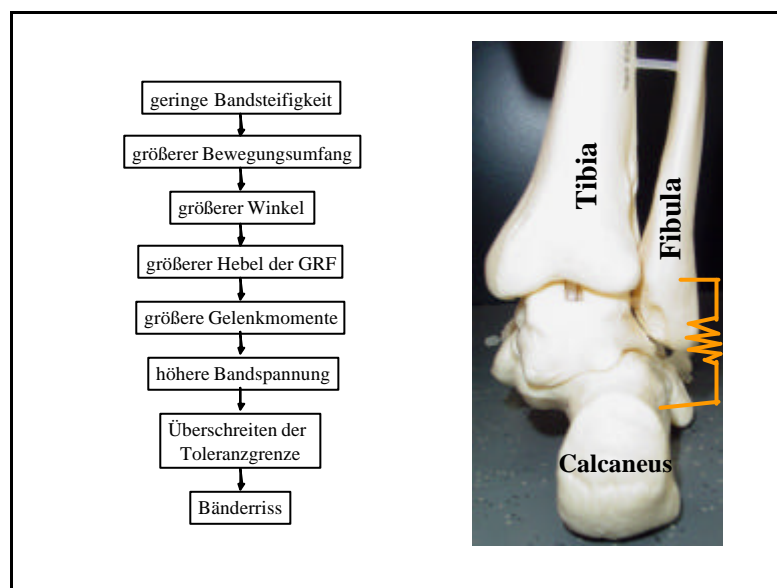


Abbildung 46: Schematische Darstellung eines Risikomechanismus für Entstehung einer Verletzung am lateralen Bandapparat des Sprunggelenks

Der größere Bewegungsumfang der Gelenke der verletzten Probanden könnte auf instabile Bandstrukturen zurückgeführt werden. Beschrieben werden diese größeren Bewegungsumfänge der Gelenke durch die nachgewiesenen, größeren Gelenkwinkel. Aus ihnen resultieren höhere Gelenkmomente, wie in der Untersuchung bestätigt wurden. Dadurch liegt eine höhere Beanspruchung der gelenksichernden Strukturen

vor, die unter anderem eine höhere Bandspannung verursacht. Ergebnis einer Überschreitung der Belastungstoleranz der sichernden Strukturen ist die Schädigung derselben und führt letztendlich zu deren Zerstörung in Form eines Bänderrisses.

Zusammenfassend kann gefolgert werden:

- Größere Bewegungsumfänge im Rückfuß-Tibia-Gelenk wirken sich auch auf das Kniegelenk aus.
- Extreme Gelenkamplituden stellen einen Risikofaktor für die Entstehung einer Bandverletzung am lateralen Bandapparat des Sprunggelenks dar. Dies gilt besonders für Bewegungen der Gelenkadduktion und –abduktion.
- Prophylaktische Maßnahmen sind immer mit der Vermeidung extremer Bewegungsumfänge der Gelenke verknüpft. Unterstützung dieser Maßnahmen können erfolgen über:
  - (A) Muskelkraft
  - (B) Bewegungskontrolle/Koordination
  - (C) Bandagen
  - (D) Schuhe
- Für die Schuhkonstruktion gilt es Konstruktionsmerkmale zu entwickeln, die zur Vermeidung solcher Gelenkbewegungen beitragen.

### 3 Zusammenfassung

Die zentrale Rolle des Sports in der heutigen Gesellschaft findet neben sozialen Komponenten vor allem in gesundheitlicher Hinsicht, z.B. Bewegungsarmut durch die weit fortgeschrittene Technisierung oder Überversorgung mit Nährstoffen, eine Begründung. Als eine Folge einer gesteigerten sportlichen Betätigung ist in den letzten Jahren ein Anstieg von Sportunfallverletzungen zu verzeichnen. Dabei handelt es sich zu 60% um Gelenkverletzungen (Menke 1997), wovon wiederum das Sprunggelenk zu den am meisten betroffenen Gelenken zählt (Mack 1975, Garrick & Requa 1988, Institut für Sportorthopädie der Deutschen Sporthochschule Köln 1996, Menke 1997).

Die Literaturanalyse zeigt, dass die biomechanische Forschung mit Hilfe verschiedenster Untersuchungsansätze versucht, Lösungen für diese Problematik zu entwickeln. Jedoch sind mit den bisherigen Ergebnissen keine zufrieden stellenden Lösungsansätze verbunden, die eine Vorhersage von Sprunggelenksverletzungen ermöglichen. Weiterhin liegen auch keine gesicherten Erkenntnisse vor, die präventive Maßnahmen beschreiben könnten. Aus der Vielzahl der Studien sind nur wenige Ergebnisse im Sinne der Problemlösung verwertbar. So scheint dahingehend Einigkeit zu bestehen, dass die Beweglichkeit und der Bewegungsumfang des Gelenks ein möglicher Risikofaktor für die Entstehung einer Sprunggelenksverletzung darstellt (Janda 1976, Donatelli et al. 1989, Ator et al. 1991, Allinger&Engsberg 1993, Sell et al. 1994). Jedoch liegt bei Anwendung dieser Erkenntnis die Schwierigkeit bereits darin, dass keine einheitlichen Erfassungsmethoden und Normgrößen für die Gelenkbeweglichkeit existieren.

Eine weitere Schwierigkeit der Forschung ist, dass bei vielen Untersuchungen nur isolierte Bewegungsformen durchgeführt werden. Dadurch finden die z.T. sehr komplexen Bewegungsformen nur in geringem Umfang Berücksichtigung und können somit nur eingeschränkt zur Aufklärung der Verletzungsmuster verwendet werden. Die in jüngerer Vergangenheit häufig verwendete Untersuchungsmethode der Modellierung könnte die biomechanische Forschung bei der Problemlösung entscheidend weiterbringen. Mit dieser Methode ist die Berechnung nicht direkt messbarer interner Belastungen durch externe Parameter möglich, wodurch dem Zusammenhang zwischen interner Belastung und Verletzung nachgegangen werden kann. Darüber hinaus ermöglicht die Modellierung die Erfassung realer Bewegungssituationen.

Ziel der Arbeit war die Feststellung und Definition von biomechanischen Parametern bei Hallensportlern, die es erlauben eine Prognose von Bandverletzungen am lateralen Bandapparat des Sprunggelenks zu tätigen.

Zu diesem Zweck wurde eine prospektive Studie mit 60 Hallensportlern durchgeführt, bei der in verschiedenen, hallensporttypischen Belastungssituationen der Sprunggelenke kinematische und dynamometrische Daten erhoben wurden. Mit Hilfe eines dreifach segmentierten Modells des Unterschenkels und der Methode der Modellierung wurden kinematische Merkmale und über inverse Dynamik Gelenkmomente ermittelt, mit denen äußere und innere Belastungen eingeschätzt werden konnten.

Der Vergleich von sich im Laufe der Studie am lateralen Bandapparat des Sprunggelenks verletzten und während der Studiendauer unverletzt gebliebenen Probanden sollte die Feststellung risikorelevanter, biomechanischer Parameter ermöglichen. Es konnten verschiedene Parameter bestimmt werden, die eine signifikante Unterscheidung zwischen den beiden Gruppen ermöglichten. Insbesondere konnten diese biomechanischen Parameter bei den durchgeführten Sprungvarianten gefunden werden.

Die aus der Literatur bekannte Annahme, dass die Gelenkbeweglichkeit ein Risikofaktor für die Entstehung einer Sprunggelenksverletzung darstellt, konnte mit den gefundenen Ergebnissen bestätigt werden. Es wurden signifikante Unterschiede des Bewegungsumfangs im Rückfuß-Tibia-Gelenk, im Kniegelenk und im Vorfuß-Rückfuß-Gelenk zwischen verletzten und unverletzten Probanden nachgewiesen. Bei den signifikanten, biomechanischen Parametern handelt es sich vor allem um Parameter der Gelenkadduktion und -abduktion.

Insgesamt konnte die Arbeit zeigen, dass sich biomechanische Variablen bestimmen lassen, bei denen sich die verletzten und unverletzten Probanden signifikant voneinander unterscheiden. Dabei wurde ein Zusammenhang zwischen Bewegungsumfang und Verletzungsrisiko derart identifiziert, dass die verletzten gegenüber den unverletzt gebliebenen Probanden einen größeren Bewegungsumfang in den untersuchten Gelenken hatten.

Die Ergebnisse tragen zu einer Verbesserung des Verständnisses zwischen mechanischen Belastungen bei spezifischen Bewegungsformen im Sport und Verletzungsmechanismen biologischer Strukturen bei.

## 4 Literaturverzeichnis

- Ahn, B.H. et al. (1993): A mathematical modelling of the human upper extremity: An application of its model to simulating of baseball pitching motion. *Kor. J. Sport Sci.*, **5**, 51-81.
- Alexander, R. McN. (2000): Storage and release of elastic energy in the locomotor system and the stretch-shorten cycle. In: B. Nigg, B.R. MacIntosh, J. Mester (Ed.): *Biomechanics and biology of movement. Human kinetics, Champaign.*
- Allinger, T.L., Engsborg, J.A. (1993): A method to determine the range of motion of the ankle joint complex in vivo. *J. Biomech.*, **26**, 69-79.
- Alves, J.W. et al. (1992): A comparison of the passive support provided by various ankle braces. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, **14**, 10-18.
- Amis, A.A. (1985): Biomechanics of ligaments. In: D.H.R. Jenkins (Ed.): *Ligament injuries and their treatment.* Chapman and Hall, London.
- Anderson D.D. et al. (2000): Mechanical effects of force acting on bone, cartilage, ligaments and tendons. In: B. Nigg, B.R. MacIntosh, J. Mester (Ed.): *Biomechanics and biology of movement. Human kinetics, Champaign.*
- Appell, H.-J., Stang-Voss, C. (1986): *Funktionelle Anatomie-Grundlagen sportlicher Leistung und Bewegung.* J.F. Bergmann Verlag, München.
- Arampatzis, A. (1995): *Mathematische Modellierung zur Überprüfung und Identifikation von Bewegungslösungen im Kunstturnen.* Dissertation an der Deutschen Sporthochschule Köln.
- Arampatzis, A. et al. (2002): A three-dimensional shank-foot model to determine the foot motion during landings. *Med. Sci. Sports Exerc.*, **34**, 130-138.
- Arampatzis, A. et al. (2003): The effect of falling height on muscle activity and foot motion during landings. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, **13**, 533-544.
- Arndt, A.N. (1997): *Entstehung und Auswirkungen asymmetrischer Belastung der menschlichen Achillessehne unter besonderer Berücksichtigung ihrer Morphologie.* Dissertation an der Deutschen Sporthochschule Köln.

- Ator, R. et al. (1991): The effect of adhesive strapping on medial longitudinal arch support before and after exercise. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, **13**, 18-23.
- Attarian, D.E. et al. (1985): Biomechanical characteristics of human ankle ligaments. *Foot Ankle*, **6**, 54-58.
- Aufranc, O.E. (1958): Ankle injuries. In: E.F. Cave (Ed.): *Fractures and other injuries*. Medical Publishers, Chicago.
- Avramakis, A. et al. (2000): Einfluss des Schuhschaft- und der Schuhsohlenhöhe auf das obere Sprunggelenk bei Seitwärtsbewegungen im Floorball (Unihockey). *Sportverletz. Sportschaden*, **14**, 98-106.
- Bahr, R. et al. (1994): Incidence and mechanisms of acute ankle inversion injuries in volleyball. *Am. J. Sports Med.*, **22**, 595-600.
- Ball, P., Johnson, G.R. (1993): Reliability of hindfoot goniometry when using a flexible electrogoniometer. *Clin. Biomech.*, **8**, 13-19.
- Banzer, W. et al. (1994): Die Bedeutung funktioneller Testverfahren zur Quantifizierung von Rehabilitationsprozessen. *Medizinisch - orthopädische Technik*, **114**, 166-169.
- Baschkirow, W.F. et al. (1983): Traumata und Erkrankungen des Sprunggelenks bei Sportlern. *Medizin und Sport*, **23**, 33-35.
- Baumhauer, J.F. et al. (1995): Test-Retest reliability of ankle injury risk factors. *Am. J. Sports Med.*, **23**, 571-574.
- Becker, H.P. et al. (1997): Dynamische Pedographie zur Abklärung der funktionellen Sprunggelenksstabilität. *Unfallchirurg*, **100**, 133-139.
- Becker, H.P., Rosenbaum, D. (1999): Chronisch-rezidivierende Bandinstabilitäten am lateralen Sprunggelenk. *Orthopäde*, **28**, 483-493.
- Bernett, P., Schirmann, A. (1979): Akute Sportverletzungen des Sprunggelenkes. *Unfallheilkunde*, **82**, 155-160.
- Berschin, G. (1999): Das bewegungsbedingte Schädigungspotential bei der Pathogenese von Supinations-Inversions-Traumen des oberen Sprunggelenks. Verlag Görlich & Weiershäuser, Marburg.



- Bertsch, C. et al. (2001): Intraartikuläre und plantare Druckverteilung des Sprunggelenkkomplexes in Abhängigkeit von der Fußstellung. *Unfallchirurg*, **104**, 426-433.
- Biener, K. (1992): Sportunfälle - Epidemiologie und Prävention. Lehre, Forschung, Verhütung. Huber, Bern.
- Bonasera, S.J., Nichols, T.R. (1994): Mechanical actions of heterogenic reflexes linking long toe flexors with ankle and knee extensors of the cat hindlimb. *J. Neurophysiol.*, **71**, 1096-1110.
- Brüggemann, G.-P. (1994): Modellierung und Simulation in der Bewegungswissenschaft. In: A. Mader und H. Allmer (Hrsg.): Brennpunkte der Sportwissenschaft: Computersimulation, Möglichkeiten zur Theoriebildung und Ergebnisinterpretation. Herausgegeben von der Deutschen Sporthochschule Köln, **8**, 206-225.
- Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA): Repräsentative Haushaltsbefragungen in den Jahren 1996/97. Dortmund 1998. [http://www.baua.de/info/statistik/huf\\_1996/sport96.htm](http://www.baua.de/info/statistik/huf_1996/sport96.htm)
- Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA): Repräsentative Haushaltsbefragungen in den Jahren 2000/2001. Dortmund 2002. [http://www.baua.de/info/statistik/huf\\_2000/sport00.htm](http://www.baua.de/info/statistik/huf_2000/sport00.htm)
- Burnus, M. (1998): Sprunggelenksstabilitäten – Eine biomechanisch und orthopädisch orientierte Längs- und Querschnittstudie. Diplomarbeit an der Deutschen Sporthochschule Köln.
- Büttner-Janitz, K., Schiller, B. (1983): Ursachen von akuten Kapsel-Bandverletzungen der Sprunggelenke bei sportlichen Bewegungsabläufen. *Medizin und Sport*, **23**, 25-26.
- Cedell, C.A. (1975): Ankle lesions. *Acta Orthop. Scand.*, **46**, 425-429.
- Dalichau, S., Scheele, K. (2002): Verletzungen im Sport. In: S. Dalichau, K. Scheele, W. Hensen (Hrsg.): Aktuelle Trends in der Rehabilitation von Sportverletzungen. Beiträge auf dem 1. Bremer Kongress für Sportmedizin. Afra Verlag, Butzbach/Griedel.

- Dapena, J. et al. (1982): Three-dimensional cinematography with control object of unknown shape. *J. Biomech.* **15**, 11-19.
- Debrunner, H.-U. (1985): Biomechanik des Fußes. Band 49 der Bücherei des Orthopäden. Beihefte zur Zeitschrift für Orthopädie vereinigt mit „Aktuelle Orthopädie“. Hrsg.: P. Otte und K.-F. Schlegel, Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart.
- Deigentesch, N., Bender, G. (1987): Der Fuß in der Orthopädie. Schattauer, Stuttgart.
- Demmer, B. (1996): Goniometrische Messungen des maximalen aktiven Bewegungsumfanges im Sprunggelenk – Ein Methodenvergleich. Diplomarbeit an der Deutschen Sporthochschule Köln.
- Di Giovanni, B.F. et al. (2004): Acute ankle injury and chronic lateral instability in the athlete. *Clin. Sports Med.*, **23**, 1-19.
- Donatelli, R. et al. (1989): Reliability of a diabetic foot evaluation. *Phys. Ther.*, **69**, 797-802.
- Eils, E. et al. (2002): Comprehensive testing of 10 different ankle braces-Evaluation of passive and rapidly induced stability in subjects with chronic ankle instability. *Clin. Biomech.*, **17**, 526-535.
- Ekstrand, J., Tropp, H. (1990): The incidence of ankle sprains in soccer. *Foot Ankle*, **11**, 41-44.
- Emrich, F. (2000): Biomechanische Analyse der Kraftübertragung an den menschlichen Phalangen. Dissertation an der Deutschen Sporthochschule Köln.
- Engler, J., Hempfling, H. (1994): Therapie und Ergebnisse der frischen lateralen Instabilität am oberen Sprunggelenk. *Unfallchirurg*, **97**, 150-156.
- Faber, C. (1995): Vergleichende elektrogoniometrische Untersuchungen der Gelenkbeweglichkeit während des Ganges im Anschluss an ein frühfunktionelles Training nach einem Supinationstrauma. Diplomarbeit an der Deutschen Sporthochschule Köln.
- Feil, E. et al. (2000): Sportmedizinisch relevante Instabilitäten am OSG – Diagnostik und Therapie. *Medizin und Praxis*, **16** (4), 7-10.

- Fiehn, R. (1997): Behandlungsergebnisse nach frischer Außenbandruptur am oberen Sprunggelenk – eine sportwissenschaftliche Analyse. Dissertation an der Deutschen Sporthochschule Köln.
- Fiehn, R. et al. (1994): Supinationstrauma und verschiedene therapeutische Maßnahmen im Vergleich mittels isokinetischem Krafttest. In: A. Verdonck und M. Wieck (Hrsg.): Biokinetische Verfahren und ihre praktische Anwendung in Diagnostik und Therapie – Tagungsband der Biokinetika '94, Lüdenscheid, 200-216.
- Frank, C.B., Shrive, N.G. (1999): Ligament. In: B.M. Nigg und W. Herzog (Ed.): Biomechanics of the musculo-skeletal system. John Wiley & Sons, West Sussex.
- Franke, K. (1983): Erscheinungsbilder ligamentärer Verletzungen der oberen Sprunggelenksregion. *Medizin und Sport*, **23**, 43-44.
- Freeman, M. et al. (1965): The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J. Bone Joint Surg.*, **47**, 678-685.
- Frick, H. et al. (1992): Allgemeine Anatomie. Spezielle Anatomie I – Extremitäten – Rumpfwand – Kopf – Hals, Georg Thieme Verlag, Stuttgart/New York.
- Fuchs, S. et al. (1999): Proprioceptive function in knees with and without total knee arthroplasty. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, **78**, 39-45.
- Garrick, J.G. (1977): The frequency of injury, mechanism of injury and epidemiology of ankle sprains. *Am. J. Sports Med.*, **5**, 241-242.
- Garrick, J.G., Requa, R.K. (1988): The epidemiology of foot and ankle injuries in sports. *Clin. Sports Med.*, **7**, 29-36.
- Gehlsen, G.M. et al. (1991): Ankle joint strength, total work and ROM. Comparison between prophylactic devices. *Athletic Training*, **26**, 62-65.
- Gindert, A.W. (1999): Untersuchung über Fußformen als Risikofaktor für fibuläre Kapsel-Bandverletzungen. Dissertation an der Universität München.
- Glick, J.M. et al. (1976): The prevention and treatment of ankle injuries. *Am. J. Sports Med.*, **4**, 136-141.

- Greene, T.A., Roland, G.C. (1989): A comparative isokinetic evaluation of a functional ankle orthosis on talocalcaneal function. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, **11**, 245-252.
- Gross, M.T. et al. (1987): Comparison of support provided by ankle taping and semirigid orthosis. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, **9**, 33-39.
- Gross, M.T. et al. (1991): Comparison of Swede-O-Universal<sup>®</sup> ankle support and Aircast<sup>®</sup> Sport-Stirrup<sup>®</sup> Orthoses and ankle tape in restricting eversion-inversion before and after exercise. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, **13**, 11-19.
- Gross, M.T. et al. (1994): Comparison of DonJoy ankle ligament protector and subtalar sling ankle taping in restricting foot and ankle motion before and after exercise. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, **16**, 33-41.
- Günther, M. (1997): Computersimulationen zur Synthetisierung des muskulär erzeugten menschlichen Gehens unter Verwendung eines biomechanischen Mehrkörpermodells. Dissertation an der Universität Tübingen.
- Hackenbruch, W., Karpf, P.M. (1977): Kapselband-Verletzungen des Sprunggelenkes. *Fortschr. Med.*, **95**, 1599-1605.
- Harrington, K. (1979): Degenerative arthritis of the ankle secondary to long-standing lateral ligament instability. *J. Bone Joint Surg.*, **61**, 354-359.
- Heilman, A.E. et al. (1990): Anatomic study of subtalar instability. *Foot Ankle*, **10**, 224-228.
- Höll, S. (1998): Einfluss von äußeren Stabilisierungshilfen des oberen Sprunggelenkes auf sportpezifische Fähigkeiten unter Berücksichtigung isokinetischer Kraftmessungen und Koordinationstests. Dissertation an der Universität Münster.
- Höll, S. et al. (2001): Einfluss von äußeren Stabilisierungshilfen des oberen Sprunggelenkes auf sportspezifische Fähigkeiten unter Berücksichtigung isokinetischer Kraftmessungen. *Sportverletz. Sportschaden*, **15**, 36-39.
- Holmer, P. et al. (1994): Epidemiology of sprains in the lateral ankle and foot. *Foot Ankle Int.*, **15**, 72-74.

- Hübner, H., Pfitzner, M. (2001): Das schulsportliche Unfallgeschehen in Nordrhein-Westfalen. Schriften zur Körperkultur Bd. 32. Lit Verlag, Münster–Hamburg–London.
- Institut für Sportorthopädie der Deutschen Sporthochschule Köln (1996): Sportverletzungen an der Deutschen Sporthochschule Köln. Orthopädie Report, **1**, 5.
- Janda, V. (1976): Muskelfunktionsdiagnostik. Steinkopfverlag, Dresden.
- Jerosch, J. et al. (1996): Does prophylactic bracing of the ankle joint reduce ankle sprains?. In: W. Kindermann, H. Gabriel, L. Schwarz, A. Urhausen (Ed.): Int. J. Sports Med. - 34th German Congress of Sports Medicine, **17** (Supp. 1), S. 64. Georg Thieme Verlag, Stuttgart/ New York.
- Jerosch, J. et al. (1997): Influence of external stabilizing devices of the ankle on sport-specific capabilities. Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc., **5**, 50-57.
- Jerosch, J. et al. (1998 a): Auswirkungen eines propriozeptiven Trainingsprogramms auf die sensomotorischen Fähigkeiten der unteren Extremität bei Patienten mit einer vorderen Kreuzbandinstabilität. Sportverletz. Sportschaden, **12**, 121-130.
- Jerosch, J. et al. (1998 b): Der Einfluss von Stabilisierungshilfen des oberen Sprunggelenkes auf sportspezifische Fertigkeiten beim Einbeinssprung in Abhängigkeit von der Pro- und Supinationsbelastung. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, **49**, 263-269.
- Jerosch, J. et al. (1998 c): Propriozeptive Fähigkeiten des Kniegelenks nach vorderer Kreuzbandruptur: Beeinflussung durch die medizinische Trainingstherapie. Krankengymnastik, **50**, 243-248.
- Jerosch, J. et al. (1998 d): Langfristige Auswirkungen von Sprunggelenkorthesen auf sportspezifische Fertigkeiten im Handball. Sportverletz. Sportschaden, **12**, 102-106.
- Jobby, A., Furnee, E.H. (1994): Marker center estimation algorithms in CCD camera-based motion analysis. Med. Biol. Eng. Comput., **32**, 85-91.
- Jung, K. (2003): Trauma im Sport - allgemeine und spezielle Traumatologie. In: Mainzer Sportmedizinische Schriftenreihe Band 4. Schors-Verlag, Niedernhausen.

- Jungmichel, D. (1983): Zur Ätiologie der Sprunggelenksverletzungen im Sport. *Medizin und Sport*, **23**, 22-23.
- Kessler, R, Hertling, D. (1983): *Management of common musculoskeletal*. Harper and Row, Philadelphia.
- Klein, J. et al. (1991): Funktionelle versus Gipsbehandlung bei der frischen Außenbandruptur des oberen Sprunggelenks. *Unfallchirurg*, **94**, 99-104.
- Klein, J. et al. (1993): Sportfähigkeit und Ergebnisse nach fibularer Bandruptur des oberen Sprunggelenks beim Basketball-Leistungssportler. *Sportverletz. Sport-schaden*, **7**, 36-40.
- Klein, P. et al. (1996): Moment arm length variations of selected muscles acting on talocrual and subtalar joint during movement. *J. Biomech.*, **29**, 21-31.
- Knaepler, H. et al. (1989): Zur Epidemiologie von Sportverletzungen unter besonderer Berücksichtigung der Bandverletzungen am Sprunggelenk. In: L. Gotzen und F. Baumgaertel (Hrsg.): *Bandverletzungen am Sprunggelenk*. Hefte Unfallheilkd., **204**, 1-8.
- Konradsen, L. et al. (1998): Ankle sensorimotor control and eversion strength after acute ankle inversion injuries. *Am. J. Sports Med.*, **26**, 72-77.
- Kopal-Engländer, D. (1995): *Entwicklung und Anwendung eines mathematischen Modells zur Untersuchung des Einflusses von Körpersegmentbewegungen auf die Ganzkörperbewegung*. Dissertation an der Deutschen Sporthochschule Köln.
- Larsen, E., Angermann, P. (1990): Association of ankle instability and foot deformity. *Acta Orthop. Scand.*, **61**, 136-139.
- Lassiter, T.E. et al. (1989): Injury to the lateral ligaments of the ankle. *Orthop. Clin. North Am.*, **20**, 629-640.
- Lentell, G.L. et al. (1990): The relationship between muscle function and ankle stability. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, **12**, 605-611.
- Lentell, G.L. et al. (1995): The contributions of proprioceptive deficits, muscle function and anatomic laxity to functional instability on the ankle. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, **17**, 206-215.

- Lieber, R.L., Burkholder, T.J. (2003): Musculoskeletal soft tissue mechanics. In: D.J. Schneck, Bronzino, J.D. (Ed.): Biomechanics – principles and applications. CRC Press, Boca Raton.
- Lippert, H. (1996): Lehrbuch Anatomie. Urban & Schwarzenberg, München/ Wien/ Baltimore.
- Lippert, M.J. et al. (1989): Operative Therapie der fibularen Kapselbandrupturen. Sportverletz. Sportschaden, **3**, 6-9.
- Löfvenberg, R. et al. (1995): Prolonged reaction time in patients with chronic lateral instability of the ankle. Am. J. Sports Med., **23**, 414-417.
- Löfvenberg, R. et al. (1996): Die propriozeptive Reaktion beim gesunden und beim chronisch instabilen Sprunggelenk. Sportverletz. Sportschaden, **10**, 79-83.
- Lohrer, H. et al. (1993): Wesentliche Aspekte zur Kapselbandverletzung am oberen Sprunggelenk. Leistungssport, **23** (3), 5-8.
- Lohrer, H. et al. (1999): Neuromuscular properties and functional aspects of taped ankles. Am. J. Sports Med., **27**, 69-75.
- Lynch, S.A., Renstrom, P.A. (1999): Treatment of acute lateral ankle ligament rupture in the athlete. Conservative versus surgical treatment. Sports Med., **27**, 61-71.
- Mac Kean, L.C. et al. (1995): Prophylactic ankle bracing vs. taping: Effects on functional performance in female basketball players. J. Orthop. Sports Phys. Ther., **17**, 77-81.
- Mack, R. (1975): Ankle injuries in athletics. Athletic Training, **10**, 94-95.
- Macleod, A. et al. (1990): Close-Range photogrammetry meets machine vision. In: A. Gruen und E. Baltsavias (Ed.): SPIE Vol. 1395, 12-17. The International Society for Optical Engineering, Bellingham.
- Markworth, P. (1983): Sportmedizin 1 - Physiologische Grundlagen. Rowohlt Taschenbuchverlag, Reinbek/Hamburg.

- Martin, B.W. et al. (2001): Volkswirtschaftlicher Nutzen der Gesundheitseffekte der körperlichen Aktivität: erste Schätzungen für die Schweiz. *Schweiz. Z. Sportmed. Sporttraumatol.*, **49**, 84-86.
- McConkey, J.P. (1987): Ankle sprains, consequences and mimics. *Med. Sci. Sports Exerc.*, **19**, 39-55.
- Menke, W. (1997): *Grundwissen Sportorthopädie, Sporttraumatologie*. Limpert Verlag, Wiesbaden.
- Menke, W. (2000): *Kompendium der Sportverletzungen*. Verlag im Kilian, Marburg.
- Morey, G. (2005): *Stabilisation of the foot and ankle complex: proactive and reactive responses to disturbances in the frontal plane*. Dissertation an der Deutschen Sporthochschule Köln.
- Morlock, M., Nigg, B.M. (1991): Theoretical considerations and practical results on the influence of the representation of the foot for the estimation of internal forces with models. *Clin. Biomech.*, **6**, 893-904.
- Müller, C.C., Hintermann, B. (1996): Die Wirkung von äußeren Stabilisierungshilfen auf die Rotationsstabilität der Sprunggelenke. *Sportverletz., Sportschaden*, **10**, 84-87.
- Murphy, D.F. et al. (2003): Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. *Br. J. Sports Med.*, **37**, 13-29.
- Myers, K.A. et al. (2004): Validation of a multisegment foot and ankle kinematic model for pediatric gait. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, **12**, 122-130.
- Neusel, E. et al. (1996): Sportverletzungen und Schäden bei Basketballspielern. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, **47**, 415-420.
- Ni, J. et al. (2003): A model of neuro-musculo-skeletal system for human locomotion under position constraint condition. *J. Biomech. Eng.*, **125**, 499-506.
- Nieuwenhuijzen, P.H. et al. (2002): Mechanically induced ankle inversion during human walking and jumping. *J. Neurosci. Methods*, **117**, 133-140.
- Nigg, B.M., Herzog, W. (1999): *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. John Wiley & Sons, Chichester.



- Nigg, B.M., Hintermann, B. (2002): Biomechanics of the ankle joint complex and the shoe. In: M. Nyska und G. Mann (Ed.): The unstable ankle. Human Kinetics Publishers.
- O'Donoghue et al. (1955): Über die Sportverletzung. Ann. Chir. Gynaecol., **44**, 256-259.
- Osborne, M.D., Rizzo, T.D. (2003): Prevention and treatment of ankle sprain in athletes. Sports Med., **33**, 1145-1150.
- Özkaya, N., Nordin, M. (1999): Fundamentals of biomechanics – equilibrium, motion and deformation. Springer, New York.
- Paar, O., Bernett, P. (1984): Die frische fibulare Kapselbandruptur am oberen Sprunggelenk. Unfallheilkunde, **87**, 27-29.
- Petersen, A. et al. (2002): Prävention von Verletzungen der unteren Extremität im Handball: Erste Ergebnisse des Kieler Handball-Verletzungs-Präventionsprogrammes. Sportverletz. Sportschaden, **16**, 122-126.
- Pfeil, E. (1988): Verletzungen im Fußballsport. Enke Verlag, Stuttgart.
- Pförringer, W., Stolz, P. (1991): Die Behandlung der frischen fibularen Kapselbandläsion. Sportverletz. Sportschaden, **5**, 142-148.
- Rabl, C.R.H., Nyga, W. (1994): Orthopädie des Fußes. Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart.
- Rauber, A., Kopsch, F. (1987): Anatomie des Menschen-Lehrbuch und Atlas, Band I. Bewegungsapparat. Hrsg.: H. Leonhardt, B. Tillmann, G. Töndury, K. Zilles, Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
- Renström, P. et al. (1988): Strain in the lateral ligaments of the ankle. Foot Ankle, **9**, 59-63.
- Renström, P., Theis, M. (1993): Die Biomechanik der Verletzungen der Sprunggelenkbänder. Sportverletz. Sportschaden, **7** (Sonderheft 1), 29-35.
- Rieck, B. et al. (1986): Posttraumatische Arthrose des oberen Sprunggelenkes bei chronischer fibularer Bandinsuffizienz. Orthopäde, **15**, 466-471.

- Robbins, S. et al. (1988): Overload protection: avoidance response to heavy plantar surface loading. *Med. Sci. Sports Exerc.*, **20**, 85-92.
- Robbins, S., Waked, E. (1998): Factors associated with ankle injuries. *Sports Med.*, **25**, 63-72.
- Roth, A.J. (1991): Beweglichkeitsprüfung im oberen und unteren Sprunggelenk bei ausgewählten Kollektiven. *Medizin und Sport*, **31**, 42-45.
- Scheuffelen, C. et al. (1993): Neuartige funktionelle Untersuchungen zum Stabilisierungsverhalten von Sprunggelenksorthesen. *Sportverletz. Sportschaden*, **7**, 30-36.
- Schiebler, T.H. et al. (1997): *Anatomie*. Springer Verlag, Berlin/Heidelberg.
- Schloot, C. (1994): Vergleich von Behandlungsmethoden und deren Auswirkungen bei lateralen Bandrupturen des oberen Sprunggelenkes mit Hilfe der Elektromyographie. Diplomarbeit an der Deutschen Sporthochschule Köln.
- Schmalz, T. (1993): Biomechanische Modellierung menschlicher Bewegung. In: O. Gruppe, K. Heinemann, H. Lenk, F. Lotz, H. Weicker (Hrsg.): *Wissenschaftliche Schriftenreihe des Deutschen Sportbundes*, Band 26, Verlag Karl Hofmann, Schorndorf.
- Schulte, B. (1993): Aufbau- und Training nach lateraler Bandläsion des Sprunggelenkes. Planung, Steuerung und Durchführung während der frühfunktionellen Nachbehandlungsphase. Diplomarbeit an der Deutschen Sporthochschule Köln.
- Segesser, B. et al. (1983): Die Belastbarkeit der Sprunggelenke aus biomechanisch-klinischer Sicht. *Medizin und Sport*, **23**, 9-13.
- Segesser, B., Nigg, B.M. (1987): Indikation und Biomechanik von Sportschuhkorrekturen. In: B. Segesser und W. Pförringer (Hrsg.): *Der Schuh im Sport. Beiträge zur Sportmedizin* Band 31. perimed Fachbuch-Verlagsgesellschaft, Erlangen.
- Sell, K.E. et al. (1994): Two measurement techniques for assessing subtalar joint position. A reliability study. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, **16**, 162-167.
- Shrier, I. (1995): Treatment of lateral collateral ligament sprains of the ankle: a critical appraisal of the literature. *Clin. J. Sport Med.*, **5**, 187-195.

- Siegler, S. et al. (1988): The mechanical characteristics of the collateral ligaments of the human ankle joint. *Foot Ankle*, **8**, 234-242.
- Siewers, M. (1998): Verletzungsprofil im Schulsport. *Sportverletz. Sportschaden* **12**, 31-35.
- Simnacher, M. (1998): Biomechanische Untersuchungen zur Problematik von Kreuzbandverletzungen. Dissertation an der Universität Ulm.
- Sobotta, J., Becher, H. (1988): Atlas der Anatomie des Menschen. Urban & Schwarzenberg, München/Wien/ Baltimore.
- Sommer, C.J. (1996): Das instabile OSG. *Sportverletz. Sportschaden*, **10**, 76-78.
- Sommer, H.M., Arza, D. (1989): Functional treatment of recent ruptures of the fibular ligament of the ankle. *Int. Orthop.*, **13**, 157-160.
- Stacoff, A. et al. (1987): Belastungen im Volleyball bei der Landung nach dem Block. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, **38**, 458-464.
- Stacoff, A. et al. (1988): Running injuries and shoe construction: some possible relationships. *Int. J. Sport Biomech.*, **4**, 342-356.
- Stacoff, A. et al. (1990): Die Torsionsbewegung des Fußes beim landen nach einem Sprung. *Z. Orthop. Ihre Grenzgeb.*, **128**, 213-217.
- Stacoff, A. et al. (1993): Die Kontrolle des Rückfußes bei Seitwärtsbewegungen im Sport. *Sportverletz. Sportschaden*, **7**, 22-29.
- Staples, O.S. (1975): Result study of ruptures of lateral ligaments of the ankle. *J. Bone Joint Surg.*, **57a**, 101-107.
- Steinbrück, K. (1983): Epidemiologie und Ursache von Sprunggelenksverletzungen beim Sportler. *Medizin und Sport*, **23**, 27-28.
- Steinbrück, K. (1987): Epidemiologie von Sportverletzungen. 15-Jahres-Analyse einer sportorthopädischen Ambulanz. *Sportverletz. Sportschaden*, **1**, 2-12.
- Steinbrück, K. (1992): Epidemiologie von Sportverletzungen. In: K. Steinbrück (Hrsg.): *Rheumatologie, Orthopädie - Sportverletzungen und Überlastungsschäden – Prävention, Diagnostik, Therapie, Rehabilitation*. Ciba-Geigy-Verlag, Wehr.

- Steinbrück, K. (1996): Fibulo-tarsale Bandverletzungen beim Sportler. *Sportorthopädie, Sporttraumatologie*, **12**, 1-8.
- Steininger, K. et al. (1987): Instabile Sprunggelenke im Sport (Untersuchung über Wertigkeit prophylaktischer Möglichkeiten zur Vermeidung des Supinationstraumas). In: H. Rieckert (Hrsg.): *Sportmedizin - Kursbestimmung*. Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, 221-224.
- Steinmeier, S. (1997): Die Veränderung der Koordinationsfähigkeit auf dem Stabliometer bei Sprunggelenksverletzten nach einem sechswöchigen Aufbautraining. Diplomarbeit an der Deutschen Sporthochschule Köln.
- Stucke, H. (1989): Möglichkeiten und Grenzen der Computersimulation von sportlichen Bewegungen. *Leistungssport*, **19** (6), 31-34.
- Thorwesten, L. et al. (1998 a): The influence of knee bandages on the performance capacity in sport-specific tests after ACL-rupture. In: H.-H. Dickhuth und W. Küsswetter (Ed.): *Int. J. Sports Med. - 35th German Congress of Sports Medicine*, **19** (Supp. 1), S. 72. Georg Thieme Verlag, Stuttgart/ New York.
- Thorwesten, L. et al. (1998 b): The influence of a medical training therapy (MTT) concept on proprioceptive capabilities after ACL-rupture. In: H.-H. Dickhuth und W. Küsswetter (Ed.): *Int. J. Sports Med. - 35th German Congress of Sports Medicine*, **19** (Supp. 1), S. 72. Georg Thieme Verlag, Stuttgart/ New York.
- Tittel, K. (1990): *Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen*. Gustav Fischer Verlag, Jena.
- Trevino, S.G. et al. (1994): Management of acute and chronic lateral ligament injuries of the ankle. *Orthop. Clin. North Am.*, **25**, 1-16.
- Tropp, H. et al. (1985): Prevention of ankle sprains. *Am. J. Sports Med.*, **13**, 259-262.
- Ubell, M.L. et al. (2003): The effect of ankle braces on the prevention of dynamic forced ankle inversion. *Am. J. Sports Med.*, **31**, 935-940.
- Verhagen, A.L.M. et al. (2001): The effect of tape, braces and shoes on ankle range of motion. *Sports Med.*, **31**, 667-677.

- Watkins, James (1999): Structure and function of the musculoskeletal system. Human kinetics, Champaign.
- Weckerle, K. (1988): Funktionelles Training der Fußmuskulatur. Sporterziehung in der Schule, (9/10), 8-11.
- Wegner, U. (2003): Sportverletzungen: Symptome, Ursachen, Therapie. Schlütersche GmbH & Co. KG, Hannover.
- Weise, K. et al. (1988): Die laterale Bandverletzung des OSG beim Sport. Aktuelle Traumatol., **18** (Sonderheft 1), 54-66.
- Wirhed, R. (1988): Sport-Anatomie und Bewegungslehre. Schattauer, Stuttgart.
- Woo, S.L.Y. et al. (2001): Tissue mechanics of ligaments and tendons. In: S. Kumar (Ed.): Biomechanics in ergonomics. Taylor & Francis Ltd., London – Philadelphia.
- Wössner, R. (1997): Epidemiologie von Sportverletzungen in 53 Sportarten der letzten 50 Jahre. Dissertation an der Universität München.
- Wrede, A., Pförringer, W. (1998): Traumatologie beim Volleyball im Jugend- und Kindesalter. Sportverletz. Sportschaden, **12**, 1039-41.
- Yeung, M.S. et al. (1994): An epidemiological survey on ankle sprain. Br. J. Sports Med., **28**, 112-116.
- Zwipp, H. (1986): Die anterolaterale Rotationsinstabilität des oberen Sprunggelenkes. Springer Verlag, Berlin.
- Zwipp, H. et al. (1988): Riß der Knöchelbänder: Operative oder konservative Behandlung. Deutsches Ärzteblatt, **85**, 2897-2902.
- Zwipp, H., Krettek, C. (1986): Diagnostik und Therapie der akuten und chronischen Bandinstabilität des unteren Sprunggelenkes. Orthopäde, **15**, 472-478.

## 5 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Bewegungsumfänge des oberen Sprunggelenks: mittlere Messwerte von gesunden jungen Erwachsenen nach der Neutralnullmethode.....	6
Abbildung 2:	Bewegungen im unteren Sprunggelenk.....	7
Abbildung 3:	Typisches Spannungs-Deformations-Verhalten von Bändern.....	10
Abbildung 4:	Beispiele der Winkel mit Verläufen im Rückfuß-Tibia-Gelenk.....	22
Abbildung 5:	Beispielverlauf der Tibiinnen-Außenrotation.....	23
Abbildung 6:	Beispiele der Winkel mit Verläufen im Vorfuß-Rückfuß-Gelenk.....	23
Abbildung 7:	Beispielverläufe der resultierenden Muskelkraftmomente des Rückfuß-Tibia Gelenks.....	23
Abbildung 8:	Beispielverläufe der resultierenden Muskelkraftmomente des Kniegelenks.....	24
Abbildung 9:	Beispielverläufe der antero-posterioren und medio-lateralen Kraftkomponenten.....	24
Abbildung 10:	Abbildung eines Markers.....	25
Abbildung 11:	Kalibrationsstab und Kalibrationswinkel.....	26
Abbildung 12:	Labor mit kalibriertem Messvolumen und den Messplattformen.....	27
Abbildung 13:	Schematische Darstellung der verwendeten Areale des PB1024 Grafikchip bei verschiedenen Bildwiederholfräquenzen.....	28
Abbildung 14:	Markeridentifizierung im Pixelraster.....	29
Abbildung 15:	Progressive Markeridentifizierung und Mittelpunktdefinition.....	29
Abbildung 16:	Markeridentifizierung und Mittelpunktdefinition nach dem Prinzip des Circle Fitting.....	30
Abbildung 17:	Verbesserung der Genauigkeit von Markeridentifizierung und Mittelpunktbestimmung.....	31
Abbildung 18:	Objektfeld mit Kamerapositionierung.....	32
Abbildung 19:	Angesteuerte Koordinaten.....	32
Abbildung 20:	Abbildung des Kreises einer Kreisfahrt auf dem Pixelraster und Kennzeichnung der Pixelbereiche mit schwieriger Registrierung.....	36
Abbildung 21:	Gemessene mittlere Geschwindigkeiten mit Standardabweichungen der Kreisfahrten ( $r = 200 \text{ mm}$ ; $83,33 \text{ mm/s}$ ) bei Bildwiederholfräquenzen von 120 und 250 Hz mit 9,0 und 25,6 mm Markern.....	36
Abbildung 22:	Geschwindigkeitsverläufe der Kreisfahrten ( $r = 200 \text{ mm}$ ; $83,33 \text{ mm/s}$ ) von 120 Hz Bildwiederholfräquenz mit 25,6 mm Markern und 250 Hz Bildwiederholfräquenz mit 9,0 mm Markern.....	37
Abbildung 23:	Dreidimensionaler Präzisionsreferenzkörper.....	38
Abbildung 24:	Dreidimensionaler Präzisionsreferenzkörper.....	39
Abbildung 25:	Segmente des Modells mit Markern von lateral und medial.....	42
Abbildung 26:	Markerpositionen der anatomischen Strukturen am Fuß von medial, lateral und dorsal.....	43
Abbildung 27:	Orientierungen der Bewegungen im Raumkoordinatensystem.....	44
Abbildung 28:	Position der Probanden bei statischer Referenzmessung.....	45
Abbildung 29:	Markierungen zur Ausrichtung des Winkelmessers.....	45

Abbildung 30:	Segmentkoordinatensysteme der Segmente des Modells mit Markern von lateral...	46
Abbildung 31:	Elektronisch geregelter Geschwindigkeitsgeber.....	48
Abbildung 32:	Laufbahn im Labor mit Startmarkierung des Probanden.....	49
Abbildung 33:	Holzkeile auf den Kraftmessplatten.....	50
Abbildung 34:	Aufsetzen des Fußes mit lateraler Belastung im Sprunggelenk.....	50
Abbildung 35:	Reihenfolge der Messabschnitte.....	51
Abbildung 36:	Ausgangsstellung für die Durchführung der Sprungvarianten.....	51
Abbildung 37:	Ausführung der horizontalen Sprungvariante.....	52
Abbildung 38:	Ausführung der vertikalen Sprungvariante.....	53
Abbildung 39:	Schematischer Ablauf der Datenverarbeitung.....	55
Abbildung 40:	Maximaler Abduktionswinkel im Vorfuß-Rückfuß-Gelenk ( $\gamma_{4MAX}$ -Winkel) bei der Testbedingung Horizontalsprung Schuh.....	73
Abbildung 41:	Maximaler Adduktions- ( $\gamma_{1MAX}$ -Winkel) und Abduktionswinkel ( $\gamma_{2MAX}$ -Winkel) im Rückfuß-Tibia-Gelenk bei der Testbedingung Vertikalsprung mit Schuh.....	74
Abbildung 42:	Maximale Tibiainnenrotation ( $\phi_1$ -Winkel) bei der Testbedingung Vertikalsprung Schuh.....	75
Abbildung 43:	Maximales Inversionsmoment im Rückfuß-Tibia-Gelenk ( $M_{I_{MAX}}$ ) bei der Testbedingung Horizontalsprung barfuss.....	75
Abbildung 44:	Maximaler Plantarflexionswinkel im Rückfuß-Tibia-Gelenk ( $\beta_2$ -Winkel) und maximale, relative, lateral wirkende Kraft ( $F_{Y1_{MAXREL}}$ ) bei der Testbedingung Lauf barfuss.....	76
Abbildung 45:	Maximales Abduktionsmoment im Kniegelenk ( $M_{KAB_{MAX}}$ ) bei den Testbedingungen Vertikal- und Horizontalsprung Schuh und barfuss.....	77
Abbildung 46:	Schematische Darstellung eines Risikomechanismus für Entstehung einer Verletzung am lateralen Bandapparat des Sprunggelenks.....	79

## 6 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Erscheinungsbild und Auswirkung/Aufgabe der Fasern der Bandstruktur.....	11
Tabelle 2:	Übersicht von Studien zum Forschungskomplex „Gelenkverletzungen“.....	14
Tabelle 3:	Umfang der hallensportspezifischen Aktivitäten der teilnehmenden Probanden.....	19
Tabelle 4:	Absolute und relative Verteilung der teilnehmenden Probanden nach ausgeübten Hallensportarten.....	20
Tabelle 5:	Anthropometrische Variablen für die Modellberechnung mit ihren Einheiten und Definitionen.....	21
Tabelle 6:	Beschreibung der kinematischen Variablen, ihrer Maßeinheit und Bewegungsebene.....	21
Tabelle 7:	Beschreibung der resultierenden Muskelkraftmomente, ihrer Maßeinheit und Bewegungsebene.....	22
Tabelle 8:	Beschreibung der Variablen der Bodenreaktionskraft und ihrer Maßeinheit.....	24
Tabelle 9:	Angaben zum verwendeten Messvolumen und dessen Messgenauigkeit.....	26
Tabelle 10:	Bildwiederholffrequenzen und deren räumliche Auflösungen.....	28
Tabelle 11:	Objekte und Messbedingungen.....	32
Tabelle 12:	Gemessene Abweichungen in mm bei Objektfeld 800x800x800 mm – Positionen 0/0/200 - 0/200/0 - 200/0/0 – Marker 25,6 mm – Bildwiederholffrequenz 120 Hz....	33
Tabelle 13:	Gemessene Abweichungen in mm bei Objektfeld 800x800x800 mm – Positionen 0/0/200 - 0/200/0 - 200/0/0 – Marker 9,0 mm – Bildwiederholffrequenz 120 Hz.....	33
Tabelle 14:	Gemessene Abweichungen in mm bei Objektfeld 800x800x800 mm – Positionen 0/0/200 - 0/200/0 - 200/0/0 – Marker 25,6 mm – Bildwiederholffrequenz 250 Hz....	33
Tabelle 15:	Gemessene Abweichungen in mm bei Objektfeld 800x800x800 mm – Positionen 0/0/200 - 0/200/0 - 200/0/0 – Marker 9,0 mm – Bildwiederholffrequenz 250 Hz.....	34
Tabelle 16:	Gemessene Abweichungen in mm bei Objektfeld 800x800x800 mm - Würfel 400x400x400 mm - Marker 25,6 mm - Bildwiederholffrequenz 120 Hz.....	35
Tabelle 17:	Gemessene Abweichungen in mm bei Objektfeld 800x800x800 mm - Würfel 400x400x400 mm - Marker 9,0 mm - Bildwiederholffrequenz 120 Hz.....	35
Tabelle 18:	Gemessene Markerdistanzen in mm bei statischer Vermessung im Objektfeld 3000x2000x2500 mm - Präzisionsreferenzkörper - Marker 25,6 mm - Bildwiederholffrequenzen 120 und 250 Hz.....	39
Tabelle 19:	Gemessene Markerdistanzen in mm bei dynamischer Vermessung über 5 s im Objektfeld 3000x2000x2500 mm - Präzisionsreferenzkörper - Marker 25,6 mm - Bildwiederholffrequenzen 120 und 250 Hz.....	39
Tabelle 20:	Definition von Segmenten und Gelenken des Unterschenkel-Fuß-Modells.....	42
Tabelle 21:	Anatomische Punkte/Bereiche der Markerpositionierung.....	43
Tabelle 22:	Beschreibung der Gelenke, ihrer Bewegungen, Bewegungsebenen und Bewegungsachsen.....	47
Tabelle 23:	Zuordnungsparameter für das Matching der Probanden.....	54



Tabelle 24:	Mittelwerte und Standardfehler der Körpermasse mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden.....	56
Tabelle 25:	Mittelwerte und Standardfehler der relativen Maximalwerte der Variablen der Bodenreaktionskraft mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung Vertikalsprung.....	56
Tabelle 26:	Mittelwerte und Standardfehler der relativen Maximalwerte der Variablen der Bodenreaktionskraft mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung Horizontalsprung.....	57
Tabelle 27:	Mittelwerte und Standardfehler der relativen Maximalwerte der Variablen der Bodenreaktionskraft mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung Lauf.....	57
Tabelle 28:	Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der kinematischen Variablen mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch TTest für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung Vertikalsprung.....	59
Tabelle 29:	Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der kinematischen Variablen mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch TTest für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung Horizontalsprung.....	59
Tabelle 30:	Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der kinematischen Variablen mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch TTest für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden Testbedingung Lauf.....	60
Tabelle 31:	Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der Gelenkmomente mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden Testbedingung Vertikalsprung.....	61
Tabelle 32:	Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der Gelenkmomente mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung Horizontalsprung....	62
Tabelle 33:	Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der Gelenkmomente mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung Lauf.....	62
Tabelle 34:	Mittelwerte und Standardfehler der Körpermasse mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden.....	63
Tabelle 35:	Mittelwerte und Standardfehler der relativen Maximalwerte der Variablen der Bodenreaktionskraft mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung Vertikalsprung.....	64

Tabelle 36:	Mittelwerte und Standardfehler der relativen Maximalwerte der Variablen der Bodenreaktionskraft mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung Horizontalsprung.....	64
Tabelle 37:	Mittelwerte und Standardfehler der relativen Maximalwerte der Variablen der Bodenreaktionskraft mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung Lauf.....	65
Tabelle 38:	Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der kinematischen Variablen mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch TTest für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung Vertikalsprung.....	66
Tabelle 39:	Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der kinematischen Variablen mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch TTest für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung Horizontalsprung.....	67
Tabelle 40:	Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der kinematischen Variablen mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch TTest für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung Lauf.....	68
Tabelle 41:	Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der Gelenkmomente mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung Vertikalsprung.....	69
Tabelle 42:	Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der Gelenkmomente mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung Horizontalsprung.....	70
Tabelle 43:	Mittelwerte und Standardfehler der Maximalwerte der Gelenkmomente mit Signifikanz der Mittelwertvergleiche durch T-Test für unabhängige Stichproben zwischen verletzten und unverletzten Probanden für die Testbedingung Lauf.....	70
Tabelle 44:	Zusammenfassung aller Parameter der Sprungvarianten mit signifikantem Mittelwertsunterschied aus der Analyse aller Probanden.....	72
Tabelle 45:	Zusammenfassung aller Parameter der Sprungvarianten mit signifikantem Mittelwertsunterschied aus der Analyse der gematchten Probanden.....	78

## 7 Abkürzungsverzeichnis

OSG = oberes Sprunggelenk

USG = unteres Sprunggelenk

Lig. = Ligamentum

med. = medial/medialis/mediale

Mal. = Malleolus

M. = Musculus

Mm. = Musculi

ant. = anterus/anterior

post. = posterius/posterior

Met. = Metatarsale

MPa = Mega Pascal

## 8 Anhang

Institut für Biomechanik  
Deutsche Sporthochschule Köln

### Projekt „Verletzungen in Hallensportarten – prospektiv“ 2002

### Fragebogen zu Schuh, Verletzungen und Bewegungseigenschaften

Name, Vorname: \_\_\_\_\_ Datum: \_\_\_\_\_

Telefon: \_\_\_\_\_ E-mail: \_\_\_\_\_

Schuhgröße: \_\_\_\_\_ Alter: \_\_\_\_\_ Gewicht: \_\_\_\_\_

Schuh (Marke, **Bezeichnung**): \_\_\_\_\_ Hallenschuh / Laufschuh / Cross-  
training Schuh

Hauptsportarten: \_\_\_\_\_

Trainingsumfang (Hallensportarten) (Stunden pro Woche): \_\_\_\_\_

1. Sind Sie schon mal umgeknickt ? **Ja / nein**

Wenn Ja: **einmal – mehrfach - sehr oft**

Wenn Ja: Welche Umknickverletzung haben sie erlitten ?

„Verletzung: *mindest drei Tage kein Training*“

links: \_\_\_\_\_ rechts: \_\_\_\_\_

War es eine Wiederholungsverletzung ?

links: **ja / nein**

rechts: **ja / nein**

2. Knicken Sie oft um ? **sehr oft – manchmal – sehr selten**

3. Beurteilen Sie Ihre Sprunggelenke als **stabil – normal – instabil**

4. Hat der getragene Schuh zum Umknicken beigetragen: **ja – möglich – auf keinen Fall**

5. Wie häufig rutschen Sie beim Sporttreiben aus? **sehr oft – manchmal – sehr selten**

6. Hat der getragene Schuh zum Ausrutschen beigetragen: **ja – möglich – auf keinen Fall**

7. Sind Sie bereit, an einer biomechanischen Untersuchung zu Verletzungsursachen teilzunehmen?

**ja / nein**

## Lebenslauf

### **persönliche Daten**

Name: BLOCH  
Vorname: Oliver  
Anschrift: Hillenbach 2  
51588 Nümbrecht  
Geburtsdatum: 23. Oktober 1967  
Geburtsort: Wermelskirchen  
Familienstand: ledig  
Staatsangehörigkeit: deutsch

### **schulischer Werdegang**

1974 – 1978 Grundschule  
1978 – 1988 Gymnasium  
1988 Abitur

### **akademische Ausbildung**

1988 – 1994 Studium der Sportwissenschaften (Diplom A) an der DSHS Köln - Abschluss Diplomsportlehrer  
1991 - 1999 Studium der Biologie für Sekundarstufe I an der Universität zu Köln - Abschluss 1. Staatsexamen  
1996 - 2005 Promotion im Bereich der Sportwissenschaften

### **berufliche Tätigkeiten / Beschäftigungsverhältnisse**

10/92 – 9/94 studentische Hilfskraft am Institut für Leichtathletik und Turnen der DSHS Köln  
10/94 – 7/97 wissenschaftliche Hilfskraft am Institut für Leichtathletik und Turnen der DSHS Köln  
8/97 – 10/2000 wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Leichtathletik und Turnen der DSHS Köln  
10/2000 – 7/2002 wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Biomechanik der Deutschen Sporthochschule Köln  
ab 8/2002 – heute wissenschaftlicher Mitarbeiter am Olympiastützpunkt Köln – Bonn - Leverkusen

Juli, 2005

