

---

Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie  
der Universität Würzburg

Direktor: Professor Dr.med. J. Eulert

**Einfluss der mechanischen Eigenschaften von Sportschuhen auf die  
Verletzungshäufigkeit der unteren Extremität im Basketballsport**

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Bayerischen Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg

vorgelegt von

Lutz Graumann

aus Bad Oberdorf

Würzburg, Oktober 2004

---

Referent: Prof. Dr. med. J. Eulert

Korreferent: Priv.-Doz. Dr. med. M. Walther

Dekan: Prof. Dr. med. G. Ertl

Tag der mündlichen Prüfung:

Der Promovend ist Arzt

# Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung .....</b>	<b>1</b>
1.1    Geschichte des Basketballsports	1
1.2    Basketball in Deutschland	1
1.3    Rolle des Basketballsports in der Gesellschaft	2
1.4    Sportverletzungen im Basketballsport	3
1.5    Ziel	6
<b>2. Theoretischer Teil.....</b>	<b>7</b>
2.1    Begriffsdefinitionen	7
2.2    Verletzungen des Sprunggelenkes	8
2.3    Der Basketballschuh	10
2.4    Das adidas Torsionsystem	11
2.5    Der Studienschuh	14
<b>3. Material und Methoden .....</b>	<b>18</b>
3.1    Fragebögen	18
3.2    Fußabdrücke	18
3.3    Torsionsmessung	20
3.4    Dynamische Evaluation	22
3.5    Datenverarbeitung	22
3.6    Durchführung	22
<b>4. Ergebnis.....</b>	<b>25</b>
4.1    Statistische Auswertung der Fragebögen	25
4.2    Ergebnisse der Torsionsmessung	29
4.3    Gewichtsmessung der verschiedenen Typen	29
4.4    Analyse der Passform	30
4.5    Analyse der Distorsionen	32
4.6    Analyse der Instabilität	33
4.7    Analyse der 4 Schuhtypen	34

4.8	Ergebnisse der dynamischen Evaluation	39
4.9	Verletzungen	39
<b>5.</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>41</b>
5.1	Auswirkungen der verschiedenen Torsionselemente	41
5.2	Kernaussagen dieser Studie:	46
5.3	Das Torsion-Konzept	46
5.4	Epidemiologische Studien	48
5.5	Ausblick	50
<b>6.</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>52</b>
<b>7.</b>	<b>Anhang.....</b>	<b>57</b>
7.1	1.Fragebogen	57
7.2	2.Fragebogen	58

# **1. Einleitung**

## **1.1 Geschichte des Basketballsports**

Die Ursprünge des Basketballspiels, sowie man es heute kennt, gehen zurück auf das Jahr 1891. Der Sportlehrer James Naismith erfand am YMCA College in Springfield, Massachusetts (USA) ein Spiel für Studenten und Erwachsene, welches man in den Wintermonaten in einer Halle spielen kann und das ein Gegenstück zum körperbetonten American Football darstellt.

Das Spiel ist nach Hagedorn [7] ein „Wettkampf zwischen 2 Mannschaften,..., die jede aus mindestens fünf, höchstens zehn Spielern besteht. Gespielt wird fünf gegen fünf auf zwei übersprunghohe Körbe.“

Die ersten Wettspiele fanden 1892 statt. Durch die internationale Verbreitung von YMCA Colleges wurde Basketball sehr schnell weltweit bekannt und im Jahr 1904 war Basketball schon eine Vorführdisziplin bei den olympischen Spielen in St. Louis. Mittlerweile wird Basketball von über 300 Millionen Menschen in ca. 180 Ländern der Erde gespielt[12].

## **1.2 Basketball in Deutschland**

In Deutschland wurde Basketball im Jahre 1896 zunächst mit abgewandelten Regeln als Korbball bekannt, welches aber wenig Beachtung fand. Erst mit der Aufnahme in das olympische Sportprogramm für die Spiele von Berlin 1936 begann der Aufschwung des Basketballsports in Deutschland. 1939 wurden erste Meisterschaften ausgetragen und 1949 wurde der Deutsche Basketball Bund (DBB) gegründet.

Ab Mitte der 90´er Jahre hat die Bedeutung des Basketballsportes in Deutschland stetig zugenommen. Der DBB konnte zwischen 1984 und 1996 seine Mitgliederzahl auf 201.105 (Quelle: DBB) verdoppeln und war damit einer der am schnellsten wachsenden Sportverbände Deutschlands.

Und dies nicht zuletzt durch den Erfolg der Deutschen Basketball Nationalmannschaft bei den Europameisterschaften 1993 in Deutschland und durch die großen Erfolge und Leistungen des gebürtigen Würzburger Dirk Nowitzki in der amerikanischen Profiligen NBA. Auch die Auftritte des amerikanischen „Dream-Teams“ seit den Olympischen Spielen 1992 in Barcelona, haben dem Basketballsport geholfen, an Bedeutung und Beachtung in den Medien zu gewinnen.

1988	2,5%
1991	8,0%
1994	12,9%
1995	8,1%

**Tabelle 1**

Steigerungsraten der Mitgliederzahlen des DBB (Quelle: DBB)

### **1.3 Rolle des Basketballsports in der Gesellschaft**

In der heutigen Gesellschaft hat die Freizeit, und dadurch auch der Sport, einen hohen Stellenwert erlangt.

Dabei spielt nicht nur das passive Interesse am Leistungssport eine Rolle, sondern vielmehr kommt es auf das „selber Sport“ treiben an. Seit der Fitnesswelle der achtziger Jahre, wird Sport und Gesundheit nicht mehr getrennt betrachtet. Durch die Erkenntnisse der modernen Medizin, dass regelmäßiges Training (körperliche Belastung) Krankheiten vorbeugen kann, bilden sie vielmehr eine Einheit.

Bis in die neunziger Jahre hinein waren die meisten Sportler in Vereinen organisiert. Dieses Verhalten hat sich zum Ende des 20. Jahrhunderts verändert. Der Mitgliederzulauf zu den Sportvereinen hat durch die immer mehr an Bedeutung gewinnenden Fun- und Trendsportarten nachgelassen, da für die Ausübung dieser Sportarten keine festen Strukturen und Gruppierungen notwendig sind. Basketball ist ein gutes Beispiel für so eine Trendsportart.

#### **1.4 Sportverletzungen im Basketballsport**

Mit der steigenden Zahl an Aktiven, nimmt aber auch gleichzeitig die Häufigkeit der Sportverletzungen durch den Sport zu. Basketball ist eine sehr komplexe und temporeiche Sportart, bei der es mit oder ohne Gegnerkontakt zu vielerlei Verletzungen kommen kann. Wird Basketball mit anderen Sportarten (Leichtathletik oder Tennis) verglichen, fällt auf, dass lineare und laterale Bewegungselemente nicht deutlich voneinander getrennt werden können. Basketball zeichnet sich dadurch aus, dass neben geradlinigen Bewegungen massive Beschleunigungen in alle Richtungen (schnelle Richtungswechsel), sowie eine Vielzahl an verschiedenen Sprung- und Landesituationen (Sprungwurf, Verteidigung, Rebound, Stop-and-go) stattfinden. Gerade bei den Lateralbewegungen ergibt sich ein Problem für die Athleten: Der Fuß ist prinzipiell in der Lage, Vorfuß und Rückfuß getrennt voneinander zu bewegen (kontrolliert durch Muskeln, Sehnen und Bänder). Kleine Unebenheiten (bzw. „nicht antizipierbare Lande- und Bremsmanöver“) können ausgeglichen werden. Befindet sich der Fuß aber in einem Sportschuh, geht dieser Kontrollmechanismus verloren. Der Fuß wird dabei mit Seitwärtsbelastungen konfrontiert, die mit einem erhöhten Distorsionsrisiko einhergehen [33].

Obwohl Basketball in den letzten Jahren zu einer Trendsportart avanciert ist, hat es bei weitem noch nicht den gleichen gesellschaftlichen Stellenwert wie der Volkssport Fußball. Sowohl die Zahl der Aktiven, als auch der Anteil an den Sportverletzungen ist deutlich geringer.

In der von Steinbrück und Cotta geführten 10-Jahres Verletzungsstudie aus dem Jahr 1983 [33], waren 2.964 (=36,1%) Verletzungen durch das Fußballspiel verursacht und nur 452 (oder 5,5%) der 8.204 Patienten waren Basketballspieler. Da diese und andere Studien meist aus den achtziger Jahren stammen, ist deren Aussagekraft anzuzweifeln, da die Anzahl der Basketballaktiven in den vergangenen Jahren rapide zugenommen hat.

Menge (1983)	2,3%
Henke (1994)	2,9%
Kurock (1988)	3,1%
Steinbrück (1983)	5,5%

**Tabelle 2**

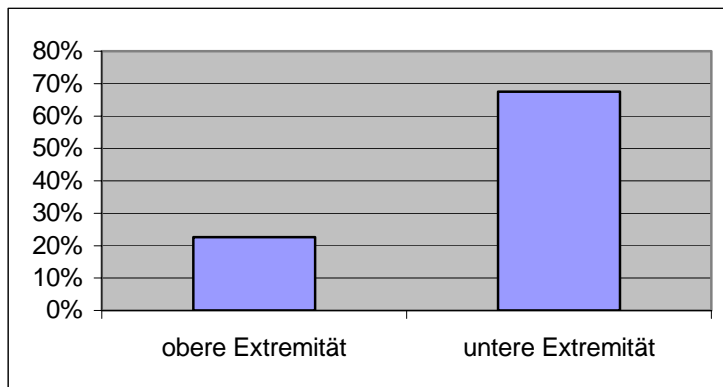
Anteil der Basketballverletzungen an Sportverletzungsstatistiken

Bei der Analyse der Basketballverletzungsstatistik [12,18] fällt auf, dass hauptsächlich die untere Extremität verletzt wird (65%), wobei insgesamt das Sprunggelenk am häufigsten betroffen ist. Dabei handelte es sich meist um Distorsionen, die mit oder ohne Ruptur des Kapsel-Bandapparats des Sprunggelenks einhergehen konnten. Der Verletzungsmechanismus besteht in weniger als der Hälfte der Fälle (41%) aus einer Kontaktsituation mit einem Gegenspieler bzw. Mitspieler [18].



Weiterhin waren sowohl die Knie (12,9%) als auch die Finger (14%) häufig von Verletzungen betroffen. 11,9% der Verletzungen konnten auf den ca. 650g schweren Ball zurückgeführt werden.

In dieser Arbeit wird jedoch der Schwerpunkt auf die untere Extremität gelegt, da dort die Mehrzahl der Verletzungen auftritt.



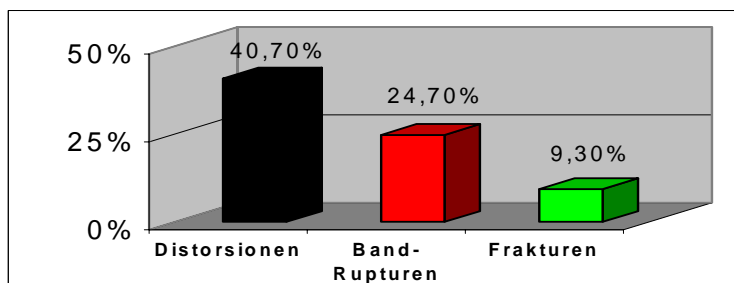
**Abbildung 1**

Verletzungsverteilung[13]

obere Extremität 22,6%		untere Extremität 67,5%	
Finger	13,8%	oberes Sprunggelenk	47,3%
Schulter	4,4%	Knie	14,1%
Hand	2,1%	Oberschenkel	2,8%
Ellenbogen	1,8%	Achillessehne	1,1%
Unterarm	0,5%	Unterschenkel	1,0%
		Fuß	0,8%
		Hüfte	0,4%

**Tabelle 3**

Verletzungsverteilung an den Extremitäten [12]



**Abbildung 2**

Verletzungen des OSG nach Pfeifer et al.[18]

Engel et al. [5] sagten in einer Studie aus, dass sowohl jüngere Spieler als auch Centerspieler eine größere Zahl an Verletzungen erleiden. Daher wird angenommen, dass sowohl das Alter, als auch die Spielerposition für das Verletzungsrisiko eine Rolle. Sie verglichen auch die Sportverletzungen untereinander und stellten fest, dass im Basketballsport im Vergleich zum Fußball häufiger Bandverletzungen des Knies auftraten, jedoch weniger Meniskusschäden.

## **1.5 Ziel**

Aufgrund der geschilderten Zusammenhänge wurde in der Basketballsaison 98/99 die vorliegende Studie mit folgender Fragestellung durchgeführt:

**Welchen Einfluss hat die Steifheit eines Torsions-Elementes auf die Verletzungshäufigkeit der unteren Extremität im Basketballsport?**

**In welcher Weise beeinflusst ein Torsionselement die Trageeigenschaften des Basketballschuhs?**

Hierzu wurden 4 Schuhtypen des gleichen Turnschuhmodells der adidas-Salomon AG mit unterschiedlich torsionssteifen Funktionselementen untersucht. Diese waren optisch nicht zu unterscheiden.

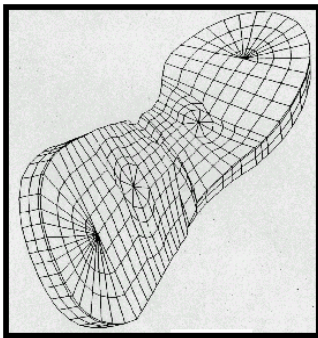
## 2. Theoretischer Teil

### 2.1 Begriffsdefinitionen

#### Was bedeutet Torsion?

Das Wort Torsion kommt aus dem Lateinischen „torquere“ und bedeutet: „drehen, verwinden“.

Es werden damit Drehungen und Rotationen um eine starre Achse beschrieben.



**Abbildung 3**

Prinzip Torsion

In diesem Fall bedeutet Torsion die Drehung des Fußes um eine gedachte Längsachse, die das Zentrum der Ferse mit dem mittleren Metatarsal-Knochenstrahl verbindet.

#### Was bedeutet Distorsion?

**Allgemeine Definition: *Distorsion*** (lat. = Verdrehung) ist eine geschlossene Gelenksverletzung, bei der die physiologischen Bewegungsgrenzen überschritten worden sind und zu einer Bänderüberdehnung oder einem Bänderriss führen.

(Quelle: Roche– Lexikon der Medizin)

**Spezielle Definition:** für diese Arbeit wurde der Begriff weiter definiert, so dass unter den Begriff Distorsion nur Verletzungen fallen,

die zu einer mindestens eintägigen Trainings- bzw. Wettkampfpause geführt haben.

### **Was bedeutet Instabilität?**

Der Begriff Instabilität wurde als subjektiver Mangel an Stabilität definiert, der sich aus den mechanischen Eigenschaften (Steifheit der Sohle) des Sportschuhs und dem subjektiven Empfinden des Athleten ergab. Dieses Unsicherheitsgefühl konnte zu einer Distorsion geführt haben, musste jedoch nicht zwangsläufig eine Verletzung nach sich gezogen haben.

## **2.2 Verletzungen des Sprunggelenkes**

„Insgesamt gehört das Sprunggelenk zu den am häufigsten verletzten Strukturen des menschlichen Bewegungsapparates. Es ist das am meisten von Distorsionstraumata betroffene Gelenk. Die fibuläre Kapselbandverletzung ist die häufigste Sportverletzung überhaupt [20].“

### **Verletzungsmechanismus**

Die Verletzungshäufigkeit hängt von den äußeren Bedingungen, Konzentration und Konstitution der Athleten ab. Unangepasste, übertriebene Trainingsmethoden führen oft zur Überforderung der körperlichen Leistungsfähigkeit, der muskulären Stabilisierung und der Propriozeption im Bereich des Sprunggelenkes[12].

Die wohl häufigste und typische Distorsion entsteht durch eine Landung auf unebenem Grund, wie zum Beispiel einem gegnerischen Fuß.

Dabei können fibuläre Bandrupturen auftreten, wenn bei plantarflektiertem und adduziertem Fuß eine Supinationsbewegung

auf den Fuß einwirkt. Dies passiert besonders häufig, wenn die Kraft am lateralen distalen Fuß ansetzt und über den langen Hebel des Fußes auf den fibularen Bandapparat übertragen wird. Die dabei auftretenden Kräfte sind umso größer, je weiter der Ansatzpunkt der einwirkenden Kraft von der Ferse entfernt ist.

Im Zusammenhang mit dem typischen Distorsionstrauma treten folgende Situationen in der Plantarflexion auf:

- das Lig. fibulotalare anterius ist besonders angespannt
- im oberen Sprunggelenk kommt es durch die schräg verlaufende Gelenkachse zu Rotationsbewegungen, die zu einer Spannung der fibularen Bänder führen (bei der Innenrotation besonders des Lig. fibulotalare anterius)
- das obere Sprunggelenk wird vorwiegend durch den Bandapparat stabilisiert
- im oberen Sprunggelenk treten im Zehenspitzenstand Belastungen in der Größenordnung des dreifachen Körpergewichtes auf.

„Die Muskeln, die der Supinationsbewegung entgegenwirken, sind nur halb so stark wie die Supinatoren und haben unter Plantarflexion ungünstige Hebelverhältnisse“[21].

### **Voruntersuchungen**

Auf schon bekannte und untersuchte Faktoren, welche die Verletzungshäufigkeit ebenso bedingen, wurde im Rahmen dieser Arbeit nicht eingegangen.

- die verletzungsauslösende Situation (Kontakt versus Non-Kontakt)
- Zeitpunkt der Verletzung
- Spielposition des Verletzten
- Physische und psychische Verfassung des Sportlers
- Beschaffenheit des Hallenbodens

## **2.3 Der Basketballschuh**

### **Funktionelle Anforderungen**

Die Anforderungen an einen Basketballschuh sind nach Stüssi und Denoth [26]. „...„nebst Dämpfen, Stützen und Führen Eigenschaften die helfen sollen, unphysiologische Bewegungen des Fußes zu vermindern.“

Diese Anforderungen und die Problematik der Verletzungen der unteren Extremität haben die Hersteller von Sportartikeln zu unterschiedlichen Lösungsansätzen geführt.

### **Lösungsansätze der Sportartikelhersteller**

Die meisten Sportschuhe enthalten zum Teil abhängig vom Preis, eine mehr oder minder große Zahl an Funktions- und Stabilisierungselementen. Manche wurden im Laufe der Jahre beibehalten, viele jedoch verschwanden schon nach kurzer Zeit wieder vom Markt. Ein Beispiel dafür war ein aufblasbarer Schaft zum Schutz des oberen Sprunggelenks, der sowohl von den Firmen Nike™ als auch Reebok™ verwendet wurde.

Über viele Jahre war der typische Basketballschuh so hoch geschnitten, dass er die Knöchel überragte (high-top genannt).

Dieses wurde unter anderem damit begründet, dass hohes Schuhwerk das Sprunggelenk schützen könne.

Neuere Untersuchungen führten jedoch zu widersprüchlichen Ergebnissen. Brizuela et al. konnten 1997 in einer Studie [3]

Unterschiede zwischen high-top und low-top zeigen. Ihre Erkenntnisse über die Eigenschaften high-top Schuhe:

- bei der Landung lasten größere Kräfte auf dem Vorfuß im Vergleich zu low-top Schuhen
- der Eversionswinkel ist dabei erniedrigt

- der Inversionswinkel ist gleichzeitig höher
- der Aufprall bei der Landung wird stärker zum Kopf weitergeleitet

Weiterhin wurde gezeigt, dass bei hohen Schuhen die Leistung gemindert ist. Der Praxistest mit Sportlern ergab eine niedrigere Sprunghöhe und eine längere Zeit für eine definierte Strecke mit high-top Schuhen.

Zu ähnlichen Ergebnissen kam auch die Studie von Robinson JR [23]. Der Test bewies, dass high-top Schuhe den Bewegungsspielraum des Fußes (range of motion) beeinträchtigen und dass damit die Leistung der Athleten (Schnelligkeit) gemindert wird.

## **2.4 Das adidas Torsionsystem**

Die Firma adidas® verwendet seit Ende der 80´er Jahre ein Funktionselement in Sportschuhen, welches eine kontrollierte Bewegung zwischen dem Vor- und dem Rückfuß bewirken soll (=genannt „Torsion“).

Die Entwicklung kam aus dem Laufschuhbereich und erfolgte in Zusammenarbeit mit Bernhard Segesser von der Praxisklinik Rennbahn für Orthopädie und Sportmedizin aus Basel [26]. Dort ergaben Messungen, dass die mechanischen Eigenschaften eines Sportschuhs mit einem Torsionselement als günstig für die Fußbewegung einzustufen waren.

Die Vorteile des Torsionselements waren:

- Vorfuß- und Rückfußbewegungen konnten entkoppelt stattfinden
- der Fuß bekam die Möglichkeit, sich mit dem Vorfuß dem Untergrund anzupassen, ohne dass die Ferse exzessive Bewegungen vollführen musste

- ein optimaler Bodenkontakt war bei jeder Stellung des Unterschenkels möglich
- gleichzeitig wurde durch das Element das Fußgewölbe gestützt
- bei der Zwischensohle konnte Material eingespart werden, wodurch der Fuß dem Boden näher kam

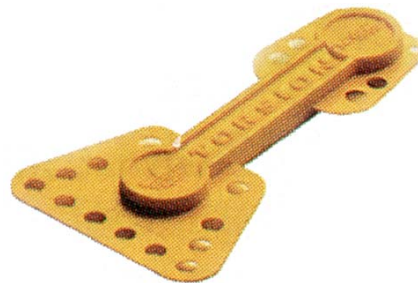
Das ursprüngliche Konzept hatte folgende Veränderungen am Schuh zur Folge:

- einerseits wurden im Mittelfußbereich kerbenförmige Aussparungen gemacht
- andererseits wurde ein Funktionselement in Form eines Stabes eingesetzt



**Abbildung 4**

1. Generation Torsion 1989



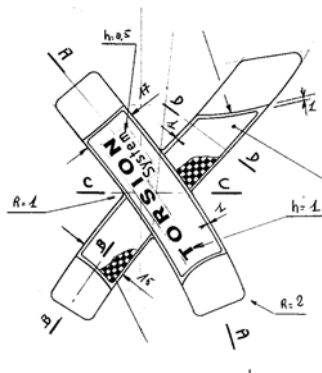
**Abbildung 5**

Torsion-Bar 1989

Im Jahre 1989 wurde das Torsionssystem zum ersten Mal in einer Serie von Laufschuhen der Firma adidas® verwendet und später auch auf andere Sportarten adaptiert.

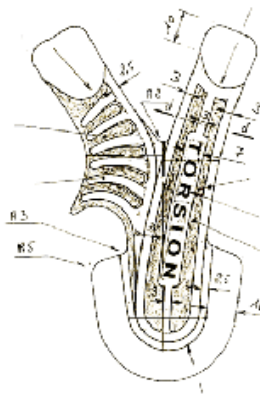
Seither hat dieses Element eine Vielzahl von Veränderungen erlebt: Sei es an Form und Gestalt oder an der Position im Schuh.





**Abbildung 6**

Torsionskreuz aus dem Jahr 1994



**Abbildung 7**

Torsionselement (Eq. Feather 1995)

### **Orthopädische Hilfsmittel zur Stabilisierung des Sprunggelenks**

Die medizinische Industrie bietet aufgrund des großen Verletzungsspektrums der unteren Extremität eine große Auswahl Orthesen an (im Besonderen für das Sprunggelenk). Diese werden im aktiven Sport immer mehr genutzt.

Die Produkte kann man in verschiedene Kategorien einteilen:

- Klebeverbände (Tape)
- Kompressionsbandagen (elastische Bandagen)
- Schnürbandagen (lace-up support)
- Halbfeste Funktionssicherungsorthesen (semirigid braces)
- Feste Stabilisierungsorthesen (rigid braces)

Durch verschiedenen Mechanismen und Materialien wird eine Sprunggelenksstabilisierung erzeugt. Dabei wird durch unterschiedliche Materialien oder Konstruktionen der Widerstand gegen die passive Gelenkbewegung erhöht. Nebenbei soll oftmals ein Stimulus für die propriozeptiven Rezeptoren gesetzt werden; all dies führt zu einer Veränderung des Bewegungsverhaltens.

Die Prophylaxe bei chronischer Sprunggelenksinstabilität gilt wissenschaftlich als gesichert [35].

Starre Orthesen ohne Beweglichkeit im oberen Sprunggelenk sind im Sport hinderlich und stellen daher eine Ausnahme dar. Diese werden in der Regel zur konservativen Therapie nach Kapsel-Bandverletzungen oder auch zur Versorgung nach operativen Eingriffen verwendet.

Orthesen werden vor allem von Sportlern mit einer schon stattgefundenen Verletzung getragen und von Sportlern, die unter Leistungsdruck stehen und damit Sprunggelenksverletzungen vermeiden wollen[10].

## **2.5 Der Studienschuh**

Der derzeit am häufigsten verwendete Basketballschuh stellt eine Zwischenform von high- und low-top Schuhen dar. Es ist ein sogenannter Mid-cut. Ein solcher Schuh wurde auch in dieser Studie verwendet.

Die Voraussetzung für die Auswahl des Schuhs war, dass der Schuh mit einem Element kombiniert werden sollte, welches die Torsion standardisiert und reproduzierbar messbar verändern konnte.

Nach Problemen mit der Positionierung des Elementes wurde das Sohlenkonzept des Tennisschuhs „Equipment Feather“ ausgewählt und mit dem Oberteil (upper) des Basketballschuhs „the Specialist“ versehen.

## Bestandteile des Studienschuhs

Die Kombination aus Tennissohlenkonzept und Basketballoberteil sah wie folgt aus:

- Oberteil („upper“) mit Brandsohle und Sohle



Abbildung 8

- Zwischensohle



Abbildung 9



Abbildung 10

- Funktionselement (Torsionssystem)



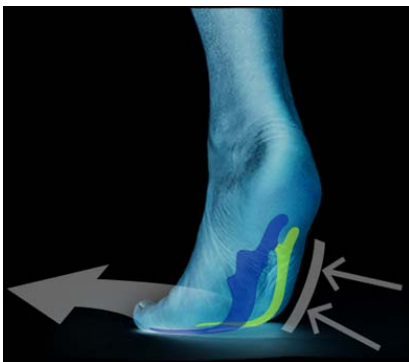
Abbildung 11

- Außensohle



**Abbildung 12**

Das serienmäßige Torsionselement aus „Eqt. Feather“ wurde so verändert, dass es den Fersenbereich mit den Metatarsaleköpfchen 1 und 5 verband (unter Aussparung des Calcaneus).



**Abbildung 13**

Verlängertes Torsionselement



**Abbildung 14**

Die durchgeführten Messungen ergaben, dass dieses Konzept unter Verwendung von verschiedenen Materialien eine Steigerung der messbaren Torsions-Steifheit ermöglichte. Daher wurde das Torsionselement in drei verschiedenen Härtegraden des gleichen Kunststoffes gegossen. Bei einem Schuhtyp wurde ganz auf das Torsionselement verzichtet, um diesen so flexibel wie möglich zu gestalten. Somit ergaben sich vier verschiedene Schuhtypen, deren

Torsionssteifheiten (Messwerte) im Ergebnisteil detailliert dargestellt sind.

### **Material des Torsionselements**

Für das Torsionselement wurde ein Polyethylblockamid (Pebax®) der Firma Atofina verwendet. Dies ist ein Kunststoff, der aufgrund seiner Eigenschaften vielseitig in der Sportindustrie eingesetzt wird.

Entsprechend Herstellerangaben sind die Eigenschaften von Pebax®:

1. Widerstandsfähigkeit bei wiederholter Verformung (Biegung), selbst bei einer Biegung von 90° und extremen Temperaturen
2. Pebax® ist leicht und flexibel (bis zu 20% leichter als vergleichbare Materialien)

(Quelle: [www.atofina.com](http://www.atofina.com))

Das Pebax® wurde für die Studie in 3 verschiedenen Härtegraden benutzt, die verschieden eingefärbt wurden. Zusätzlich einer Sohle ohne Element ergaben sich 4 Schuhtypen, mit zunehmender Härte, die wie folgt farblich codiert waren:

1. Weiß (ohne Element)
1. Hellblau (Pebax 30)
2. Navy (Pebax 40)
3. Schwarz (Pebax 70)

### **3. Material und Methoden**

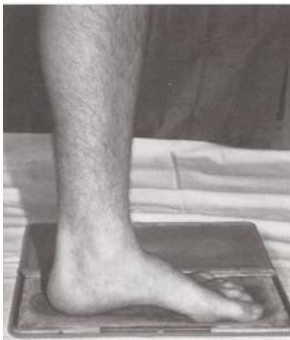
#### **3.1 Fragebögen**

Bei dieser Studie kamen 2 Fragebögen zum Einsatz (siehe Anhang). Den 1. Fragebogen füllten die Teilnehmer bei der Eingangsuntersuchung aus (März/April 98). Mit Hilfe dieses Fragebogens wurden Angaben zur Person des Teilnehmers (Personalien, Gewicht, Schuhgröße, Alter, Trainingsgewohnheiten, etc.) ermittelt. Relevante Hilfsmittel, die eine zusätzliche Stabilisierung des Sprunggelenks herbeiführen, wie z.B. orthopädischen Einlagen, Orthesen oder Tapeverbände wurden ebenfalls im Fragebogen dokumentiert. Die Verwendung solcher Orthesen war kein Ausschlußkriterium dieser Studie. Weiterhin wurden anamnestische Daten über stattgehabte Verletzungen der unteren Extremität, sowie des Rückens erhoben. Der 2. Fragebogen wurde von den Teilnehmern nach Abschluss des Tests (April 1999) oder nach Studienabbruch ausgefüllt. Dieser Fragebogen enthielt die Aussagen der Athleten über den getesteten Schuh, aufgetretene Verletzungen und Probleme. Die Aussagen zu den gestellten Fragen waren vorgefertigt und mussten von den Probanden nur angekreuzt werden, damit vergleichbare Aussagen ermittelt werden konnten. Zusätzlich dazu hatten die Testpersonen ein Feld für eigene Kommentare um weitere Informationen zu gewinnen.

#### **3.2 Fußabdrücke**

Die Fußabdrücke wurden mit einem herkömmlichen Trittspurverfahren (der Firma Schein Orthopädie-Service) bestimmt.

Dabei steigt der Proband barfuss auf ein Tintenkissen und durch das Körpergewicht wird ein Abdruck auf einem darunterliegenden Papier erzeugt. Um genauere Dimensionen über Länge und Breite des Fußes zu erhalten, wurde dabei der Fuß mit einem Stift umrandet.



**Abbildung 15**

Herstellung des Abdrucks



**Abbildung 16**

Tintenkissenfußabdruck

### **Der Fußstatus**

Der Fußstatus war eine der untersuchten Variablen. Er sollte die Qualität und objektivierbare Typisierung der Längs und Quergewölbe des Fußes wiedergeben. Dabei wurde in 3 Fußtypen unterschieden:



1) Normal Fuß



2) Senkfuß



3) Hohlfuß

**Abbildung 17**

Fußtypen

Diese Fußtypen wurden nach ihrem Erscheinungsbild wie folgt definiert:

1. Senkfuß = Absenkung des Fußlängsgewölbes mit oder ohne Absenkung des Fußquergewölbes
2. Hohlfuß = Fußdeformität mit Verstärkung des Längsgewölbes
3. Normalfuß = Fehlen der Kriterien von Hohl- und Senkfuß, da die ideale Fußform nicht exakt definiert ist

### **3.3 Torsionsmessung**

Die Messung der Torsionssteifheit erfolgte mit einem Torsionsmessgerät. Dabei wurde mit einem Drehmomentschlüssel die Kraft gemessen, die benötigt wurde um die standartisierte „Verwindung“ des Schuhs zu erzielen.

#### **Vorbereitung**

In den Schuh wurde die Spitze eines Leistens eingefügt und danach auf dem Torsionsmessgerät festgeschnallt. Im Fersenbereich wurde eine Leistenferse mit einer Schraubzwinde eingepasst und damit der Schuh fixiert.



**Abbildung 18**

Torsionsmessung



Der Drehmomentschlüssel wurde auf die vorgesehene Schraube am Vorfuß gesetzt.



**Abbildung 19**

Torsionsmesser mit Drehmomentschlüssel

### **Messung**

Um die Messung durchzuführen, wurde der Drehmomentschlüssel zuerst einige Male hin und her bewegt und anschließend auf den Nullpunkt kalibriert. Die Messung erfolgte bei einer Verwindung um  $5^\circ$  in jede Richtung. Der Torsionswert in Nm konnte dann auf der LCD-Anzeige abgelesen werden.

### **3.4 Dynamische Evaluation**

Insgesamt hatten sich 15 Personen (professionelle Schuhtester) an dem Test der 4 Schuhtypen beteiligt.

Dabei wurden auf einem Basketballhalbfeld jeweils 3 Spiele bis 15 Punkte (3 gegen 3) durchgeführt, um so eine Wettkampfsituation zu schaffen.

Die Evaluierung fand mit Hilfe eines Fragebogens statt.

### **3.5 Datenverarbeitung**

Die Aussagen in den Fragebögen wurden einerseits in Form von eigenen schriftlichen Formulierungen und andererseits anhand von vorgegebenen Aussagen (zu hart- okay- zu weich) beantwortet. Diese so gewonnenen Daten wurden zur weiteren Auswertung in einer Excel Tabelle gesammelt.

Zuerst wurde eine Datenanalyse durchgeführt, um die statistisch wichtigen Parameter zu bestimmen. Weiterhin wurden Korrelationen mit dem Spearman-Test berechnet und nichtparametrische Tests nach Mann-Whitney durchgeführt.

### **3.6 Durchführung**

In der Saison 1998/1999, wurde mit 165 Basketballern in ganz Deutschland eine Multi-Center Blindstudie mit folgendem Ablauf durchgeführt:

1. Anamnese (März ´98)
2. Feldtest (September ´98-April ´99)
3. Auswertung (ab Mai ´99)

## **Teil 1 der Studie**

Im März 1998 wurden in verschiedenen Studienorten in ganz Deutschland die freiwilligen Probanden einbestellt. Die Motivation für die Freiwilligen war, dass sie die Testschuhe kostenlos zur Verfügung gestellt bekamen und diesen auch nach Ablauf der Studie behalten durften.

Der 1. Teil umfasste:

- Erhebung der Personalien und Krankengeschichte eines jeden Teilnehmers mit Hilfe des 1. Fragebogens
- Abnahme eines Fußabdrucks im Trittspurverfahren
- Anprobe eines ähnlich geschnittenen Basketballschuhs zur Schuhgrößenbestimmung
- Einteilung der Probanden in die vier zu untersuchenden Gruppen, so dass etwa gleich große Gruppen entstanden

Durch die Schuhanprobe sollte ein späterer „Dropout“ durch Passformprobleme vermieden werden. Gleichzeitig wurde so die Produktion der verschiedenen Schuhtypen gesteuert.

Zu diesem Termin wurden die Probanden nur soweit informiert, dass sie an einer Sportverletzungsstudie teilnehmen sollten. Es wurde ihnen nicht mitgeteilt, dass bei dieser Studie vier verschiedene Schuhtypen zum Einsatz kommen würden. Gleiche Regionen bekamen daher den gleichen Schuh. Dies wurde schon bei der Einteilung der Gruppen beachtet.

## **Teil 2**

Der 2. Teil der Studie war der Feldtest an sich, bei dem die Teilnehmer den Schuh im Laufe der Saison mindestens 2x pro Woche tragen sollten (Training und Wettkampf). Ab dem 10. September 1998 stand der Testschuh den Athleten zur Verfügung.

Bis zum 1. Mai 1999 sollten die Sportler den Schuh während des Trainings- und Wettkampfbetriebs tragen. Während dieser Phase hatten die Teilnehmer einen Fragebogen zur Hand, in den sie evtl. Auffälligkeiten (Mängel, Verletzungen, Kommentare) dokumentieren sollten. Verletzungen bei denen ein anderer Schuh getragen worden ist, als der Studienschuh, wurden nicht in dieser Studie gewertet. Parallel zum 2. Teil wurde im Human Performance Research Department der Firma adidas in Portland (USA) die dynamische Evaluation des Studienschuhs mit einer Gruppe von professionellen Schuhtestern durchgeführt.

### **Teil 3**

Ab dem 1.5.99 begann der Rücklauf der Fragebögen und damit der 3. Teil der Studie: Die statistische Auswertung des 2. Fragebogens.

In dem Fragebogen sollten Aussagen getätigt werden über:

- die Passform
- den Tragekomfort
- Verletzungen
- Funktionalität des Schuhs

## 4. Ergebnis

### 4.1 Statistische Auswertung der Fragebögen

#### Demographische Auswertung

In die Studie sind die Daten von 165 Basketballern aus 15 verschiedenen Vereinen (Tabelle 5) eingegangen.

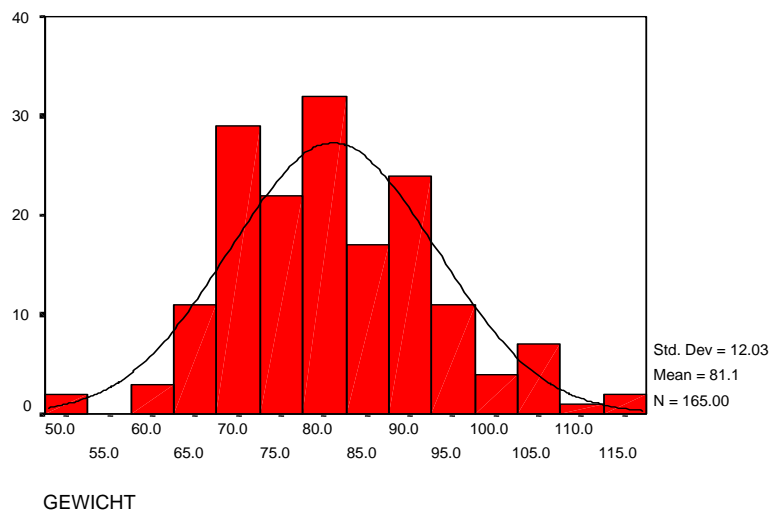
Das Durchschnittsalter lag bei 26,2 Jahren (min=12 -max=58 Jahre).

Die Schuhgrößen waren auf die Größen US 9 bis US 14,5 limitiert, wobei die durchschnittliche Schuhgröße US 11,5 betrug.

Durch die Limitierung der Schuhgröße war die Zahl der teilnehmenden Frauen sehr gering. (n=10)

Außerdem fielen sehr große Spieler mit großen Füßen aus der Studie, da ihre Schuhgröße oftmals US 15 und mehr betrug.

Der Mittelwert des Gewichtes der Athleten lag bei 81 Kg (50-115 Kg), wobei die Gewichtsverteilung der statistischen Normalverteilung folgte.



**Abbildung 20**

Gewichtsverteilung

Parameter	Studiengruppe
Probandenzahl	166
Durchschnittsalter [Jahre]	22,8 ± 30,2
Durchschnittliches Gewicht [kg]	81,6 ± 34,4
Durchschnittliche Schuhgröße [US]	11,5 ± 4

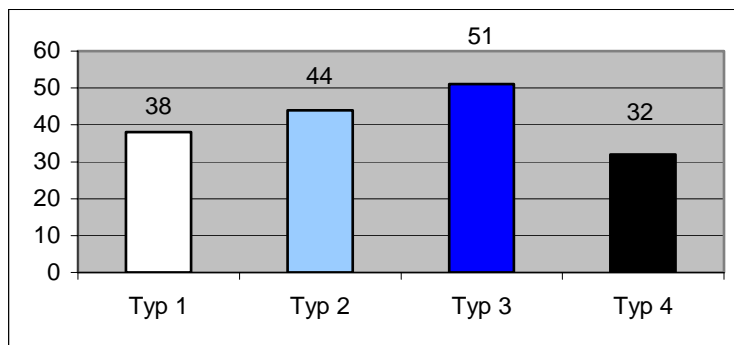
**Tabelle 4**

Allgemeine demographische Daten der Studiengruppe

Verein	Spielstärke
SC Rist Wedel	2. Bundesliga
BG 73 Wolfenbüttel	2. Bundesliga
BSG Ludwigsburg	2. Bundesliga (Damen)
DJK Würzburg	Regionalliga
SG Braunschweig	Regionalliga
CVJM Hannover	Regionalliga
TUS Lichterfelde	Regionalliga
BG Zehlendorf	Regionalliga
MTV Wolfenbüttel	2. Regionalliga
DJK SB München	Oberliga
FC Tegernheim	Oberliga
BC Darmstadt	Oberliga
Bascats Köln	Landesliga
BC Urspring	Jugendleistungsliga

**Tabelle 5**

Teilnehmende Vereine

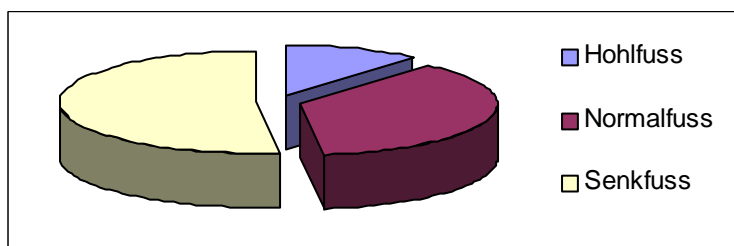


**Abbildung 21**

Verteilung der Teilnehmer auf die Schuhtypen

### Fußstatus

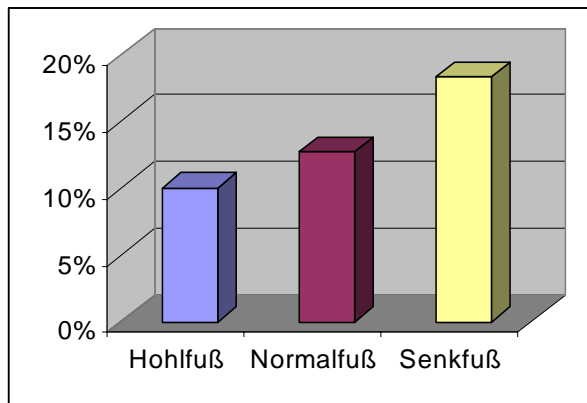
Die Analyse der Fußgewölbe ergab das untenstehende Diagramm. Diese Einteilung wurde nach klinischer Untersuchung der Füße und unter Berücksichtigung der Fußabdrücke vorgenommen. Zur Kategorie Senkfuß wurde jegliche Abflachung des Längsgewölbes gezählt, insbesondere auch Senk-, Senk-Spreiz- und Knickfüsse.



**Abbildung 22**

Aufschlüsselung der Fußtypen

In der Faktorenanalyse zeigte sich, dass der Fußstatus insgesamt keinen signifikanten Einfluss auf die Verletzungshäufigkeit hatte. Es zeichnete sich jedoch ein Trend dahin gehend ab, dass Senkfüße ein vermehrtes Risiko hinsichtlich Distorsionen hatten.



**Abbildung 23**

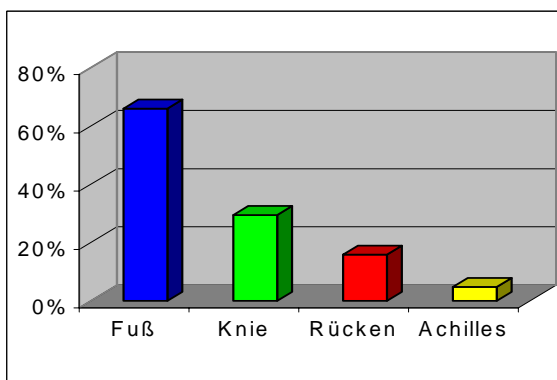
Distorsionen bei den 3 Fußtypen

Es konnte ein Zusammenhang zwischen der Passform im Vorfuß und dem Fußstatus gezeigt werden (Spearman: 0,194)

### Krankengeschichte

Die Analyse der Vorverletzungen ergab, dass ca. 60 % der Teilnehmer schon ein- oder mehrmals Verletzungen des Kapsel-Band Apparats erlitten hatten. Verletzungen der Knie und des Rückens waren weitaus seltener.

Bei der Analyse der Vorverletzungen dieser Studie zeigte sich ebenfalls eine große Anzahl an Vorverletzungen des Fußes (60%).



**Abbildung 24**

Anamnestische Verletzungen der Teilnehmer



## 4.2 Ergebnisse der Torsionsmessung

Die Torsionsmessungen ergaben einen stetigen Anstieg der Torsionssteifheit von Schuh 1 bis 4 bei Inversion und Eversion. Die Zunahme der Steifheit verlief jedoch nicht linear. Dies konnte für beide getesteten Schuhgrößen bewiesen werden.

Messung	Typ	Size (US)	Inversion [Nm/1°]	Eversion [Nm/1°]
1	1	9	0,54	0,60
2	2	9	0,62	0,64
3	3	9	0,68	0,72
4	4	9	0,70	0,89
5	1	13	0,49	0,66
6	2	13	0,54	0,72
7	3	13	0,62	0,76
8	4	13	0,76	0,89

**Tabelle 6**

Torsionsmessungen

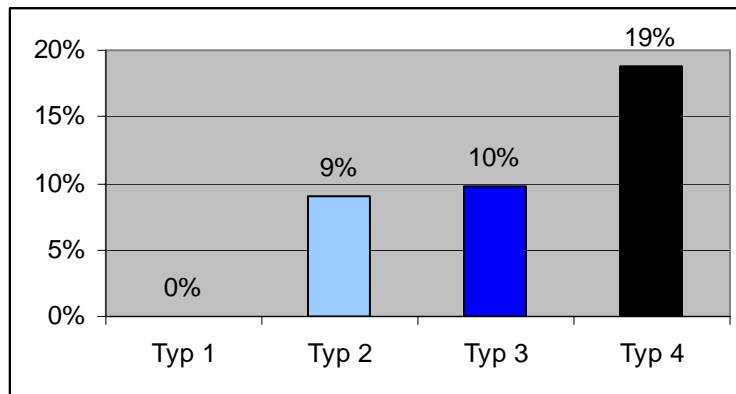
## 4.3 Gewichtsmessung der verschiedenen Typen

Die Analyse der Gewichtsmessung der einzelnen Schuhe ergab, dass der Schuh ohne Element sowohl in Größe 9 als auch in 13 jeweils der leichteste war. Bei den Schuhen mit Torsionselement war jedoch mit der zunehmenden Steifheit kein Anstieg des Gewichts zu verzeichnen. Dennoch wurde Schuh 4 von 19% der Teilnehmern subjektiv als zu schwer beurteilt.

	US 9	US 13
	Gewicht in Gramm	Gewicht In Gramm
Weiß	455	577
Hellblau	494	595
Dunkelblau	483	587
Schwarz	495	610

**Tabelle 7**

Gewichtsangaben zu den verschiedenen Schuhen der Größen US 9 und 13



**Abbildung 25**

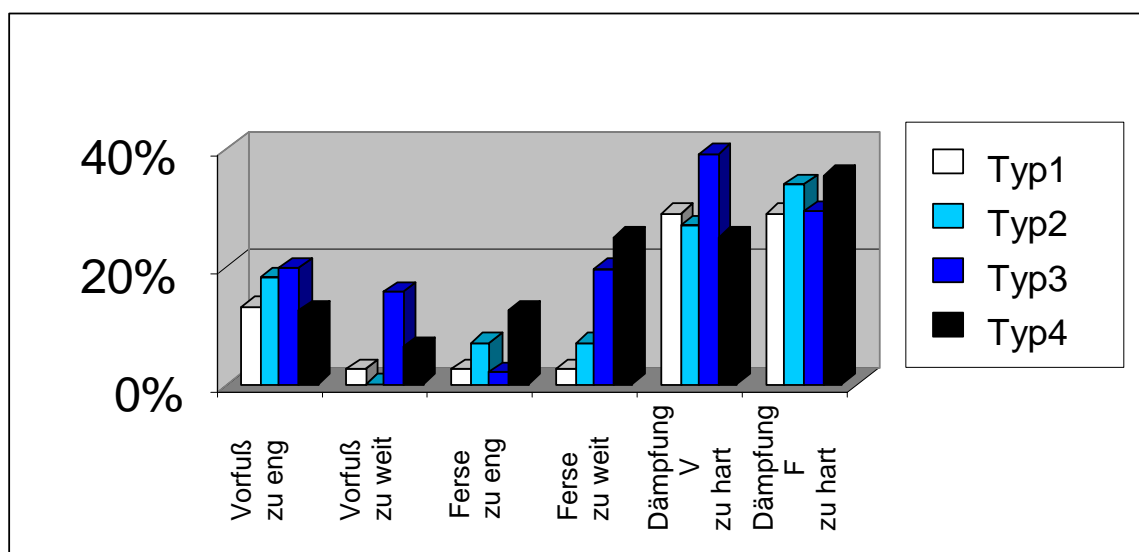
Prozentsatz der Teilnehmer, die den Schuh als zu schwer empfunden haben, auf die verschiedenen Typen verteilt

#### 4.4 Analyse der Passform

Die Analyse der Passform zeigte, dass jeweils ein kleiner Prozentsatz der Teilnehmer Probleme mit der Passform hatte. Zusätzlich dazu wurden Grip und Dämpfungseigenschaften bewertet. Die Auswertung ergab eine Differenz in Bewertungen der Dämpfungseigenschaften der verschiedenen Schuhe. Wobei der Schuh 4 als subjektiv härter bewertet wurde als die anderen Schuhe.

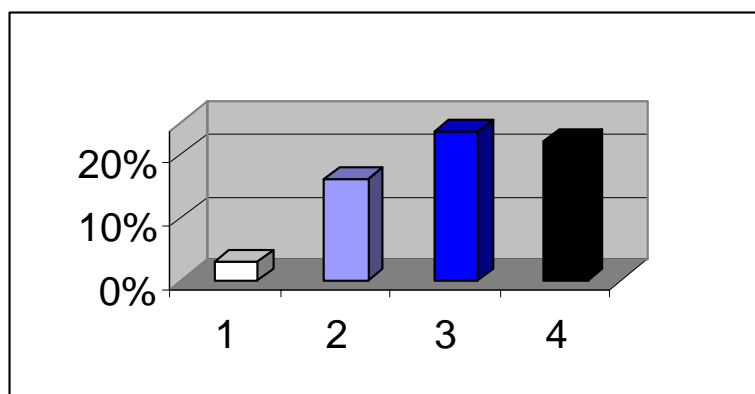
Auffällig war jedoch, dass mit zunehmender Härte des Torsions-  
elementes, ein zu weiter Fersenbereich kritisiert wurde. Dabei wurde  
von den Sportlern nicht nur das Fersenteil isoliert als „zu weit“  
beurteilt, sondern es wurde gleichzeitig auch der Komfort im  
Mittelfußbereich negativ bewertet.

Das „zu weite“ Fersenteil wirkte sich auch signifikant auf die  
Instabilität aus. (Spearman=0,215)



**Abbildung 26**

Bewertung der Passform (V= Vorfuß, F= Ferse)



**Abbildung 27**

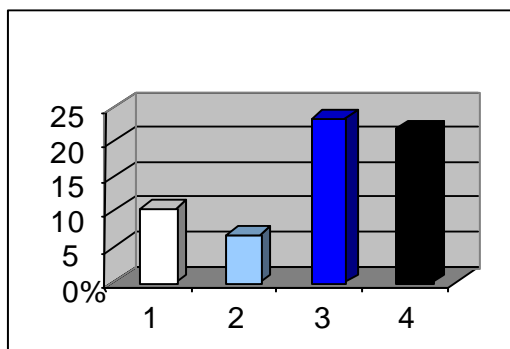
Mittelfußbeschwerden über alle Typen verteilt

## 4.5 Analyse der Distorsionen

Bei der Auswertung der Studie, lag der Schwerpunkt hauptsächlich auf der Bewertung des Verletzungsrisikos. Hierbei wurde nicht nur auf die Zahl der Verletzungen eingegangen, sondern auch versucht potentielle Faktoren zu bestimmen, die zu Verletzungen führen können. Bei 84% der stattgefundenen Distorsionen handelte es sich um Wiederholungsverletzungen.

Es bestand ein signifikanter Zusammenhang zwischen den Vorverletzungen und den tatsächlich stattgefundenen Distorsionen (Korrelationskoeffizient=0,168). 64 % der Distorsionen gingen mit einem Instabilitätsgefühl einher (Spearman= 0,297).

Wird die unten stehende Grafik betrachtet, fällt auf, dass ein klarer Unterschied in der Häufigkeit der Distorsionen zwischen den weicheren und den härteren Typen bestand (7 Distorsionen bei Schuh 1 und 2 gegenüber 19 Distorsionen Schuh 3 und 4). Bei den stattgehabten Verletzungen zeigte sich der Trend einer stetigen Zunahme des Distorsionsrisikos für die Athleten bei zunehmender Härte des Sportschuhs, die statistisch jedoch nicht signifikant war. Während bei Schuhtyp 1 und 2 die Verletzungshäufigkeit unter 10% lag, zeigte sich eine Verdopplung der Verletzungshäufigkeit bei den härteren Varianten.



**Abbildung 28**

Häufigkeit von Distorsionen

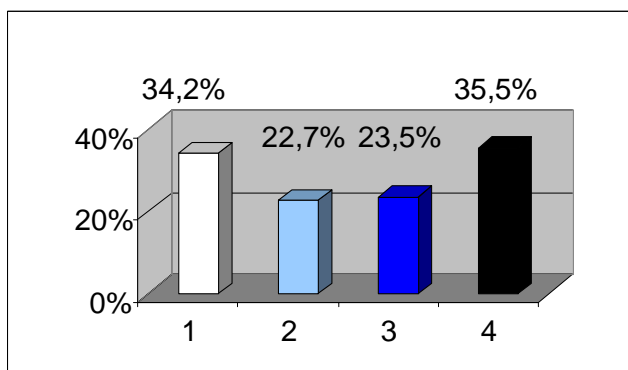
Auch die Bodenhaftung des Schuhs hatte einen signifikanten Einfluss auf die Distorsionshäufigkeit (Spearman =0,195 und P=0,130).

#### 4.6 Analyse der Instabilität

Wie schon in Kapitel 1 erwähnt, wurde die Instabilität als subjektives Unsicherheitsgefühl definiert, welches nicht zwangsläufig zu einer Verletzung führen musste. 29% der Athleten mit einer vorausgegangenen Verletzung des Kapsel-Bandapparats des Fußes und 26% ohne Vorverletzungen hatten beim Tragen des Schuhs ein Instabilitätsgefühl. Es konnte im Rahmen dieser Arbeit keine signifikante Beziehung zwischen Vorverletzungen des Fußes und einem auftretenden Instabilitätsgefühl gezeigt werden.

Da die Zahl der aufgetretenen Distorsionen klein war (n=26), wurde in den weiteren Analysen auch die Instabilität (mit n= 46) untersucht, um Korrelationen mit einer größeren Fallzahl herzustellen zu können.

Werden die relativen Häufigkeiten der Instabilität betrachtet, fallen Maxima bei den Typen 1 und 4 auf.



**Abbildung 29**

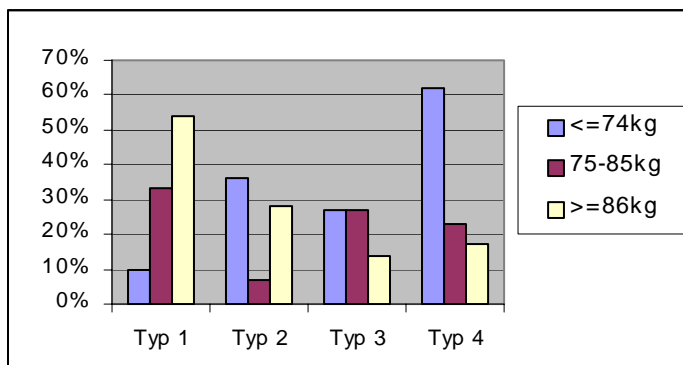
Instabilität verteilt auf die 4 Typen

Das Instabilitätsgefühl war abhängig vom Körpergewicht und der Schuhgröße (Spearman 0.028 bzw. 0.015). Beim Typ 1 waren es vor

allein die Spieler über 86 kg und 60% derjenigen mit großen Schuhen(>US12), die über eine Instabilität berichteten und beim Typ 4 die leichten Probanden ( $\leq 74$  kg).

Es zeigte sich keine Korrelation zum Fußstatus (Spearman 0.61).

Wie schon bei der Distorsion war die Bodenhaftung ein wichtiger Faktor für das Stabilitäts- bzw. Instabilitätsgefühl. 45% der Probanden mit einem Instabilitätsgefühl klagten über mangelnde Bodenhaftung.



**Abbildung 30**

Zusammenhang Gewicht-Instabilität

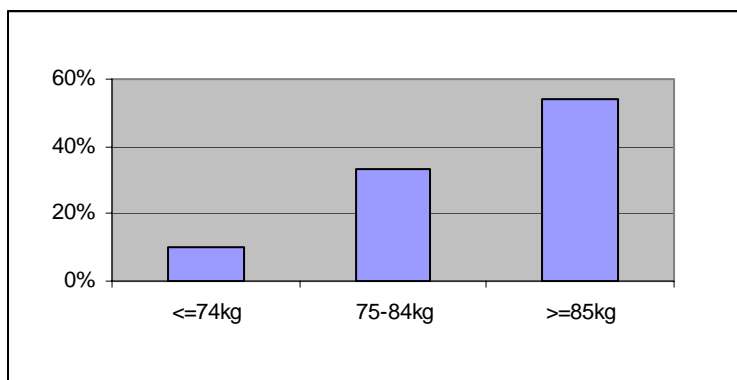
#### 4.7 Analyse der 4 Schuhtypen

Viele der Teilnehmer kritisierten im Laufe der Studie den Schuh. Kritikpunkte waren der Grip der Sohle, Dämpfungseigenschaften und das Design. Sonst wurde das Material des Schuhs nicht beanstandet. Im Gegensatz dazu stuften viele Teilnehmer den Schuh sogar als sehr robust ein. Die Auswertung ergab einen Unterschied in den Dämpfungseigenschaften zwischen Schuh 1 und Schuh 4, wobei Schuh 4 als subjektiv härter bewertet wurde.

## Schuh 1

Schuh 1 hatte im Bereich Passform und Komfort die besten Ergebnisse. Im Vergleich zu den anderen Typen bestand hier die geringste Problematik in den Dämpfungseigenschaften. Die Passform wurde generell als akzeptabel bewertet.

Die Analyse der Distorsionen ergab, dass es sich bei allen Teilnehmern, die ein Distorsionstrauma erlitten hatten, um Wiederholungsverletzungen gehandelt hat. Hierbei spielte das Körpergewicht eine große Rolle, denn 75% der Probanden mit Verletzungen waren schwerer als 85kg.

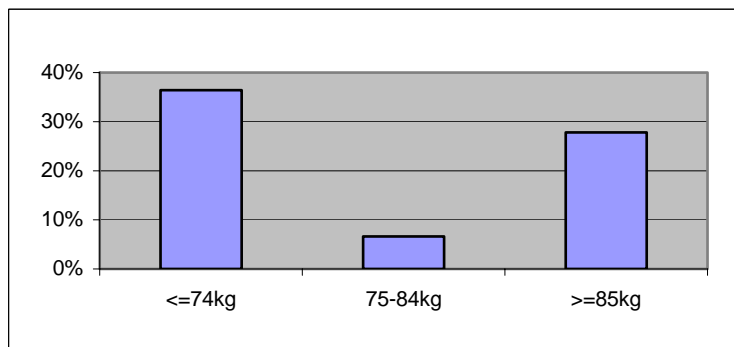


**Abbildung 31**

Häufigkeiten der Instabilität bei Schuh 1 bezogen auf das Körpergewicht

## Schuh 2

Der Schuh 2 wurde insgesamt am besten bewertet. Beim Schuh 2 waren sowohl das Instabilitätsgefühl, als auch die Anzahl der Distorsionen (n=3) am geringsten. In der Abbildung, wie auch bei der statistischen Analyse zeigt sich kein Zusammenhang zwischen der Instabilität und dem Körpergewicht (Spearman -.410).



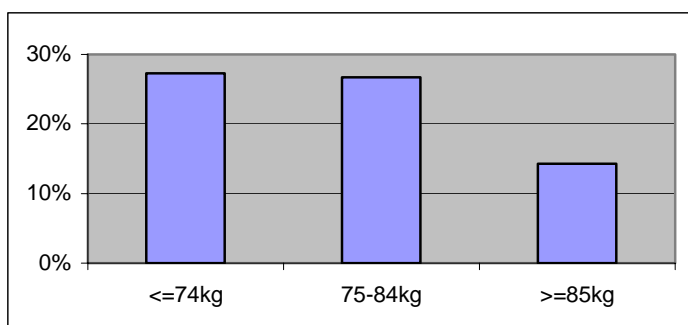
**Abbildung 32** Häufigkeit der Instabilität bezogen auf das Körpergewicht bei Schuh 2

Nur die mangelnde Bodenhaftung wies einen signifikanten Zusammenhang mit der Instabilität auf (asymptotische Signifikanz von 0,035).

### Schuh 3

Beim Schuh 3 wurde auffällig häufig über Schmerzen im Bereich des Mittelfußes berichtet (n=16 oder 31%).

Bei der Gruppe aus Regensburg traten gehäuft Distorsionen auf, wobei kein messbarer Zusammenhang zwischen Gewicht/Schuhgröße und den Distorsionen bestand. Interessanterweise traten bei der Vergleichsgruppe (Ulm) überhaupt keine Verletzungen auf.



**Abbildung 33** Instabilität bezogen auf das Körpergewicht bei Schuh 3



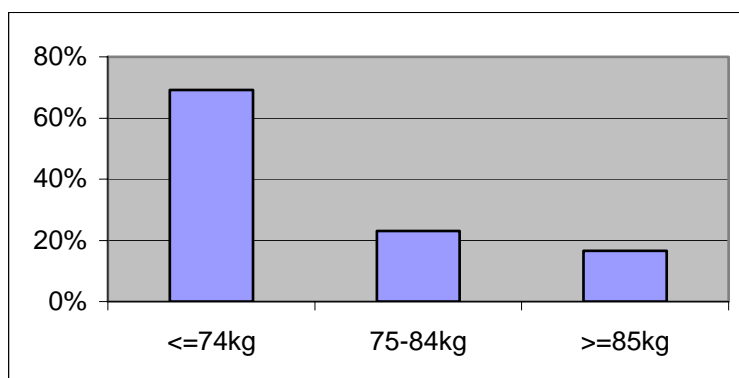
#### Schuh 4

Dieser Schuhtyp schnitt im Rahmen dieser Studie insgesamt am schlechtesten ab.

Im Vergleich mit den anderen Schuhen wurde am Häufigsten ein Instabilitätsgefühl beklagt (40% der Teilnehmer) und es kam auch zu mehreren Distorsionstraumen (n=7).

Wie schon unter Punkt 4.3 bemerkt, wurde der Typ 4 häufig als zu schwer empfunden, obwohl er sich vom Schuh ohne Torsionselement nur um 40 Gramm unterschied.

Viele Teilnehmer standen dem Schuh so ablehnend gegenüber, dass der Schuh oftmals nur über einen sehr kurzen Zeitraum getragen wurde. Somit verringerte sich die Zahl der Probanden, deren Daten in dieser Studie berücksichtigt worden sind auf n=32.

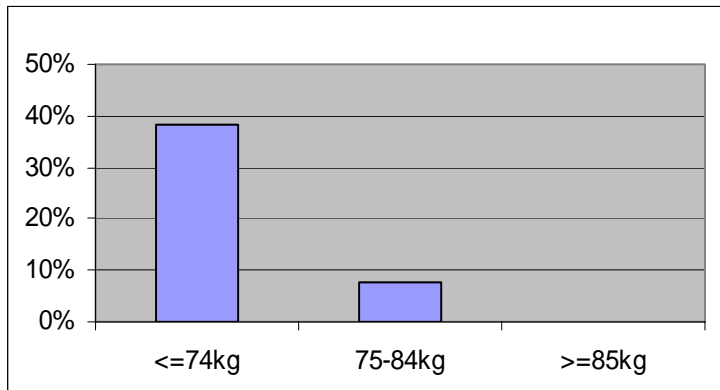


**Abbildung 34**

Häufigkeit der Instabilität bezogen auf das Körpergewicht bei Schuh 4

Eindrucksvoll war die Verteilung der Distorsionen.

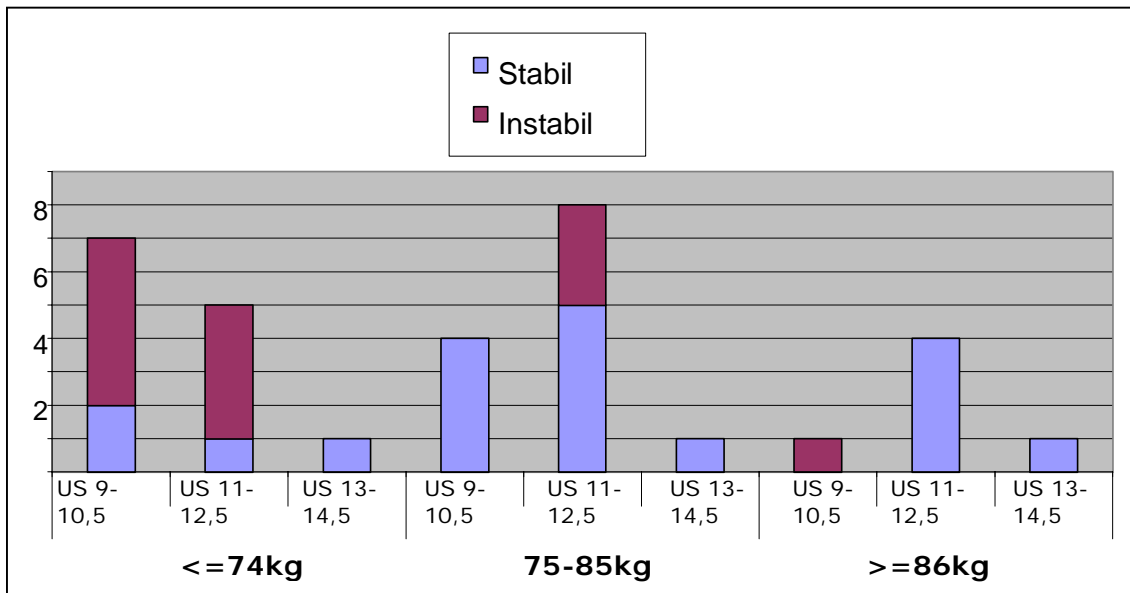
Ähnlich wie schon bei der Betrachtung der Instabilität zeigte sich die geringste Problematik in der Gewichtsgruppe 3. Keiner aus der Gewichtsgruppe über 85 kg erlitt ein Distorsionstrauma.



**Abbildung 35**

Prozentuale Verteilung der Distorsionen

Bei Sportlern unter 85 kg dagegen waren die Distorsionstraumata signifikant gehäuft.



**Abbildung 36**

Aufschlüsselung der Instabilität nach Körpergewicht und Schuhgröße

#### 4.8 Ergebnisse der dynamischen Evaluation

Im Dynamic Evaluation Test schnitt der Typ 4, sowohl in der Größe US 9, als auch in US 13 am schlechtesten ab. 33% (US 9) bzw. 11% (US 13) der Probanden äußerten eine Angst in diesem Schuh umzuknicken. Am beliebtesten waren bei den Spielern die Schuhtypen 2 und 3. Auffällig war, dass der Schuh 1 in den beiden getesteten Größen unterschiedlich bewertet wurde. US 9 konnte noch akzeptabel getragen werden (von einigen Probanden favorisiert). Die Größe US 13 dagegen, schnitt schlecht ab. 23% der Probanden hatten Angst ein Distorsionstrauma zu erleiden. Auch hier zeigte sich eine Abhängigkeit der Trageeigenschaften von der Schuhgröße[34].

#### 4.9 Verletzungen

Wenn man die Werte der Verletzungshäufigkeit dieser Studie betrachtet, entsprechen diese vergleichbaren Studien[5,12,21].

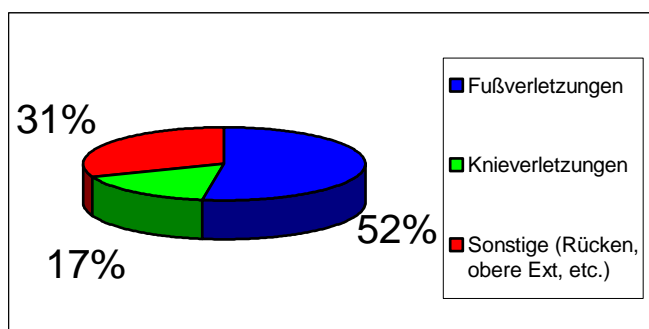
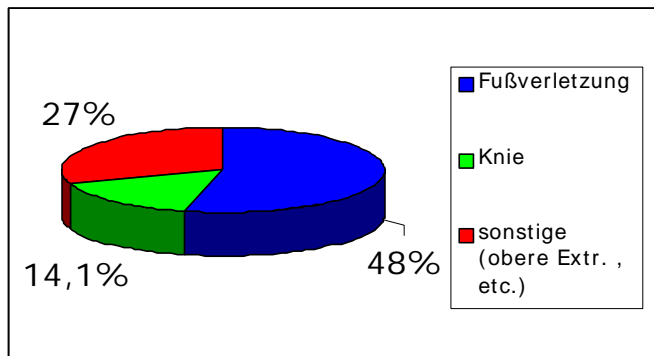


Abbildung 37

Verletzungsstatistik dieser Studie



**Abbildung 38**

Verletzungsstatistik [12]

Die aus den Verletzungen resultierende Verletzungsdauer schwankte von einem Tag (Distorsionen) bis zu einem halben Jahr (Ruptur des vorderen Kreuzbandes).

Der Mittelwert des Trainingsausfalls betrug 14,6 Tage, inbegriffen waren die Fehlzeiten aufgrund von Verletzungspausen, sowie soziale Faktoren, wie zum Beispiel Urlaub.

## 5. Diskussion

### 5.1 Auswirkungen der verschiedenen Torsionselemente

#### Trageeigenschaften

Es gab klare Unterschiede in der Bewertung der Trageeigenschaften der verschiedenen Schuhe. Ein steiferes Torsionselement beeinflusste nicht nur die mechanischen Eigenschaften des Sportschuhs.

Gleichzeitig veränderte sich die Bewertung andere Parameter wie Dämpfung, Passform und das Empfinden des Schuhgewichts. Es muss diskutiert werden, welchen Einfluss der empfundene Komfort auf die Leistungsfähigkeit der Athleten ausgeübt hat.

Unterschiede in der Steifheit und Festigkeit im Mittelfuß führten dazu, dass die Spieler den Schuh in der Dämpfung unterschiedlich empfanden. Auffällig war, dass mit zunehmender Steifheit des Schuhs vermehrte Kritik an dem Gewicht des Schuhs geäußert wurde.

Im Rahmen subjektiven Schuhbewertung gaben diejenigen Teilnehmer, die die härteren Schuhe (Schuh 3+4) getragen hatten an, dass sie den Schuh als insgesamt zu schwer empfunden haben. Die Gewichtsmessung der verschiedenen Typen ergab jedoch, dass die zunehmende Steifheit des Schuhs nicht bedeutet, dass der Schuh gleichzeitig schwerer wird. So ist der Schuh 3 sogar leichter als der Schuh 2.

Das veränderte wahrgenommene Schuhgewicht begründet sich also nicht in dem Gewicht des Torsionselements, sondern vielmehr in der veränderten Härte.

Die Passform im Fersenbereich wurde bei den Schuhen 3 und 4 kritisiert, in Verbindung mit einem Instabilitätsgefühl. Es ist jedoch fraglich, ob allein die Passform im Fersenbereich die Instabilität bedingt, da sowohl die Fußform, das Schnürsystem, als auch die

Form des Leistens die Passform mitbestimmen. Die Analysen ergaben einen Zusammenhang mit dem Körpergewicht. 50% der Beanstandungen kamen aus der Gewichtsgruppe 1 ( $\leq 74\text{kg}$ ). Ein möglicher Erklärungsansatz, warum Teilnehmer mit den Schuhen 3 und 4 den Schuh im Fersenbereich als zu weit beurteilten, wäre, dass die Teilnehmer aufgrund ihres geringen Körpergewichtes, nicht der Lage waren, das Torsionselement in dem Maß zu verformen, um es als nicht störend empfinden. Dieser Zusammenhang würde auch den Mittelfußschmerz ab Schuh 2 und härter erklären. Im Schuh 2 wurde das Torsionselement zur Sohle hinzugefügt. Allein durch die folgende Veränderung der Steifheit der Sohle könnten die Schmerzen hervorgerufen worden sein.

### **Veränderte Stabilität**

Wie schon oben erwähnt veränderte sich mit den unterschiedlichen Elementen auch die Empfindung der Stabilität. Es wurde unterschieden in:

- instabil – zu weich
- stabil
- instabil – zu hart

Auffallend war die unterschiedliche Bewertung in den verschiedenen Gewichtsgruppen. Es wurde festgestellt, dass schwere Spieler besonders mit den weichen Schuhen vermehrt über Unsicherheiten klagten und sich Distorsionsverletzungen zuzogen, während es sich bei den harten Schuhen gerade andersherum verhielt. Die Spieler, die hier am meisten über Instabilität klagten, waren leichte Spieler. Es schien sich so zu verhalten, als ob die schwergewichtigen Spieler den weichen Schuh allein durch ihr Körpergewicht so verformten, dass er zuwenig Stabilität und Führung bot. In Grenzsituationen gab der Schuh nach und Verletzungen konnten entstehen.

Den leichten Athleten dagegen reichte das eigene Körpergewicht anscheinend nicht aus, um den Schuh zu verformen. Bei lateralen Bewegungen konnte der Schuh dann sogar zu einer gefährlichen Wippe werden, da Vorfuß und Rückfuß in grenzwertigen Inversions-/Supinationspositionen über keine ungekoppelte Ausgleichsreserven mehr verfügten. Der Fuß „knickte“ einfach um.

Der Nachteil der Instabilität aber war, dass es sich hierbei um einen subjektiven Faktor handelte. Diese Arbeit versuchte jedoch objektive Kriterien zu bestimmen, die zu einem Instabilitätsgefühl führen konnten.

Anhand der Ergebnisse konnten folgende Ursachen für das Instabilitätsgefühl identifiziert werden:

- Mangelnde Passform
- Zu geringe oder auch zu große Torsionssteifheit des Schuhs
- Gewicht/ Schuhgröße des Athleten
- Zusammenspiel Schuh/ Hallenboden („grip“)

### **Verändertes Verletzungsrisiko**

Folgende Faktoren zeigten einen Zusammenhang mit der Häufigkeit von Distorsionen:

- Grip
- schlechte Passform
- mangelnde Dämpfung
- Instabilitätsgefühl

Mangelnde Bodenhaftung führte dazu, dass bei Abstoppsituationen die Kontrolle verloren ging, der Sportler ins Rutschen geriet und dadurch ein Supinationstrauma erleiden konnte. Die Analyse der anderen Verletzungsmechanismen gestaltete sich weniger einfach.

Eine detaillierte Aufschlüsselung gelang nicht, da es sich um Mehrfachnennungen der einzelnen Faktoren handelte. Es bleibt zu untersuchen, welchen Stellenwert die einzelnen Parameter und die veränderte Torsionssteifheit einnehmen. Interessant war eine Beobachtung bei Schuh 3. Hier gab es der Gruppe Regensburg eine Verletzungshäufung, wobei die Vergleichsgruppe aus Ulm verletzungsfrei blieb. Zu den beiden Gruppen sei gesagt, dass sie zwar auf einem vergleichbaren Niveau Basketball spielen (Oberliga und Jugendleistungsliga), aber die Trainingshäufigkeit deutlich unterschiedlich war. Bei der Gruppe aus Ulm handelte es sich um ein Basketball-Internat, indem fünf bis sieben Mal pro Woche trainiert wurde und gleichzeitig Ausgleichssportarten betrieben worden sind, um die koordinativen Fähigkeiten der einzelnen Spieler zu erhöhen. Diese Gruppe überstand eine ganze Saison ohne jegliche Verletzung. In Regensburg dagegen wurde maximal 3 Mal pro Woche trainiert, ohne vergleichbare Ausgleichssportarten. Daher scheint die Schulung der koordinativen Fähigkeiten und sportliche Ausgleiche einen Einfluss auf das Verletzungsrisiko zu haben.

### ***Analyse der Verletzungen***

Eine objektive Bewertung der stattgefundenen Verletzungen gestaltete sich äußerst schwierig. Da nicht jedes Trauma fachärztlich untersucht worden war, konnte nicht festgestellt werden, ob die Distorsion mit oder ohne Ruptur des Kapsel-Bandapparates einherging. Die Schwere der Verletzung zeigt sich somit nicht anhand eines radiologischen Bildes, sondern wurde nur anhand des Trainings- und Wettkampfausfalls wiedergespiegelt. Für weitere Untersuchungen wäre es wünschenswert genauere Informationen über Verletzungen zu sammeln.



Im Vorfeld der Studie wurde spekuliert, ob die veränderte Steifheit der Schuhe zu einer Veränderung der Calcaneusbewegung führt und deshalb bei Schuh 1 aufgrund der geringen Stabilität, durch vermehrte Lateralbewegung der Ferse Ansatzentzündungen begünstigt werden. Eine Verletzungshäufung trat jedoch nicht ein.

### **Krankengeschichte**

Die Analyse der Vorverletzungen ergab, dass ca. 60 % der Teilnehmer schon ein- oder mehrmals Verletzungen des Kapsel-Band Apparats erlitten hatten. Diese Zahlen entsprachen im Allgemeinen derer von vergleichbaren Studien. Leanderson J et al. [14] beispielsweise berichteten in ihrer mehrjährigen Studie mit schwedischen Basketball-Profis, dass 92% der Sportler in diesem Zeitraum Verletzungen des Sprunggelenks erlitten hatten. Colliander [4] errechnete eine relative Anzahl von 5,5 Sprunggelenksverletzungen pro 1000 Stunden Basketballaktivität. Diese große Zahl an Verletzungen und die sich daraus ergebende Summe an Fehlzeiten, sowohl im Sport, als auch am Arbeitsplatz, bestätigte nur noch einmal die Wichtigkeit einer Prävention.

### ***Einfluss des Fußstatus auf die Verletzungen***

Ein überraschendes Ergebnis war, dass Fußfehlstellungen oder Veränderungen des Fußgewölbes (der Fußstatus) keinen signifikanten Einfluss auf das Distorsions- bzw. Verletzungsrisiko hatten. Bei allen Berechnungen der Schuhtypen zeigten sich keine kausalen Zusammenhänge zwischen Verletzungshäufigkeit und Fußfehlstellungen, wie zum Beispiel Senkfüssen. Unabhängig von der Torsionssteifigkeit fand sich der Trend einer leichten Häufung der Distorsionstraumen bei Athleten mit Senkfüßen.

## **5.2 Kernaussagen dieser Studie:**

In dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass Zusammenhänge bestehen zwischen:

- dem Verletzungsrisiko (des Sprunggelenks)
- dem Körpergewicht des Sportlers
- der Steifheit des Torsions-Elementes bzw. des Sportschuhs
- und der Schuhgröße

Die oben genannten Aussagen lassen folgende Hypothese zu:

Im Basketballsport wäre es sinnvoll, zwei verschieden steife Sportschuhe anzubieten:

einen weniger steifen Schuh für Spieler bis 85-90kg (dies wären vor allem Aufbau- und Flügelspieler)

einen steiferen Schuh für Spieler, die schwerer sind als 90kg (meistens Center- und Postspieler).

Weiterhin lässt sich folgern, dass Faktoren wie Passform, Dämpfung/Komfort und Bodenhaftung in Zukunft mehr Aufmerksamkeit schenken muss, um das Verletzungsrisiko weiter reduzieren zu können.

## **5.3 Das Torsion-Konzept**

Schon erste Versuche ein Torsionselement in einen Sportschuh zu integrieren haben gezeigt wie problematisch es ist, Konzepte von einzelnen Funktionsteilen zu beurteilen. Hierbei ergab sich folgendes Problem: Dem funktionellen Verständnis zufolge, wurde das Element

zunächst zwischen die Brandsohle und der Zwischensohle einfügt, um das Element so nah wie möglich am Fuß zu positionieren.

Als Element wurde eine Karbonfaserplatte mit verschiedenen Stärken und Geometrien verwendet.

Allerdings konnte mit den zur Verfügung stehenden Meßmethoden keine Steigerung der Torsions-Steifheit, zwischen den verschiedenen Materialien und Geometrien nachgewiesen werden.

Bei den Messungen stellte sich heraus, dass die Zwischensohle, die weicher war als die Karbonfaserplatten, sich um das Torsionselement verformte, und somit die von außen gemessene Torsionssteifheit des gesamten Schuhs sich nicht veränderte.

Bei solchen Konzepten spielt nicht nur das Design, die Geometrie und das Material des Elementes eine wichtige Rolle, sondern vielmehr tritt die Art und Weise des Zusammenspiels aller verwendeten Teile an Bedeutung. Man darf die einzelnen Bauteile nicht getrennt von einander betrachten. Schon eine veränderte Reihenfolge der gleichen Komponenten, kann die mechanischen Eigenschaften einer Sohle komplett verändern.

Dies zeigte sich sehr deutlich am Versuchsbeginn, als die Position des Torsionselements im Schuh festgelegt werden sollte.

Die Torsionsmessungen zeigten, dass es einen Unterschied macht, ob sich das Element auf oder unter der Zwischensohle befindet.

Anhand dieser Ergebnisse lässt sich folgende These aufstellen:

Kontrollelemente auf der Zwischensohle können die Eigenschaften des Schuhs nicht in gewünschter und kontrollierbarer Weise verändern.

Um Aussagen über die Funktionalität eines Torsions-Elementes machen zu können, müsste versucht werden, die Anzahl der übrigen Faktoren so gering wie möglich zu halten. Das würde bedeuten, dass

man die Dicke der Zwischensohle soweit reduzieren müsste, dass die mechanischen Eigenschaften eines solchen Elements nicht zu sehr verfälscht werden.

#### **5.4 Epidemiologische Studien**

Epidemiologische Studien sind im Wesentlichen abhängig vom Untersuchungszeitraum und der Größe und der Auswahl des Kollektivs, welches beobachtet wird. Weiterhin spielt der Ort bzw. die Anzahl der Orte, sowie die Art und Weise der Datenerhebung und Verarbeitung eine große Rolle.

##### **Untersuchungszeitraum**

Bei der Wahl der Länge des Untersuchungszeitraumes, wurde die Studie auf den Zeitraum einer Basketballsaison festgesetzt (September bis Mai), um die äußeren Faktoren (Klima, Lebensgewohnheiten, soziale Kriterien wie Urlaub) überschaubar zu halten.

Diese Studie betrachtet die Verletzungen in Abhängigkeit von den Sportschuhen. Daher wäre eine längere Beobachtungsdauer wenig zweckmäßig gewesen, da sich nach Ablauf einer Saison die Eigenschaften (Stabilität und Dämpfung) eines Sportschuhes, der häufig getragen worden ist, soweit ändern, dass über diesen Zeitpunkt hinaus keine validen Aussagen gemacht werden könnten. Nur wenn man reine Verletzungsstatistiken betrachtet, ist es sinnvoll, diese über längere Zeiträume anzulegen, um deren Aussagekraft zu erhöhen[4,14,32].

### **Gründe für einen vorzeitigen Studienabbruch**

Im Verlauf eines Jahres haben mehrere Gründe dazu geführt, dass die Zahl der Probanden sich reduziert hat.

Obwohl es im Vorfeld einen Test der Schuhpassform in Form einer Anprobe gegeben hatte, und die Schuhe anschließend der Größe nach verteilt worden waren, war die Passform ein Faktor, warum Teilnehmer nicht weiter an der Studie teilnehmen konnten.

Weiterhin gab es das Problem, dass die Anprobe und das Ausfüllen des ersten Fragebogens, zu einem Zeitpunkt durchgeführt wurde, an dem die vorherige Saison noch nicht abgeschlossen war, und noch nicht feststand, wer in der darauf folgenden Saison bei den Vereinen spielen würde. Gerade bei den höherklassigen Mannschaften, stellte sich dies als großes Problem heraus.

Der Hauptgrund für einen vorzeitigen Studienabbruch war jedoch der Schuh an sich, mit seinen mechanischen Eigenschaften. Viele Studienteilnehmer sagten aus, dass sie mit dem Schuh von Anfang an nicht zufrieden waren. Sie gaben an, dass sie den Schuh ein- oder zweimal im Training ausprobiert hatten, ihn aber dann nicht mehr anziehen konnten, weil er ihnen zu hart oder zu unbequem war. Bei Bundesligaspielern ist der Studienabbruch verständlich, da ihre Leistungen auch durch die Sportschuhe und deren Komfort mitbestimmt werden. In diesem Bereich muss der Schuh den Athleten „gefallen“, damit ihre Motivation hoch genug ist, an einer Studie bis zum Ende teilzunehmen.

### **Das Probandenkollektiv**

Die Teilnehmer dieser Studie kamen aus allen Teilen Deutschlands (Hamburg, Braunschweig, Wolfenbüttel, Hannover, Berlin, Köln, Regensburg, Würzburg, Stuttgart, Ulm, Darmstadt und München). Es wurde eine Auswahl getroffen anhand der Spielstärke und der Trainingsintensität bzw. -häufigkeit. Die Zielgruppe kam aus dem

Bereich „Intermediate“ bis „Profi“ (Oberliga- 2. Bundesliga), um Verletzungen aufgrund mangelnder koordinativer Fähigkeiten zu vermeiden. Außerdem ergab sich daraus ein regelmäßiger Trainingsbesuch mit mindestens zweimaligem Gebrauch in der Woche.

Die Häufigkeit der Trainingsintensität variierte zwischen 2 und 7 Einheiten pro Woche. Grundsätzlich konnte jeder, der diese Kriterien erfüllte, an der Studie teilnehmen.

Die Testschuhe standen in den Größen US 9 bis US 14,5 zur Verfügung.

Bei der späteren Einteilung in die vier Untersuchungsgruppen, wurde zunächst nur darauf geachtet, dass Mannschaften, die in der gleichen Liga spielen, einen identischen Schuhtyp bekamen, damit das Vorhandensein von verschiedenen Varianten im Verlauf der Studie verdeckt blieb.

## **5.5 Ausblick**

Mögliche Ansätze für weiterführende Tests wären:

- Wiederholung eines solchen Tests, wobei die Trageeigenschaften soweit optimiert werden müssten, dass sie die „Performance“ nicht beeinflussen, um die Reliabilität der Aussagen zu bestimmen.
- Es wäre sinnvoll eine Matrix zu erstellen, welche Faktoren die Torsion eines Sportschuhs beeinflussen und diesen Faktoren eine Wertigkeit zu geben.
- Untersuchungen um herauszufinden, an welcher Stelle (auf/ in / unter der Zwischensohle) ein Torsionselement die größte nachvollziehbare Funktionalität erreicht.

- Wie groß ist der Einfluss von subjektiven Merkmalen (Design/Komfort) auf die Funktionalität und das Verletzungsrisiko?
- Welche Ergebnisse erzielt man, wenn man die Torsionssteifheit eines Sportschuhs nicht über das Torsionselement, sondern über die Geometrie der Sohle verändert
- Könnte ein Test mit einem „bequemeren“, komfortableren Schuh bei gleicher Sohle verschiedene Werte liefern, obwohl die mechanischen Eigenschaften unverändert bleiben?

## 6. Literaturverzeichnis

1. **Barrett J, Bilisko T:**  
The role of shoes in the prevention of ankle sprains.  
Sports Med 1995, 20:277-280
2. **Barrett JR, Tanji JL, Drake C, Fuller D, Kawasaki RI**  
High- versus low-top shoes for the prevention of ankle sprains in  
basketball players. A prospective randomized study.  
Am J Sports Med 1993, 21:582-585
3. **Brizuela G, Llana et al.**  
The influence of basketball shoes with increased ankle support  
on shock attenuation and performance in running and jumping  
J Sports Sci 1997, Oct:505-515
4. **Colliander E, Eriksson E, Herkel M, Skold P**  
Injuries in Swedish elite basketball.  
Orthopedics 1986, 9:225-227
5. **Engel J, Baharav U, Modan M**  
Epidemiology of basketball injuries  
Harefuah 1990, 119:121-124
6. **Finch C, Valuri G, Ozanne-Smith J**  
Sport and active recreation injuries in Australia: evidence from  
emergency department presentations.  
Br J Sports Med 1998, 32:220-225



- 7. Hagedorn, Günther**  
Was ist Basketball ?  
Basketball Handbuch 1985:19
- 8. Henke T et al.**  
Epidemiologie und Prävention  
Dt Zeitung für Sportmedizin 1999:50
- 9. Henry JH, Lareau B, Neigut D**  
The injury rate in professional basketball.  
Am J Sports Med 1982, 10:16-18
- 10. Höpner, A**  
Sprunggelenksorthesen auf dem Prüfstand  
Orthopädie Schuhtechnik 99, 1:24-33
- 11. Hosea TM, Carey CC**  
The gender issue: epidemiology of ankle injuries in athletes who participate in basketball  
Clin Orthop 2000, Mar: 23-32
- 12. Klümper, A**  
Kapitel II-3 Basketball  
Sporttraumatologie 1999:1-12
- 13. Kujala UM, Taimela S, Antti-Poika I, Orava S**  
Acute injuries in soccer, ice hockey, volleyball, basketball, judo, and karate: analysis of national registry data.  
BMJ 1995, Dec: 1465-1468

- 14. Leanderson J, Nemeth G, Eriksson E**  
Ankle injuries in basketball players.  
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 1993, 1:200-202
  
- 15. Lohrer H, Alt W, Gollhofer A**  
neuromuscular properties and functional aspects of taped ankles.  
Am Sports Med 1999, Jan-Feb:69-75
  
- 16. Nigg BM, Nurse MA**  
Shoe inserts and orthotics for sports and physical activities  
Med Sci Sports Exerc 1999, Jul:421-428
  
- 17. Ottaviani RA, Ashton-Miller JA, Kothari SU, Wojtys EM**  
Basketball shoe height and the maximal muscular resistance to applied ankle inversion and eversion moments.  
Am J Sports Med 1995, Jul-Aug:418-423
  
- 18. Pfeifer JP, Gast W, Pforringer W**  
Traumatology and athletic injuries in basketball  
Sportverletz Sportschaden 1992, Sep:91-100
  
- 19. Rappe B, Lohrer H et al.**  
Das subjektive Instabilitätsgefühl  
Dt Zeitung für Sportmedizin 1999, 50
  
- 20. Rappe B, Lohrer H et al.**  
Was kann zu einem lateralen Kapselbandtrauma im Basketball Führen?  
OST- Sonderheft Sportversorgung 1999:72-74

- 21. Raschka C, Glaser H**  
Unfallhergangstypen und Vorschläge zur Prävention im  
Basketball  
Sportverletz Sportschaden 1995, Sep
- 22. Robbins S, Waked E**  
Athletic footwear affects balance in men  
Br J Sports Med 1994, Jun: 117-122
- 23. Robinson JR, Frederick EC, Cooper LB**  
Systematic ankle stabilization and the effect on perform  
Med Sci Sports Exerc 1986, Dec:625-628
- 24. Rosenbaum D, Becker HP**  
Sprunggelenksorthesen  
Orthopäde 1999, 28:559-564
- 25. Rheinstejn DJ, Morehouse CA, Niebel BW**  
Effects on traction of outsole composition and hardnesses of  
basketball shoes and three types of playing surfaces.  
Med Sci Sports 1978, Winter: 282-288
- 26. Segesser B, Stussi E, von A Stacoff M, Kälin X,**  
Torsion -a new concept in construction of sports shoes.  
Sportverletz Sportschaden 1989, Dec: 167-82
- 27. Senatore JR**  
Functional components of a sport shoe.  
Orthop Nurs 1996, May-Jun: 19-22

- 28. Siebert CH et al.**  
Verletzungsrisiko und Prävention im deutschen Basketball  
Dt Zeitung für Sportmedizin 1999, 50
- 29. Sitler M, Ryan J, Wheeler B et al.**  
The efficacy of a semi-rigid ankle stabilizer to reduce acute ankle injuries in basketball  
Am J Spo Med 1994, 22: 454-461
- 30. Stacoff A, Steger J, Stussi E**  
Control of the rear foot in lateral movements in sports  
Sportverletz Sportschaden 1993, 7:22-29
- 31. Stacoff A, Steger J, Stussi E**  
Lateral stability in sideward cutting movements  
Med Sci Sports Exerc 1996, Mar: 350-358
- 32. Steinbrück K, Cotta H**  
Epidemiologie von Sportverletzungen  
Dt Zeitung für Sportmedizin 1983,46:173-186
- 33. Stüssi E, Denoth J et al.**  
Böden und Schuhe  
Der Orthopäde 1997, 11:993-998
- 34. Thompson M, Brown D**  
Basketball Torsion Study: Short Term  
Adidas interne Studie 1999
- 35. Quinn KM, de Bie,R**  
Interventions for preventing ankle ligament injuries  
Cochrane Database Syst Rev 2001:3

## 7. Anhang

Nr.

### 7.1 1.Fragebogen

# Fragebogen

Zur Studie: Torsion in Basketballschuhen

Name: \_\_\_\_\_

Alter: \_\_\_\_\_

Vorname: \_\_\_\_\_

Schuhgröße (US): \_\_\_\_\_

Adresse: \_\_\_\_\_

Gewicht: \_\_\_\_\_ (kg)

\_\_\_\_\_

Tel.: \_\_\_\_\_

## I

Wie lange spielst Du schon Basketball? Seit \_\_\_ Jahren

Wie oft trainierst Du pro Woche? \_\_\_\_\_ Mal

Was trägst Du normalerweise für Schuhe? hoch/ flach/ mid

Spielst Du normalerweise mit einer Bandage oder getaped?

Nein/ ja, und zwar mit \_\_\_\_\_

## II

Frühere Verletzungen

(was, wann und bestehen evtl. immer noch Probleme: Bei Bedarf auch die Rückseite verwenden)

<i>Füße</i>	
<i>Knie</i>	
<i>Hüfte</i>	
<i>Rücken</i>	

## 7.2 2.Fragebogen

### Fragen zum Schuh

Name: \_\_\_\_\_

Größe: \_\_\_\_\_

Vorname: \_\_\_\_\_

Gewicht: \_\_\_\_\_

#### Zutreffendes bitte anstreichen

Passt der Schuh im Vorfuß? ja / nein, weil \_\_\_\_\_

Passt der Schuh an der Ferse? ja / nein, weil \_\_\_\_\_

Wie ist die Dämpfung? im Vorfuß gut / weniger gut, weil \_\_\_\_\_  
im Ruckfuß gut / weniger gut, weil \_\_\_\_\_

Wie ist der „grip“ am Hallenboden? gut / weniger gut

Wie ist die Stabilität? gut / weniger gut, weil \_\_\_\_\_

Wie ist die Schnürung? gut / weniger gut, weil \_\_\_\_\_

Wie waren die Schuhränder? weich- okay- zu hart

Hat der Fersenteil auf die Achillessehne gedrückt? ja / nein

Wie ist die Einlegesohle? gut / weniger gut, weil \_\_\_\_\_

Hast du mit einer orthopädischen Einlage gespielt? ja / nein

Hatte der Schuh Schwächen bei basketballtypischen Bewegungen? nein / ja,  
bei \_\_\_\_\_

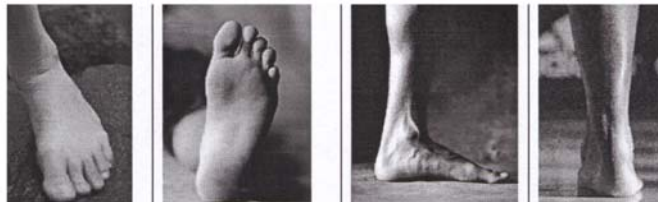
Hattest Du Probleme oder Schmerzen  
während der Testphase?

Im Vorfuß? nein / ja ,welcher Art? \_\_\_\_\_

Im Mittelfuß ? nein / ja , welcher Art? \_\_\_\_\_

An der Ferse? nein / ja., welcher Art? \_\_\_\_\_

markiere bitte  
die Stelle am Fuß



Trainingsausfall: Urlaub: \_\_\_\_\_

Verletzungen \_\_\_\_\_ Tage

Bitte gib die Art der Verletzung(en) an: \_\_\_\_\_

Eigener Kommentar: \_\_\_\_\_

Lutz Graumann  
Luitpoldstr.3  
87541 Bad Oberdorf

## Lutz Graumann

*Geboren am 17.9.1972 in Wolfenbüttel, als Sohn von Helmut Graumann und Hella Graumann (geb. Wand).*

*1979-1983 Besuch der Wilhelm-Raabe-Grundschule in Wolfenbüttel*

*1983-1985 Besuch der Orientierungsstufe an der Ravensberger Strasse*

*1985-1992 Besuch des Theodor-Heuss-Gymnasiums in Wolfenbüttel mit Abschluss des  
Abiturs*

*1992 Eintritt in die Bundeswehr und Grundausbildung in Hildesheim mit der  
Weiterverpflichtung auf 2 Jahre*

*1993 Absolvierung der Offiziersprüfung und Weiterverpflichtung als  
Sanitätsoffizieranwärters auf 18 Jahre*

*1994-1997 Beginn des Studiums der Humanmedizin in Regensburg und Abschluss des  
Physikums*

*1997-2001 Wechsel an die Universität Würzburg und Abschluss des 1., 2. und  
3.Staatsexamens.*

*23.5.2001 Antritt des AiP´s im BWK Amberg in der orthopädischen Abteilung*

*23.11.2002 Vollapprobation*

*Seit 2.1.2003 Tätigkeit als Truppenarzt im Bereich des Standortsanitätszentrums  
Sonthofen*