

Aus der Abteilung Sport- und Bewegungsmedizin
der Universität Hamburg
Fachbereich Bewegungswissenschaft
Fakultät für Erziehungswissenschaft, Psychologie und Bewegungswissenschaft

Leiter: Prof. Dr. med. Klaus-Michael Braumann
Dekanin: Prof. Dr. Eva Arnold

Propriozeptive Effekte von Knie-Orthesen in Ruhe und nach definierten Laufbandbelastungen

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.

vorgelegt von:

Björn Lund
aus Hamburg

Hamburg 2012

Angenommen von der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg am: **29.10.2012**

Veröffentlicht mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.

Prüfungsausschuss, der Vorsitzende: **Prof. Dr. K.-M. Braumann**

Prüfungsausschuss, zweiter Gutachter: **Prof. Dr. J. M. Rueger**

Prüfungsausschuss, dritter Gutachter: **Prof. Dr. W. Rüter**

INHALTSVERZEICHNIS

1	Einleitung	S. 4
1.1	Propriozeption	S. 4
1.2	Orthesen	S. 10
1.3	Stabilitätsmessungen	S. 14
1.4	Bedeutung des Themas	S. 16
1.5	Fragestellung dieser Arbeit	S. 22
2	Material und Methoden	S. 24
2.1	Probandengut	S. 24
2.2	Geräte	S. 26
2.2.1	Orthesen	S. 26
2.2.2	Laufband	S. 30
2.2.3	Herzfrequenz	S. 30
2.2.4	Messsystem	S. 30
2.3	Versuchsablauf	S. 32
2.3.1	Vorbereitung	S. 32
2.3.2	Belastungssituationen	S. 33
2.3.3	Orthesensituationen	S. 35
2.3.4	Testsituationen	S. 35
2.3.5	Versuchsdurchführung	S. 37
2.4	Statistische Methoden	S. 38
2.5	Kritik der Methoden	S. 40
3	Ergebnisse	S. 42
3.1	Tagesform	S. 42
3.2	Einbein-Stand-Test	S. 43
3.3	Einbein-Blind-Test	S. 45
3.4	Einbein-Niedersprung-Test	S. 48

4	Diskussion	S. 50
4.1	Überblick	S. 50
4.2	Orthesensituationen	S. 52
4.2.1	Einbein-Stand-Test	S. 52
4.2.2	Einbein-Blind-Test	S. 55
4.2.3	Einbein-Niedersprung-Test	S. 56
4.3	Belastungssituationen	S. 59
4.3.1	Ruhe / ohne Belastung	S. 59
4.3.2	Mittlere Belastung	S. 60
4.3.3	Maximale Belastung	S. 62
4.4	Schlussfolgerung	S. 67
4.5	Ausblick	S. 69
5	Zusammenfassung	S. 70
6	Literaturverzeichnis	S. 71
7	Anhang	S. 83
7.1	Alphabetisches Verzeichnis der Zeitschriftenabkürzungen	S. 83
7.2	Anamnese- und Befundbogen	S. 86
8	Danksagung	S. 88
9	Eidesstattliche Erklärung	S. 89

1 EINLEITUNG

1.1 PROPRIOZEPTION

Der Begriff der „Propriozeption“ wurde im Jahr 1906 von dem Neurophysiologen Sir Charles Sherrington eingeführt und beschreibt ein Sinnessystem, das die bewußte und unbewußte Wahrnehmung der Stellung und Bewegung unseres Körpers im Raum beinhaltet [127, 137]. Der Begriff setzt sich aus den lateinischen Worten *proprius* (lat.: eigen) und *recipere* (lat.: aufnehmen) zusammen.

Propriozeption ist das Ergebnis aus der zentralen Verarbeitung afferenter und teilweise efferenter Informationen verschiedener Mechanorezeptoren über Gelenkstellung, Gelenkbewegung und Gelenkkraft sowie der Verknüpfung mit Informationen aus dem Gleichgewichtsorgan und dem Auge [13, 25, 59, 66, 122]. Allerdings ist es bis heute nicht vollständig gelungen, das komplexe System lückenlos zu entschlüsseln [114].

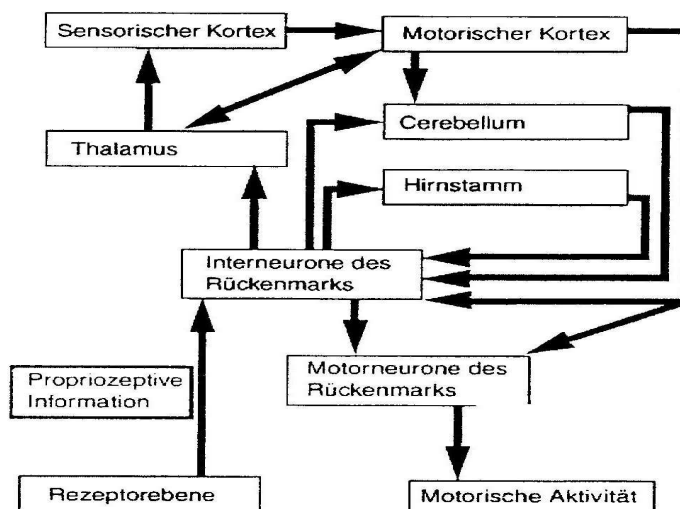
Die Rezeptoren der Propriozeption findet man in Bändern, Sehnen, Muskeln, der Kapsel, der Synovia und in der über dem Gelenk liegenden Haut [6, 13, 59, 66, 82].

Die Mechanorezeptoren sind in der Lage, mechanische Kräfte in afferente elektrische Signale zu konvertieren. In anatomischen Studien wurden vier Rezeptortypen mit propriozeptiven Eigenschaften gefunden [52, 55, 123, 124]:

1. Ruffini-Körperchen sind langsam adaptierende Mechanosensoren, die auf langdauernde Reize ständig Aktionspotentiale in afferenten Fasern erzeugen.
2. Pacini-Körperchen sind sehr schnell adaptierende Mechanosensoren, die nur auf schnelle Reizänderung und Bewegungen reagieren.
3. Golgi-Sehnenorgane sind als Dehnungsrezeptoren in der Lage, die aktiv entwickelte Muskelkraft zu messen.
4. Freie Nervenendigungen reagieren als Nozizeptoren, die sowohl Schmerz als auch mechanische und thermische Reize übertragen können.

Die Signale aus den Rezeptoren ziehen dann über afferente Fasern in das Rückenmark. Die Reaktion erfolgt sowohl über spinale Verarbeitungsprozesse in den Interneuronen, die durch multidirektionale Hemm- oder Aktivierungsmechanismen in die Informationsverarbeitung eingreifen können, als auch über supraspinale Schleifen über die Projektionsneurone [61]. Zudem bestehen bereits auf dieser Ebene neuronale Netzwerke mit zentrifugal hemmenden Kontrollen. So kann einerseits eine Fokussierung bestimmter Informationen, andererseits die Ausblendung überflüssiger Daten erreicht werden. Diese Mechanismen kommen u.a. bei der Ausblendung propriozeptiver Informationen bei rhythmisch oder automatisch ablaufenden Bewegungen zum Tragen [60, 93]. Eine direkte Reflexantwort der Gelenkrezeptoren zu den Muskelneuronen wird heutzutage eher als untergeordnet angesehen, da die meisten Unfälle innerhalb einer kürzeren Zeitspanne ablaufen (<10 msec) als eine monosynaptische Reflexantwort (>20 msec) [50, 59, 120]. Vielmehr besteht eine Fortleitung der Informationen über verschiedene Bahnsysteme in Hirnstamm, Mittelhirn, Kortex und Kleinhirn. Das Kleinhirn integriert neben den propriozeptiven Informationen auch andere Afferenzen, z.B. aus dem Vestibularissystem (Soll-Istwert-Kontrolle). Anschließend können über rückläufige Verbindungen zu den Zentren des Hirnstammes und der Hirnrinde laufend Korrekturen vorgenommen werden [114]. Daneben beeinflussen auch kortiko-kortikale Verbindungen zwischen sensorischem und motorischem Kortex über efferente Bahnen die Reaktionen in der Körperperipherie.

Abbildung 1: „Schematische Darstellung der Kernzentren des Zentralnervensystems“ (Quante [114], Abbildung1, Seite 308)



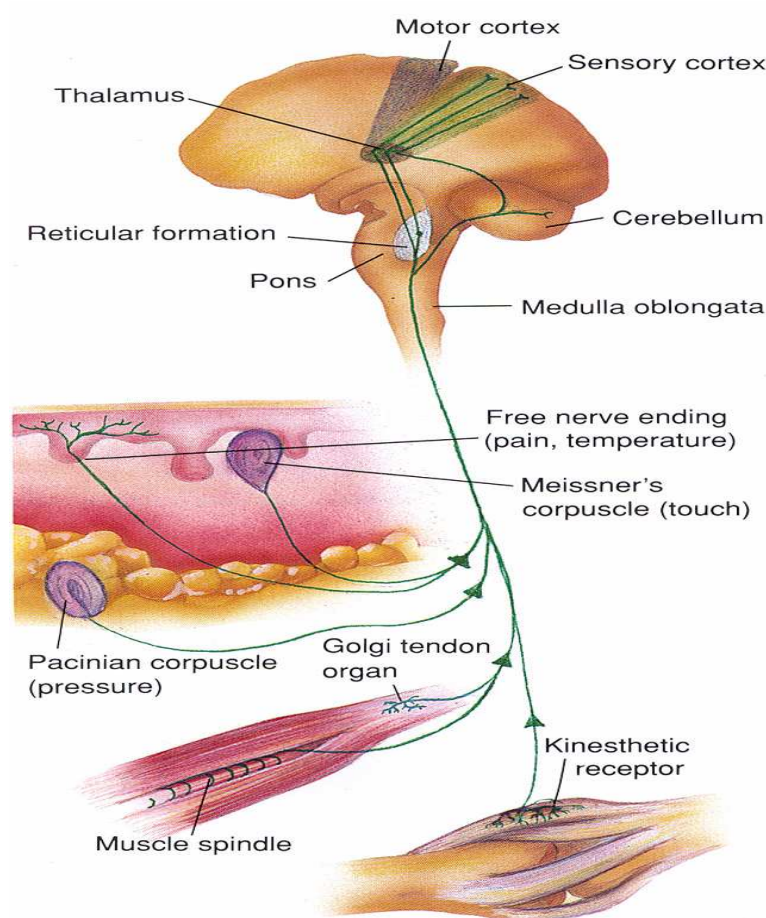


Abbildung 2: „Sensorische Rezeptoren und ihre Rückwege zum spinalen Cortex und dem Gehirn“ (in Wilmore [151], Fig. 3.11, Seite 60)

Diese komplexen Verarbeitungsmechanismen beeinflussen Funktion und Koordination der Motorik wesentlich [90] und tragen damit zum aktiven Schutz in Belastungssituationen bei [32].

Die Bedeutung der Propriozeption für die Medizin wird weiterhin kontrovers diskutiert. Die neuroanatomischen Grundlagen sind zwar gut erforscht, die funktionellen Abläufe sind jedoch auf Grund unterschiedlicher anatomischer Strukturen und Einflußgrößen, wie körperliche Belastung, Kleidung und Motivation, nur schwer faßbar [16, 40, 51, 114]. Zudem läuft ein großer Teil der Verarbeitung auf Grund der ständigen, ununterbrochenen Überwachung der Lage, Position und Bewegung des Körpers auf unbewußter Ebene ab [40, 81].

So ist es bisher auch nicht gelungen, allgemein gültige Tests zur Erfassung der Propriozeption zu ermitteln [16, 40, 85].

Anerkannte Methoden zur objektiven Messung sind:

- Aktive und passive Winkelreproduktions-Tests [19, 109]
- Messung der Bewegungsschwelle [13, 136]

Diese sogenannten psychophysischen Testverfahren werden häufig auf Grund der leicht reproduzierbaren Versuchsanordnungen zur Beurteilung der Propriozeption herangezogen. Allerdings stoßen diese Methoden bei dynamischen Belastungen im Maximalbereich (z.B. sportliche Betätigung) häufig an ihre Grenzen. Zudem ist unklar, inwieweit die Tests Abläufe außerhalb der bewussten Wahrnehmung erfassen und Überlagerungen mit anderen sinnesphysiologischen Mechanismen, wie vestibulären und optischen Einflüssen, stattfinden [41]. Dementsprechend sind gelegentlich intraindividuell inkonstante Ergebnisse gefunden worden [73] und es können bei langen Versuchsreihen Trainigseffekte in unterschiedlichem Maße zum Tragen kommen [5, 10].

- Analyse der Muskelfunktion durch Elektromyographie (EMG) [100, 115]
Diese Untersuchungen haben den Vorteil, daß Tests unter Belastungsbedingungen durchgeführt [46] und pathologische muskuläre Aktivierungsmuster erkannt werden können [143]. Allerdings wird bei dieser Versuchsanordnung nicht primär eine unmittelbare propriozeptive Funktion gemessen, sondern es lassen sich lediglich Rückschlüsse auf mögliche Einflüsse der Propriozeption durch Betrachtung der muskulären Endstrecke im Rahmen sensomotorischer Funktionen ziehen [114].
- Analyse kortikaler und subkortikaler Aktivitätszentren in Projektionsarealen der Propriozeption durch Elektroenzephalographie (EEG) [113] oder somatosensorisch evozierte Potentiale (SSEP) [31]
Untersuchungen durch EEG oder SSEP bieten dagegen die Möglichkeit, den afferenten Anteil des somatosensorischen Systems selektiv darzustellen und propriozeptive Auswirkungen auf kortikale Verarbeitungszentren zu erfassen.
- Stabilitätsmessungen (z.B. Einbein-Stand-Tests) [18, 62]

Die Ergebnisse von Studien, die mit Hilfe dieser oder anderer Testmethoden durchgeführt wurden, zeigen eine Beeinträchtigung der Propriozeption großer Gelenke, insbesondere der unteren Extremität, im Zusammenhang mit typischen Verletzungen und Dysfunktionen des Bewegungsapparates [63].

Ein praxisrelevantes Beispiel ist das vordere Kreuzband. So wurden auch hier Mechanorezeptoren gefunden [123, 124], weshalb dem Band neben der stabilisierenden Funktion eine propriozeptive Bedeutung zugeschrieben wird [52, 55]. Die vorliegenden Untersuchungen legen die Vermutung nahe, dass Rupturen des vorderen Kreuzbandes (VKB) zu einer Verschlechterung der propriozeptiven Leistung im betroffenen Gelenk führen können.

So konnten Jerosch et al. eine Reduktion der propriozeptiven Fähigkeiten am kreuzbandverletzten Kniegelenk zeigen, die auch am nicht verletzten kontralateralen Kniegelenk signifikant nachweisbar war [66]. Sowohl die gesunde Kontrollgruppe (n=12) als auch die Gruppe der Probanden, die mit einer autologen Patellasehnen-Plastik nach VKB-Ruptur versorgt wurden (n=12), zeigten eine signifikant ($p \leq 0,01$) geringere Schwerpunktabweichung im Einbein-Stand-Versuch als das konservativ behandelte Kollektiv (n=8). Im Vergleich mit der verletzten Seite war die Standunsicherheit auf der gesunden Gegenseite zwar signifikant besser, im Vergleich mit der Kontrollgruppe jedoch deutlich schlechter ($p \leq 0,05$). Die Autoren folgerten daraus, dass es durch den Unfall zu einer Störung des neurophysiologischen Regelkreises auf Rückenmarksniveau bei Verschaltung der mechanorezeptiven Afferenzen über Interneurone auf die Motoneurone der unteren Extremität gekommen sein könnte [66, 157]. Das vordere Kreuzband besitze demnach nicht nur eine passiv-mechanisch stabilisierende Funktion, sondern übe auch einen Einfluß auf dynamische propriozeptive Parameter aus [66].

Zudem existiert die These eines angeborenen propriozeptiven Defizites bei einigen Individuen, welches diese anfälliger für Verletzungen macht. Dieses wurde von Friden et al. und durch weitere Autoren unterstützt [16, 40, 59].

Auch andere Untersuchungen konnten sensorische und motorische Defizite nach Kreuzbandrupturen nachweisen [6, 13, 22, 40]. Die Einflüsse der Kreuzband-Rezeptoren sind dabei vor allen Dingen in extremen Situationen, wie z.B. einer Hyperextension zu suchen [52, 59].

Neben den oben genannten Faktoren scheinen auch bestehende Pathologien anderer Knieinnenstrukturen einen negativen Einfluß auf die Propriozeption zu haben. Dieses konnte für Chondralläsionen bei Gonarthrose-Patienten [7, 54, 65] und bei Patienten mit Meniskusverletzungen [64] nachgewiesen werden.

Auf Grund der vorbeschriebenen Ergebnisse besteht zunehmend eine Forderung nach evidenz-basierten propriozeptiven Trainingskonzepten in Prävention und Rehabilitation [28, 66, 81, 82]. Jede Art von Training und Beanspruchung des Bewegungsapparates setzt einerseits die Funktion der Propriozeption grundlegend voraus [114], hat jedoch andererseits auch die Potenz, die Propriozeption im Sinne von Trainingseffekten zu beeinflussen [58]. So könnten Verletzungen im Sport auch auf eine geschädigte bzw. ungenügende propriozeptive Leistungsfähigkeit zurückgeführt werden [114].

Viele Autoren empfehlen deshalb Orthesen, neben der mechanischen Stützfunktion, wegen ihrer funktionellen Stabilität als Prophylaxe für sportliche Aktivitäten [62, 91, 109] und zur Verbesserung des vorliegenden Propriozeptions-Defizites [18, 65, 156].

Sitler et al. konnten bei der prospektiven Untersuchung von 1600 Soldaten zeigen, dass statistisch ein dreifach erhöhtes Risiko für Sprunggelenksverletzungen beim Basketball ohne die Applikation einer prophylaktischen Orthese besteht [128].

Barrett et al. sprechen bei der Untersuchung von 81 Probanden mit gesunden und 45 Tetspersonen mit arthrotischen Kniegelenken durch einen Winkelreproduktions-Test gar von einem „dramatisch“ positiven Effekt einer elastischen Bandage bei älteren und arthrotischen Patienten mit einem schlechten Gelenkstellungssinn. Die Reproduktionsgenauigkeit bei dem angewandten Test konnte durch die Bandage um bis zu 40% verbessert werden ($p \leq 0,001$) [7].

1.2 ORTHESEN

Bereits um das Jahr 1900 herum wurden Orthesen zur Frakturbehandlung benutzt [87], die Versorgung des Kniegelenkes mit Orthesen ist allerdings noch eine eher junge Behandlungsmethode. Bis zum Ende der 60er Jahre waren Orthesen auf Grund ihrer Größe und Steifheit nur wenig an die Bedürfnisse der Athleten angepaßt, so dass die Leistungsfähigkeit nach Verletzungen im Bereich des Kniegelenkes enorm eingeschränkt war und in vielen Fällen das Karriereende bedeutete. Als der Sport professioneller und damit kommerzieller wurde, wuchs auch das Interesse, den besten und begehrtesten Sportlern im Rahmen der eingeschränkten chirurgischen Möglichkeiten eine Fortsetzung der Karriere zu ermöglichen [29, 85].

Anfang der 70er Jahre erregte dann eine Knie-Orthese Aufsehen, die zum ersten Mal funktionell zur Rehabilitation und zur Prävention geeignet war. Die „Lenox Hill Derotation knee brace“ wurde zuerst bei dem chronisch instabilen Knie des bekannten amerikanischen Footballspielers Joe Namath angewendet [29].

In den darauffolgenden Jahren nahm die Bedeutung des Leistungssports weiter zu und auch im Freizeitbereich stieg die Anzahl der aktiven Sportler stark an. Dem positiven gesundheitlichen Effekt dieses Aufschwunges stand die negative Häufung schwerer Sportverletzungen gegenüber.

Von allen Sportverletzungen sind Knieverletzungen mit über 35% gefolgt von Sprunggelenksverletzungen mit ca. 20% die zahlreichsten [132], wobei das vordere Kreuzband (VKB) neben dem Aussenbandapparat des Sprunggelenkes das am häufigsten vollständig gerissene Band des Körpers ist [85]. So ereignen sich ca. 80.000 Kreuzbandrupturen in den USA pro Jahr, wobei die höchste Inzidenz im Alter zwischen 20 und 25 Jahren zu finden ist und Behandlungskosten von geschätzten 1 Milliarde US-Dollar/Jahr verursachen [49]. Die isolierte Ruptur des VKB ohne Begleitverletzungen stellt jedoch die Ausnahme dar [68].

In vielen Studien sind die Auswirkungen von Kreuzbandverletzungen beschrieben worden [22, 36, 59, 66, 68, 69]. Dabei werden insbesondere neuromuskuläre Modifikationen wie Propriozeptions-Verlust, veränderte Muskelreflexe, Instabilität des Kniegelenkes, Veränderung der Muskelsteifheit, Quadriceps-Kraft-Defizite, Gang-Veränderungen und sekundäre degenerative Veränderungen beschrieben.

Sowohl bei konservativ als auch bei operativ behandelten Kreuzband-Patienten zeigten sich signifikante Veränderungen in den propriozeptiven Fähigkeiten [6, 22], die durch eine Störung des neurophysiologischen Regelkreises der unteren Extremität [66] und einen Verlust von Mechanorezeptoren im vorderen Kreuzband begründet werden können [59]. Zwar werden nicht nur die Propriozeptoren der Bänder und der Gelenkkapsel zur Einschätzungen von Gelenkstellung und Gelenkbewegung herangezogen, sondern auch Rezeptoren der Haut und der Muskulatur [13, 37], allerdings können traumatisch bedingte Ausfälle von Gelenkrezeptoren scheinbar nicht vollständig von anderen Rezeptoren ausgeglichen werden [82].

Dieses propriozeptive Defizit [6] könnte demnach für die funktionelle Instabilität mitverantwortlich sein, die von Freeman et al. beschrieben worden ist [38]. Die funktionelle Instabilität, welche häufig von Patienten, die eine intakte mechanische Stabilität aufweisen, mit dem Gefühl eines Nachgebens („giving way“) beschrieben wird, wird von einigen Autoren sogar als wichtiger für die Analyse von Verletzungsmechanismen angesehen, als die rein mechanische Instabilität [39, 145]. Fällt das vordere Kreuzband als starker mechanischer Antagonist des Musculus quadriceps femoris bei der vorderen tibialen Translation aus [96], so kommt es häufig zu einer neuromuskulären Adaptation der unteren Extremität [59]. Diese kann zu muskulären und funktionellen Veränderungen führen. DeVita et al. beschrieben eine Anpassung des Gang-Musters an die Verletzungssituation, bei der VKB-Patienten beim Gehen und Laufen deutlich weniger Arbeit im Kniegelenk verrichten. Stattdessen bringen sie mehr Leistung in der Hüfte und dem Sprunggelenk auf, es findet also eine symptomorientierte Ummodellation statt [34]. Dem VKB werden daher nicht nur passiv-mechanisch stabilisierende Funktionen, sondern auch ein Einfluß auf dynamische propriozeptive Parameter zugesprochen [66].

Die Kombination dieser Veränderungen bei Rupturen des vorderen Kreuzbandes erklären die erhöhte Prävalenz von sekundären Meniskus-Läsionen und degenerativen Gelenkerkrankungen bei VKB-Patienten [59, 68, 85, 103]. Nebelung et al. zeigten dies in einer retrospektiven Studie über 35 Jahre an neunzehn ehemaligen Spitzensportlern, welche nach VKB-Ruptur konservativ behandelt wurden. Zehn Jahre nach dem Trauma erfolgte bei 79% der Patienten eine Meniskus-Operation, 20 Jahre nach dem Unfall war dies bereits bei 18 der 19 Teilnehmer (95%) notwendig, wobei 68% zusätzlich einen IV° Knorpelschaden aufwiesen [98]. Das hintere Kreuzband scheint in Bezug auf die Propriozeption und die Funktion dagegen keine so entscheidende Stellung einzunehmen [78].

Der Behandlung von akuten und chronischen Verletzungen der Kniebinnenstrukturen wurde demnach eine immer größere Beachtung geschenkt.

Die Orthesenversorgung erhielt parallel zu dieser Entwicklung eine steigende Bedeutung sowohl in der konservativen Therapie als auch in der Nachsorge von chirurgischen Behandlungen, da früh erkannt wurde, dass kein rekonstruiertes oder repariertes Band die biomechanischen Funktionen eines normalen Kreuzbandes ersetzen kann [68]. Die Orthesen wurden also nicht mehr nur bei Sportverletzungen, sondern auch bei Knie traumata eingesetzt, die sich im Alltag ereigneten [29].

Das Orthesenangebot auf dem Markt wurde immer größer und unübersichtlicher und so entschloß sich 1984 die American Academy of Orthopaedic Surgeons, Knie-Orthesen in 3 verschiedene Klassen einzuteilen [153]:

- ◆ Prophylaktische Orthesen sollen Verletzungen vorbeugen
- ◆ Rehabilitative Orthesen sollen nach Verletzungen eine frühzeitig gesicherte Belastung gewährleisten
- ◆ Funktionelle Orthesen sollen dem instabilen Gelenk mehr Stabilität verleihen

Heute versteht man unter prophylaktischen Orthesen nicht verschreibungspflichtige Stabilisierungshilfen, die nicht individuell angepaßt werden und nur in wenigen Standardgrößen erhältlich sind. Sie sollen die Verletzungsrisiken mindern, ohne die Gelenkfunktion zu beeinträchtigen [105].

Rehabilitative oder postoperative Orthesen nehmen eine Zwischenposition ein und sollen die Bandheilung schützen. Außerdem können sie bei verletzten Kapsel-Band-Strukturen bewegungslimitierend eingesetzt werden [131].

Funktionelle Orthesen sind in der Regel verschreibungspflichtig und sowohl individuell anpassbar, als auch in Standardgrößen erhältlich. Sie spielen eine Rolle bei der Behandlung von Patienten mit pathologisch laxem Bandapparat [94]. Ihnen wird mit 30% zusätzlichem Halt die größte antero-mediale Stabilität eingeräumt [1].

Desweiteren wird oft zwischen Hartrahmenorthesen mit festem Kunststoffgerüst und weicheren „strumpftartigen“ Orthesen unterschieden. Auch hier ist eine genaue Einteilung auf Grund der vielen Hersteller und Fabrikate sehr schwierig [85, 109].

1.3 STABILITÄTSMESSUNGEN

Der aufrechte Stand ist ein dynamisches Geschehen, dem eine präzise, automatische Regulation und Zielvorgabe zugrunde liegt. Der Muskeltonus ist dabei eine biomechanische Notwendigkeit für das aufrechte Stehen und die Grundlage der Halte- und Stützmotorik. Dieser Tonus wird auf Grund von Rückmeldungen aus der Somatosensorik, dem Gleichgewichtsorgan und dem visuellen System kontinuierlich abgestimmt. Die Leichtigkeit und Selbstverständlichkeit, mit welcher der gesunde Mensch aufrecht stehen kann, steht im krassen Gegensatz zur Komplexität des Regelvorganges. Allerdings beobachtet man auch beim gesunden Menschen kleine Fluktuationen der Position des Körperschwerpunktes (KSP), wenn man die Projektion des KSP auf die Standfläche betrachtet [122].

In der wissenschaftlichen Praxis unterscheidet man drei Arten von Gleichgewichtskontrolle [43, 138]:

1. Das möglichst genaue Einhalten einer Ruheposition („Steadiness“)
2. Die ausgewogene Verteilung des Gewichts im aufrechten Zweibeinstand („Symmetry“)
3. Die Fähigkeit, die vertikale Projektion des KSP auf die Standebene in Ruhe zu halten („Dynamic Stability“)

Es hat sich herausgestellt, dass die mittlere Position des Kraftangriffspunktes des Fußes oder der Füße in der horizontalen Standebene der Position der vertikalen Projektion des KSP entspricht [43, 44]. Mit Hilfe von Kraftmessplattformen ist man in der Lage, Kräfte in den drei Dimensionen (horizontal F_x und F_y ; vertikal F_z) zu messen.

Aus diesen Kräften lassen sich mit entsprechenden Algorithmen hochauflösende Parameter bestimmen, die sich zur Beschreibung des Gleichgewichtsverhaltens als geeignet herausgestellt haben [43, 53].

Als Standardparameter bei der Arbeit mit Kraftmessplattformen haben sich „Sway Length“, „Sway Area“ und „Root-Mean-Square“ herausgestellt [43, 53, 70].

1. Sway Length (SL) gibt den Weg des Kraftangriffspunktes innerhalb der Messzeit wieder und wird nach folgender Formel berechnet:

$$SL := \sum_{i=1}^{n-1} \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2}$$

2. Sway Area (SA) erfasst die räumliche Ausdehnung der Kraftangriffspunkt-Schwankungen. Es werden die Flächen der Dreiecke zwischen jeweils zwei aufeinanderfolgenden Punkten des Kraftangriffspunktes und dem Nullpunkt errechnet und über die Messzeit aufsummiert. Es ergibt sich folgende Formel:

$$SA := \frac{1}{2} \left(\sum_{i=1}^{n-1} |x_{i+1} \cdot y_i - x_i \cdot y_{i+1}| \right)$$

3. Root-Mean-Square (RMS): Streuungsradius

Dies ist ein Streuungsparameter des Verlaufes des KSP in der Ebene bzw. die mittlere Schwankung des Kraftangriffspunktes. Er beschreibt vom errechneten Mittelpunkt ausgehend den Mittelwert aller Radien zu allen Werten.

Für den RMS gilt folgende Formel:

$$RMS := \sqrt{\sum_{i=1}^{n-1} \frac{(x_{i+1})^2 + (y_{i+1})^2}{n}}$$

Goldie et al. konnten in einer Grundlagenstudie zeigen, dass der kurze Einbein-Stand mit offenen und geschlossenen Augen auf einer Kraftmessplatte eine geeignete Messmethode zur Erfassung von Stabilitäts- und Koordinations-Daten darstellt [44]. Das Erfassen von dreidimensionalen Kräften sei dabei der zweidimensionalen Druckmessung (center of pressure) überlegen.

1.4 BEDEUTUNG DES THEMAS

Ein großer Teil des aktuellen Gesamtunfallaufkommens liegt im Bereich der Sportverletzungen. Nach heutigen Untersuchungen liegt dieser Wert bei 25 - 30%, demnach ist in Deutschland pro Jahr mit etwa 1,5 Millionen Sportunfallverletzten zu rechnen. In einer Statistik aus dem Jahre 1914 wird der Anteil der Sportverletzungen noch mit weniger als 1% angegeben [92].

Die stetige Weiterentwicklung des Sports und die Jagd nach immer neuen Rekorden und Höchstleistungen, mit zunehmender Risikobereitschaft auch im Freizeitsport, läßt die Verletzungsformen wesentlich vielfältiger und komplexer werden. So nimmt dementsprechend auch die Zahl der Kniegelenkverletzungen als häufigste Läsionen bei Sportlern stetig zu [132].

In einer Untersuchung von mehr als 30.000 Sportverletzungen lag der Anteil von Kniegelenkverletzungen bei 42%, deren Ursache in ca. der Hälfte der Fälle in den Sportarten Fußball und Skilaufen zu finden waren [131]. Die Altersverteilung in diesen Statistiken zeigt einvernehmlich einen Höhepunkt zwischen dem zwanzigsten und dreißigsten Lebensjahr [92, 103, 132]. Dabei sind Distorsionen, Meniskus- und Bandverletzungen die häufigsten Diagnosen. Gerade aus diesen Gelenkverletzungen können sich irreversible strukturelle Dauerschäden entwickeln. So bedingen Bandverletzungen häufig chronische Gelenkinstabilitäten, Dysfunktionen, erhöhtes Risiko von Rezidivverletzungen und degenerative Veränderungen [7, 36, 59, 68, 92, 103].

Die sozioökonomischen Auswirkungen auf die Gesellschaft und für das Individuum führen zu einem anwachsenden Interesse in der Prävention, Rehabilitation und Therapie von Knieverletzungen [21, 131].

Die Stabilisierung des Kniegelenkes hängt zu einem großen Teil von den koordinativen und propriozeptiven Fähigkeiten des Einzelnen ab [109, 114, 121]. Dadurch ergibt sich eine ansteigende Beachtung neurophysiologischer Interaktionen und der Möglichkeiten zur Beeinflussung dieser Abläufe.

Eine wichtige Behandlungsmethoden stellen die modernen Orthesen dar.

Dies hat dazu geführt, dass heutzutage Knie-Orthesen in immer größeren Zahlen verschrieben werden und verschiedene Hersteller am Markt ihre Produkte anbieten. So sind schon viele Studien über die Wirksamkeit und den Nutzen von Orthesen durchgeführt worden, allerdings bestehen weiterhin kontroverse Meinungen über die Auswahl geeigneter Orthesen [1, 11, 20, 29, 74, 83, 85, 94, 105].

Dabei ist zu beachten, dass es starke individuelle Unterschiede, bedingt durch körperliche Beschaffenheit, Lebensumstände, Motivation etc., bei der Effektivität von Orthesen gibt [1].

In diversen Studien konnte nachgewiesen werden, dass externe Stabilisierungshilfen dem Kapsel-Bandapparat des jeweiligen Gelenkes signifikante mechanische Unterstützung bieten können [1, 2, 12, 29, 86, 116, 154]. Albright et al. und auch Wojtys et al. sprechen den Orthesen eine deutliche Reduktion der anterioren tibialen Translation von ca. 30% zu [1, 154].

Luber et al. quantifizieren die maximale vordere Schublade-Stabilität von Hartrahmenorthesen mit 210 Newton (N) und die von Bandagen mit Gelenkschiene mit 159 N [86]. Die in dieser Studie benutzten Orthesen DonJoy GoldPoint (medi) und SofTec (Bauerfeind) lagen beide im Bereich der Hartrahmenorthesen.

Beynon et al. beschreiben außerdem einen protektiven Effekt der Orthesen auf die Zugbelastung, die auf das vordere Kreuzband wirkt [12].

Die mechanischen Eigenschaften der Orthesen werden dabei von drei Faktoren entscheidend beeinflusst:

1. die mechanischen Charakteristiken der individuellen Orthesen-Komponenten,
2. die strukturelle Integrität des Designs und
3. die Interaktion der Orthesen mit dem Gelenk bei Belastung [83].

Blauth et al. berichten, dass insbesondere der Gelenkmechanismus der Orthesen häufig nicht mit der Knieachse übereinstimmt [20]. Polyzentrische Knieorthesen mit zwei oder mehr Drehachsen weisen dabei keine signifikanten Vorteile gegenüber monozentrischen Orthesen mit nur einer Drehachse auf [154].

Allerdings zeigen weitere Studien, dass bei sehr großen Krafteinwirkungen, wie sie bei Sportverletzungen auftreten, Orthesen nur begrenzt wirksam sind [85]. Noyes et al. berichten, dass schon bei normalen täglichen Aktivitäten auf das vordere Kreuzband Kräfte von mehr als 400 N wirken [102].

Liu et al. beschreiben in ihrem Übersichtsartikel, dass die meisten Orthesen dieser Belastung nicht standhalten [85]. Andere Autoren sprechen den Orthesen nur eine begrenzte Schutzfunktion bezüglich der vorderen Schublade zu [131].

Es besteht jedoch zusätzlich ein gravierender Unterschied in der genetisch vererbten Bandstraffheit zwischen verschiedenen Individuen. Patienten mit einem generell straffen Bandapparat haben deutlich weniger Probleme nach einer Kreuzbandruptur, als Patienten mit einem hohen Maß an Laxität [68]. Ebenfalls bestehen Unterschiede in der für das Gelenk relevanten Muskulatur [80], weshalb Orthesen für Patienten mit einer schlechten mechanischen Stabilität ein größeres Benefit darstellen könnten [30, 94].

Neben der mechanischen Unterstützung gibt es demgegenüber noch die Form der funktionellen Stabilisierung. Vermehrt wird daher die Meinung vertreten, dass nicht nur die Mechanik entscheidend für die Kniestabilität bei Orthesenapplikation ist, sondern vielmehr eine Beeinflussung afferenter propriozeptiver Signale von Bedeutung sein könnte [115, 156].

In diesem Zusammenhang konnte in zahlreichen Studien der positive Einfluß von Orthesen auf die propriozeptive Leistungsfähigkeit nachgewiesen werden [7, 17, 18, 26, 37, 39, 62, 65, 75, 91, 100, 105, 109]. So konnten Jerosch et al. zeigen, dass elastische Bandagen die passive Winkelreproduktion signifikant gegenüber dem nicht bandagierten Bein verbessern können [62, 65, 67]. Erklärt wird dies durch eine Stimulierung der Propriozeptoren in den Bändern, Muskeln, Sehnen, Gelenken, Kapseln und der Haut, denen durch Druck und Reibung der Orthese vermehrte bzw. detailliertere Informationen zur weiteren Verarbeitung zur Verfügung stehen [37, 75]. Dieses zusätzliche afferente Feedback scheint insbesondere bei Individuen mit einer allgemein schlechten Wahrnehmungsfähigkeit zu einer deutlichen Verbesserung zu führen [7, 109].

Die Mechanorezeptoren der Haut ändern ihr reaktives Verhalten bei Bewegung. Es ist daher anzunehmen, dass Orthesen bei Bewegungsabläufen am effektivsten sind. So unterscheidet sich die Kinetik an der unteren Extremität bei sportlicher Betätigung mit und ohne Knie-Orthese signifikant [34, 100]. De Vita et al. beschreiben dabei eine veränderte koordinative Motorik und eine Ökonomisierung des Laufstils, die zu einer Minderbelastung des Kniegelenkes führt [35].

Diese Untersuchungen haben dazu beigetragen, dass funktionelle Knie-Orthesen nicht mehr nur bei chronisch instabilen Kniegelenken angewendet werden, sondern auch eine wachsende Bedeutung im Bereich der Rehabilitation erfahren und sogar zur prophylaktischen Versorgung gesunder Kniegelenke genutzt werden [29, 67, 85, 109].

In der modernen Rehabilitation ist deutlich ein Trend zur frühzeitigen und aggressiven Behandlung zu erkennen [4, 126]. Damit soll den Problemen begegnet werden, die bei längerer Ruhigstellung eines Gelenkes auftreten können. Dazu gehören die Atrophie der gelenkstabilisierenden Muskulatur, die Einschränkung der Gelenkbeweglichkeit durch Kapselschrumpfung, die Ödembildung und nicht zuletzt die Thrombosegefahr [21]. Dabei muß allerdings bedacht werden, dass individuelle Konzepte für die Patienten entwickelt werden müssen, da erhebliche Unterschiede in den Rehabilitations-Zielen, dem Alter, den Verletzungen und der Behandlungsmethode existieren [4].

Folglich nimmt die therapeutische Versorgung mit Orthesen, insbesondere bei der konservativen und der operativen Behandlung von Rupturen des vorderen Kreuzbandes, einen immer größeren Stellenwert ein. Sie wird in der Literatur von der Mehrzahl der Autoren empfohlen [7, 75, 115, 116, 131, 146, 156].

Eine weitere und nicht zu verachtende Eigenschaft von Orthesen, die insbesondere in der Nachbehandlung von Verletzungen eine große Rolle spielen kann, ist die psychologische Komponente, die durch die Orthesen hervorgerufen bzw. verstärkt wird. So konnten in einigen Untersuchungen keine Ortheseneffekte quantifiziert werden, die Probanden gaben allerdings eine deutliche Verbesserung der subjektiven Leistungsfähigkeit beim Tragen einer Orthese an [19, 133]. Demnach kann es dazu kommen, dass sich die Patienten mit Orthese eine Belastung des Gelenkes eher zutrauen. Diese Tatsache kann auf der einen Seite den Vorteil besitzen, dass eine aktive Bewegung frühzeitiger ausgeführt werden kann, auf der anderen Seite aber den Nachteil, dass der Patient sich und seinen Rehabilitations-Zustand womöglich überschätzt. Desweiteren sollte darauf geachtet werden, dass der Patient nicht in ein Abhängigkeitsverhältnis gegenüber der Stabilisierungshilfe bei seinen Aktivitäten gerät, sondern Vertrauen in die erarbeiteten Abläufe gewinnt und die Orthese im Verlauf nur in starken Belastungssituationen genutzt wird [29].

Neben der mechanischen und funktionellen Stabilisierung von Orthesen, spielt auch die körperliche Leistungsfähigkeit eine große Rolle. Insbesondere bei der präventiven bzw. rehabilitativen Applikation von Orthesen unter Belastungsbedingungen ist es entscheidend, dass die Stabilisierungshilfen die Leistungsfähigkeit nicht oder nur in geringem Maße einschränken. Das bedeutet, dass die Orthesen zum einen einen hohen Tragekomfort aufweisen müssen, zum anderen die Ausübung körperlicher Belastungen nicht behindern dürfen.

Einerseits sind die Sportler und Trainer in erster Linie daran interessiert, dass der verletzte Athlet so schnell wie möglich wieder seine Leistungsgrenzen erreichen kann [11]. Andererseits stehen sie dem Nutzen von Orthesen häufig skeptisch gegenüber, da viele Athleten glauben, dass externe Stabilisierungshilfen zu einer starken Behinderung der Leistungsfähigkeit führen können [111].

Obwohl es in dieser Frage keinen einheitlichen Konsens in der Literatur gibt, kommt es in der Mehrzahl der Publikationen zu keinen bedeutenden Einschränkungen der körperlichen Leistungsfähigkeit [48, 111, 135, 149].

Stephens beispielsweise konnte keine negative Beeinflussung der Geschwindigkeit bei gesunden Basketballspielern durch eine Knie-Orthese feststellen [135].

Auch Greene et al. fanden keine Verminderung der Geschwindigkeit oder Beweglichkeit durch Knie-Orthesen. Allerdings stellten sie eine unterschiedliche Tendenz der Orthesen fest, bei längerer Belastung zu verrutschen und dadurch den Athleten zu behindern [48].

Im Gegensatz dazu vertritt Styf die Meinung, dass eine prophylaktische oder funktionelle Applikation von Knie-Orthesen die Leistung asymptomatischer Sportler einschränken könnte. Die Orthesen würden durch die Kompression des Weichteilgewebes die Muskelfunktion beeinträchtigen. Dieses sei durch einen erhöhten intramuskulären Druck, eine verminderte Muskeldurchblutung mit limitiertem Sauerstoffangebot und eine sich daraus begründende frühzeitige Muskelermüdung bedingt [139].

Außerdem konnte in weiteren Studien eine geringe, aber signifikante Beeinflussung der erfaßten physiologischen Parameter nachgewiesen werden [57, 152, 158].

Veldhuizen et al. zeigten jedoch, dass sich die leistungsphysiologischen Parameter nach Entfernen der Orthese wieder auf dem Ausgangsniveau befanden [149].

Die negative Beeinflussung der körperlichen Leistungsfähigkeit durch Orthesen kann also im Vergleich zum prophylaktischen Nutzen als gering eingestuft werden [27, 111].

Für die Wahl einer geeigneten Orthese sollten demnach die mechanische Stabilität, die Aktivierung von Bewegungsmustern, der Tragekomfort, keine Behinderung der sportlichen Leistungsfähigkeit, die Kosten und die einfache Handhabung ausschlaggebend sein [26, 85]. In vielen Fällen liegt die Entscheidung allerdings nicht auf wissenschaftlichen Daten begründet, sondern ist häufig dem Patienten überlassen, der z.B. nach ästhetischen Gesichtspunkten urteilt [29].

Weiterentwicklungen in Bezug auf die Schutzfunktion von Orthesen müssen also Hand in Hand gehen mit der Anpassung an individuelle Bedürfnisse der Patienten [1].

1.5 FRAGESTELLUNG DIESER ARBEIT

Die Stabilität im Kniegelenk wird durch mechanische und funktionelle Eigenschaften gewährleistet [59, 68]. Während die mechanische Stabilität durch die Knochen, die Bänder und die Muskulatur aufgebaut wird, beruht die funktionelle Stabilität insbesondere auf den propriozeptiven Informationen der Mechanorezeptoren des Gelenkes [63]. Durch Verletzungen können diese komplexen Regelkreise gestört werden [66].

Orthesen sind in der Lage, die mechanische Stabilität und die propriozeptiven Fähigkeiten zu verbessern [11, 91] und leisten daher einen entscheidenden Beitrag zur Wiederherstellung der körperlichen Leistungsfähigkeit [106, 109]. Allerdings stellt sich heutzutage der Anspruch an eine geeignete Orthese, das sportliche Potential der Patienten bei präventiver oder rehabilitativer Anwendung nicht einzuschränken [111]. Entscheidende Faktoren sind hierbei das Gewicht, das Design, die Reibung der Scharniere, die von der Orthese ausgeübte Kompression auf die bedeckten Weichteile und der allgemeine Tragekomfort [1].

Ferner konnte gezeigt werden, dass sich die Wahrnehmung der Gelenkstellung nach einem Aufwärm-Programm verbessert [8], im Gegensatz dazu eine muskuläre Ermüdung zu einer Abnahme der propriozeptiven Fähigkeiten führen kann [79].

In den vorangegangenen Untersuchungen der propriozeptiven Leistungsfähigkeit in Verbindung mit einer körperlichen Belastung wurden zumeist Winkelreproduktions-Tests angewendet [129] oder die Tests beschränkten sich auf die Untersuchung der Propriozeption in Verbindung mit Orthesen [12] bzw. die Auswertung physiologischer Parameter bei Belastungen mit Orthesen [152].

Ziel dieser Studie war es daher, propriozeptive Effekte von Knie-Orthesen in Ruhe und nach definierten Laufbandbelastungen aufzudecken.

Um das statische und dynamische Einsatz-Spektrum der Knie-Orthesen bei dieser Arbeit unter standardisierten Bedingungen zu erfassen, wurden drei streng definierte Belastungssituationen gewählt.

Da sich in der Literatur immer wieder Unterschiede zwischen Hartrahmenorthesen und Bandagen bzw. Bandagen mit Gelenkschienen zeigen [146], wurden in dieser Arbeit jene beiden Typen miteinander verglichen:

Die in Deutschland häufig verschriebene Hartrahmenorthese „DonJoy GoldPoint“ (medi, Bayreuth) und die funktionelle, strumpfbartige „SofTec Knie-Orthese“ der Firma Bauerfeind (Kempfen) kamen in dieser Untersuchung zur Anwendung.

Als Methode, die propriozeptiven Daten zu erfassen, wurden eine Reihe funktioneller Einbein-Stand-Tests auf einer Kraftmessplatte gewählt.

Es standen demnach folgende Fragestellungen im Vordergrund:

- 1. Welche Veränderungen ergeben sich für die Propriozeption im Kniegelenk nach definierten Laufbandbelastungen ?**
- 2. Wie werden diese Leistungen durch das Tragen von Knie-Orthesen beeinflusst ?**
- 3. Was für Unterschiede ergeben sich in der Effektivität von Knie-Orthesen unterschiedlicher Bauart ?**

2 MATERIAL UND METHODEN

2.1 PROBANDENGUT

An dieser Studie waren 35 gesunde Probanden beteiligt, von denen 19 männlich und 16 weiblich waren. Das Durchschnittsalter betrug $23,3 \pm 3,4$ Jahre. Die Durchschnittsgröße lag bei $177,0 \pm 11,0$ cm. Das Gewicht war im Mittel $68,6 \pm 11,7$ kg bei einem durchschnittlichen Body Mass Index von $21,8 \pm 2,3$ kg/m².

Die Probanden gaben an, in der Woche $4,8 \pm 3,1$ Stunden Sport zu treiben (Tabelle 1).

Tabelle 1: Anthropometrische Daten des Probandenkollektivs

	Alter (Jahre)	Größe (cm)	Gewicht (kg)	BMI (kg/m²)
n	35	35	35	35
Max	31	198	92	28,0
Min	18	158	49	18,1
MW	23,3	177,0	68,6	21,8
SD	3,4	11,0	11,7	2,3

n = Anzahl der Probanden

Max = Höchster Wert

Min = Niedrigster Wert

MW = Mittelwert

SD = Standardabweichung

Alle Studienteilnehmer hatten zum Zeitpunkt der Untersuchung keine ernsthaften Erkrankungen oder Verletzungen.

Als Ausschlusskriterien für die Studie wurden definiert:

- Schwere Allgemeinerkrankungen (z.B. erhebliche Einschränkung der Leber-, Lungen- oder Nierenfunktion)
- Schwere koronare Herzkrankheit mit Angina pectoris in Ruhe
- Weniger als 3 Monate nach Myokardinfarkt
- Herzinsuffizienz, Herzrhythmusstörungen, Herzschrittmacher
- Schwere Hypertonie
- Endokrine Störungen (z.B. schlecht eingestellter Diabetes mellitus)
- Akute oder chronische Infektionskrankheiten
- Überlastungsschäden, Überlastungserscheinungen
- Schwerwiegende orthopädische Verletzungen bzw. Schäden, insbesondere der unteren Extremität (z.B. Bandverletzungen, Meniskusverletzungen, Knorpelschäden)

Bei abgelaufenen Infektionen wurde eine Rekonvaleszenzphase von ca. einer Woche eingehalten.

Die Probanden wurden gebeten, 24 Stunden vor dem jeweiligen Test keine exzessiven körperlichen Arbeiten zu verrichten und Sport allenfalls im regenerativen Bereich zu treiben. Außerdem wurden die Probanden darauf hingewiesen, dass übermäßiger Alkoholgenuß und verminderte Nachtruhe die Testergebnisse negativ beeinflussen könnten.

Diese Vorgaben bekamen die Teilnehmer am Habitualisierungstermin sowohl mündlich als auch schriftlich mitgeteilt und wurden zu jedem neuen Termin erinnert, diese Grundvoraussetzungen einzuhalten.

Die Teilnahme erfolgte auf freiwilliger Basis und auf eigene Verantwortung. Es wurde von allen Probanden eine Einverständniserklärung nach gründlicher Aufklärung über eventuelle Risiken unterschrieben. Mit der Speicherung und Verarbeitung ihrer Daten erklärten sich alle Probanden einverstanden.

2.2 GERÄTE

2.2.1 ORTHESEN

In dieser Studie wurden folgende zwei Orthesen verwendet:

- ♦ SofTec Knie-Orthese der Firma Bauerfeind GmbH & Co (Kempfen, Deutschland)
- ♦ GoldPoint ACL-Knie-Orthese der Firma DonJoy (Vista, USA)
vertrieben von der Firma medi (Bayreuth, Deutschland)



Abbildung 3: Verwendete Orthesen

Links: SofTec (Bauerfeind)
als Beispiel für eine
Bandage mit Gelenk-
schiene

Rechts: GoldPoint (DonJoy)
als Beispiel für eine
Hartrahmenorthese

Die Anpassung der Orthesen übernahm ein ausgewiesener Orthopädietechniker. Damit wurde gewährleistet, dass die Orthesen durch einen Fachmann ordnungsgemäß und standardisiert angepaßt wurden.

Die SofTec Orthese wurde in dieser Studie als Beispiel für eine Bandage mit Gelenkschienen verwendet. Die GoldPoint Orthese wurde als typisches Beispiel für eine Hartrahmenorthese benutzt.

Eine Flexions- oder Extensionsbegrenzung ist bei beiden Orthesen möglich, das Bewegungsausmaß wurde in dieser Studie allerdings frei gegeben.

Die SofTec Orthese ist mit einem Gewicht von ca. 600g etwas leichter als die ca. 800g schwere GoldPoint Orthese.

SofTec Orthese (Bauerfeind; Kempen, Deutschland):

Bei der SofTec Orthese handelt es um eine Kombination aus Bandage und Orthese mit zwei Gelenkschienen, die mit einem technisch intelligenten Gelenkmechanismus für das individuelle Auffinden der geeigneten Drehpunkte für die Gelenkachse des Patientenknies auf einer Bahnkurve ausgerüstet sind. Weiterhin ist die Orthese durch ein vektororientiertes 3D-Gestrick mit hoher zirkulärer Stabilität und vertikaler Elastizität für die aktive Muskelbewegung sowie eine spezielle Silikonprofileinlage mit integriertem Patella-Korrekturzug charakterisiert. Dadurch kann insgesamt ein optimaler Sitz mit großflächigem Kontakt zum Bein und angenehmen Trageeigenschaften sowie einem kontinuierlichen Temperatur- und Feuchtigkeitsausgleich durch atmungsaktive Materialeigenschaften gewährleistet werden. Das An- und Ablegen der Orthese wird durch die vorhandenen Klett- und den integrierten Reißverschluss erleichtert. Die Orthese gibt es in vier verschiedenen Größen (I-IV). Jedem Probanden wurde eine neue Orthese individuell in seiner Größe angepaßt.

Die spezifische Größe der Orthese ergibt sich aus drei Messpunkten, die am entspannten, in ca. 20° Stellung leicht angewinkelten Bein bestimmt werden. Messpunkt 1 ist der Umfang über der Patellamitte, Messpunkt 2 der Umfang des Unterschenkels 15 cm unterhalb der Kniemitte und Messpunkt 3 der Umfang des Oberschenkels 15 cm oberhalb der Kniemitte.

Mittels eines speziellen Einstellvorganges wird die im dreidimensionalen Raum befindliche optimale Drehachse fixiert, so dass jedem Probanden eine ideal eingestellte Orthese zur Verfügung stand. Dazu wird zunächst der Gelenkmechanismus frei gegeben. Anschließend werden dann ca. 15 Bewegungsabläufe zwischen 10° und 45° durchgeführt, wobei sich das Gelenk auf den individuellen Kompromissdrehpunkt einstellt und abschließend gesichert wird.

Als Indikationen der SofTec Orthese werden die präoperative, postoperative und konservative Therapie von Kniegelenksinstabilitäten, Kreuzbandrupturen, die funktionelle Behandlung von Seitenbandläsionen, die schmerzhaftes Gonarthrose mit und ohne Bandinsuffizienz, die rheumatoide Arthritis mit Bandinsuffizienz und das endoprothetisch versorgte Knie mit instabilem Bandapparat angegeben.

GoldPoint Orthese (DonJoy; Vista,USA):

Bei der GoldPoint Orthese handelt es sich um eine mit bilateralem, hinterem Hartschalenrahmen gefertigte Orthese. Die Wirkungsweise der Orthese liegt in der optimalen Hebelwirkung durch das 4-Punkt-Prinzip mit gelenknaher, flächiger Führung des Kniegelenkes, welches als dynamisches System den entsprechenden Kräften bei körperlicher Betätigung entgegenwirkt. Dadurch können mit der Orthese sowohl anteriore und posteriore Instabilitäten als auch Rotationsinstabilitäten kontrolliert werden.

Das Modell wird vom Hersteller in drei verschiedenen Größen (S, M und L) angeboten. Bei der Auswahl der Orthesen wurde die passende Orthesengröße entsprechend dem Oberschenkelumfang 15 cm oberhalb der Patellamitte durch den Orthopädietechniker bestimmt.

Das GoldPoint Modell läßt sich mit Hilfe von vier Klettgurten sehr genau einstellen. Die Orthese wird so angelegt, dass die Kondylenpolster ca. 2,5 cm oberhalb der Patellamitte zum Liegen kommen. Die äußeren zwei großen Neoprengurte werden in gegenläufiger Richtung über den Schalenschienen fixiert. Diese Schalen sind aus Kunststoff gefertigt und lassen sich mit Spezialwerkzeug an die jeweilige Form des Beines anpassen. Die zwei inneren Gurte, der hintere Oberschenkelgurt und der hintere Wadengurt, werden bei 45° Beugung im Knie durch das seitliche Gerüst der Schale gefädelt und dann um den Ober- bzw. Unterschenkel des Patienten gelegt. Zuerst wird der hintere Oberschenkelgurt, dann der Unterschenkelgurt festgezogen.

Die Indikationen für diese Hartrahmenorthese werden mit Instabilitäten des vorderen Kreuzbandes, sowie bei Seitenbandinstabilität angegeben. Außerdem ist sie zur präoperativen, postoperativen und konservativen Versorgung von Kniegelenksverletzungen und -instabilitäten geeignet.

Das Anlegen der Orthesen vor den jeweiligen Testsituationen wurde, nach genauer Einweisung durch den Techniker, von dem Autor vorgenommen.

2.2.2 LAUFBAND

Die Lauftests wurden auf dem Laufband Ergo XELG2 (Nr.: 179/89) mit Lamellenlauffläche und stufenloser Geschwindigkeits- und Steigungsregulierung der Firma Woodway (Weil am Rhein, Deutschland) durchgeführt.

2.2.3 HERZFREQUENZ

Zur Erfassung der Herzfrequenz wurde das Modell Accurex Plus (Modell Nr. CC-0537) der Firma Polar Electro GmbH (Büttelborn, Deutschland), bestehend aus einem Sender (Brustgurt) und einem Empfänger (Armbanduhr), verwendet.

Die Uhr wurde so voreingestellt, dass die Herzfrequenz kontinuierlich dargestellt und alle 30 Sekunden gespeichert wurde. Die Messung wurde mit Beginn der Belastung gestartet und 5 Minuten nach Abbruch der Belastung gestoppt.

2.2.4 MESSSYSTEM

In dieser Studie wurde eine Mehrkomponenten-Messplattform (Modell 9287) der Firma Kistler (Winterthur, Schweiz) verwendet, die in der Lage ist, dreidimensionale Kräfte zu messen.

Die Platte wurde, um Artefakte und Störsignale zu vermeiden, entsprechend der Herstellerempfehlung fest im Betonfundament verbolzt (Abbildung 4).

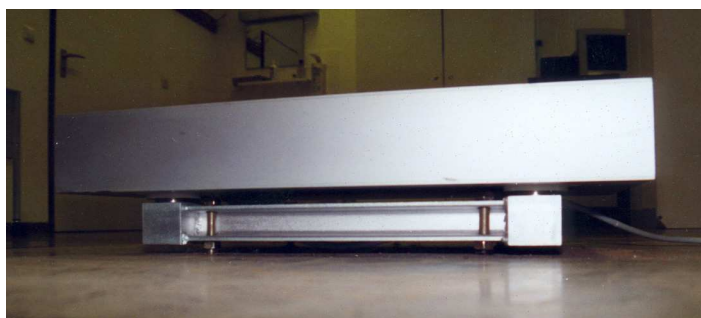


Abbildung 4: Mehrkomponenten-Messplattform der Firma Kistler (Winterthur, Schweiz)

Um die Platte herum befand sich eine Holzrahmenkonstruktion, die es erlaubte, die Platte zu betreten und zu verlassen, ohne eine Stufe überwinden zu müssen (Abbildung 5).



Abbildung 5: Kistler-Messplattform mit Holzrahmenkonstruktion

Die Messplatte besitzt einen internen Ladungsverstärker, der über ein Kabel zu einer A/D-Wandlerkarte (Data-Translation DT 3001) in einen PC führte. Die analog-digital gewandelten Daten wurden mit Hilfe des Bewegungsanalyseprogramms Motion5.0 der Firma Simi Reality Motion Systems GmbH (München, Deutschland) weiterverarbeitet. Die Abtastrate betrug 600 Hz. Es wurde mit einer Empfindlichkeit von 1000pC gemessen.

Als Untersuchungsparameter diente die Sway Length, die Länge des Schwankungsweges bzw. die Strecke, die der Körperschwerpunkt innerhalb der Messzeit zurücklegt.

2.3 VERSUCHSABLAUF

2.3.1 VORBEREITUNG

Ort der Versuchsdurchführung war die Abteilung Sport- und Bewegungsmedizin, Fachbereich Bewegungswissenschaft der Universität Hamburg, Mollerstraße 10, 20148 Hamburg.

Jeder Proband erschien zu einem Habitualisierungstermin im Versuchslabor. An diesem Termin wurden allen Teilnehmern die Versuchsabläufe erklärt, die Teilnahmebedingungen erläutert und Fragen der Probanden ausführlich beantwortet.

Die Teilnehmer unterschrieben nach gründlicher Aufklärung eine Einverständniserklärung und ihnen wurde daraufhin die im Verlaufe der Studie verwendeten Orthesen angepaßt. Außerdem erfolgte eine sorgfältige Anamneseerhebung mittels eines standardisierten Fragebogens, sowie eine körperliche Untersuchung, um zu gewährleisten, dass alle Probanden die Teilnahmebedingungen erfüllten.

Alle Probanden durchliefen zunächst drei Stufentests bis zur maximalen Ausbelastung, jeweils einmal mit der SofTec Orthese, einmal mit der GoldPoint Orthese und einmal ohne Orthese. Die Reihenfolge wurde randomisiert.

Die Daten dieser ersten drei Maximaltests dienten dazu, die mittlere Belastungsgeschwindigkeit für jeden Probanden bei der entsprechenden Orthesensituation zu ermitteln.

Außerdem wurde so gewährleistet, dass sich die Probanden an die speziellen Versuchssituationen gewöhnen konnten. Für weitere Auswertungen wurden diese Testdaten nicht berücksichtigt.

2.3.2 BELASTUNGSSITUATIONEN

Es wurden drei Belastungssituationen definiert:

- I. **Ruhe / ohne Belastung**
- II. **Mittlere Belastung**
- III. **Maximale Belastung**

Die mittlere und maximale Belastung wurde durch das Laufen auf dem Laufband erreicht. Dabei wurde für die maximale Belastung ein Stufentest bis zur subjektiven Erschöpfung und bei der mittleren Belastung eine konstante Geschwindigkeit mit der jeweiligen Orthese gelaufen.

Bei den Maximaltests wurde, ausgehend von einer Geschwindigkeit von 4,0 km/h, jeweils nach 3 Minuten die Belastung stufenförmig um 2 km/h bis zur subjektiven Erschöpfung erhöht. Die Pausen zwischen den Stufen betragen jeweils 30 Sekunden (Abbildung 6).

Die Steigung des Laufbandes wurde während des gesamten Tests bei 10% belassen. Die Herzfrequenz wurde kontinuierlich vom Start des Tests bis 5 Minuten nach Belastungsende registriert. Außerdem wurden für eine parallel laufende Studie spirometrische und metabolische Daten erhoben, wodurch allerdings weder der Ablauf noch die Leistungsfähigkeit der Probanden negativ beeinträchtigt wurde, was durch entsprechende Prä-Tests belegt werden konnte.

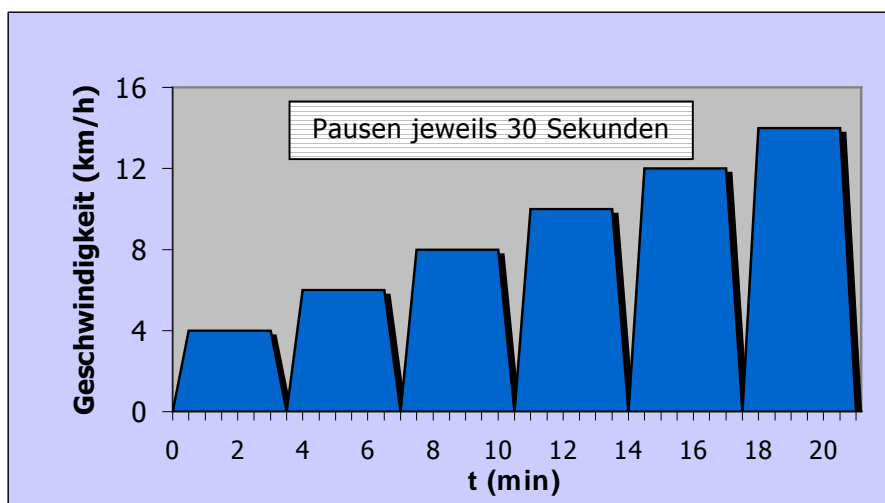


Abbildung 6: Diagramm des maximalen Stufentests

Die mittlere Belastung wurde nach der Karvonen-Methode [71] bestimmt:

Aus den Herzfrequenzdaten des absolvierten Maximaltests wurde die Herzfrequenzreserve errechnet. Diese ergibt sich aus der Formel:

$$\text{Maximale Herzfrequenz} - \text{Ruhe Herzfrequenz} = \text{Herzfrequenzreserve}$$

Errechnet wurde nun eine Herzfrequenz, die einer mittleren Belastung (50%) entspricht [33]. Dazu dient die Formel:

$$\text{Herzfrequenzreserve} * 0,5 + \text{Ruhe Herzfrequenz}$$

Aus den Daten des korrespondierenden Tests bei maximaler Belastung konnte somit dieser bestimmten Herzfrequenz eine Laufgeschwindigkeit zugeordnet werden.

Bei den Belastungssituationen mit mittlerer Intensität liefen die Probanden drei mal drei Minuten bei der jeweils errechneten konstanten Laufgeschwindigkeit und einer Steigung von 10%. Zwischen den Stufen wurde eine Pause von 30 Sekunden eingehalten, um spirometrische und metabolische Daten zu erheben.

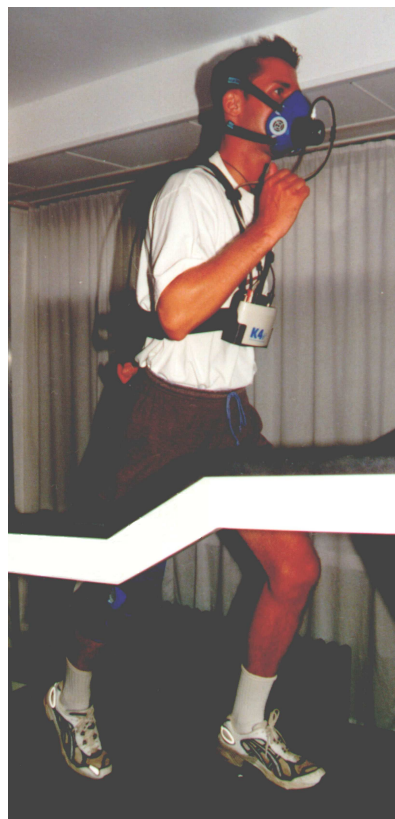


Abbildung 7: Lauftest mit Orthese

2.3.3 ORTHESENSITUATIONEN

Es wurden drei Orthesensituationen definiert:

1. **Ohne Orthese**
2. **SofTec Knie-Orthese der Firma Bauerfeind (Kempfen, Deutschland)**
3. **GoldPoint Knie-Orthese der Firma DonJoy (Vista, USA)**

Alle Probanden wurden jeweils an einem Bein mit einer Orthese versorgt. Die Hälfte der Probanden trug die Orthese am Standbein, welches von uns als dominant definiert wurde, die andere Hälfte am bevorzugten Schußbein eines Fußballs, welches von uns als nicht-dominant bezeichnet wurde [19]. Die Auswahl des Beines, welches mit einer Orthese versorgt wurde, wurde randomisiert.

2.3.4 TESTSITUATIONEN

Es wurden drei Testsituationen definiert:

- A. **Einbein-Stand-Test**
- B. **Einbein-Blind-Test**
- C. **Einbein-Niedersprung-Test**

Die Probanden traten direkt nach Beendigung der Belastung ohne Schuhwerk auf die Kistler-Kraftmessplatte, die sich in weniger als zwei Meter Entfernung zum Laufband befand.

Die Tests wurden von allen Probanden bei sämtlichen Belastungssituationen (I-III) / Orthesensituationen (1-3) nach einem standardisierten Ablauf vorgenommen. Die Tests wurden in der Reihenfolge A → B → C durchgeführt. Die Tests A und B dauerten jeweils fünf Sekunden, der Test C dauerte sechs Sekunden, von denen die letzten fünf statistisch verrechnet wurden und die erste Sekunde als Landephase aus der Datenerfassung entfernt wurde.

Alle Tests wurden auf dem orthesenversorgten Bein durchgeführt.

Einbein-Stand-Test (Test A):

Dieser Test wurde unter Sichtkontrolle durchgeführt. Die Probanden begaben sich dafür direkt nach der Belastung auf die Kistler-Messplatte und stellten sich auf das orthesenversorgte Bein. Die Stand-Position konnte dabei von den Teilnehmern individuell gewählt werden, sollte sich aber in allen Tests gleichen. Die Messung wurde dann von dem Untersucher manuell für fünf Sekunden gestartet.

Bei diesem Stand-Test wurde den Probanden die Aufgabe gestellt, das Gleichgewicht so gut wie möglich zu halten und eventuell auftretende Unsicherheiten schnell auszugleichen. Bei großen Gleichgewichtsschwierigkeiten, bei denen das freie Bein abgestellt werden mußte, wurden die Probanden aufgefordert, dieses nur möglichst kurz auf die Messplatte zu setzen.

Einbein-Blind-Test (Test B):

Dieser Test wurde mit geschlossenen Augen durchgeführt. Die Probanden stellten sich dafür nach der Belastung auf das orthesenversorgte Bein und schlossen, sobald sie das Gleichgewicht im Einbein-Stand gefunden hatten, die Augen. Jetzt wurde die Messung von dem Untersucher gestartet. Auch hier wurde den Probanden keine exakte Standposition vorgegeben, es wurde aber darauf geachtet, dass das Spielbein nicht mehr als 10 cm oberhalb der Platte gehalten wurde. Die individuellen Stand-Positionen wurden während der Studiendauer sehr stabil eingehalten.

Wie bei allen Testsituationen wurde darauf geachtet, dass äußere Einflüsse, wie z.B. Geräusche, so gering wie möglich gehalten wurden.

Einbein-Niedersprung-Test (Test C):

Für diesen Test sprangen die Probanden im Anschluß an die Belastung von einer Bank auf die Messplatte. Die Bank war 20 cm höher als die Platte und es mußte eine Entfernung von ca. 15 cm überwunden werden. Die Probanden sollten sich auf das orthesenversorgte Standbein stellen und mit diesem auch auf der Platte landen (Absprungbein = Landebein). Die Messung wurde mit einem Trigger gestartet, so dass die Messung sofort beim Kontakt mit der Kraftmessplatte gestartet wurde.

2.3.5 VERSUCHSDURCHFÜHRUNG

Für jeden Probanden ergaben sich durch die Kombination von drei Belastungssituationen (I, II, III) und drei Orthesensituationen (1, 2, 3) insgesamt neun Mess-Situationen, die jeweils in randomisierter Reihenfolge absolviert wurden. In der Regel erschienen die Probanden im Abstand von 7 Tagen und zur gleichen Tageszeit zu den Tests.

Zu Beginn eines jeden Untersuchungstermins haben die Probanden alle drei Testsituationen (A, B, C) auf der Messplattform einmal ohne Vorbelastung durchgeführt. Diese Tagesform-Daten dienen dazu, eventuelle Lern- oder Motivationseffekte im Studienverlauf zu dokumentieren und gegebenenfalls zu eliminieren.

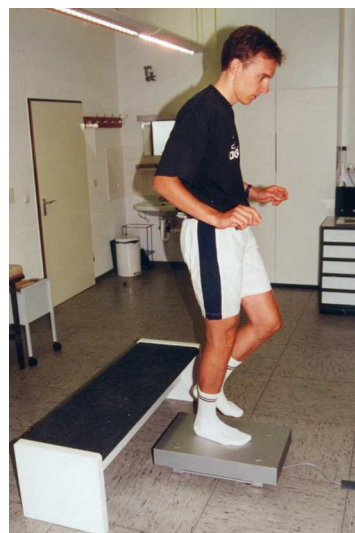
Nun wurde den Teilnehmern entsprechend der individuellen Testreihenfolge bei Bedarf eine Orthese angelegt, die auf der Haut getragen wurde.

Es folgte für die mittlere und maximale Belastung das Anlegen des Herzfrequenz-Messgerätes und der Start der jeweiligen Belastungssituation auf dem Laufband.

Direkt im Anschluß an die Belastung zogen die Probanden ihre Schuhe aus und traten auf die Kistler-Kraftmessplattform, die sich in unmittelbarer Entfernung zum Laufband befand. Der zeitliche Abstand zwischen dem Ende der Belastung und dem Beginn der Messung betrug dabei weniger als zehn Sekunden.

Zunächst wurde der Einbein-Stand-Test, dann der Einbein-Blind-Test und als letztes der Einbein-Niedersprung-Test auf dem orthesenversorgten Bein durchgeführt.

Abbildung 8: Einbein-Stand-Test ohne Orthese



2.4 STATISTISCHE METHODEN

Diese Arbeit wurde mit Word für Windows 2000 (Microsoft; Washington, USA) erstellt. Für die graphischen Darstellungen wurde zusätzlich das Tabellenkalkulationsprogramm Excel (Microsoft; Washington, USA) verwendet. Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Programm Statistica für Windows 5.0 (StatSoft; Washington, USA).

Für die biomathematisch-statistische Auswertung dienten die Mittelwerte der Stichprobe (MW), die Standardabweichung (SD) und der Standardfehler des Mittelwertes (SEM) als Ausgangsbasis zur Überprüfung der Grundgesamtheit.

Für die Überprüfung auf statistische Normalverteilung der Daten wurde der Kolmogorov/Smirnov-Test angewandt.

Für die Analyse des Lerneffektes im Studienverlauf wurde der Verlaufseffekt als Messwiederholungsfaktor in einfaktoriellen Varianzanalysen auf signifikante Veränderungen überprüft (1-way-ANOVA).

Zur Analyse der Einflüsse von Laufbelastungen und Orthesen wurden zweifaktorielle Varianzanalysen mit den beiden Messwiederholungsfaktoren Orthese * Belastung durchgeführt.

Der erste Haupteffekt (1. HE) beschreibt systematische Unterschiede zwischen den Orthesen, ohne dass dabei die Orthesensituationen in einzelnen Belastungssituationen isoliert interpretiert werden können.

Der zweite Haupteffekt (2. HE) beschreibt analog systematische Unterschiede zwischen den Belastungen, ohne dass dabei die Belastungssituationen in einzelnen Orthesensituationen isoliert betrachtet werden können.

Ob sich das Tragen einer Orthese in allen Laufbelastungen gleich auswirkt, bzw. ob eine Laufbelastung für alle Orthesensituationen die gleichen Folgen hat, wird über den Interaktionseffekt geprüft. Eine signifikante Interaktion hieße, dass z.B. das Tragen einer Orthese für einige Laufbelastungen mehr Wirkung hat, als für andere. Im Einzelfall können Unterschiede zwischen den Orthesensituationen isoliert für eine Laufbelastung mit Hilfe einfaktorieller Varianzanalysen überprüft werden (TUKEY-Test).

Für die Analyse der Haupteffekte schließt sich an den varianzanalytischen Globaltest ein multipler Mittelwertsvergleich für den Fall an, dass die ANOVA einen signifikanten Unterschied ergeben hat. In der Regel wird in diesem post-hoc-Test auf den Scheffé-Test zurückgegriffen.

Als Irrtumswahrscheinlichkeit wurde ein Niveau $\alpha < 5\%$ ($p < 0,05$) festgesetzt. Folgende Schranken und Symbole wurden bei der Beurteilung der Ergebnisse der statistischen Prüfverfahren verwendet (Tabelle 2):

Tabelle 2: Beurteilung der Ergebnisse der statistischen Prüfverfahren

n.s.	$p > 0,05$	Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha > 5\%$	nicht signifikant
*	$p \leq 0,05$	Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha \leq 5\%$	signifikant
**	$p \leq 0,01$	Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha \leq 1\%$	sehr signifikant
***	$p \leq 0,001$	Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha \leq 0,1\%$	hoch signifikant

2.5 KRITIK DER METHODEN

Ein Teil des Studiendesigns sah vor, dass die Tests von den Probanden im Abstand von einer Woche und stets zur gleichen Tageszeit ausgeführt werden sollten, um möglichst identische Bedingungen innerhalb der Versuchsreihen zu schaffen. Diese Zeitvorgaben waren leider auf Grund von anderweitigen Terminen oder Krankheiten etc. der Teilnehmer nicht immer einzuhalten. Außerdem ist davon auszugehen, dass über den Studienzeitraum von 9 Wochen der Leistungsstand der Probanden, z.B. bedingt durch abgelaufene Infekte und Formschwankungen, nicht absolut konstant war. Durch die Teilnahmevoraussetzungen, wie das Vermeiden körperlich anstrengender Tätigkeiten am Vortag, sowie die Randomisierung der Belastungs- und Orthesensituationen, wurde versucht, diese Unregelmäßigkeiten in Grenzen zu halten.

Ein entscheidender Faktor bei anstrengenden Ausdauerbelastungen und Koordinationsübungen ist die Motivation der Teilnehmer [122]. Diese Motivation spielt bei einem nach dem subjektiven Gefühl abgebrochenen Lauftest eine nicht unerhebliche Rolle. Hier könnten demnach Unterschiede in den maximal erbrachten Leistungen und der damit zusammenhängenden physischen und psychischen Ermüdung liegen. Durch die konstante Kontrolle der Herzfrequenz und die Vortestleistungen konnte jedoch eine externe Kontrolle durchgeführt werden. In der Regel wurde eine eindeutige Ausbelastung erreicht.

Auch bei den anschließenden propriozeptiv-koordinativen Testverfahren spielte die Motivation der Probanden eine entscheidende Rolle [40, 114], da eine gleichbleibende Konzentration und Aufmerksamkeit für die Übungen bei einer Studie über mehrere Wochen Voraussetzung für valide Ergebnisse darstellt. Um die Retest-Reliabilität zu gewährleisten wurden daher an jedem Versuchstag sogenannte Tagesform-Tests den eigentlichen Untersuchungen vorangestellt.

Die zeitlichen Differenzen zwischen dem Belastungsende und dem Messbeginn konnten durch die unmittelbare Nähe der Geräte und den standardisierten Versuchsablauf für die Testsituationen relativ konstant gehalten werden.

So ist es nicht entscheidend, dass der Test C ca. dreißig Sekunden später gestartet wurde als Test A, da dieser Abstand immer eingehalten wurde und es keinen direkten Vergleich der Testsituationen untereinander gab.

Die Messzeit von fünf Sekunden wurde gewählt, um den Datenverlust während Phasen mit starken Schwankungen zu vermeiden. Allerdings könnten dadurch auch aussagekräftige Details sowohl im Bereich der Stabilitäts-Findungsphase als auch der Erhaltungsphase verloren worden sein. Das Abstellen des Spielbeines auf die Kraftmessplatte zum Ausgleich großer Gleichgewichtsschwankungen wurde nicht als Störgröße interpretiert, sondern floß in die Messung mit ein [44].

Das immer wieder auftretende Problem der standardisierten Anpassung der Orthesen wurde dadurch gelöst, dass diese Aufgabe durch einen erfahrenen Orthopädietechniker vorgenommen wurde [20]. Das Anlegen der Orthesen und die Überprüfung der korrekten Lage wurde an jedem Versuchstag ausschließlich vom genauestens instruierten Autor vorgenommen.

3 ERGEBNISSE

Für sämtliche Stichproben durfte eine annähernde Normalverteilung angenommen werden. Es konnte also für die weiterführenden Mittelwertvergleichsanalysen auf varianzanalytische Verfahren zurückgegriffen werden.

3.1 TAGESFORM

Die Analyse potentieller Lerneffekte im Studienverlauf zeigte keine signifikanten Unterschiede auf. Sowohl die Sway Length des Einbein-Stand-Tests ($p=0,587$) als auch des Einbein-Blind-Tests ($p=0,298$) und des Einbein-Niedersprung-Tests ($p=0,112$) ergaben keinen Anhalt für Verbesserungen oder Verschlechterungen des Gleichgewichtverhaltens über den Untersuchungsverlauf hinweg (Abbildung 9). Eine Verwendung der Tagesform-Daten bzw. eine Einflußnahme des Lerneffektes als Kovariable für die Auswertung wurde damit hinfällig.

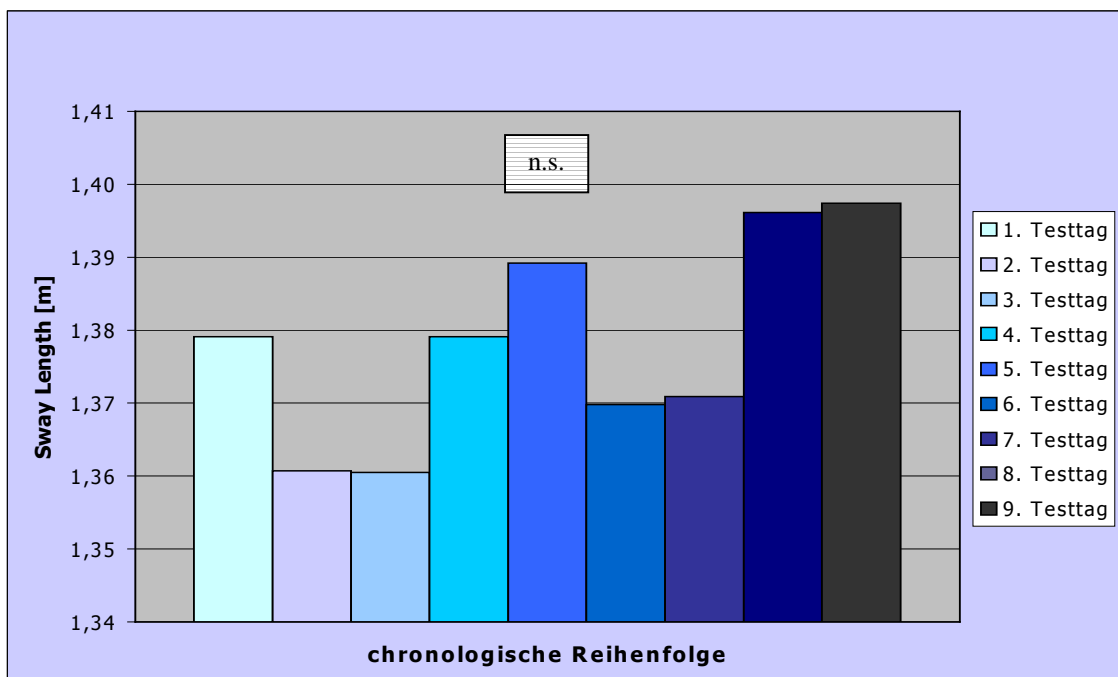


Abbildung 9: Chronologische Reihenfolge der Tagesform-Daten der Einbein-Stand-Tests

3.2 EINBEIN-STAND-TEST

Der Parameter Sway Length zeigte in der 2-way ANOVA signifikante Unterschiede für die Orthesensituationen (1.HE $p < 0,05$ *) und für die Belastungssituationen (2.HE $p < 0,001$ ***) auf. Eine Interaktion dieser Situationen lag dagegen nicht vor ($p > 0,05$ n.s.) (Abbildung 10).

Die post-hoc-Analyse ergab für den 1. Haupteffekt (Orthesensituation) keine Signifikanzen.

Der 2. Haupteffekt (Belastungssituation) zeigte dagegen statistisch erfassbare Unterschiede zwischen den Belastungssituationen in Ruhe und nach maximaler Belastung ($p < 0,001$ ***). Auch die mittlere und die maximale Belastungssituation unterschieden sich signifikant ($p < 0,001$ ***). Zwischen der Ruhe-Situation und der mittleren Belastung zeigten sich hingegen keine Unterschiede (Abbildung 11-13).

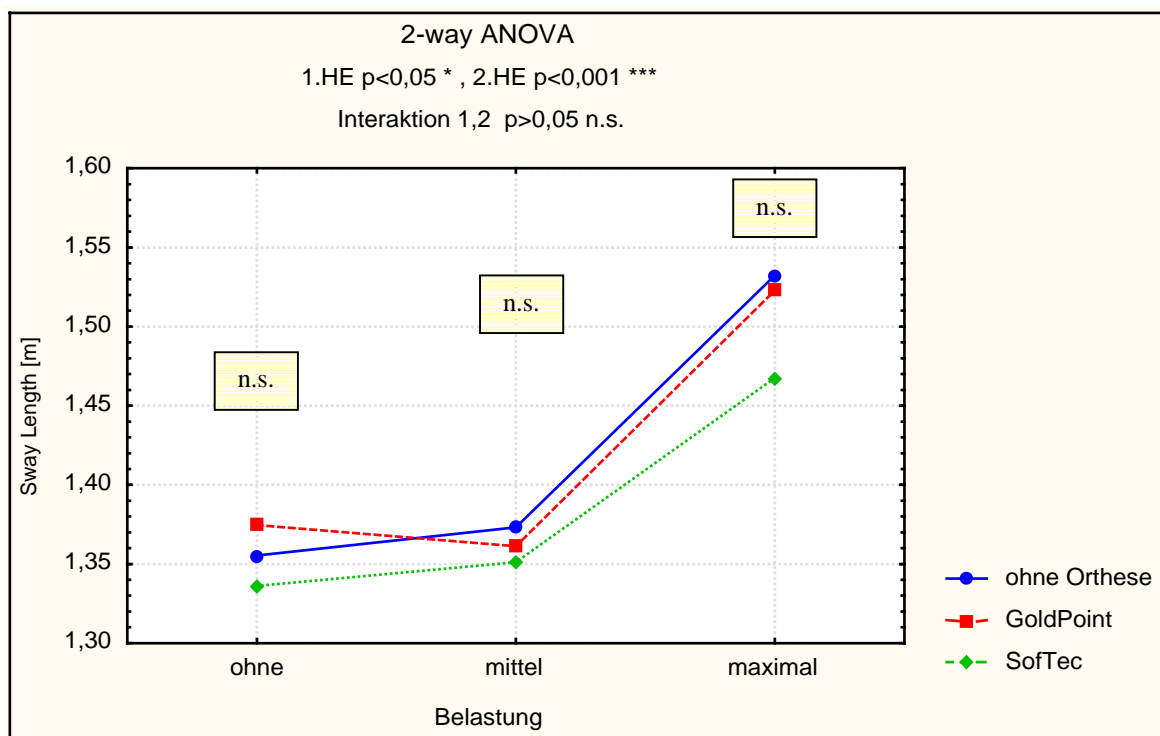


Abbildung 10: Sway Length der Einbein-Stand-Tests bei unterschiedlicher Belastung bei Verwendung der SofTec bzw. GoldPoint Orthese bzw. ohne Orthese (Interaktion 1. und 2. Haupteffekt)

Abbildung 11:

Sway Length Stand-Test ohne Orthese bei unterschiedlicher Belastung

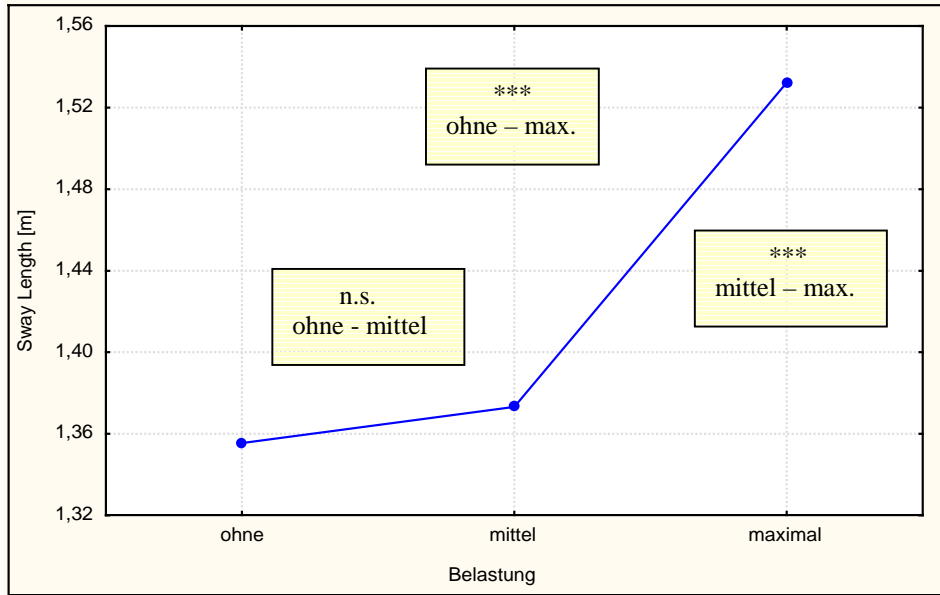


Abbildung 12:

Sway Length Stand-Test mit GoldPoint bei unterschiedlicher Belastung

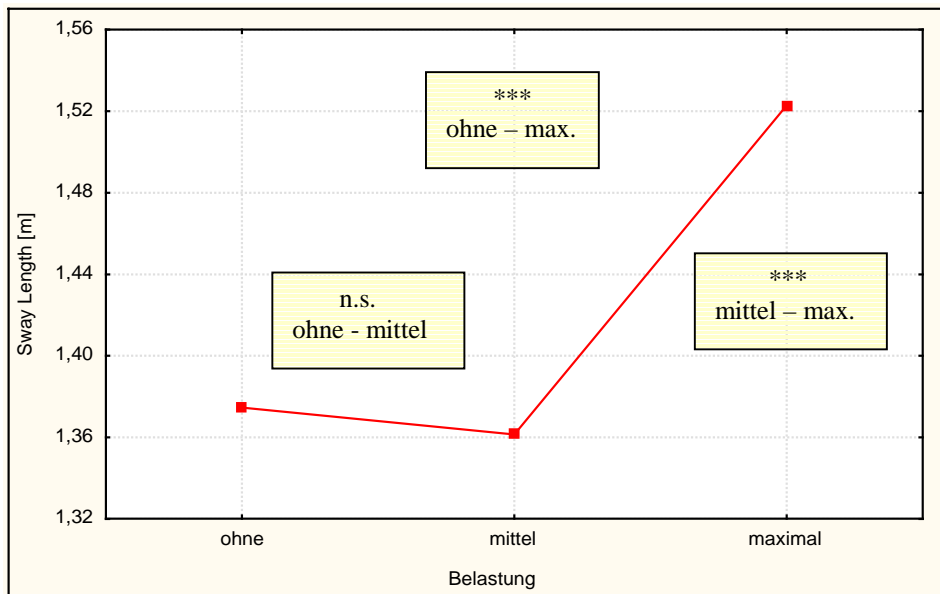
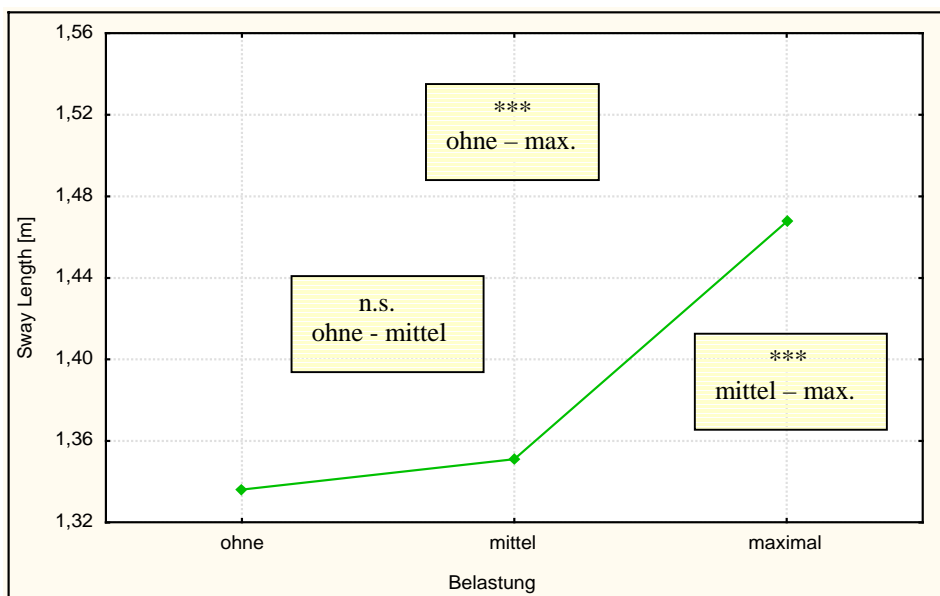


Abbildung 13:

Sway Length Stand-Test mit SofTec bei unterschiedlicher Belastung



3.3 EINBEIN-BLIND-TEST

Beide Hauptmerkmale zeigten Unterschiede im Parameter Sway Length.

Sowohl die Orthesensituationen (1.HE $p < 0,05$ *) als auch die Belastungssituationen (2.HE $p < 0,001$ ***) unterschieden sich signifikant (Abbildung 14).

Die Werte des Tests bei maximaler Belastung mit der SofTec Orthese waren signifikant geringer als die ohne Orthese ($p < 0,05$ *). Für die übrigen Orthesensituationen ließen sich keine Signifikanzen aufzeigen (Abbildung 15-17).

Die maximale Belastung unterschied sich bei allen drei Orthesenapplikationen statistisch meßbar von der Ruhe-Situation ($p < 0,001$ ***) und von der mittleren Belastung ($p < 0,001$ ***) (Abbildung 18-20).

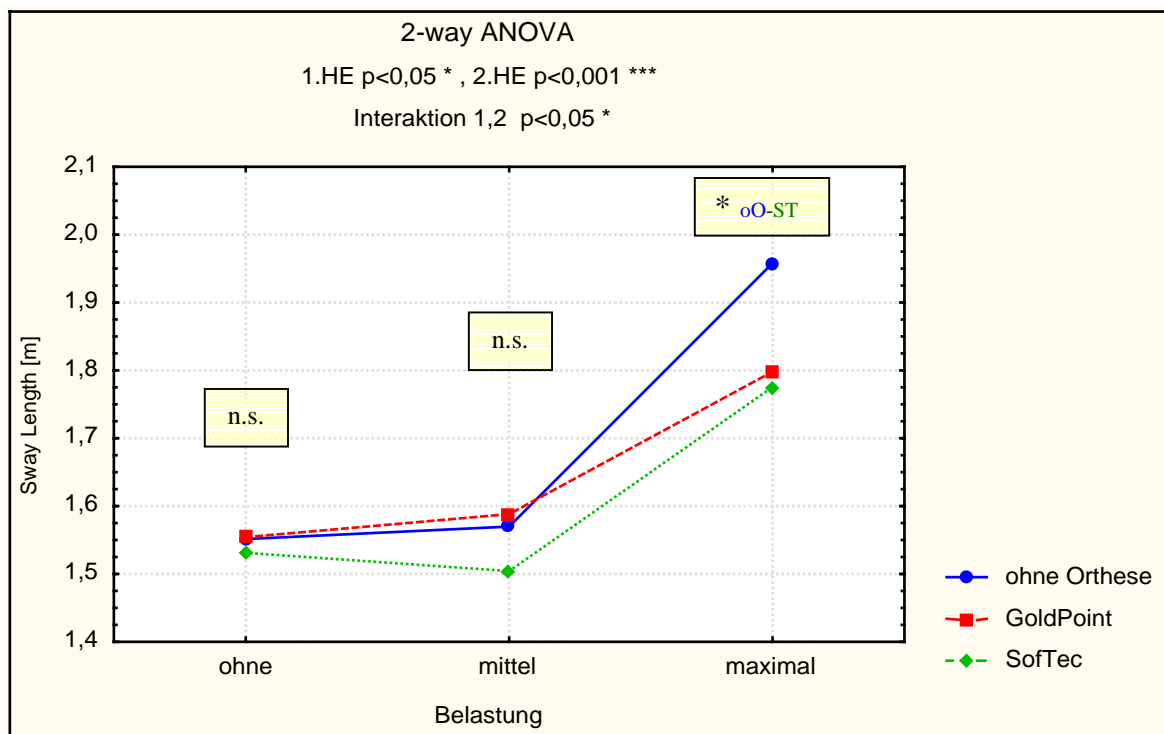


Abbildung 14: Sway Length der Einbein-Blind-Tests bei unterschiedlicher Belastung bei Verwendung der SofTec bzw. GoldPoint Orthese bzw. ohne Orthese (Interaktion 1. und 2. Haupteffekt)

Abbildung 15:

Sway Length
Blind-Test
ohne
Belastung
bei unter-
schiedlicher
Orthesen-
Applikation

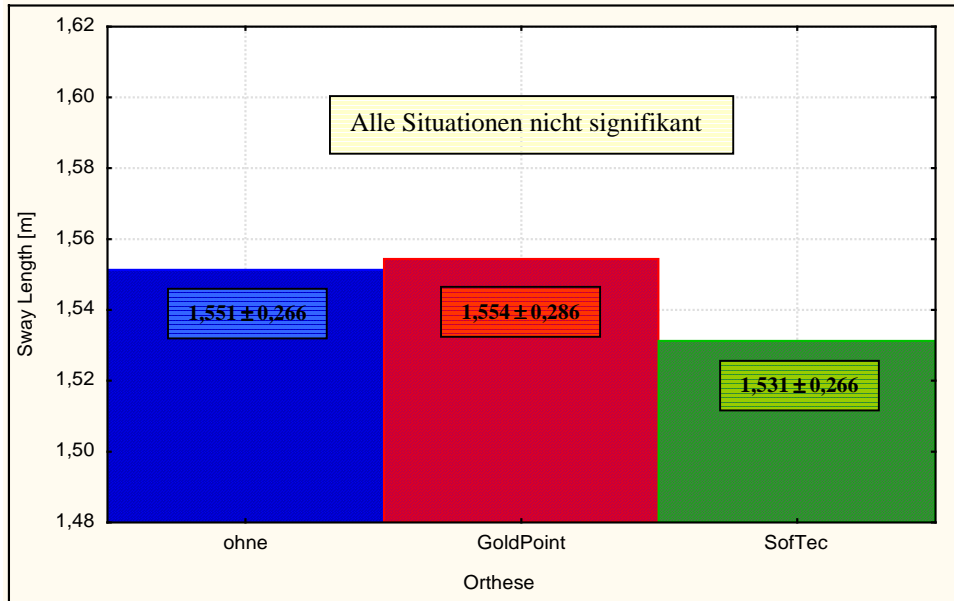


Abbildung 16:

Sway Length
Blind-Test
mittlere
Belastung
bei unter-
schiedlicher
Orthesen-
Applikation

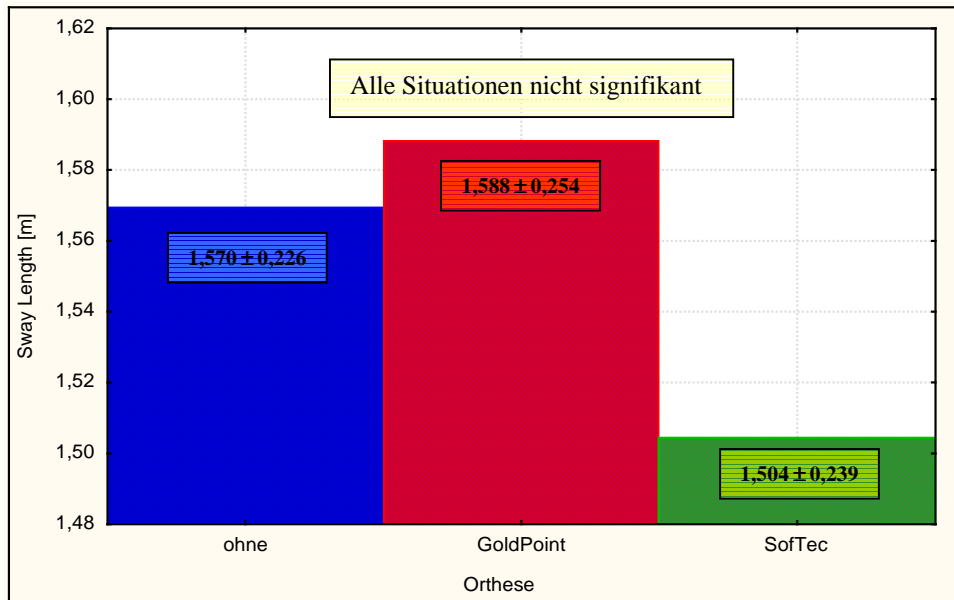


Abbildung 17:

Sway Length
Blind-Test
maximale
Belastung
bei unter-
schiedlicher
Orthesen-
Applikation

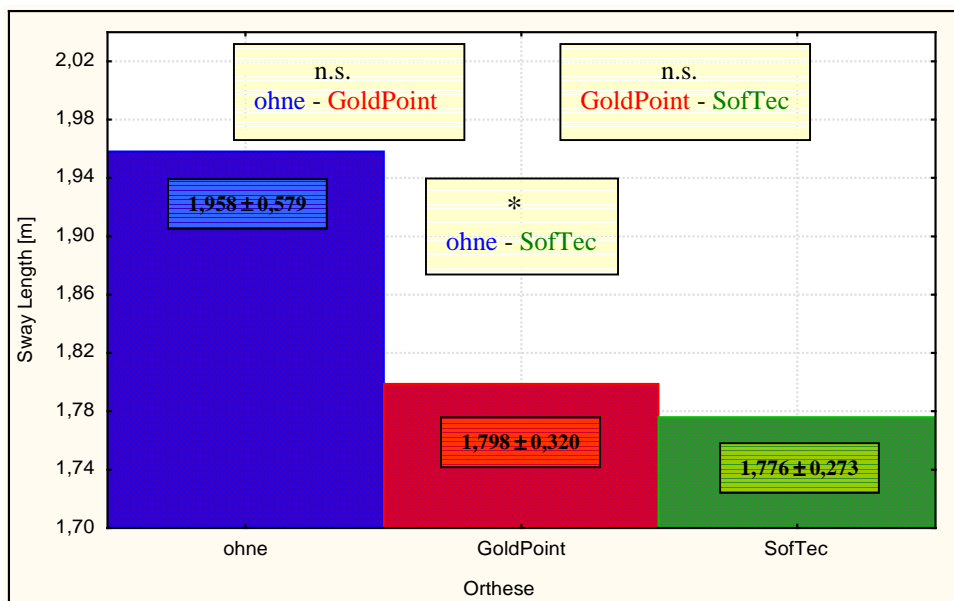


Abbildung 18:

Sway Length Blind-Test ohne Orthese bei unterschiedlicher Belastung

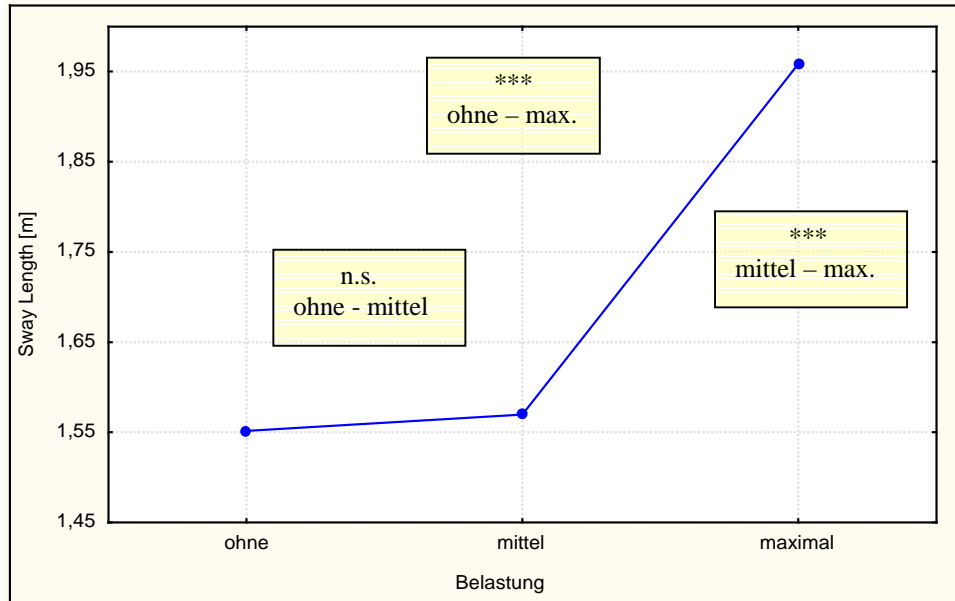


Abbildung 19:

Sway Length Blind-Test mit GoldPoint bei unterschiedlicher Belastung

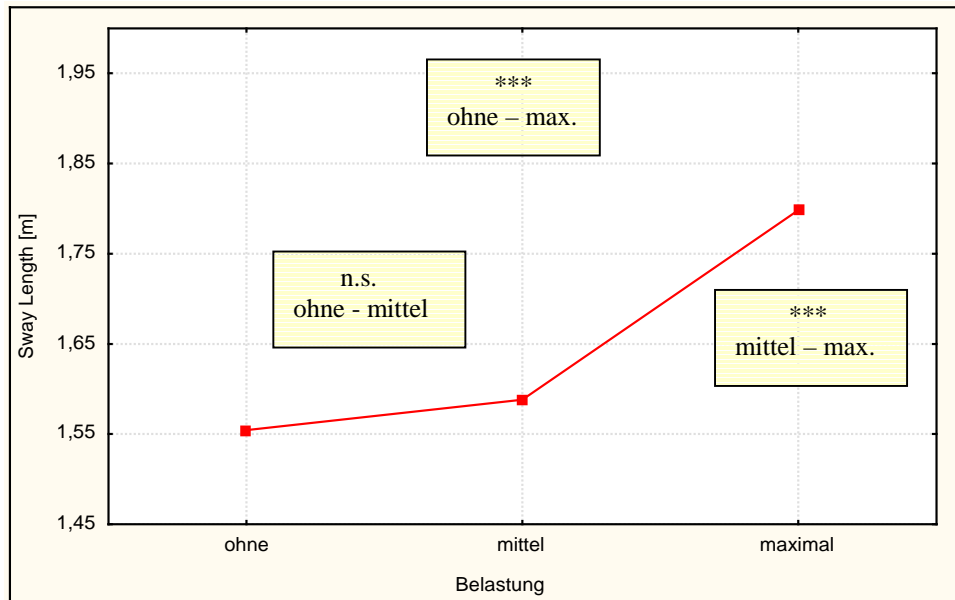
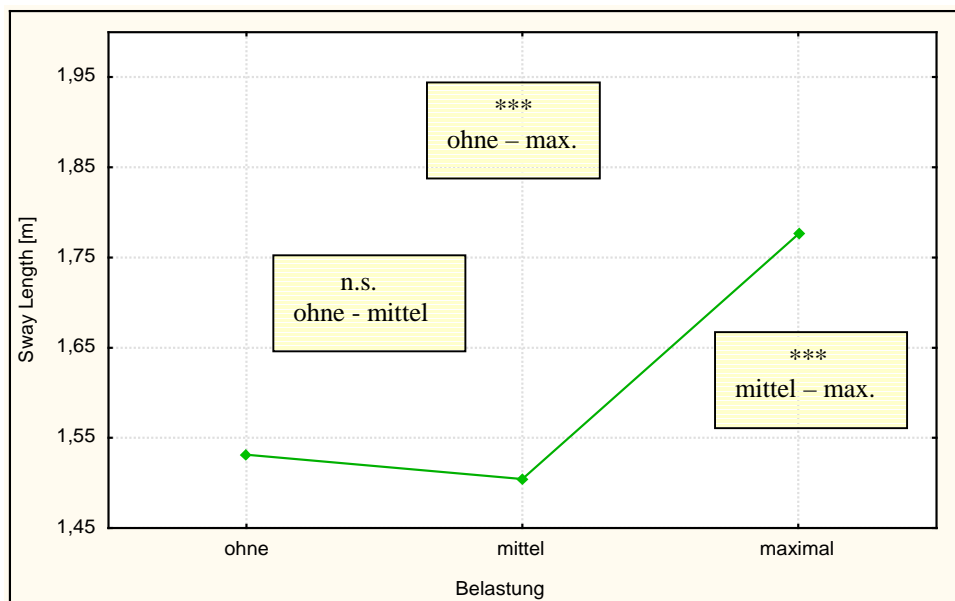


Abbildung 20:

Sway Length Blind-Test mit SofTec bei unterschiedlicher Belastung



3.4 EINBEIN-NIEDERSPRUNG-TEST

Beim Vergleich der Orthesensituationen ergaben sich keine statistischen Unterschiede (1.HE $p > 0,05$ n.s.). In den Belastungssituationen zeigten sich jedoch signifikante Differenzen (2.HE $p < 0,001$ ***) (Abbildung 21).

Die Ruhe-Situation ($p < 0,001$ ***) und die mittlere Belastung ($p < 0,001$ ***) unterschieden sich signifikant von der maximalen Belastungssituation. Zwischen der Ruhe-Situation und der mittleren Belastungssituation zeigten sich dagegen keine Signifikanzen ($p > 0,05$ n.s.) (Abbildung 22-24).

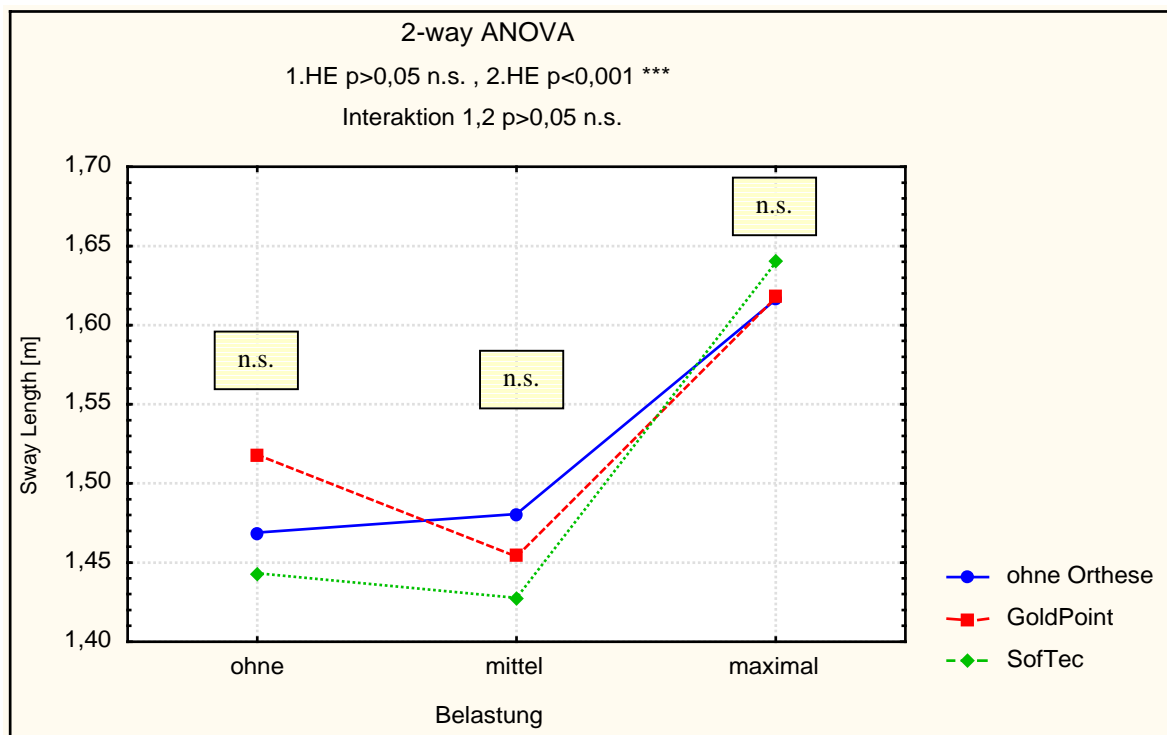


Abbildung 21: Sway Length der Einbein-Niedersprung-Tests bei unterschiedlicher Belastung bei Verwendung der SofTec bzw. GoldPoint Orthese bzw. ohne Orthese (Interaktion 1. und 2. Haupteffekt)

Abbildung 22:

Sway Length Sprung-Test ohne Orthese bei unterschiedlicher Belastung

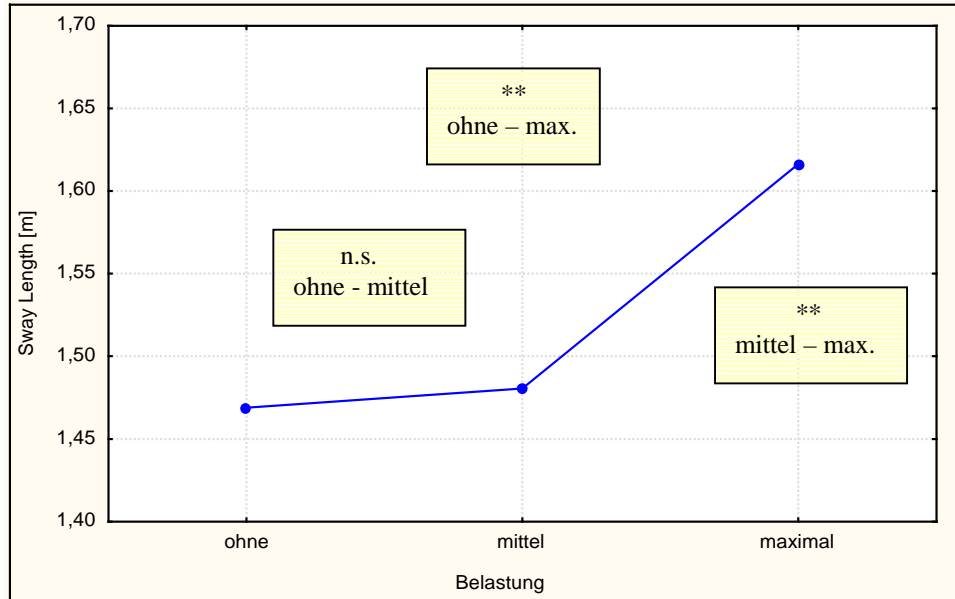


Abbildung 23:

Sway Length Sprung-Test mit GoldPoint bei unterschiedlicher Belastung

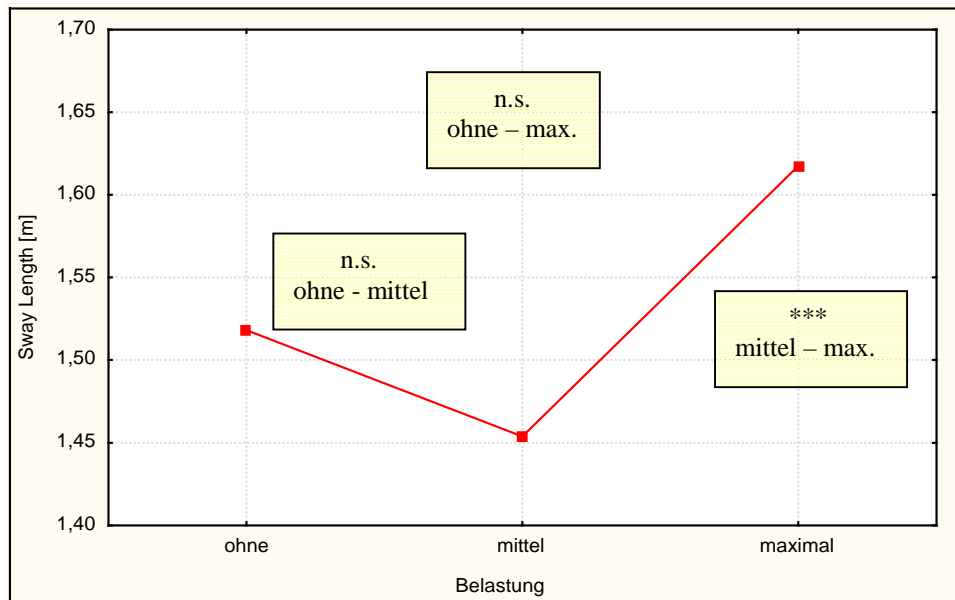
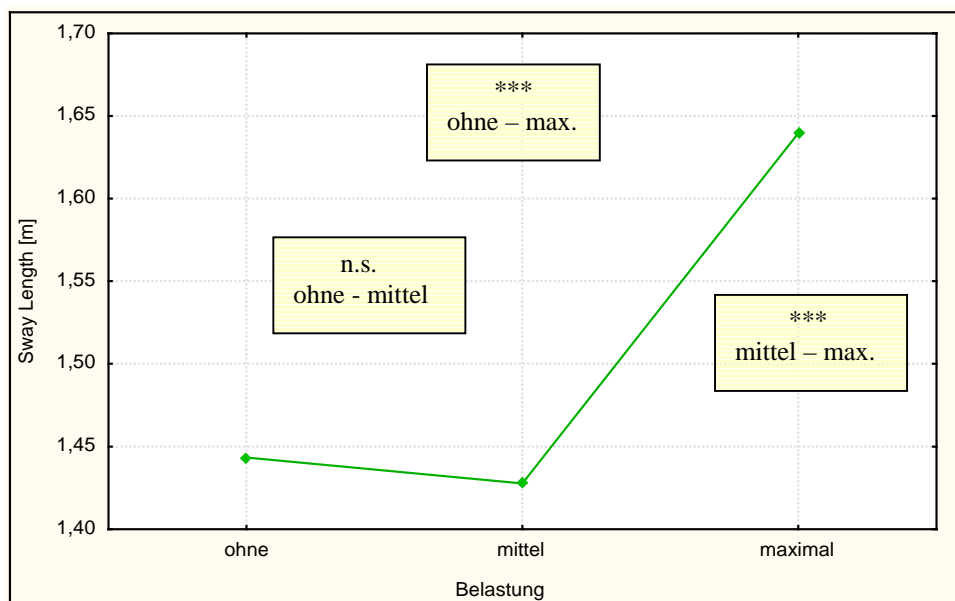


Abbildung 24:

Sway Length Sprung-Test mit SofTec bei unterschiedlicher Belastung



4 DISKUSSION

4.1 ÜBERBLICK

Das Ziel dieser Arbeit war es, Unterschiede in der propriozeptiven Leistungsfähigkeit bei der Versorgung mit Hartrahmen- oder strumpffartigen Orthesen aufzudecken und den Einfluß von Laufbelastungen auf die Propriozeption zu ermitteln. Mit dieser Studie sollte sowohl auf die präventiven als auch die rehabilitativen Ansprüche von Knie-Orthesen eingegangen werden.

In zahlreichen Untersuchungen wurden die Effekte von Orthesen auf die Propriozeption kontrovers diskutiert [19, 85]. Viele Autoren konnten einen positiven Effekt von Knie-Orthesen auf die Propriozeption feststellen [65, 109, 115], andere fanden keine signifikanten Veränderungen [13, 117].

In den meisten Studien konnte im propriozeptiv-koordinativen Bereich ein Vorteil der eng an dem Gelenk liegenden funktionellen Bandagen bzw. Bandagen mit Gelenkschiene gegenüber den Hartrahmenorthesen evaluiert werden [9, 91]. Den Hartrahmenorthesen wurde dagegen in der Vergangenheit allgemein eine höhere mechanische Stabilität, insbesondere bei der anterioren tibialen Translation im Kniegelenk, zugeschrieben [1, 86].

Eine größere Einigkeit herrscht bei der Frage nach der Bedeutung von körperlich ermüdender Arbeit auf die propriozeptive Leistungsfähigkeit. In der überwiegenden Zahl von Studien zeigt sich eine deutliche Verschlechterung des Bewegungs- und Gelenkstellungssinnes [79, 129]. Dieses Defizit kann zu einer erhöhten Verletzungsgefahr führen [108].

Nardone et al. konnten in ihrer Studie zeigen, dass der Stand mit offenen und geschlossenen Augen auf einer dynamometrischen Plattform nach Belastungen auf dem Laufband stark beeinflusst wird. Dabei führte ermüdendes Laufen oberhalb der anaeroben Schwelle zu signifikant erhöhten Körper-Schwankungen, während Belastungen im aeroben Bereich nur wenig Stabilitätsdefizite hervorriefen [97].

Auch die in dieser Studie erarbeiteten Ergebnisse zeigen signifikante Stabilitätsdefizite nach einer maximalen Laufbandbelastung. In allen Testsituationen konnte eine deutliche Vergrößerung der Körper-Schwankungen im Parameter Sway Length gegenüber der Ruhe-Situation und der mittleren Belastung festgestellt werden. Bei der mittleren Belastungssituation ergaben sich dagegen keine Veränderungen der propriozeptiven Leistung gegenüber der Ruhe-Situation.

Die Orthesen-Effekte zeichneten sich hingegen in geringeren Maßen ab. Nur im Einbein-Blind-Test bei maximaler Belastung konnten signifikante Unterschiede zwischen der Situation ohne Orthese und mit der SofTec Knie-Orthese festgestellt werden. Allerdings ergab sich auch insgesamt ein Bild, dass die SofTec Orthese tendenziell stabilisierender wirkte, als die GoldPoint Knie-Orthese. Außerdem wiesen beide verwendeten Orthesen insbesondere bei der maximalen Belastung Vorteile gegenüber der Situation ohne Orthese auf.

Birmingham et al. konnten in ihrer Studie mit dreißig am vorderen Kreuzband operierten Patienten ähnliche Ergebnisse vorweisen [18]. Im Verlauf der Untersuchung wurden die Patienten ohne und mit angepasster Knie-Orthese auf einer Kraftmessplattform getestet. Die Tests beinhalteten einen Einbein-Stand mit offenen Augen, mit geschlossenen Augen und das Stehen nach einem maximalen horizontalen Einbein-Sprung. Die Autoren konnten nur eine geringe Verbesserung der Schwankungs-Parameter mit Orthese gegenüber den Tests ohne Orthese bei geöffneten Augen feststellen.

In einer anderen Studie mit Arthrose-Patienten fanden Birmingham et al. dagegen keine signifikanten Verbesserungen der Stabilität durch Orthesen [17].

Die Absolutwerte der Mess-Parameter dieser beiden Studien kommen dabei den Werten der hier getesteten, gesunden Probanden in der Ruhe-Situation sehr nahe (0,04 bzw. 0,02 m).

Es wird deutlich, dass sich Orthesen-Effekte bei Stabilitätsmessungen nur mit sehr geringen Unterschieden aufzeigen lassen. Die Veränderungen in der Propriozeption könnten beim Fehlen von eindeutigen Stabilitäts-Schwankungen also in den Hintergrund treten [18].

4.2 ORTHESENSITUATIONEN

4.2.1 EINBEIN-STAND-TEST

Der Einbein-Stand-Test als erste Testsituation der Untersuchungsreihe zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen den Orthesen. Allerdings wiesen sowohl die DonJoy GoldPoint als auch die SofTec Orthese tendenziell stabilere Ergebnisse als die Situation ohne Orthese auf.

Diese Daten gehen konform mit den Ergebnissen anderer Studien, dass kleine Veränderungen im Bereich der Propriozeption eines Gelenkes, in diesem Fall des Kniegelenkes, in der Abwesenheit von eindeutigen Körperschwankungen untergehen können [18, 62]. Birmingham et al. kamen zu dem Schluß, dass insbesondere in geschlossenen Bewegungsketten die zusätzlichen Informationen durch den Fußkontakt, wie sie auch in dieser Studie zu finden waren, die propriozeptiven Einflüsse von Orthesen an Bedeutung verlieren lassen [19]. Bei der Untersuchung von 36 gesunden Probanden ergaben sich bei den durchgeführten Winkelreproduktions-Tests mit einer Kniebandage signifikante Unterschiede ($p < 0,01$) zwischen der Testsituation in einem offenen (rotatorisch um eine monozentrisch Gelenkachse gemessene Drehmomente) und einem geschlossenen System (Kräfte mit Fußsohlenkontakt). Die Werte der geschlossenen Bewegungskette betragen dabei nur 25% des offenen Systems ($0,3^\circ \pm 1,4^\circ$ versus $1,2^\circ \pm 1,1^\circ$).

Der propriozeptive Einfluß durch den Fußsohlenkontakt bei den hier gewählten Stand-Tests könnte also ebenfalls den zusätzlichen positiven Ortheseneffekt in den Hintergrund gedrängt haben.

Dennoch zeigte die SofTec Orthese, als Beispiel für eine eng auf der Haut liegende Bandage mit Gelenkschiene, Vorteile gegenüber der Hartrahmenorthese. Diese nicht signifikanten, aber auffallenden Tendenzen in allen Belastungssituationen sprechen für den größeren funktionellen Wert der SofTec Orthese.

Entsprechend betonen Ramsey et al. in einer elektromyographischen und biomechanischen Untersuchung über Knie-Bandagen den afferenten Einfluß der Propriozeption durch Orthesen gegenüber der mechanisch stabilisierenden Komponente [115]. So ergaben sich deutliche elektromyographische Veränderungen der Muskelaktivität (17% - 44%) im Bereich der kniegelenkstabilisierenden Muskulatur, während die verwendete Hartrahmenorthese keinen direkten Effekt auf die anteriore Translation zeigte.

Für die nicht eindeutige Ergebnislage könnte auch die Probandenauswahl mitverantwortlich sein. In den meisten Studien wurden Testpersonen mit eingeschränkten propriozeptiven Fähigkeiten untersucht [7, 17, 156], da in der Regel in diesem Probandenkollektiv eine größere Diskrepanz zwischen der Ausgangssituation und der Testsituation mit Stabilisierungshilfe zu erwarten ist [65]. Hingegen wurden in dieser Studie gesunde Probanden im Alter zwischen 18 und 31 Jahren getestet. Da jedoch funktionelle Orthesen als präventive Maßnahmen für gesunde Sportler immer mehr an Bedeutung gewinnen [67, 111], wurde eine Untersuchung an entsprechenden Probanden als geeignet angesehen. Zudem konnte durch die strengen Auswahlkriterien unverletzter Testpersonen die Standardisierbarkeit der Ergebnisse besser gewährleistet werden, als bei Probanden mit unterschiedlicher Verletzungscharakteristik [40, 64].

Perlau et al. stellten eine eindeutige Verbesserung der Propriozeption durch Kniegelenks-Bandagen im gesunden Knie von 54 Teilnehmern zwischen 22 und 40 Jahren fest, wobei der positive Effekt jedoch invers von der propriozeptiven Ausgangslage der Probanden abhängig war, die zu Beginn der Testreihe bestimmt wurde [109].

Dies könnte dafür sprechen, dass nicht alle unverletzten Personen einen Propriozeptionsgewinn durch externe Stabilisierungshilfen erfahren, da der Effekt vielleicht nur in einer Gruppe von Individuen nachweisbar ist, die über eine suboptimale Grundlage verfügen. Es scheint demnach Menschen zu geben, die ein angeborenes Propriozeptions-Defizit aufweisen [66]. In dieser Gruppe könnte dann eine Normalisierung der neuromuskulär-koordinativen Leistungen stattgefunden haben, die in den Testergebnissen nicht eindeutig auszumachen ist [19].

Van Tiggelen et al. konnten in ihrer Studie mit 64 gesunden Probanden zeigen, dass nur Personen mit einer bereits in der Ruhe-Situation eingeschränkten propriozeptiven Leistungsfähigkeit von einer Orthesenversorgung profitieren. Dagegen konnten alle Teilnehmer ihre Leistungen nach einer ermüdenden Belastung in dem durchgeführten aktiven Winkelreproduktions-Test durch die Nutzung einer Orthese signifikant verbessern. Die Autoren schließen daraus, dass die Verwendung einer Kniebandage als präventive Massnahme zur Verbesserung der Propriozeption insbesondere in körperlich ermüdenden Situationen zu empfehlen ist [148].

Ein zusätzlicher Verlust von präzisen Daten ist möglicherweise in der Komplexität der Gleichgewichtsregulation über den gesamten Rumpf und die untere Extremität begründet. So sollte bei der Betrachtung von Körper-Schwankungen eher von einer multisegmentalen Kette ausgegangen werden, insbesondere dann, wenn stärkere Ausgleichsbewegungen wie nach maximalen Laufbelastungen nötig werden [144]. Demnach erscheint es schwierig, die Funktion des Kniegelenkes isoliert interpretieren zu können, da das dynamische Verhalten aller beteiligter muskulärer und neuronaler Strukturen die alleinige Messung propriozeptiver Leistungen in einem Gelenk vor große Probleme stellt [16, 114]. Eine Möglichkeit zur Annäherung könnte jedoch in der kombinierten Verwendung mehrerer unterschiedlicher Tests liegen, um den Focus auf ein differenziert zu betrachtendes Gelenk legen zu können [56].

In einigen Studien konnte somit unter anderem gezeigt werden, dass das Kniegelenk eine entscheidende Rolle bei der Balance im Einbein-Stand in anteroposteriore Richtung einnimmt, während das obere Sprunggelenk eher für die Ausgleichsbewegungen in mediolateraler Richtung verantwortlich ist [45, 75].

Da eine der Hauptindikationen von Knie-Orthesen die Vermeidung der anterioren tibialen Translation ist, sprechen die größeren Differenzen in den Werten der Messparameter zwischen der SofTec Orthese und der GoldPoint Orthese bei der maximalen Belastungssituation im Vergleich zur Ruhe-Situation für einen Vorteil der SofTec Orthese.

4.2.2 EINBEIN-BLIND-TEST

Im Einbein-Blind-Test ergaben sich die eindeutigsten Ergebnisse im Vergleich der Orthesensituationen. Es zeigten sich signifikante Unterschiede nach der maximalen Belastung zwischen der Situation ohne Orthese und der SofTec Orthese, wobei die SofTec Orthese in allen Belastungssituationen tendenziell die niedrigsten Werte aufwies (Abbildung 14-17). Insgesamt ergaben sich außerdem tendenziell stärkere Schwankungen und damit größere Werte für den Parameter Sway Length im Einbein-Stand-Test mit geschlossenen Augen im Vergleich zum Einbein-Stand-Test mit offenen Augen.

Diese Ergebnisse sprechen dafür, dass das Sehen als Teil des komplexen Systems der Gleichgewichtskontrolle starken Einfluß auf die Versuchsergebnisse ausüben kann. Ghez und Sainburg stellten fest, dass die Propriozeption wichtig für die gelenkübergreifende Koordination ist, die visuelle Kontrolle der Gelenke bei multisegmentalen Bewegungen jedoch eine entscheidende Unterstützung bietet [41, 121]. Andere Studien beschreiben gar einen Wechsel von prädominant visueller Kontrolle der Balance bei geöffneten Augen zur propriozeptiven Beeinflussung bei geschlossenen Augen [25].

Es scheint also, dass der Blind-Test durch die Elimination der visuellen Informationen am besten geeignet ist, propriozeptive Leistungen zu beschreiben.

In diesem Zusammenhang sprechen die Ergebnisse der SofTec Orthese für die Theorie, dass durch den Druck und die Reibung von eng auf der Haut liegenden Bandagen die zusätzlichen afferenten Informationen aus der Haut, den Muskeln, Sehnen und den Gelenk-Kapseln zu einem propriozeptiven Gewinn führen können [37, 75, 115, 156]. Dieser positive Effekt von Knie-Orthesen auf die Propriozeption konnte in vielen Untersuchungen nachgewiesen werden [7, 65, 91, 100, 109].

Die Werte der Hartrahmenorthese, die eine verringerte Auflagefläche im Vergleich zu der SofTec aufweist, lagen zwischen der Situation ohne Orthese und der SofTec Orthese. Diese Resultate unterstreichen die funktionelle Bedeutung von Orthesen im Verhältnis zu der mechanischen Stabilität bei statischen Bewegungen.

4.2.3 EINBEIN-NIEDERSPRUNG-TEST

Der Sprung-Test stellte das Beispiel für einen dynamischen Bewegungsablauf mit externen Stabilisierungshilfen dar. Im Vergleich der Orthesensituationen ergab sich dabei ein uneinheitliches Bild ohne statistisch signifikante Unterschiede.

Das tendenziell schlechtere Abschneiden der GoldPoint Orthese in der Ruhe-Situation gegenüber der Situation ohne Stabilisierungshilfe spricht für die Theorie von Millet, dass Kniebandagen die anteriore tibiale Translation bei geringen Belastungen wie dem Einbein-Stand-Test vermindern können, die meisten Orthesen bei stärkerer Beanspruchung wie beim Einbein-Niedersprung-Test dem vorderen Kreuzband allerdings wenig oder keine Unterstützung bieten [94].

Beynon et al. untersuchten die Effekte von funktionellen Knie-Orthesen, unter anderem der DonJoy Goldpoint Orthese, auf die Dehnung des vorderen Kreuzbandes durch die arthroskopische Implantation eines Zugkraftaufnehmers auf das Band. Die Autoren fanden einen protektiven Effekt der Orthesen in der Situation ohne Belastung bzw. mit einer anterioren Zugbelastung auf die Tibia von 140 Newton [12]. Bei stärkerer sportlicher oder alltäglicher Beanspruchung mit tibialer Translation oder Torsion konnten sie allerdings keine positiven Effekte der Orthesen auf die Spannung des vorderen Kreuzbandes feststellen [14].

Auch Wojtys et al. analysierten die Wirkung von Knie-Orthesen auf die anteriore tibiale Translation, die isokinetische Leistung und die neuromuskuläre Funktion in einer speziellen Vorrichtung ohne wirklichkeitsnahe, dynamische Testsituationen. Sie beschrieben dabei eine Reduktion der vorderen Schublade durch Knie-Orthesen um ein Drittel, allerdings mit dem unerwünschten Nebeneffekt einer Verlangsamung der Muskelreaktionszeit der kniegelenkstabilisierenden Muskulatur [154].

Noyes et al. berichten, dass das vordere Kreuzband während des normalen täglichen Lebens Belastungen von über 400 Newton ausgesetzt ist, die sich bei sportlicher Betätigung noch um ein vielfaches steigern können [102]. Aus den Messungen von Luber et al. geht hervor, dass die meisten Knie-Orthesen für diese Belastungen nur

eine begrenzte Wirksamkeit aufweisen und die vordere Schubladen-Stabilität von Bandagen mit Gelenkschiene bei maximal 159 N bzw. die von Hartrahmenorthesen bei maximal 210 N liegt. Die SofTec Orthese wurde dabei trotz ihrer bandagenähnlichen Bauart auf Grund der erhobenen Daten zusammen mit der GoldPoint Orthese der Gruppe der Hartrahmenorthesen zugeordnet [86].

Viele Studien konnten also die Verbesserung der Statik des Kniegelenkes in Bezug auf anterioren und posterioren, varus und valgus sowie Rotations-Stress bei geringer Krafteinwirkung nachweisen. Der Einbein-Niedersprung könnte demnach eine Belastung für das Kniegelenk darstellen, die mit mehr als 200 N oberhalb der Grenzen der protektiven, mechanischen Eigenschaften von Orthesen auf die tibiale Translation und Torsion liegt [88, 101].

Da sich insbesondere in der maximalen Belastungssituation keine positiven Ortheseneffekte in den Schwankungsparametern zeigten, könnte dieses die Theorie unterstreichen, dass die Probanden durch die Orthesen ein subjektiv sichereres Stabilitäts-Gefühl gewonnen haben, wodurch die Sprung-Höhe, Sprung-Distanz und Sprung-Kraft während der Testsituation mit Orthese im Vergleich zu der Situation ohne Orthese gesteigert wurde. Kuster et al. konnten in ihrer Studie beim Sprung aus nur 10 cm Höhe und der Landung auf einem Bein auf einer Messplattform mit anschließendem Stand-Test entsprechende Ergebnisse vorweisen. Sie beschreiben eine Verstärkung der Angriffskraft in vertikale und anteroposteriore Richtung während der Landung, wenn die Probanden eine Knie-Bandage trugen. Die Autoren erklären dieses Phänomen durch das gesteigerte Vertrauen der Kreuzband-Patienten in die Belastbarkeit des Kniegelenkes mit Orthesen [75].

Dieser psychologische Aspekt bedingt durch die Applikation von Stabilisierungshilfen wird von Cawley et al. in ihrem Übersichtsartikel als einer der dominanten Effekte beschrieben. Sie warnen dabei vor der Gefahr, dass die Patienten durch ein Gefühl der „Unverwundbarkeit“ zu hohe Risiken in der Rehabilitation eingehen könnten [29]. Birmingham et al. kamen in Bezug auf propriozeptive Leistungen mit Knie-Bandagen zu ähnlichen Schlußfolgerungen. Dabei zeigten die objektiv geringen Verbesserungen bei Winkelreproduktions-Tests keine Korrelation ($r = 0,03$) mit den subjektiven Empfindungen von 72 % der

Diskussion

Probanden, die von einer deutlichen Steigerung der propriozeptiven Leistungsfähigkeit mit Orthesen berichteten [19].

In einer Studie von Walsh et al. zeigte sich zudem, dass Muskelschwäche nach Belastungen wie den hier durchgeführten Laufband-Protokollen nicht wesentlich die Fähigkeiten zur Stabilisierung nach einem Schritt bzw. kleinem Sprung beeinflussen, da das muskuläre Defizit vornehmlich durch die adäquate Anpassung der motorischen Befehle kompensiert werden könne [150]. Die Notwendigkeit einer externen Unterstützung der vorhandenen neuromuskulären Regelkreise könnte demnach durch die hier vorgegebene Sprungleistung noch nicht erreicht worden sein.

4.3 BELASTUNGSSITUATIONEN

4.3.1 RUHE / OHNE BELASTUNG

Es zeigten sich in allen Testsituationen, bis auf den Sprung-Test mit der GoldPoint Orthese, hoch signifikante Unterschiede zwischen der Ruhe-Situation und der maximalen Belastungssituation. Die Ruhe-Situation und die mittlere Belastung unterschieden sich jedoch in keinem Test signifikant. Insgesamt ergaben sich für den Einbein-Stand-Test die niedrigsten Absolutwerte im Parameter Sway Length (\varnothing 1,36 m), gefolgt von dem Einbein-Sprung-Test (\varnothing 1,48 m) und dem Einbein-Blind-Test (\varnothing 1,54 m).

Diese Ergebnisse unterstützen die Theorie, dass ermüdende Arbeit zu propriozeptiven Defiziten führen kann. Nardone et al. kamen in ihren Studien zu entsprechenden Ergebnissen. Sie untersuchten die Variablen von Körperschwankungen von 13 Probanden beim Stand auf einer dynamometrischen Plattform mit geöffneten und geschlossenen Augen im Anschluß an eine physische Belastung auf dem Laufband bzw. dem Fahrradergometer. Eine Belastung oberhalb der anaeroben Schwelle führte dabei zu einer signifikanten Verschlechterung der propriozeptiven Leistungen, während eine geringere Belastung im aeroben Bereich keine Beeinflussung der Schwankungs-Parameter hervorrief [97].

Lattanzio et al. beschreiben in ihren Ergebnissen ebenfalls einen deutlichen Rückgang der propriozeptiven Leistungen im Winkelreproduktions-Test bei 16 gesunden Testpersonen im Anschluß an maximale Belastungen auf dem Fahrradergometer (absolute angular error $1,0^\circ \pm 0,66^\circ$, $p < 0,01$). Als Begründung für diesen Effekt könnte die reduzierte neuromuskuläre Aktivität infolge ermüdender Belastung angeführt werden [79].

4.3.2 MITTLERE BELASTUNG

Die mittlere Belastung sollte in dieser Studie als Beispiel für ein muskuläres Aufwärmprogramm vor der propriozeptiven Leistung angesehen werden. Die Hypothese, dass sich der Gelenkstellungssinn durch das Aufwärmen verbessern läßt, konnte hier nicht bestätigt werden. Es zeigten sich in keiner der Testsituationen signifikante Unterschiede zwischen der Ruhe-Situation und der mittleren Belastung. Die Werte der mittleren Belastung unterschieden sich dagegen in allen Versuchssituationen hoch signifikant von der maximalen Belastung.

In der Literatur herrscht keine eindeutige Meinung über den Effekt von niedrig dosierten Vorbelastungen auf die propriozeptive Wahrnehmung. Bartlett et al. konnten eine Verbesserung des Gelenkstellungssinnes nach dem Aufwärmen finden. Sie betonen dabei die neurophysiologische Rolle der Muskulatur und der Bänder im Kniegelenk und den Einfluß von Belastungen auf diese Strukturen [8]. Eine Verbesserung der mechanischen muskulären Eigenschaften in Verbindung mit gesteigerter kinästhetischer Empfindlichkeit im Kniegelenk nach physischer Arbeit wird auch von anderen Autoren beschrieben [23].

Subasi et al. fanden nach unterschiedlichen Aufwärmprogrammen (5 Minuten bzw. 10 Minuten) eine signifikante Verbesserung der Balancefähigkeit sowie des Gelenkstellungssinnes am Knie, wobei das längere Aufwärmen auch zu einer deutlicheren Verbesserung der Propriozeption führte [141].

Steele et al. konnten dagegen keinen Effekt von Aufwärmprogrammen in Bezug auf die anteriore tibiale Translation oder die Muskel-Aktivität nachweisen [130].

Die mittlere Belastung, wie sie in dieser Studie definiert wurde, scheint also keinen positiven Effekt auf einfache Stabilitäts-Tests auszuüben. Tendenziell zeigten sich im Stand-Test und im Blind-Test sogar größere Schwankungen nach der mittleren Belastung, als in der Ruhe-Situation. Diese Ergebnisse könnten dafür sprechen, dass die mittleren Belastungen dieser Studie eine so starke Beeinflussung der neuromuskulären Aktivität darstellten, dass die Gleichgewichtsleistungen negativ

beeinträchtigt wurden. In diesem Zusammenhang betonen Miura et al. in ihrer Studie über lokale und allgemeine sportliche Vorbelastung, dass nicht nur muskuläres Aufwärmtraining entscheidend zur propriozeptiven Verletzungsprävention beiträgt, sondern auch neuromuskuläres und zentral-motorisches Training einen essentiellen Beitrag leisten [95].

In den Sprung-Tests fand sich dagegen eher eine Tendenz zu niedrigeren Werten im Vergleich mit der Ruhe-Situation. Einem Aufwärmprogramm könnte also bei dynamischen bzw. komplexeren Bewegungsabläufen wie dem Sprung-Test eine größere Bedeutung zukommen. So konnte auch in aktuellen Studien eine Leistungsverbesserung nach modifizierten dynamischen Aufwärmprogrammen insbesondere bei anspruchsvollen Sprung- und Sprinttests nachgewiesen werden [99, 107, 110].

In dem vorliegenden Studiendesign wurde eine kardiopulmonale Beanspruchung mit geringer Geschwindigkeit auf dem Laufband als mittlere Belastung bzw. Aufwärmprogramm definiert. Ein koordinatives Aufwärmen mit übungsspezifischer Vorbereitung und angepassten Stretchingprogrammen könnte jedoch zu anderen Ergebnissen führen, wobei die weitere Beurteilung spezieller neuromuskulärer bzw. propriozeptiver Aufwärmprogramme sinnvoll und erstrebenswert erscheint, da auch in der Literatur bislang diesbezüglich keine Einigkeit herrscht [15, 84].

So konnte in einer Studie mit 1837 Teilnehmern belegt werden, dass ein strukturiertes Aufwärmprogramm das Verletzungsrisiko im Bereich der Knie- und Sprunggelenke um mehr als ein Drittel senken kann (81 vs. 48 Verletzungen in einer Saison) [104]. Auch LaBella et al. testeten an 1500 High-school Athleten ein neuromuskuläres Aufwärmprogramm gegen das übliche Aufwärmprogramm der teilnehmenden Trainer und konnten eine signifikante Reduktion von Knie- und Sprunggelenksverletzungen für das Interventionsprogramm nachweisen [76].

Gilchrist und Mandelbaum konnten in breit angelegten Studien bei weiblichen Fußballspielerinnen (1435 bzw. 5703 Teilnehmerinnen) eine deutliche Reduktion von Kreuzbandverletzungen nach neuromuskulären und propriozeptiven Trainingsprogrammen feststellen (41% bzw. 81%), wobei insbesondere auch die Gefahr von Re-Rupturen erheblich gesenkt werden konnte [42, 89].

4.3.3 MAXIMALE BELASTUNG

Die maximale Belastung in Form eines Stufentests bei einer Steigung von 10% bis zur subjektiven Erschöpfung führte in allen Versuchssituationen zu den höchsten Werten in dem Parameter Sway Length. Alle Testsituationen zeigten eine signifikante Reduktion der propriozeptiven Leistungen nach ermüdendem Laufen.

In dem Test-Protokoll wurde eine Steigung von 10% gewählt, um die Beanspruchung der kniegelenkstabilisierenden Muskulatur zu gewährleisten.

Die Stabilität des Kniegelenkes wird durch den Musculus gastrocnemius, den Musculus quadriceps femoris und die ischiocrurale Muskulatur beeinflusst [154].

Die größte Bedeutung wird dabei heutzutage von der Mehrzahl der Autoren neben dem Kapsel-Bandapparat dem Musculus gastrocnemius zugeschrieben [35, 77, 100].

In elektromyographischen Untersuchungen konnte die gesteigerte Aktivität des M. gastrocnemius bei Laufbandsteigungen belegt werden [112, 119]. Das starke Ansprechen der Wadenmuskulatur auf die vermehrte Steigung bzw. eine erhöhte Geschwindigkeit wurde durch die bevorzugte Rekrutierung von Fasern der schnellen Extensoren erklärt, zu welchen der M. gastrocnemius gezählt wird.

DeVita et al. beschreiben eine erhöhte Aktivität der Wadenmuskulatur und eine verminderte Aktivität des Quadrizeps bei Patienten mit Kreuzbandinstabilität [35].

Konradsen et al. wiesen die zentrale Rolle der Wadenmuskulatur für die dynamische Stabilität im Einbein-Stand nach [72]. In einer EMG-kontrollierten Studie konnte eine Zunahme der Aktivität im Bereich der Unterschenkelmuskulatur bei propriozeptiven Tests besonders auf unebenem Untergrund und mit geschlossenen Augen nachgewiesen werden [24].

Sexton et al. beschreiben ferner einen deutlichen Anstieg der Laktatkonzentration und der Herzfrequenz durch eine erhöhte Steigung auf dem Laufband [125]. Die lokale Konzentrations-Zunahme metabolischer und inflammatorischer Substanzen bei muskulärer Arbeit beeinflussen dabei nicht nur die reflektorische Muskelantwort, sondern auch die feinmotorische Koordination [108].

Demnach könnte in der hier vorliegenden Studie eine vermehrte metabolische Belastung der Muskulatur zu einem Stabilitätsdefizit in den maximalen Testsituationen geführt haben.

Einen wichtigen Faktor bei Betrachtung dieser Zusammenhänge stellen die Orthesen dar. Wilson et al. konnten eine deutliche Verschlechterung des metabolischen Profils nach Laufbandbelastungen mit Orthesenapplikation feststellen. Interessanterweise zeigten sich Veränderungen in der Herzfrequenz, der Sauerstoffaufnahme, dem Atemminutenvolumen und der Laktatkonzentration nur bei Belastungen oberhalb der anaeroben Schwelle, während die physiologischen Parameter in der aeroben Testsituation durch das Tragen der Kniebandage nicht beeinflusst wurden [152].

Styf et al. stellen einen direkten Zusammenhang zwischen externer Kompression durch Orthesen und frühzeitiger Muskelermüdung her. Die Orthesen verstärken demnach den intramuskulären Druck so sehr, dass der lokale Blutfluß der beanspruchten Muskulatur signifikant gestört wird. Der zirkuläre Druck der distalen Gurte wird dabei als Hauptursache angeführt [140]. Von vielen Autoren wird allerdings das straffe Anziehen der Schnallen als einer der entscheidenden stabilisierenden Faktoren von Orthesen angesehen [85, 154].

Die starke Weichteilkompression wurde auch während dieser Studie von vielen Probanden als störend und leistungsmindernd angesehen, verstärkte auf der anderen Seite jedoch das Stabilitätsgefühl der Teilnehmer.

Styf sieht die schnelle Ermüdung der Muskulatur durch eng anliegende Orthesen als eine mögliche Erklärung für die in der Literatur beschriebenen erhöhten Verletzungsstatistiken bei der Verwendung von externen Stabilisierungshilfen [118, 142]. In diesem Fall wäre der Stabilitätsverlust der Muskulatur größer als der Zugewinn durch die Orthese [139].

Umso bemerkenswerter erscheint in diesem Kontext das tendenziell positive Abschneiden der SofTec Orthese mit signifikantem Unterschied gegenüber der Situation ohne Orthese im Blind-Test, während sich für die verwendete Hartrahmenorthese keine Signifikanzen ausmachen ließen. Hierbei könnte in dem strumpfförmigen Design mit großflächigem Hautkontakt und hoher zirkulärer Stabilität jedoch vertikaler Elastizität eine entscheidende Bedeutung liegen.

Das Gewicht der Orthesen, welches häufig als Begründung für negative Beeinflussung der Leistungsfähigkeit angeführt wird, sollte dagegen keine bedeutende Position einnehmen. Das Gewicht der verwendeten Orthesen ist mit 600 bzw. 800 Gramm und damit circa 1% des Körpergewichtes als mindere Zusatzbelastung aufzufassen.

Graves et al. konnten nachweisen, dass der Effekt von handgetragenen Gewichten von 2700 Gramm bei maximaler Belastung für die metabolischen und hämodynamischen Parameter zu vernachlässigen ist [47].

Das eingeschränkte Sauerstoffangebot der Muskulatur bei maximaler Belastung, vermindert durch die Kompression der Muskulatur in den Orthesensituationen, und die daraus resultierende Ermüdung könnten also einen wichtigen Beitrag zum Erschöpfungszustand der Probanden geliefert haben. Aus diesem Grund stellen sich die propriozeptiven Tests mit den Orthesen eventuell schlechter dar als erwartet.

Auch Skinner et al. beschreiben eine Abnahme der Propriozeption nach ermüdender physischer Belastung. Sie schließen aus ihren Untersuchungen, dass die Rezeptoren in der beanspruchten Muskulatur von dominanter Bedeutung für den Gelenkstellungssinn sind, während die Kapsel- und Band-Rezeptoren nur eine sekundäre Rolle einnehmen [129].

Eine Ermüdung der Muskulatur könnte also auch in diesem Fall die Begründung für eine vermehrte Instabilität nach anstrengender Arbeit liefern. So konnte von Steiner et al. eine gesteigerte antero-posteriore Laxität durch langes Laufen nachgewiesen werden [134].

Wojtys et al. untersuchten den Effekt von Ermüdung auf die anteriore tibiale Translation und die Muskelreaktionszeit. Sie fanden eine vermehrte tibiale Verschieblichkeit von über 30% und eine deutliche Verlangsamung der Muskelantwort [155].

Die Muskelemüdung kann also durch Modifikation der neuromuskulären Antwort auf Kniegelenks-Bewegungen die dynamische Stabilität negativ beeinflussen. Die körperliche Schwäche nach starken Belastungen spielt demnach eine entscheidende Rolle im Pathomechanismus von Knieverletzungen in physisch anspruchsvollen Sportarten.

Die insgesamt positiven Werte mit den Orthesen in den maximalen Belastungssituationen unterstreichen daher die Bedeutung funktioneller Stabilisierungshilfen bei sportlicher Betätigung. So konnte auch in weiteren Studien eine Aufhebung des propriozeptiven Defizites nach körperlicher Beanspruchung durch Orthesen nachgewiesen werden. Die Autoren fanden bei 64 gesunden Teilnehmern mittels Winkelreproduktions-Tests eine nahezu vollständige Kompensation der nachlassenden propriozeptiven Fähigkeiten im Anschluss an eine muskuläre Belastung durch die getestete Knie-Bandage [147].

Es zeigten sich bei der biomechanischen Betrachtung von Patienten mit insuffizienter Kreuzbandstabilität deutliche Veränderungen der Bewegungsabläufe. Osterning et al. konnten in diesem Zusammenhang eine Beeinflussung der kniegelenkstabilisierenden Muskulatur durch Orthesen feststellen [105].

DeVita et al. beschreiben eine Veränderung der Bewegungsmuster von Kreuzbandpatienten beim Laufen mit Orthesen. Durch Knie-Orthesen würden die Kniegelenke entlastet, die Hüftgelenke und Sprunggelenke dagegen stärker in den Bewegungsablauf eingebunden [34].

Die Entlastung des Musculus quadriceps femoris als Antagonist des vorderen Kreuzbandes durch die Orthesen [59] und die Aktivierung der ischiocruralen Muskulatur zusammen mit dem Musculus gastrocnemius als Kreuzband-Agonisten [85] erscheint daher plausibel. Dementsprechende Ergebnisse konnten von zahlreichen Autoren vorgelegt werden [35, 100, 146, 154].

Übertragen auf die vorliegende Studie könnten diese Ergebnisse dafür sprechen, dass durch die Verwendung der Orthesen eine Ökonomisierung des Laufstils auch bei den gesunden Probanden stattgefunden hat.

Die wenig komplexe, aber physisch erschöpfende Bewegung auf dem Laufband könnte allerdings die neuromuskuläre Verbesserung im Anschluß an die Belastungen in den Hintergrund treten lassen, so dass die propriozeptiven Leistungen objektiv nur geringfügig beeinflusst wurden.

Zetterlund et al. gehen soweit, zu sagen, dass das Laufen auf dem Laufband die Probanden unabhängig von der Orthesensituation in ein konstantes Muster zwingen kann [158], so dass die neuromuskuläre Beeinflussung während und kurz nach der Belastung durch die Orthesenapplikation an Bedeutung verlieren könnte.

Diese Theorien stellen mögliche Erklärungen für die nicht signifikanten Ergebnisse der vorliegenden Studie dar, die allerdings eindeutige Tendenzen zu Gunsten der Orthesenapplikation aufzeigen konnte.

4.4 SCHLUSSFOLGERUNG

Die vorliegende Untersuchung konnte eine deutliche Beeinflussung der propriozeptiven Leistungsfähigkeit nach maximaler Laufbelastung aufzeigen, während die hier definierte mittlere Belastung keinen Einfluß auf die gemessenen Parameter ergab.

Es konnte eine Argumentationskette erschlossen werden, an deren Anfang die physische Ermüdung gestellt werden kann, die zu einer signifikanten Verschlechterung der Propriozeption geführt hat [129, 154]. Dieses propriozeptive Defizit kann seinerseits eine erhöhte Verletzungsgefahr nach sich ziehen [108].

Externen Stabilisierungshilfen scheint daher in Situationen, in denen das komplexe mechanorezeptive System des Körpers beeinträchtigt oder ausgeschöpft ist, die größte Bedeutung zuzukommen. Die Unterschiede zwischen den Situationen ‚ohne Orthese‘ versus ‚mit Orthese‘ wurden dementsprechend bei höheren Geschwindigkeiten der maximalen Belastungssituation bzw. bei komplexeren Bewegungen, wie sie beim Blind- und Niedersprung-Test zu finden waren, deutlicher. Eine Erklärung für dieses Phänomen könnte darin liegen, dass die mehr zu verrichtende Arbeit die Flexibilität der motorischen Einheiten einengt, was bedeutet, dass alle Muskeln voll belastet und alle Fasern ausgelastet sind [152].

Es erscheint daher auch plausibel, dass sich signifikante Unterschiede zwischen den Orthesensituationen nur nach maximaler Belastung im Einbein-Blind-Test zwischen der Situation ‚ohne Orthese‘ versus ‚SofTec Knie-Orthese der Firma Bauerfeind‘ darstellen ließen.

Tendenziell zeigten sich bei der Verwendung beider Orthesen geringere Schwankungen als in den Testsituationen ohne Orthese. Für die SofTec Orthese ergaben sich in fast allen Situation die niedrigsten Werte, was für die funktionelle Bedeutung dieser Orthese spricht. Die bandagenartige Konstruktion der Orthese scheint dabei für einen erhöhten afferenten Input der Knie-Propriozeptoren zum zentralen Nervensystem verantwortlich zu sein. Diese zusätzlichen Impulse könnten in einer Adaptation von motorischen Kontrollmustern resultieren, die dann für die

sekundäre Modifikation von Muskel-Aktivität und -Rekrutierung verantwortlich sind [100].

Die bewußte und unbewußte Beeinflussung der Probanden durch die Orthesen konnte nur schwer erfaßt werden. Insbesondere das gesteigerte Selbstvertrauen sowie das gestärkte subjektive Sicherheitsgefühl der Teilnehmer durch die Orthesen scheinen die Ergebnisse sowohl in positiver als auch in negativer Weise beeinflußt zu haben.

So wurde im Verlauf der Studie deutlich, dass es in sportspezifischen Situationen schwierig ist, valide Ergebnisse zu erreichen. Es existieren bislang nur eingeschränkte Möglichkeiten der isolierten Betrachtung von propriozeptiven Leistungen, da stets andere Sinnessysteme, wie das vestibuläre und visuelle System, die propriozeptive Wahrnehmung überlagern und gegebenenfalls Defizite kompensieren können [81]. Bei koordinativ anspruchsvollen Übungen können außerdem endogene und exogene Faktoren wie Motivation und Bekleidung die Ergebnisse entscheidend beeinflussen [40, 114]. Grob et al. begründen die Variabilität der Ergebnisse von propriozeptiven Studien dementsprechend durch die eingeschränkte Reproduzierbarkeit propriozeptiver Tests [51].

Schlußendlich scheint es bei der prophylaktischen Anwendung von Orthesen für die Akzeptanz von entscheidender Bedeutung zu sein, dass diese den Athleten weder in seinem Bewegungsausmaß einschränken, noch seine Leistungsfähigkeit negativ beeinflussen [111]. Insbesondere für gesunde Sportler, die auf Grund der propriozeptiven Eigenschaften von externen Stabilisierungshilfen immer häufiger auf Orthesen zurückgreifen, ist es von grundlegender Bedeutung, dass sie keine nachteiligen Auswirkungen auf die individuellen Fähigkeiten zu erwarten haben [11]. Die spezifische Auswahl bzw. Anpassung der für die entsprechende Belastung am besten geeignete Orthese erscheint daher essentiell [3].

Weiterentwicklungen im protektiven Bereich der Knie-Orthesen müssen also Hand in Hand gehen mit der Entwicklung von individuell anpaßbaren Modellen, damit die positiven Aspekte der Orthesenapplikation, die zu einem großen Anteil im propriozeptiven Bereich zu suchen sind, die zweifellos vorhandenen negativen Auswirkungen von externen Stabilisierungshilfen in den Hintergrund treten lassen.

4.5 AUSBLICK

Es herrscht weiterhin keine allgemein anerkannte Meinung über die Wirksamkeit von Knie-Orthesen. Es konnte zwar in vielen Studien eine Verbesserung der mechanischen und funktionellen Stabilität durch Orthesen nachgewiesen werden, durch die Vielzahl der Testsituationen und der beeinflussenden Faktoren finden sich jedoch nach wie vor kontroverse Ergebnisse. Die mangelnde Stabilität und Rekonstruierbarkeit der Untersuchungen trägt ihren Teil zu der unübersichtlichen Situation bei.

Das Forschungsgebiet der Propriozeption nimmt eine zusehends wichtigere Stellung in den Bereichen der Orthopädie und Sportmedizin ein, wenngleich das Verhalten beteiligter muskulärer und neuronaler Strukturen die Messung der propriozeptiven Leistung als Ganzes zur Zeit noch vor unlösbare Aufgaben stellt. Es erscheint daher notwendig, Konzepte für die isolierte Darstellung der Propriozeption zu entwickeln. Insbesondere unter dynamischen, wirklichkeitsnahen Testbedingungen könnten gemeinsame Projekte in den Bereichen Propriozeption und Orthesen-Effekte angestrebt werden. In weiterführenden Langzeitstudien an gesunden und verletzten Probanden sollten etwa die sportartspezifischen bzw. situationsbedingten Vor- und Nachteile von Orthesen unterschiedlicher Bauart verglichen werden, um die Effekte weiter quantifizieren zu können. Das Kniegelenk als gesamte Struktur stellt ein höchst komplexes Gebiet dar, bietet aber auch die Möglichkeit, vernetzte Abläufe auf neuronaler und mikroanatomischer Ebene zu verstehen.

Die Bereiche der Prophylaxe und der Rehabilitation sollten dabei gleichermaßen in zukünftige Arbeiten eingehen. Für die erfolgreiche Realisierung ist die enge Zusammenarbeit von Medizinern, Physiotherapeuten, Sportwissenschaftlern und Technikern indes unabdingbar. Die Entwicklung präventiver, koordinativer Trainingskonzepte muß in diesem Zusammenhang genauso bedacht werden, wie der Ausbau propriozeptiver Rehabilitations-Programme. Ziel dieser Programme sollte stets die Identifikation der individuellen Defizite und die anschließende differenzierte Bearbeitung durch geschultes Personal sein.

5 ZUSAMMENFASSUNG

Ziel dieser Studie war es, die propriozeptiven Effekte unterschiedlicher Knie-Orthesen in Ruhe und nach definierten Laufbandbelastungen herauszuarbeiten.

Als Probanden standen 35 gesunde Personen zur Verfügung (19 ♂ und 16 ♀, Durchschnittsalter $23,3 \pm 3,4$ Jahre). Es wurden zwei Orthesenversorgungen gewählt, eine mit SofTec Orthese (Bauerfeind) und eine mit GoldPoint Orthese (DonJoy), sowie eine Kontrollsituation ohne Orthese.

Eine mittlere bzw. maximale Belastung wurde durch das Laufen auf einem Laufband erreicht. Anschließend absolvierten die Probanden mit bzw. ohne Orthese jeweils drei einbeinige Stand-Tests auf einer Kraftmessplattform mit offenen Augen, mit geschlossenen Augen und nach einem Einbein-Niedersprung.

In den Orthesensituationen zeigten sich signifikante Unterschiede im Einbein-Blind-Test nach maximaler Belastung zwischen der Situation „ohne Orthese“ und „SofTec“. Tendenziell konnten bei der Verwendung beider Orthesen weniger Schwankungen als in den Testsituationen ohne Orthese nachgewiesen werden, wobei die SofTec Vorteile gegenüber der GoldPoint Orthese erkennen ließ.

Im Bereich der Belastungssituationen ergaben sich signifikante Unterschiede zwischen der „maximalen Belastung“ und der „mittleren Belastung“ bzw. „Ruhe-Situation“ zu Ungunsten der „maximalen Belastung“. Die „mittlere Belastung“ wies hingegen keine Signifikanzen gegenüber der „Ruhe-Situation“ auf.

Es konnte eine negative Beeinflussung der propriozeptiven Leistungen nach maximaler Laufbelastung aufgezeigt werden, die eine erhöhte Verletzungsgefahr nach sich ziehen kann. Die Ergebnisse sprechen demnach dafür, dass Knie-Orthesen in der Lage sind, insbesondere in koordinativ anspruchsvollen Situationen, in denen das komplexe mechanorezeptive System des Körpers beeinträchtigt ist, die Propriozeption zu verbessern. Die vorliegenden Daten der SofTec unterstreichen die funktionelle Bedeutung gegenüber der mechanischen Stabilität von Orthesen, die durch einen erhöhten afferenten Input der Knie-Propriozeptoren zu erklären ist.

Schlüsselwörter: Propriozeption, Orthese, Laufbelastung

6 LITERATURVERZEICHNIS

1. Albright JP, Saterbak A, Stokes J (1995) Use of knee braces in sport. Current recommendations [editorial]. *Sports Med* 20:281-301
2. Baker BE, von Hanswyck E, Bogosia S (1987) A biomechanical study of the static stabilizing effect of knee braces on medial stability. *Am J Sports Med* 15:566-570
3. Baltaci G, Aktas G, Camci E, Oksuz S, Yildiz S, Kalaycioglu T (2011) The effect of prophylactic knee bracing on performance: balance, proprioception, coordination, and muscular power. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 19:1722-1728
4. Barber-Westin SD, Noyes FR, Heckmann PT, Shaffer BL (1999) The effect of exercise and rehabilitation on anterior-posterior knee displacements after anterior cruciate ligament autograft reconstruction. *Am J Sports Med* 27:84-93
5. Barrack RL, Skinner HB, Cook SD (1984) Proprioception of the knee joint. Paradoxical effect of training. *Am J Phys Med* 63:175-181
6. Barrack RL, Skinner HB, Buckley SL (1989) Proprioception in the anterior cruciate deficient knee. *Am J Sports Med* 17:1-6
7. Barrett DS, Cobb AG, Bentley G (1991) Joint proprioception in normal, osteoarthritic and replaced knees. *J Bone Joint Surg* 73:53-56
8. Bartlett MJ, Warren PJ (2002) Effect of warming up on knee proprioception before sporting activity. *Br J Sports Med* 36:132-134
9. Beck C, Drez D, Jr., Young J, Cannon WD, Jr., Stone ML (1986) Instrumented testing of functional knee braces. *Am J Sports Med* 14:253-256
10. Bernier JN, Perrin DH (1998) Effect of coordination training on proprioception of the functionally unstable ankle. *J Orthop Sports Phys Ther* 27:264-275
11. Beynnon BD, Renstrom PA (1991) The effect of bracing and taping in sports. *Ann Chir Gynaecol* 80:230-238
12. Beynnon BD, Johnson RJ, Fleming BC (1997) The effect of functional knee bracing on the anterior cruciate ligament in the weightbearing and nonweightbearing knee. *Am J Sports Med* 25:353-359
13. Beynnon BD, Ryder SH, Konradsen L, Johnson RJ, Johnson K, Renstrom PA (1999) The effect of anterior cruciate ligament trauma and bracing on knee proprioception. *Am J Sports Med* 27:150-155

14. Beynon BD, Pope MH, Wertheimer CM, Johnson RJ, Fleming BC, Nichols CE, Howe JG (1992) The effect of functional knee-braces on strain on the anterior cruciate ligament in vivo. *J Bone Joint Surg Am* 74:1298-1312
15. Bien DP (2010) Rationale and implementation of anterior cruciate ligament injury prevention warm-up programs in female athletes. *J Strength Cond Res* 25:271-285
16. Birmingham TB, Inglis JT, Kramer JF, Vandervoort AA (2000) Effect of a neoprene sleeve on knee joint kinesthesia: influence of different testing procedures. *Med Sci Sports Exerc* 32:304-308
17. Birmingham TB, Kramer JF, Kirkley A, Inglis JT, Spaulding SJ, Vandervoort AA (2001) Knee bracing for medial compartment osteoarthritis: effects on proprioception and postural control. *Rheumatology (Oxford)* 40:285-289
18. Birmingham TB, Kramer JF, Kirkley A, Inglis JT, Spaulding SJ, Vandervoort AA (2001) Knee bracing after ACL reconstruction: effects on postural control and proprioception. *Med Sci Sports Exerc* 33:1253-1258
19. Birmingham TB, Kramer JF, Inglis JT, Mooney CA, Murray LJ, Fowler PJ, Kirkley S (1998) Effect of a neoprene sleeve on knee joint position sense during sitting open kinetic chain and supine closed kinetic chain tests. *Am J Sports Med* 26:562-566
20. Blauth W, Ulrich HW, Hahne H-J (1990) Sinn und Unsinn von Knieorthesen. *Unfallchirurg* 93:221-227
21. Boileau P, Remi M, Lemaire M, Rousseau P, Desnuelle C, Argenson C (1999) Plea for accelerated rehabilitation after ligament plasty of the knee by a bone-patellar tendon-bone graft. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 85:475-490
22. Bonfim TR, Jansen Paccola CA, Barela JA (2003) Proprioceptive and behavior impairments in individuals with anterior cruciate ligament reconstructed knees. *Arch Phys Med Rehabil* 84:1217-1223
23. Bouet V, Gahery Y (2000) Muscular exercise improves knee position sense in humans. *Neurosci Lett* 289:143-146
24. Braun Ferreira LA, Pereira WM, Rossi LP, Kerpers, II, Rodrigues de Paula A, Jr., Oliveira CS (2010) Analysis of electromyographic activity of ankle muscles on stable and unstable surfaces with eyes open and closed. In: *J Bodyw Mov Ther.* 2010 Elsevier Ltd, United States, p 496-501
25. Bronstein AM, Hood JD, Gresty MA, Panagi C (1990) Visual control of balance in cerebellar and parkinsonian syndromes. *Brain* 113:767-779

26. Bruns J, Scherlitz J, Luessenhop S (1996) The stabilizing effect of orthotic device on plantar flexion/dorsal extension and horizontal rotation of the ankle joint. *Int J Sports Med* 17:614-618
27. Burks RT, Bean BG, Marcus R, Barker HB (1991) Analysis of athletic performance with prophylactic ankle devices. *Am J Sports Med* 19:104-106
28. Caraffa A, Cerulli G, Progetti M, Aisa G, Rizzo A (1996) Prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer. A prospective controlled study of proprioceptive training. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 4:19-21
29. Cawley PW, France EP, Paulos LE (1991) The current state of functional knee bracing research. *Am J Sports Med* 19:226-233
30. Clancy WG, Jr., Ray JM, Zoltan DJ (1988) Acute tears of the anterior cruciate ligament. Surgical versus conservative treatment. *J Bone Joint Surg Am* 70:1483-1488
31. Cohen LG, Starr A, Pratt H (1985) Cerebral somatosensory potentials evoked by muscle stretch, cutaneous taps and electrical stimulation of peripheral nerves in the lower limbs in man. *Brain* 108 (Pt 1):103-121
32. Cordo P, Bevan L, Gurfinkel V, Carlton L, Carlton M, Kerr G (1995) Proprioceptive coordination of discrete movement sequences: mechanism and generality. *Can J Physiol Pharmacol* 73:305-315
33. De Vito G, Bernardi M, Forte R, Pulejo C, Figura F (1999) Effects of a low-intensity conditioning programme on VO₂max and maximal instantaneous peak power in elderly women. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 80:227-232
34. DeVita P, Hunter PB, Skelly WA (1992) Effects of a functional knee brace on the biomechanics of running. *Med Sci Sports Exerc* 24:797-806
35. DeVita P, Lassiter TJ, Hortobagyi T, Torry M (1998) Functional knee brace effects during walking in patients with anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 26:778-784
36. Fetto JF, Marshall JL (1980) The natural history and diagnosis of anterior cruciate ligament insufficiency. *Clin Orthop*:29-38
37. Feuerbach JW, Grabiner MD, Koh TJ, Weiker GG (1994) Effect of an ankle orthosis and ankle ligament anesthesia on ankle joint proprioception. *Am J Sports Med* 22:223-229
38. Freeman MA, Dean MR, Hanham IW (1965) The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Joint Surg Br* 47:678-685
39. Friden T, Zätterström R, Lindstrand A, Moritz U (1989) A stabilometric technique for evaluation of lower limb instabilities. *Am J Sports Med* 17:118-122

40. Friden T, Roberts D, Ageberg E, Walden M, Zatterstrom R (2001) Review of knee proprioception and the relation to extremity function after an anterior cruciate ligament rupture. *J Orthop Sports Phys Ther* 31:567-576
41. Ghez C, Sainburg R (1995) Proprioceptive control of interjoint coordination. *Can J Physiol Pharmacol* 73:273-284
42. Gilchrist J, Mandelbaum BR, Melancon H, Ryan GW, Silvers HJ, Griffin LY, Watanabe DS, Dick RW, Dvorak J (2008) A randomized controlled trial to prevent noncontact anterior cruciate ligament injury in female collegiate soccer players. In: *Am J Sports Med*. United States, p 1476-1483
43. Goldie PA, Bach TM, Evans OM (1989) Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity. *Arch Phys Med Rehabil* 70:510-517
44. Goldie PA, Evans OM, Bach TM (1992) Steadiness in one-legged stance: development of a reliable force-platform testing procedure. *Arch Phys Med Rehabil* 73:348-354
45. Goldie PA, Evans OM, Bach TM (1994) Postural control following inversion injuries of the ankle. *Arch Phys Med Rehabil* 75:969-975
46. Gollhofer A, Kyrolainen H (1991) Neuromuscular control of the human leg extensor muscles in jump exercises under various stretch-load conditions. *Int J Sports Med* 12:34-40
47. Graves JE, Pollock ML, Montain SJ, Jackson AS, O'Keefe JM (1987) The effect of hand-held weights on the physiological responses to walking exercise. *Med Sci Sports Exerc* 19:260-265
48. Greene DL, Hamson KR, Bay RC, Bryce CD (2000) Effects of protective knee bracing on speed and agility. *Am J Sports Med* 28:453-459
49. Griffin LY, Agel J, Albohm MJ, Arendt EA, Dick RW, Garrett WE, Garrick JG, Hewett TE, Huston L, Ireland ML, Johnson RJ, Kibler WB, Lephart S, Lewis JL, Lindenfeld TN, Mandelbaum BR, Marchak P, Teitz CC, Wojtys EM (2000) Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *J Am Acad Orthop Surg* 8:141-150
50. Grigg P, Harrigan EP, Fogarty KE (1978) Segmental reflexes mediated by joint afferent neurons in cat knee. *J Neurophysiol* 41:9-14
51. Grob KR, Kuster MS, Higgins SA, Lloyd DG, Yata H (2002) Lack of correlation between different measurements of proprioception in the knee. *J Bone Joint Surg Br* 84:614-618
52. Halata Z, Wagner C, Baumann KI (1999) Sensory nerve endings in the anterior cruciate ligament of sheep. *Anat Rec* 254:13-21

53. Hasan SS, Lichtenstein MJ, Shiavi RG (1990) Effect of loss of balance on biomechanics platform measures of sway: influence of stance and a method for adjustment. *J Biomech* 23:783-789
54. Hassan BS, Mockett S, Doherty M (2001) Static postural sway, proprioception, and maximal voluntary quadriceps contraction in patients with knee osteoarthritis and normal control subjects. *Ann Rheum Dis* 60:612-618
55. Haus J, Halata Z, Refior HJ (1992) Propriozeption im vorderen Kreuzband des menschlichen Kniegelenkes--morphologische Grundlagen. Eine licht-, raster- und transmissionselektronenmikroskopische Studie. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 130:484-494
56. Herrington L, Simmonds C, Hatcher J (2005) The effect of a neoprene sleeve on knee joint position sense. *Res Sports Med* 13:37-46
57. Highgenboten CL, Jackson A, Meske N, Smith J (1991) The effects of knee braces wear on perceptual and metabolic variables during horizontal treadmill running. *Am J Sports Med* 19:639-643
58. Hoffman M, Payne VG (1995) The effects of proprioceptive ankle disk training on healthy subjects. *J Orthop Sports Phys Ther* 21:90-93
59. Hogervorst T, Brand RA (1998) Mechanoreceptors in joint function. *J Bone Joint Surg Am* 80:1365-1378
60. Hutton RS, Atwater SW (1992) Acute and chronic adaptations of muscle proprioceptors in response to increased use. *Sports Med* 14:406-421
61. Jankowska E (1992) Interneuronal relay in spinal pathways from proprioceptors. *Prog Neurobiol* 38:335-378
62. Jerosch J, Bischof M (1994) Der Einfluss der Propriozeptivität auf die funktionelle Stabilität des oberen Sprunggelenkes unter besonderer Berücksichtigung von Stabilisierungshilfen. *Sportverletz Sportschad* 8:111-121
63. Jerosch J, Prymka M (1996) Proprioception and joint stability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 4:171-179
64. Jerosch J, Prymka M (1997) Propriozeptive Defizite des Kniegelenks nach Ruptur des medialen Meniskus. *Unfallchirurg* 100:444-448
65. Jerosch J, Schmidt K, Prymka M (1997) Beeinflussung der propriozeptiven Fähigkeiten von Kniegelenken mit einer primären Gonarthrose. *Unfallchirurg* 100:219-224

66. Jerosch J, Schaffer C, Prymka M (1998) Propriozeptive Fähigkeiten bei operativ und konservativ behandelten Kreuzbandinsuffizienten Kniegelenken. *Unfallchirurg* 101:26-31
67. Jerosch J, Thorwesten L, Bork H, Bischof M (1996) Is prophylactic bracing of the ankle cost effective? *Orthopedics* 19:405-414
68. Johnson RJ, Beynon BD, Nichols CE, Renstrom PA (1992) The treatment of injuries of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg* 74:140-151
69. Kannus P, Jarvinen M (1987) Conservatively treated tears of the anterior cruciate ligament. Long-term results. *J Bone Joint Surg Am* 69:1007-1012
70. Kapteyn TS, Bles W, Njikiktjien CJ, Kodde L, Massen CH, Mol JM (1983) Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. *Agressologie* 24:321-326
71. Karvonen MJ, Kentala E, Mustala O (1957) The effects of training on heart rate; a longitudinal study. *Ann Med Exp Biol Fenn* 35:307-315
72. Konradsen L, Ravn JB, Sorensen AI (1993) Proprioception at the ankle: the effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. *J Bone Joint Surg Br* 75:433-436
73. Kramer J, Handfield T, Kiefer G, Forwell L, Birmingham T (1997) Comparisons of weight-bearing and non-weight-bearing tests of knee proprioception performed by patients with patello-femoral pain syndrome and asymptomatic individuals. *Clin J Sport Med* 7:113-118
74. Kramer JF, Dubowitz T, Fowler P, Schachter C, Birmingham T (1997) Functional knee braces and dynamic performance: a review. *Clin J Sport Med* 7:32-39
75. Kuster MS, Grob K, Kuster M, Wood GA, Gächter A (1999) The benefits of wearing compression sleeve after ACL reconstruction. *Med Sci Sports Exerc*:368-371
76. LaBella CR, Huxford MR, Grissom J, Kim KY, Peng J, Christoffel KK (2011) Effect of neuromuscular warm-up on injuries in female soccer and basketball athletes in urban public high schools: cluster randomized controlled trial. In: *Arch Pediatr Adolesc Med. United States*, p 1033-1040
77. Lass P, Kaalund S, leFevre S, Arendt-Nielsen L, Sinkjaer T, Simonsen O (1991) Muscle coordination following rupture of the anterior cruciate ligament. Electromyographic studies of 14 patients. *Acta Orthop Scand* 62:9-14
78. Lattanzio PJ, Chess DG, MacDermid JC (1998) Effect of the posterior cruciate ligament in knee-joint proprioception in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 13:580-585

79. Lattanzio PJ, Petrella RJ, Sproule JR, Fowler PJ (1997) Effects of fatigue on knee proprioception. *Clin J Sport Med* 7:22-27
80. Lentell G, Baas B, Lopez D, McGuire L, Sarrels M, Snyder P (1995) The contributions of proprioceptive deficits, muscle function, and anatomic laxity to functional instability of the ankle. *J Orthop Sports Phys Ther* 21:206-215
81. Lephart SM, Pincivero DM, Rozzi SL (1998) Proprioception of the ankle and knee. *Sports Med* 25:149-155
82. Lephart SM, Pincivero DM, Giraldo JL, Fu TH (1997) The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *Am J Sports Med* 25:130-137
83. Liggins AB, Bowker P (1991) A quantitative assessment of orthoses for stabilization of the anterior cruciate ligament deficient knee. *Proc Inst Mech Eng [H]* 205:81-87
84. Lindblom H, Walden M, Hagglund M (2011) No effect on performance tests from a neuromuscular warm-up programme in youth female football: a randomised controlled trial. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*
85. Liu SH, Mirzayan R (1995) Current Review. Functional Knee Bracing. *Clin Orthop* 317:273-281
86. Luber M, Binder E, Schaff P (1998) Stabilisierungseigenschaften von Hartrahmenorthesen und Bandagen mit Gelenkschienen gegen vordere Schublade - Erste Ergebnisse. *Orthop Technik* 5:1-5
87. Lucas-Championniere J (1912) Treatment of fractures by massage and mobilization. *Br Med J* 2:1533-1534
88. Lutz GE, Palmitier RA, An KN, Chao EY (1993) Comparison of tibiofemoral joint forces during open-kinetic-chain and closed-kinetic-chain exercises. *J Bone Joint Surg Am* 75:732-739
89. Mandelbaum BR, Silvers HJ, Watanabe DS, Knarr JF, Thomas SD, Griffin LY, Kirkendall DT, Garrett W, Jr. (2005) Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes: 2-year follow-up. In: *Am J Sports Med*. United States, p 1003-1010
90. McCloskey DI (1978) Kinesthetic sensibility. *Physiol Rev* 58:763-820
91. McNair PJ, Stanley SN, Strauss GR (1996) Knee bracing: effects of proprioception. *Arch Phys Med Rehabil* 77:287-289
92. Menke W (2000) *Kompodium der Sportverletzungen*. Verlag im Kilian, Marburg 1. Aufl.:9-20

93. Merzenich MM, Kaas JH, Wall J, Nelson RJ, Sur M, Felleman D (1983) Topographic reorganization of somatosensory cortical areas 3b and 1 in adult monkeys following restricted deafferentation. *Neuroscience* 8:33-55
94. Millet CW, Drez DJJ (1998) Principles of bracing for the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Clin Sports Med* 7:827-833
95. Miura K, Ishibashi Y, Tsuda E, Okamura Y, Otsuka H, Toh S (2004) The effect of local and general fatigue on knee proprioception. *Arthroscopy* 20:414-418
96. Miyatsu M, Atsuta Y, Watakabe M (1993) The physiology of mechanoreceptors in the anterior cruciate ligament. An experimental study in decerebrate-spinalised animals. *J Bone Joint Surg Br* 75:653-657
97. Nardone A, Tarantola J, Giordano A, Schieppati M (1997) Fatigue effects on body balance. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 105:309-320
98. Nebelung W, Wuschech H (2005) Thirty-five years of follow-up of anterior cruciate ligament-deficient knees in high-level athletes. In: *Arthroscopy*. United States, p 696-702
99. Needham RA, Morse CI, Degens H (2009) The acute effect of different warm-up protocols on anaerobic performance in elite youth soccer players. *J Strength Cond Res* 23:2614-2620
100. Nemeth G, Lamontagne M, Tho KS, Eriksson E (1997) Electromyographic activity in expert downhill skiers using functional knee braces after anterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med* 25:635-641
101. Noyes FR, Grood ES, Butler DL, Malek M (1980) Clinical laxity tests and functional stability of the knee: biomechanical concepts. *Clin Orthop Relat Res*:84-89
102. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, R.F. Z (1984) Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg* 66:344-352
103. O'Connor JJ (1993) Can muscle co-contraction protect knee ligaments after injury or repair? *J Bone Joint Surg Br* 75:41-48
104. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Holme I, Bahr R (2005) Exercises to prevent lower limb injuries in youth sports: cluster randomised controlled trial. *BMJ* 330:449
105. Osternig LR, Robertson RN (1993) Effects of prophylactic knee bracing on lower extremity joint position and muscle activation during running. *Am J Sports Med* 21:733-737

106. Palm HG, Brattinger F, Stegmueller B, Achatz G, Riesner HJ, Friemert B (2011) Effects of knee bracing on postural control after anterior cruciate ligament rupture. In: *Knee*. 2011 Elsevier B.V
107. Pasanen K, Parkkari J, Pasanen M, Kannus P (2009) Effect of a neuromuscular warm-up programme on muscle power, balance, speed and agility: a randomised controlled study. In: *Br J Sports Med*. England, p 1073-1078
108. Pedersen J, Lönn J, Hellström F, Djupsjöbacka M, Johansson H (1999) Localized muscle fatigue decreases the acuity of the movement sense in the human shoulder. *Med Sci Sports Exerc*:1047-1052
109. Perlau R, Frank C, Fick G (1995) The effect of elastic bandages on human knee proprioception in the uninjured population. *Am J Sports Med* 23:251-255
110. Perrier ET, Pavol MJ, Hoffman MA (2011) The acute effects of a warm-up including static or dynamic stretching on countermovement jump height, reaction time, and flexibility. In: *J Strength Cond Res*. United States, p 1925-1931
111. Pienkowski D, McMorrow M, Shapiro R, Caborn DN, Stayton J (1995) The effect of ankle stabilizers on athletic performance. A randomized prospective study. *Am J Sports Med* 23:757-762
112. Pierotti DJ, Roy RR, Gregor RJ, Edgerton VR (1989) Electromyographic activity of cat hindlimb flexors and extensors during locomotion at varying speeds and inclines. *Brain Res* 481:57-66
113. Quant S, Adkin AL, Staines WR, McIlroy WE (2004) Cortical activation following a balance disturbance. *Exp Brain Res* 155:393-400
114. Quante M, Hille E (1999) Propriozeption. Eine Kritische Analyse zum Stellenwert in der Sportmedizin. *Z Sportmed* 10:306 - 310
115. Ramsey DK, Wretenberg PF, Lamontagne M, Nemeth G (2003) Electromyographic and biomechanic analysis of anterior cruciate ligament deficiency and functional knee bracing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 18:28-34
116. Reer R, Nagel V, Paul B, Edelmann H, Braumann KM (2001) The application of external knee stabilizers - Influence on mechanical stabilization and physical performance. *Sportverletz Sportschaden* 15:62-67
117. Risberg MA, Beynon BD, Peura GD, Uh BS (1999) Proprioception after anterior cruciate ligament reconstruction with and without bracing. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 7:303-309

118. Rovere GD, Haupt HA, Yates CS (1987) Prophylactic knee bracing in college football. *Am J Sports Med* 15:111-116
119. Roy RR, Hutchison DL, Pierotti DJ, Hodgson JA, Edgerton VR (1991) EMG patterns of rat ankle extensors and flexors during treadmill locomotion and swimming. *J Appl Physiol* 70:2522-2529
120. Sabbahi MA, Fox AM, Druffle C (1990) Do joint receptors modulate the motoneuron excitability? *Electromyogr Clin Neurophysiol* 30:387-396
121. Sainburg RL, Poizner H, Ghez C (1993) Loss of proprioception produces deficits in interjoint coordination. *J Neurophysiol* 70:2136-2147
122. Schmidt RF, Thews G (1995) *Physiologie des Menschen*. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York 26. Aufl.
123. Schultz RA, Miller DC, Kerr CS, Micheli L (1984) Mechanoreceptors in human cruciate ligaments. A histological study. *J Bone Joint Surg Am* 66:1072-1076
124. Schutte MJ, Dabezies EJ, Zimny ML, Happel LT (1987) Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am* 69:243-247
125. Sexton WL, Erickson HH (1990) Effects of treadmill elevation on heart rate, blood lactate concentration and packed cell volume during graded submaximal exercise in ponies. *Equine Vet J Suppl*:57-60
126. Shelbourne KD, Nitz P (1990) Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 18:292-299
127. Sherrington C (1906) *Integrative Actions of the Nervous System*. Yale University Press: New Haven, CT
128. Sitler M, Ryan J, Wheeler B, McBride J, Arciero R, Anderson J, Horodyski M (1994) The efficacy of a semirigid ankle stabilizer to reduce acute ankle injuries in basketball. A randomized clinical study at West Point. *Am J Sports Med* 22:454-461
129. Skinner HB, Wyatt MP, Hodgdon JA, Conard DW, Barrack RL (1986) Effect of fatigue on joint position sense of the knee. *J Orthop Res* 4:112-118
130. Steele JR, Milburn PD, Roger GJ (1999) Warm-up effect on active and passive arthrometric assessment of knee laxity. *Arch Phys Med Rehabil* 80:829-836
131. Steinbrück K (1997) Rehabilitation des Kniegelenkes nach Kreuzband-Operationen. *Orthop Technik* 9:1-6

132. Steinbrück K (1999) Epidemiologie of sports injuries 25-year-analysis of sports orthopedic-traumatologic ambulatory care. *Sportverletz Sportschad* 12:38-52
133. Steinbrück K, Mauch F, Braun K (1999) Der Einsatz der SofTec-Orthese in der postoperativen Phase nach vorderen Kreuzband-Ersatzplastiken. *Orthop Technik* 5:390-392
134. Steiner ME, Grana WA, Chillag K, Schelberg-Karnes E (1986) The effect of exercise on anterior-posterior knee laxity. *Am J Sports Med* 14:24-29
135. Stephens DL (1995) The effects of functional knee braces on speed in collegiate basketball players. *J Orthop Sports Phys Ther* 22:259-262
136. Sterner RL, Pincivero DM, Lephart SM (1998) The effects of muscular fatigue on shoulder proprioception. *Clin J Sport Med* 8:96-101
137. Stone JL (1999) Sir Charles Ballance: pioneer British neurological surgeon. *Neurosurgery* 44:610-631; discussion 631-612
138. Stribley RF, Albers JW, Tourtellotte WW, Cockrell JL (1974) A quantitative study of stance in normal subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 55:74-80
139. Styf JR (1999) The effects of functional knee bracing on muscle function and performance. *Sports Med* 28:77-81
140. Styf JR, Nakhostine M, Gershuni DH (1992) Functional knee braces increase intramuscular pressures in the anterior compartment of the leg. *Am J Sports Med* 20:46-49
141. Subasi SS, Gelecek N, Aksakoglu G (2008) Effects of different warm-up periods on knee proprioception and balance in healthy young individuals. *J Sport Rehabil* 17:186-205
142. Teitz CC, Hermanson BK, Kronmal RA, Diehr PH (1987) Evaluation of the use of braces to prevent injury to the knee in collegiate football players. *J Bone Joint Surg Am* 69:2-9
143. Thoumie P, Do MC (1996) Changes in motor activity and biomechanics during balance recovery following cutaneous and muscular deafferentation. *Exp Brain Res* 110:289-297
144. Tropp H, Odenrick P (1988) Postural control in single-limb stance. *J Orthop Res* 6:833-839
145. Tropp H, Odenrick P, Gillquist J (1985) Stabilometry recordings in functional and mechanical instability of the ankle joint. *Int J Sports Med* 6:180-182

146. Vailas JC, Pink M (1993) Biomechanical effects of functional knee bracing. Practical implications. *Sports Med* 15:210-218
147. Van Tiggelen D, Coorevits P, Witvrouw E (2008) The use of a neoprene knee sleeve to compensate the deficit in knee joint position sense caused by muscle fatigue. In: *Scand J Med Sci Sports*. Denmark, p 62-66
148. Van Tiggelen D, Coorevits P, Witvrouw E (2008) The effects of a neoprene knee sleeve on subjects with a poor versus good joint position sense subjected to an isokinetic fatigue protocol. In: *Clin J Sport Med*. United States, p 259-265
149. Veldhuizen JW, Koene FM, Oostvogel HJ, von Thiel TP, Verstappen FT (1991) The effects of a supportive knee brace on leg performance in healthy subjects. *Int J Sports Med* 12:577-558
150. Walsh M, Peper A, Bierbaum S, Karamanidis K, Arampatzis A (2010) Effects of submaximal fatiguing contractions on the components of dynamic stability control after forward falls. In: *J Electromyogr Kinesiol*. 2010 Elsevier Ltd, England, p 270-275
151. Wilmore JH, Costill DL (1994) *Physiology of Sport and Exercise*. Human Kinetics, Champaign
152. Wilson LQ, Weltman JY, Martin DE, Weltman A (1998) Effects of a functional knee brace for ACL insufficiency during treadmill running. *Med Sci Sports Exerc* 30:655-664
153. Wirth MA, DeLee JC (1990) The history and classification of knee braces. *Clin Sports Med* 9:731-741
154. Wojtys EM, Kothari SU, Huston LJ (1996) Anterior cruciate ligament funktional brace use in sports. *Am J Sports Med* 24:539 - 546
155. Wojtys EM, Wylie BB, Huston LJ (1996) The effects of muscle fatigue on neuromuscular function and anterior tibial translation in healthy knees. *Am J Sports Med* 24:615-621
156. Wu GK, Ng GY, Mak AF (2001) Effects of knee bracing on the sensorimotor function of subjects with anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 29:641-645
157. Zatterstrom R, Friden T, Lindstrand A, Moritz U (1994) The effect of physiotherapy on standing balance in chronic anterior cruciate ligament insufficiency. *Am J Sports Med* 22:531-536
158. Zetterlund AE, Serfass RC, Hunter RE (1986) The effect of wearing the complete Lenox Hill Derotation Brace on energy expenditure during horizontal treadmill running at 161 meters per minute. *Am J Sports Med* 14:73-76

7 ANHANG

7.1 ALPHABETISCHES VERZEICHNIS DER ZEITSCHRIFTENABKÜRZUNGEN

♦ Acta Orthop Scand	Acta Orthopaedica Scandinavica
♦ Agressologie	Agressologie
♦ Am J Phys Med	American Journal of Physical Medicine
♦ Am J Sports Med	American Journal of Sports Medicine
♦ Anat Rec	The Anatomical Record
♦ Ann Chir Gynaecol	Annales Chirurgiae and Gynaecologiae
♦ Ann Med Exp Biol Fenn	Annales Medicinae Experimentalis et Biologiae Fenniae
♦ Ann Rheum Dis	Annals of the Rheumatic Diseases
♦ Arch Pediatr Adolesc Med	Archives of Pediatrics and Adolescent Medicine
♦ Arch Phys Med Rehabil	Archives of Physical Medicine and Rehabilitation
♦ Arthroscopy	Arthroscopy
♦ Br J Sports Med	British Journal of Sports Medicine
♦ Br Med J	British Medical Journal
♦ Brain	Brain
♦ Brain Res	Brain Research
♦ Can J Physiol Pharmacol	Canadian Journal of Physiology and Pharmacology
♦ Clin Biomech	Clinical Biomechanics

Anhang

◆ Clin J Sport Med	Clinical Journal of Sport Medicine
◆ Clin Orthop Relat Res	Clinical Orthopaedics and Related Research
◆ Clin Sports Med	Clinics in Sports Medicine
◆ Electroencephalogr Clin Neurophysiol	Electroencephalographie and Clinical Neurophysiology
◆ Equine Vet J Suppl	Equine Veterinary Journal
◆ Eur J Appl Physiol Occup Physiol	European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology
◆ Exp Brain Res	Experimental Brain Research
◆ Int J Sports Med	International Journal of Sports Medicine
◆ J Am Acad Orthop	The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons
◆ J Appl Physiol	Journal of Applied Physiology
◆ J Arthroplasty	The Journal of Arthroplasty
◆ J Biomech	Journal of Biomechanics
◆ J Bodyw Mov Ther	Journal of Bodywork and Movement Therapies
◆ J Bone Joint Surg	The Journal of Bone and Joint Surgery
◆ J Electromyogr Kinesiol	Journal of Electromyography and Kinesiology
◆ J Neurophysiol	Journal of Neurophysiology
◆ J Orthop Res	Journal of Orthopaedic Research
◆ J Orthop Sports Phys Ther	The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy
◆ J Sport Rehabil	Journal of Sport Rehabilitation
◆ J Strength Cond Res	Journal of Strength and Conditioning Research

Anhang

- ◆ Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy
- ◆ Med Sci Sports Exerc Medicine and Science in Sports and Exercise
- ◆ Neuroscience Neuroscience
- ◆ Neurosci Lett Neuroscience Letters
- ◆ Neurosurgery Neurosurgery
- ◆ Orthop Technik Orthopädie Technik
- ◆ Orthopedics Orthopedics
- ◆ Physiol Rev Physiological Reviews
- ◆ Proc Inst Mech Eng [H] Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H
- ◆ Prog Neurobiol Progress in Neurobiology
- ◆ Res Sports Med Research in Sports Medicine
- ◆ Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot Revue de Chirurgie Orthopedique et Reparatrice de L'Appareil Moteur
- ◆ Rheumatology (Oxford) Rheumatology (Oxford)
- ◆ Scand J Med Sci Sports Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports
- ◆ Sports Med Sports Medicine
- ◆ Sportverletz Sportschad Sportverletzung und Sportschaden
- ◆ Unfallchirurg Der Unfallchirurg
- ◆ Z Orthop Ihre Grenzgeb Zeitschrift für Orthopädie und Ihre Grenzgebiete
- ◆ Z Sportmed Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin

7.2 ANAMNESE- UND BEFUNDBOGEN

Dieser Anamnese- und Befundbogen diente der Erfassung der anthropometrischen Daten und der Sicherstellung, dass die Probanden die Teilnahmebedingungen erfüllten.

1. Persönliche Daten

Name:	Vorname:
Geb.-Datum:	Geschlecht:
Anschrift:	Telefon:
Größe [m]:	Gewicht [kg]:
BMI [kg/m ²]:	Körperfett [%]:
Puls:	Blutdruck:

Hiermit erteile ich mein Einverständnis zur sportmedizinischen Untersuchung und zur Speicherung und Auswertung meiner Daten.

Ort und Datum

Unterschrift

2. Sport

Welche Sportart(en) betreiben Sie, oder haben Sie betrieben ?	Seit wann ? (Zeitraum)	Wie oft trainieren Sie in der Woche?

3. Krankenanamnese

3a) Bestehen zur Zeit aktuelle Beschwerden, wenn ja, seit wann und bisherige Therapie ?

Nein _____ Ja : _____

3b) Besteht irgendeine Grunderkrankung / chronische Erkrankung ?

Nein _____ Ja : _____

3c) Bestehen Allergien / Unverträglichkeiten (z.B. Hautausschläge) ?

Nein _____ Ja : _____

Anhang

3d)

Nehmen Sie Medikamente ein ?	
Trinken Sie Alkohol ? (Menge)	
Rauchen Sie ? (Anzahl)	

3e) Bestanden frühere Erkrankungen, Verletzungen, Knochenbrüche, Unfälle, Operationen, Krankenhausaufenthalte ?
(Augen, Ohren, Gleichgewichtsorgan, Schilddrüse, Herz-Kreislauf-System, Atemwege, Mandeln und Polypen, Magen-Darm, Leber, Galle, Bauchspeicheldrüse, Harnwege/Nieren, Geschlechtsorgane, Haut, Nervensystem, Blut etc.)
(Bewegungsapparat: Wirbelsäule, Becken, Hüfte, Kniegelenk, Sprunggelenk, Füße, Muskulatur etc.)

3f) Bestanden schon einmal Schmerzen oder Beschwerden im Knie, die über 3 Tage anhielten ?
Nein ____ Ja (wo und welcher Art ?) : _____

Bestehen regelmäßig Schmerzen oder Beschwerden im Knie ?
Nein ____ Ja (wie oft ?) : _____

Bestand schon einmal Indikation zur Behandlung von Kniebeschwerden (Arzt oder Physiotherapeut) ?
Nein ____ Ja : _____

Bestand schon einmal eine Schwellung am Knie nach Belastung ?
Nein ____ Ja (wie oft ?) : _____

Besteht manchmal das Gefühl, dass sich das Knie instabil anfühlt ?
Nein ____ Ja : _____

4. Familienanamnese

Sind in der Familie irgendwelche Grunderkrankungen oder besondere Erkrankungen bekannt ?
(Herz-Kreislauf-Erkrankungen, Gehirnschlag, Fettstoffwechselstörungen, Diabetes mellitus, Rheuma/Gicht, Allergien, Asthma, Krebserkrankungen etc.)
Nein ____ Ja : (Art der Erkrankung, Lebensalter und bei wem ?)

5. Soziale Anamnese

Schulabschluß	
Beruf	
Familienstand (Kinder)	

8 DANKSAGUNG

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Personen bedanken, die zu dieser Studie ihren Teil beigetragen und mit Rat und Tat zur Seite gestanden haben.

Mein Dank gilt den teilnehmenden Probanden, die einen großen Teil ihrer Freizeit in dieses Projekt investiert haben und auch in schwierigen Situationen mit viel Freude, Eifer und Engagement zum Gelingen beigetragen haben.

Ohne die Mitarbeiter der Abteilung für Sport- und Bewegungsmedizin der Universität Hamburg wäre diese Studie nicht möglich gewesen und ich möchte mich hiermit für die gute Zusammenarbeit und Hilfe bei der Gestaltung des Projektes bedanken. Insbesondere meinem guten Freund Winfried Beckmann möchte ich meinen Dank aussprechen.

Für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung sowie bei der Betreuung und Einarbeitung in die Geräte möchte ich mich bei Jan Schröder und Stefan Patra bedanken.

Danken möchte ich Prof. Dr. med. Rüdiger Reer für die Bereitstellung des Themas, die Unterstützung bei der Durchführung der Studie und die außerordentliche Betreuung. Insbesondere für die vielen Ratschläge, Problemlösungen und die Durchsicht des Manuskriptes möchte ich Professor Reer meinen Dank ausdrücken.

Dem Leiter der Abteilung für Sport- und Bewegungsmedizin der Universität Hamburg, Herrn Prof. Dr. med. Klaus-Michael Braumann, danke ich für die Annahme des Themas und das entgegengebrachte Vertrauen.

Mein besonderer Dank gilt allerdings meinen Eltern und meinen Freunden, die mich stets während meines Studiums und im Verlauf dieser Arbeit unterstützt haben.

Björn Lund

9 EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.