

UNIVERSITÄTSKLINIKUM HAMBURG-EPPENDORF

**Institut für Bewegungswissenschaft, Arbeitsbereich Sport- und
Bewegungsmedizin der Universität Hamburg**

Leiter: Prof. Dr. med. Klaus-Michael Braumann

**Die Effekte einer Kniebandage auf die sensomotorische
Gelenkfunktion nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes
in Ruhe und nach Laufbandbelastung**

Dissertation

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

vorgelegt von:

Victoria Hennighausen

aus Marburg (Lahn)

Hamburg 2016

**Angenommen von der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg am: 10.07.2017**

**Veröffentlicht mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.**

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

Prüfungsausschuss, zweite/r Gutachter/in: Prof. Dr. J. M. Rueger

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis.....	I
Abkürzungsverzeichnis	III
1. Einleitung.....	1
1.1. Ruptur des vorderen Kreuzbandes	1
1.2. Posturale Kontrolle und Propriozeption.....	4
1.2.1. Posturale Kontrolle nach vorderer Kreuzbandruptur	8
1.2.2. Messung der posturalen Kontrolle	10
1.3. Ermüdung	14
1.3.1 Propriozeption und posturale Kontrolle nach Ermüdung.....	15
1.4. Orthesen	17
1.4.1. Wirkweise einer Kniebandage auf Propriozeption	19
1.5. Bedeutung des Themas	21
1.6. Fragestellung der Arbeit.....	23
2. Material und Methoden.....	25
2.1. Probanden	25
2.2. Versuchsanordnung / Geräte	27
2.2.1. Vorbereitung	27
2.2.2. Bandage	27
2.2.3. Messsystem.....	29
2.3. Versuchsablauf	30
2.3.1. Erfassung der statischen posturalen Kontrolle.....	32
2.3.2. Erfassung der dynamischen posturalen Kontrolle.....	32
2.3.3. Ermüdungsprotokoll, RPE-Score	35
2.3.4. Subjektive Einschätzung der Kniefunktion	35
2.4. Datenauswertung.....	39
2.4.1. TTS	39

2.4.2. Tests auf feste Effekte	41
2.5. Statistische Methoden.....	43
3. Ergebnisse	44
3.1. Beschreibung der Probandengruppe	44
3.2. Ergebnisse statische posturale Kontrolle	46
3.2.1. Einbein-Standtest.....	46
3.3. Ergebnisse dynamischen posturale Kontrolle	50
3.3.1. Sprungstabilisierung	50
3.3.2. Star Excursion Balance Test.....	54
3.4. Zusammenfassung der wichtigsten Ergebnisse	60
Diskussion	61
4.1. Überblick	61
4.2. Bandage.....	63
4.3. Ermüdung	70
4.4. Schlussfolgerung und Ausblick	75
5. Zusammenfassung/ Summary.....	77
6. Literaturverzeichnis	80
7. Anhang.....	93
8. Danksagung	98
9. Lebenslauf.....	99
10. Eidesstattliche Erklärung.....	100

Abkürzungsverzeichnis

ACL	Anterior Cruciate Ligament
ADL	Activity of Daily Life
ant-post	anterior-posterior
BGW	Bindegewebe
BMI	Body-Mass-Index
CGM	Central Governor Mode
CoP	Centre of Pressure
GRF	Ground Reaction Force
Hz	Hertz = 1/Sekunde
med-lat	medial-lateral
MW	Mittelwert
RPE	Rate of Perceived Exertion
SA	Standardabweichung
SEBT	Star Excursion Balance Test
TTS	Time to Stabilization
VKB	Vorderes Kreuzband
ZNS	Zentrales Nervensystem

1. Einleitung

1.1. Ruptur des vorderen Kreuzbandes

Eine Verletzung im Kniegelenk gehört mit über 35% zu den häufigsten aller Sportverletzungen (Steinbrück 1999). Dabei spielt die Ruptur des vorderen Kreuzbandes eine entscheidende Rolle, da sie bei Sportlern mit 46% zu den relevantesten Verletzungen des Bandapparates am Kniegelenk zählt und am häufigsten zu einer operativen Versorgung führt (Bollen 2000; Buller et al. 2015). In der Gesamtbevölkerung nimmt die Anzahl an Rupturen des vorderen Kreuzbandes vor allem bei jungen sportlich aktiven Erwachsenen stetig zu (Ahmad Khan et al. 2015). So wird im Jahr 2006 in den USA die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes mit einer Inzidenz von 45 pro 100.000 Personen beschrieben. Im Vergleich dazu lag die Inzidenz Jahr 1994 noch bei 33 pro 100.000 (Buller et al. 2015).

Die Kreuzbänder sind verbindende und stabilisierende Strukturen zwischen Femur und Tibia. Anatomisch bestehen sie aus kollagenem Bindegewebe mit einem Synovialüberzug. Das Bandgewebe selbst setzt sich aus Kollagenfaszikeln und interfazikulärem Bindegewebe zusammen (Haus et al. 1992).

Die funktionelle Aufgabe des vorderen Kreuzbandes ist das Entgegenwirken einer Hyperextension des Knies, einer Überdrehungen der Tibia nach innen und einer vorderen Translation der Tibia gegenüber dem Femur im gebeugten Kniegelenk. Ferner verhindert es die mediale Translation der Tibia im gestreckten Knie und dient als Halterung gegenüber Varus- und Valgusbelastungen in Beugstellung (MacDonald et al. 1996). Die Bänder, die eine Überbrückung zwischen Femur und Tibia darstellen, sind sehr anfällig für Verletzungen, da durch die langen Hebelarme des Ober- und Unterschenkels sehr große Kräfte auf die Bänder einwirken. Während normaler täglicher Belastungen können diese Kräfte bis zu 400 Newton erreichen und sich bei sportlicher Betätigung um ein vielfaches steigern. Insbesondere das vordere Kreuzband ist von diesen starken

Krafteinwirkungen betroffen. Somit ist es nachvollziehbar, dass eine Ruptur in diesem Band im Sport keine Seltenheit darstellt (Noyes et al. 1984).

Neben der mechanischen Stabilisierung im Kniegelenk hat das vordere Kreuzband auch eine große Bedeutung in Bezug auf propriozeptive Fähigkeiten (Beynon et al. 2002; Friden et al. 2001). So liefern die artikulären Bandstrukturen wichtige neurologische Informationen bezüglich Lage und Bewegungen des Kniegelenks (Lephart 1995). Hierfür strahlen Äste aus dem Nervus articularis posterior des Nervus tibialis posterior in das vordere Kreuzband ein (Haus et al. 1992).

Reißt das vordere Kreuzband während des Sports, so handelt es sich meist um einen Verletzungsmechanismus, dem keine Fremdeinwirkung vorausgeht. Boden *et al.* untersuchten beispielsweise 100 vordere Kreuzbandrisse, die während verschiedener Sportarten auftraten. Ihre Ergebnisse zeigen, dass 72% der Verletzungen aus sogenannten „non-contact“-Situationen hervorgingen und nur in 28% der Fälle ein anderer Spieler in den Verletzungsmechanismus involviert war. „Non-contact“-Situationen beschreiben dabei Bewegungsabläufe, wie schnelle plötzliche Richtungswechsel oder Landungen auf einem Bein. „Contact“-Verletzungen entstehen hingegen aus einer übermäßigen von extern kommender Valgusbelastung auf das Kniegelenk, mit einem daraus resultierenden Versagen des Kreuzbandes (Boden et al. 2000). Auch Olsen *et al.* beschreiben in einer Studie auf Basis einer Videoanalyse die häufigsten Mechanismen der vorderen Kreuzbandruptur. Sie geben für verschiedene Situationen immer einen ähnlichen Verletzungsmechanismus an: Durch schnelle Bewegungs- und Richtungswechsel verschiebt sich die Belastungsebene auf das Kniegelenk, da das Bein sich aus der Knie-/ Fußgelenkebene bereits herausdreht, während der Fuß selbst noch fixiert auf dem Boden steht. Daraus resultiert eine extreme Valgusbelastung unter annähernd vollständiger Kniegelenkstreckung, kombiniert mit einer leichten Rotation der Tibia nach innen oder außen und dem am Boden fixierten Fuß. Das Kreuzband ist folglich nicht mehr in der Lage dieser Belastung standzuhalten und reißt (Olsen et al. 2004).

Zur chirurgischen Rekonstruktion des Kreuzbandes werden heutzutage fast ausschließlich Autotransplantate, sprich Transplantate aus patienteneigenem Gewebe, benutzt. Die Langzeitprobleme sind bei Autotransplantaten zwar gering,

es bleiben jedoch Veränderungen bestehen, da sich das Transplantatgewebe sowohl anatomisch, als auch biomechanisch vom ursprünglichen Kreuzbandgewebe unterscheidet (Bollen 1998). Als Transplantatgewebe werden meist die Semitendinosus- oder Grazilissehne oder aber Anteile der Patellasehne verwendet. Die Wahl des Transplantats ist dabei patientenspezifisch und chirurgenabhängig (Kautzner et al. 2015). Nach Rekonstruktion des Kreuzbandes durch Einsetzen des Transplantats per Arthroskopie folgt auf die OP- und Wundversorgung die Heilungsphase. Diese beinhaltet eine lange Zeit intensiver Rehabilitation und spezifischer Trainingsprogramme (Iwasa et al. 2000). Nach einem durchschnittlichen Rehabilitationszeitraum von meist sechs Monaten können die Patienten in die sportliche Aktivität zurückkehren (Erickson et al. 2014). Dabei spielen beim sportlichen Wiedereinstieg folgende Kriterien eine entscheidende Rolle: Transplantatheilung und -stabilität, Wiedererlangen des vollen Bewegungsumfanges, der Propriozeption und einer Muskelkraft die der unverletzten Gegenseite entspricht (Albright and Crepeau 2011).

1.2. Posturale Kontrolle und Propriozeption

Der menschliche aufrechte Stand wird durch das sogenannte posturale Kontrollsystem gewahrt (Maurer et al. 2006). Dabei kommt die posturale Kontrolle insbesondere bei kombinierten Bewegungen, wie raschen Wechseln von Entlastung und Belastung, vom Zwei- zum Einbeinstand oder durch eine plötzliche Verlagerung des Körperschwerpunktes zum Tragen. Sie dient dem aufrechten Stand und Gang, in dem sie ständig zahlreiche Afferenzen aus vestibulären, visuellen und auch propriozeptiven Rezeptoren in einem Regelkreislauf zwischen Gehirn und muskuloskeletalen System verarbeitet. Durch diese Verarbeitung und den anschließenden motorischen Ausgleichsbewegungen von vorwiegend Stammmuskulatur, sowie Bein- und Fußmuskulatur, ist es einem Individuum möglich, die Koordination und das Gleichgewicht im aufrechten Stand gegenüber der Schwerkraft zu halten (Palm 2009; Palm et al. 2010).

Die Propriozeption ist ein Bestandteil des posturalen Kontrollsystems und wird definiert als Bewegungs- und Positionssinn, mit der Fähigkeit die räumliche Lage und Bewegungen der Extremitäten im Verhältnis zum restlichen Körper zu detektieren (Pedersen et al. 1999; Runge 2002). Sie wird weiter in einen Stellungs-, Bewegungs- und Kraftsinn differenziert (Jerosch et al. 1998). Zusammen mit der mechanischen Stabilisierung durch den Kapsel-, und Bandapparat, sowie der Muskulatur stellt die propriozeptive Funktion des Kniegelenkes wahrscheinlich den wichtigsten Faktor in der dynamischen Stabilisation des Kniegelenks dar (Haus et al. 1992).

Gewährleistet wird die Propriozeption durch verschiedene Mechanorezeptoren, welche afferente Informationen über Gelenkstellung, Gelenkbewegung und Gelenkkraft liefern. In Verknüpfung mit den visuellen und vestibulären Afferenzen werden diese propriozeptiven Informationen an das zentrale Nervensystem (ZNS) weitergeleitet und dort verarbeitet (Beynon et al. 1999; Lee et al. 2009). Über einen efferenten Schenkel wird daraufhin die regulatorische motorische Antwort in die Peripherie zurückgeleitet (Muellner et al. 1998; Quante 1999). Ein Großteil der Verarbeitung läuft dabei in unterbewussten Regelkreisläufen ab und nur ein

kleiner Teil der Propriozeption findet einen Weg zum Bewusstsein (Jerosch et al. 1998).

Die Gelenkmechanorezeptoren werden im Folgenden nun genauer bezüglich ihrer Funktion erläutert. Die Rezeptoren befinden sich in Bändern, Sehnen, und Muskeln, sowie in der Synovialis und der Gelenkkapsel, und werden durch mechanische Kräfte gereizt und aktiviert (Jerosch et al. 1998; Lephart et al. 1997). Sie können nach ihren Eigenschaften bezüglich Reizspezifität, Adaptionsverhalten, ihrer Verteilung in Strukturen des Bewegungsapparates und nach ihrer Morphologie in vier verschiedene Subtypen unterteilt werden (Quante 1999). Diese sind in Tabelle 1.1. genauer aufgeführt.

Tabelle 1.1. Neurophysiologische Eigenschaften und Funktion von Mechanorezeptoren (nach(Quante 1999)).

Angegeben sind jeweils der Rezeptortyp, seine Lokalisation im Kniegelenk, sowie das Reizleitungs- und Adaptionsverhalten und die Funktion.

Rezeptortyp	Lokalisation	Reizleitung – Adaption	Funktion
Ruffinikörperchen	Kapsel-BGW Dorsale Bänder	25-70 m/s Langsame Adaption Niedrige Schwelle	Reizantwort korreliert mit intraartikulärem Druck
Pacinikörperchen	Kapsel-BGW Dorsale Bänder	25-70 m/s Schnelle Adaption Niedrige Schwelle	Beschleunigungs- und Vibrationsdetektor
Golgi- Sehnenorgane	Äußere Kapsel Sehne (insertionsnah)	30-70 m/s Adaption unklar	Reaktion auf lokalen Druck Dehnungsrezeptor
Muskelspindel	Parallel zu extrafusalen Muskelfasern	Afferent 25-70 m/s Besonderheit: Längen Anpassung efferente Innervation	Längenmesser und Bewegungsdetektor der Muskulatur, Vorspannung der Muskulatur durch efferente Innervation

Neben den in Tabelle 1.1. aufgeführten Rezeptortypen tragen freie Nervenendigungen ebenfalls einen Anteil zur Propriozeption bei. Dabei handelt es sich um polymodale Rezeptoren, welche als Nozizeptoren primär Schmerz signalisieren, aber auch auf starke mechanische, sowie thermische Reize reagieren (Andres et al. 1985; Haus et al. 1992).

Etwa ein Prozent des Kreuzbandes besteht aus Ruffini-, Golgi-, und Pacinikörperchen (Schutte et al. 1987). Sie befinden sich überwiegend in der Subsynovialis und im interfaszikulären Bindegewebe des Kreuzbandes (Haus et al. 1992). Langsam adaptierende Rezeptoren wie Ruffinikörperchen sind in größerer Anzahl zu finden, als die schnell adaptierenden Pacinikörperchen. Gelenkbewegungen und rasche Kraftänderungen werden dabei überwiegend von den schnell adaptierenden Rezeptoren wahrgenommen. Die Ruffinikörperchen spielen hingegen vorwiegend eine Rolle in der Erfassung der Gelenkstellung und ihrer Veränderung (Beynon et al. 2005). Ein Überschreiten der Belastbarkeitsgrenze, zum Beispiel in Form einer Ruptur der Kollagenfaszikel, mit einer nachfolgenden lokalen physikochemischen Änderung (Einblutung, Freigabe von zellulären Mediatoren, Sauerstoffminderung) wird wiederum durch die freien Nervenendigungen signalisiert. Somit kann davon ausgegangen werden, dass alle biomechanischen Modalitäten im vorderem Kreuzband durch entsprechende Rezeptoren erfasst werden und zur Kontrolle und Regulation an das zentrale Nervensystem übermittelt werden (Haus et al. 1992).

Die Rezeptoren liefern u.a. Informationen über die Stellung und Bewegung des Gelenkes, sowie der Lage von Ober- und Unterschenkel zueinander. In den Kreuzbändern wirken sie auf die Muskelsteifheit und somit auf die Stabilität im Kniegelenk und geben Rückmeldung bezüglich Gelenkposition und muskulärer Reflexstabilisierung (Ekstrand and Lundmark 1998; Lephart 1995).

Die dafür verantwortliche Signalkaskade startet zunächst mit einer Reizung der Rezeptoren durch mechanische Kräfte. Daraufhin wandeln die Rezeptoren diese mechanischen Kräfte in Aktionspotentiale um. Die Aktionspotentiale wiederum werden über Reizweiterleitung, meist über 1b-vermittelte afferente Fasern, an das Rückenmark weitergeleitet und dort auf Interneurone verschaltet (Jerosch et al. 1998). Durch spinale Verarbeitungsprozesse können die Interneurone nun

bereits durch hemmende und erregende Einflüsse zwischen Agonisten und Antagonisten, sowie über polysynaptische Reflexbögen in die Informationsverarbeitung eingreifen (Barrack et al. 1989; Quante 1999). Krafteinwirkungen auf das vordere Kreuzband werden folglich registriert und die Spannung der Kniegelenksmuskulatur über Gamma-Muskelspindeln oder durch direkte Verschaltung auf Alpha-Motoneuronen zur dynamischen und statischen Stabilisierung im Gelenk moduliert (Jerosch et al. 1998; Johansson 1990; Sjölander 1989).

Zusätzlich werden die afferenten Informationen der Mechanorezeptoren über Projektionsneurone in das supraspinale ZNS weitergeleitet. Hier gelangen die Informationen über verschiedene Bahnsysteme zum Hirnstamm, Mittelhirn, Kleinhirn und Kortex und werden dort weiter verarbeitet. Insbesondere sind hier der Thalamus, die Basalganglien, die Großhirnrinde und das Kleinhirn als Projektionsareale zu nennen. Sie integrieren die gesammelten Informationen der drei Sinnesorgane (Vestibularorgan, Augen, Propriozeptoren) und sind für die Programmierung muskuloskeletaler Bewegungsmuster verantwortlich (Lephart et al. 1998; Quante 1999). Wie in Abbildung 1.1. dargestellt, beeinflussen daraufhin die efferenten Bahnen Funktion und Koordination der Muskulatur wesentlich (Lephart et al. 1997).

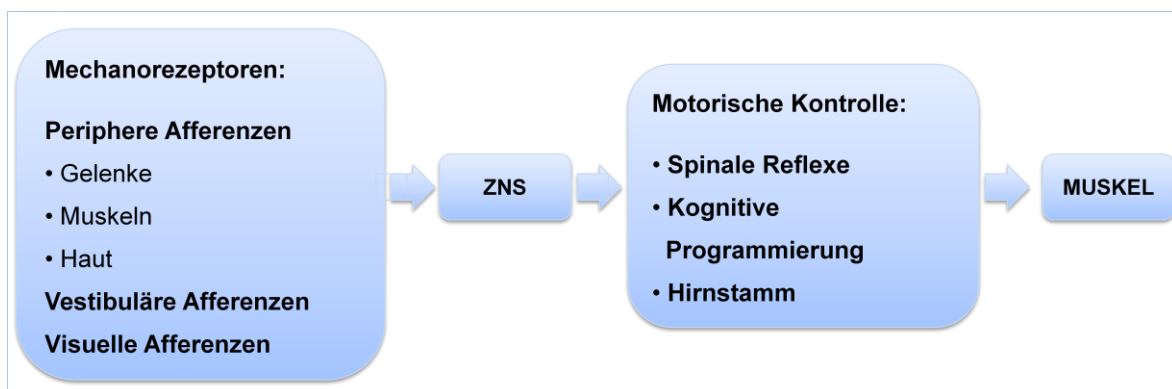


Abbildung 1.1 Regelkreis der neuromuskulären Kontrolle

Dargestellt ist der Regelkreis der neuromuskulären Kontrolle. Afferenzen der Mechanorezeptoren, des visuellen und des vestibulären Systems werden an das ZNS weitergeleitet und verarbeitet. Ausgleichende motorische Efferenzen werden anschließend in die Peripherie zur Muskulatur geleitet (nach(Lephart and Henry 1996)).

Die Informationsverarbeitung in diesem neuromuskulären Regelkreis hat dadurch einen großen Beitrag am aktiven Schutz in Belastungssituationen. Ist eine der beschriebenen Mechanismen oder Komponenten beeinträchtigt oder liefert falsche Informationen, so ist die Fähigkeit, der optimalen muskulären und koordinativen Kontrolle zur Wahrung des Gleichgewichtes eingeschränkt. Daraus resultiert wiederum ein erhöhtes Verletzungsrisiko (Kellis and Kouvelioti 2009).

Die neuroanatomischen Grundlagen der Propriozeption sind bereits gut erforscht, jedoch sind die funktionellen Abläufe noch schwer fassbar. Gründe dafür sind einerseits die vielfältigen Lokalisationen der Rezeptoren (Haut, Bänder, Sehnen, Gelenke, Kapseln, Muskeln), andererseits beeinflussende Störgrößen, wie körperliche Belastung, Motivation, Kleidung und Überlagerungen durch visuelle und vestibuläre Afferenzen (Birmingham et al. 2000; Friden et al. 2001; Quante 1999).

1.2.1. Posturale Kontrolle nach vorderer Kreuzbandruptur

Für Forscher und Kliniker hat die Evaluation des menschlichen Gleichgewichtes und der posturalen Kontrolle eine große Bedeutung (Lin et al. 2008). Veränderung der afferenten Informationen aus den drei Subsystemen (visuell, vestibulär, propriozeptiv) beeinflussen Balance und Gleichgewicht und es konnte bewiesen werden, dass dies mit einem erhöhten Verletzungsrisiko einhergeht.

Nach einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes geht es darum, die Stabilität im Kniegelenk wiederherzustellen. Dazu wird das Kreuzband operativ, meist durch ein Autotransplantat der Graziis-, Semitendinosus oder Pteillasehne rekonstruiert (Kautzner et al. 2015). Unabhängig vom Operationsverfahren führt die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes (VKB-Rekonstruktion) sehr viel effektiver zu einer Wiederherstellung der mechanischen, als der neurosensitiven Funktion (Nyland et al. 2016). Ist die Bandrekonstruktion nicht erfolgreich, resultiert daraus eine mechanische Instabilität, welche sich durch einen schlaffen, defekten Bandapparat oder durch eine Schwäche der Muskulatur um das Gelenk auszeichnet.

Wenn die mechanische Stabilität im Kniegelenk wiederhergestellt ist, berichten dennoch viele Patienten weiterhin von einem Instabilitätsgefühl im Kniegelenk und einem wiederkehrenden Nachgeben des Knies, auch als „giving-way“-Phänomen bezeichnet. Dieses Gefühl wird auch als funktionelle Instabilität beschrieben und wird vor allem durch einen zu schlaffen Bandapparat, eine abgeschwächte umgebende Muskulatur und durch eine verminderte propriozeptive Wahrnehmung bedingt (Wojtys et al. 1996). Der eingeschränkten propriozeptiven Wahrnehmung fällt dabei eine entscheidende Rolle zu (Freeman 1965). Sowohl das Trauma durch die Bandruptur, als auch der operative Eingriff zur Rekonstruktion des Kreuzbandes stören die Koordination und Tiefensensibilität im Kniegelenk erheblich. Das Defizit der posturalen Stabilität ist dabei auf die Zerstörung der propriozeptiven Strukturen durch das Kniebinnentrauma zurückzuführen (Herrington et al. 2009; Palm et al. 2010). Bei der operativen Versorgung der Verletzung wird daher darauf geachtet, noch verbliebenes vitales Gewebe des vorderen Kreuzbandes zu erhalten, da dieses noch propriozeptive Rezeptoren enthält (Koga et al. 2015; Muneta et al. 2013). Durch die Zerstörung der Rezeptoren kommt es zu einem Verlust des mechanosensitiven afferenten Informationseingangs und einer daraus folgenden Störung des beschriebenen neurophysiologischen Regelkreises. Folglich sind Gleichgewicht und Balance stark beeinträchtigt und die durch propriozeptive Mechanismen bedingte Prophylaxe gegenüber unphysiologischen Bewegungen im Kniegelenk ist gestört. Dies hat eine erhöhte Sturzwahrscheinlichkeit und ein damit korrelierendes erhöhtes Wiederverletzungsrisiko zur Folge (s. Abb. 1.2.) (Jerosch et al. 1998; Kellis and Kouvelioti 2009; Lephart et al. 1998;). So haben Patienten mit propriozeptiven Defiziten nach VKB-Rekonstruktion ein doppelt so hohes Risiko einer erneuten Ruptur des Bandes, wie gesunde Individuen ohne propriozeptive Defizite (Paterno et al. 2010).

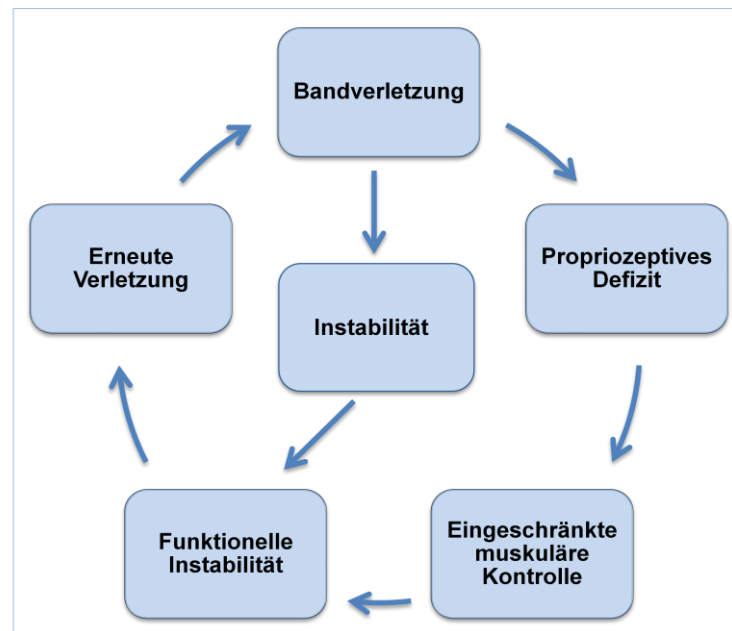


Abbildung 1. 2: Modell der funktionellen Instabilität.

Dargestellt ist Entstehung von funktionaler Instabilität bedingt durch Interaktion zwischen mechanischer Instabilität und verminderter neuromuskulärer Kontrolle (nach (Lephart and Henry 1996) (Lephart et al. 1998)).

Der funktionellen Instabilität wird durch einige Autoren sogar eine wichtigere Bedeutung im Rahmen von Verletzungsmechanismen zugeschrieben, als der rein mechanischen Instabilität, so dass die Analyse funktioneller Defizite einen zunehmend größeren Stellenwert einnimmt (Tropp et al. 1985). Die Wiederherstellung der mechanischen Stabilität ist aber keinesfalls zu vernachlässigen, da sie neben der mechanischen Stabilisierung des Gelenks auch zur Wiederherstellung und Verbesserung der posturalen Kontrolle beiträgt. Das Balanceverhalten, die Koordination und die Propriozeption im Kniegelenk verbessern sich durch die operative Versorgung der Bandruptur im Vergleich zu konservativer Behandlung (Beard et al. 1996; Jerosch et al. 1998). Gegenüber gesunden Personen ist die Propriozeption wie beschrieben weiterhin signifikant eingeschränkt (Jerosch et al. 1998).

1.2.2. Messung der posturalen Kontrolle

Obwohl es mehr als 100 Jahre her ist, seit Romberg seinen Test zur Wahrung des aufrechten Stands entwickelt hat, gibt es erst seit wenigen Jahrzehnten die Möglichkeit, posturale Stabilität adäquat zu quantifizieren. Dieser Prozess wurde

durch technologische Entwicklungen von Kraftmessplatten und der Perfektion von Signalverarbeitungsprozessen möglich gemacht. Rombergs Beobachtungsversuche zur posturalen Schwankung wurden damit abgelöst durch digitale Analysen von anterior-posterioren und medial-lateralen Schwingungen, hergeleitet aus orthogonalen Aufzeichnungen der Kräfte (Hayes 1982).

Die posturale Kontrolle kann in zwei Komponenten unterteilt werden. So unterscheidet man die statische posturale Kontrolle von der dynamischen posturalen Kontrolle. Statische posturale Kontrolle bedeutet, auf einer Unterlage im ruhigen Stand, mit minimaler Bewegungsauslenkung, Halt zu finden. Unter dynamischer posturaler Kontrolle versteht man selbiges während der Ausführung einer Bewegung (Gribble et al. 2004).

Statische posturale Kontrolle

Wenn eine Person versucht, bewegungslos zu stehen, wird sie es nicht schaffen, gänzlich ruhig zu stehen. Dies gilt sowohl für den einbeinigen, als auch den zweibeinigen Stand. Hierfür verantwortlich ist der „postural sway“ (= Posturale Schwankungen), der den Schwankungsbereich des Körpers aufgrund der Schwerkraft beschreibt (Latash 2008; Peterka 2002). Der durch die Schwerkraft hervorgerufenen Destabilisierung wirken korrigierende Richtbewegungen des Fußes gegenüber dem Untergrund entgegen (Peterka 2002).

Der menschliche Körper hat eine festgelegte Masse und der Körperschwerpunkt verändert sich entsprechend zu Positionsänderungen und Bewegungen von Körperteilen. Der Druckmittelpunkt wiederum, im Folgenden als „center of pressure“ (CoP) bezeichnet, beschreibt die Bündelung aller Kräfte, die durch die Füße auf den Untergrund, ausgeübt werden. Die gesamte auf den Boden ausgeübte Kraft bezieht sowohl das Körpergewicht selbst, als auch die kleinste Bewegung des Körpers, entstanden aus dem Versuch bewegungslos zu stehen, mit ein. Die Bewegung des CoP variiert also abhängig von Bewegungen des Körperschwerpunktes und der Verteilung von Muskelkräften, welche nötig sind, um Bewegungen zu produzieren und zu kontrollieren (Murray et al. 1975). Die Auslenkungen des CoP gegenüber dem Untergrund kann mithilfe einer biomechanischen Plattform (=Kraftmessplatte) untersucht und gemessen werden.

Die Messplattform besteht aus einer festen Platte, die an den Ecken mit Krafttransduktoren ausgestattet ist (Shimba 1984). Die von der Platte gemessenen Kräfte können genutzt werden, um elektronisch die Position des CoP zu ermitteln. Dies geschieht unter Berücksichtigung aller Kräfte, die zwischen den Füßen und der Plattform ausgeübt werden und der Projektion des Körperschwerpunktes auf die Kraftmessplatte. Dabei kann anschließend eine Schwankung des CoP in medial-laterale (X-Achse) und anterior-posteriore (Y-Achse) Richtung ermittelt werden (Hasan et al. 1990; Murray et al. 1975).

Während eine Person also bewegungslos steht, kommt es durch die korrigierenden Richtbewegungen stets zu spontanen Verlagerungen des CoP. Diese Schwankungen werden dann auch als „postural sway“ (posturale Schwankungen) bezeichnet (Latash et al. 2003). Ist das Gleichgewicht oder die Stabilität beispielsweise durch eine Verletzung oder durch neurologische Störungen beeinträchtigt, kann dies unter instabilen Bedingungen durch einen erhöhten „postural-sway“ verursacht sein (Aruin et al. 1998; Duarte and Zatsiorsky 2002; Horak et al. 1989).

Die Erfassung der posturalen Schwankungen im Einbein-Standtest ist dabei ein etablierter Test zur Detektion von neuromuskulären und propriozeptiven Defiziten, die beispielsweise nach Verletzungen des Bewegungsapparates entstehen (Gauffin et al. 1990; O'Connell et al. 1998; Tropp et al. 1985). Neben der Sportmedizin wird dieses Testverfahren ebenfalls in der Neurologie, Geriatrie, Psychiatrie und Allgemeinmedizin zur Überprüfung neurokoordinativer Fähigkeiten eingesetzt (Hertel et al. 2002; Hilberg et al. 2003).

Dynamische posturale Kontrolle

Die posturale Kontrolle besteht neben der Wahrung des Gleichgewichts unter statischen Bedingungen, bei denen nur minimale Bewegungen ausgeführt werden auch aus einer dynamischen Komponente. Die dynamische posturale Kontrolle beschreibt dabei die Fähigkeit, das Gleichgewicht auch dann zu halten, wenn bestimmte dynamische Aufgaben und Bewegungen ausgeführt werden (Gribble et al. 2004).

Ein etablierter Untersuchungsparameter zu Analyse der dynamischen posturalen Kontrolle stellt die Sprungstabilisierungszeit („Time to Stabilization“, im folgenden als „TTS“ bezeichnet) dar. Sie ist eine der wenigen, in der Literatur beschriebenen Messungen zur dynamischen posturalen Kontrolle, die Unterschiede zwischen Individuen mit stabilen und instabilen Gelenken während dynamischer Tests detektieren kann (Ross 2001; Ross 2002).

Die Sprungstabilisierungszeit wird ebenfalls auf einer Kraftmessplatte erfasst und misst, wie viel Zeit ein Individuum benötigt, um nach der Landung aus einem Sprung wieder in den stabilen Stand zu kommen (Ross 2003). Die Stabilisierung nach dem Sprung verlangt eine schnelle Abbremsung der unteren Extremität, um bei der Landung einen festen Stand zu erhalten. Es ist ein Bewegungsablauf, der bei vielen Sportarten, wie zum Beispiel Basketball, Volleyball und Skifahren, immer wieder zum Einsatz kommt, da die Sportler hier nach und während Sprüngen und Sprungkombinationen stets eine sichere und stabile Haltung haben müssen. Die Messung der TTS stellt also eine Messgröße dar, um bei körperlich aktiven Personen, Defizite in der posturalen Stabilität zu identifizieren und somit das Verletzungsrisiko zu vermindern (Ross 2003).

Ein weiterer, vielfach genutzter Test zu Erfassung der dynamischen posturalen Kontrolle ist der sogenannte „Star Excursion Balance Test“ (SEBT) (Beynnon et al. 2002). Er stellt ein etabliertes Testverfahren im Rahmen von Rehabilitationsprozessen, sowie zur Begutachtung der dynamischen posturalen Kontrolle dar (Hertel 2009; Robinson and Gribble 2008). Dafür steht der Proband auf einem Bein und versucht, die Balance zu halten, während er mit dem anderen, freien Bein in verschiedenen Richtungen eine maximal mögliche Reichweite erlangen soll (Olmsted et al. 2002).

1.3. Ermüdung

Die Ermüdungsforschung spielt in der Medizin, Sportwissenschaft und Trainingsplanung eine wichtige Rolle.

Bei muskulärer Ermüdung vermindert sich belastungsinduziert die Fähigkeit der Muskeln, Kraft oder Energie zu produzieren. Die belastungsabhängige Aufgabe, aus der die Ermüdung hervorgeht, kann folglich nicht mehr adäquat fortgeführt werden (Enoka and Duchateau 2008; Sogaard et al. 2006).

Solche Ermüdungsprozesse sind vor allem im Wettkampfgeschehen und in Bezug auf das Verletzungsrisiko unerwünscht, da sie koordinative Verschlechterungen generieren und daraus ein Leistungsabfall resultiert (Hoffmann 2001). Im Training allerdings kann Ermüdung ein notwendiges Ziel darstellen, um durch Adaption an den Wechsel von Belastung, Ermüdung und Erholung Trainingseffekte zu erzielen. Ermüdungserscheinungen sind somit Voraussetzung für sportliche Leistungsfähigkeit und Anpassungsvorgänge im menschlichen Organismus (Hoffmann 2001; Marrées 1989).

Zunächst unterscheidet man bei Ermüdungserscheinungen zwischen akuten und chronischen Formen der Ermüdung. Unter der akuten Form versteht man Ermüdungserscheinungen im Anschluss an eine akute muskuläre Belastung. Die chronische Ermüdung hingegen kann noch Tage oder Wochen nach einer Belastung auftreten (Hollmann 2009).

Über die Ursachen und Erklärung der muskulären Ermüdung wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Man geht davon aus, dass verschiedene Einflussfaktoren eine Rolle spielen. Die Theorien besagen, dass Ermüdung durch Beeinträchtigung physiologischer Prozesse, welche die Kontraktion im Muskel generieren, entsteht (Enoka and Duchateau 2008). Dabei wird zwischen peripheren und zentralen, beziehungsweise zwischen chemischen und elektrophysiologischen Mechanismen unterschieden. In der Peripherie wird die Energietransduktion in den Muskelfibrillen durch Anhäufung von Metaboliten (z.B. Lactat, KCl, Bradykinin, Serotonin, Arachnodsäure) beeinträchtigt. Inadäquate elektrische Signale im Motorkortex erklären hingegen die zentrale Komponente von Ermüdungs-

erscheinungen (Enoka and Duchateau 2008; Hollmann 2009; Pedersen et al. 1999).

Es gibt folglich verschiedene Mechanismen, die für muskuläre Ermüdung verantwortlich sind und ein Zusammenspiel verschiedener Prozesse im Körper beinhalten. So kann es aufgabenabhängig sein, ob zentrale oder aber periphere Ermüdung die vorherrschende Rolle im Ermüdungsprozess spielt (Enoka and Duchateau 2008). Die im Rahmen der ermüdenden Aufgabe mehr beanspruchten Bereiche dominieren dabei den Ermüdungsprozess (Cairns et al. 2005). Dieses Prinzip wird auch als „Task Dependency Of Muscle Fatigue“ bezeichnet (Enoka and Duchateau 2008).

1.3.1 Propriozeption und posturale Kontrolle nach Ermüdung

Die Effekte von Ermüdung auf Propriozeption und motorische Koordination hat in der bisherigen Forschung wenig Beachtung gefunden (Pedersen et al. 1999). Jedoch spielen die propriozeptiven afferenten Informationen eine entscheidende Rolle für optimale motorische Kontrolle (Sainburg et al. 1993; Sanes et al. 1985). Untersuchungen in diesem Gebiet beziehen sich bisher hauptsächlich auf Zusammenhänge zwischen Ermüdung und motorischem Lernen (Godwin and Schmidt 1971), oder auf Veränderungen in den kontraktile Bestandteilen der Muskeln (Pedersen et al. 1999). Nach Weineck bewirkt Ermüdung eine zunehmende Hemmung in den für die motorische Steuerung verantwortlichen zentralnervösen Strukturen (Weineck 2004). Dabei kann eine ermüdungsbedingte Verschlechterung der propriozeptiven Leistungsfähigkeit, welche einen wesentlichen Bestandteil der Koordination ausmacht beschrieben werden (Pedersen et al. 1999).

Propriozeption entsteht durch afferente Signale verschiedener Rezeptoren, welche in Muskeln, Gelenken und Haut lokalisiert sind (Grigg 1994). In verschiedenen Tiermodellen konnte bereits gezeigt werden, dass einige dieser Rezeptoren durch muskuläre Ermüdung und durch kontraktionsbedingt anfallende Metabolite beeinflusst werden (Ljubisavljevic and Anastasijevic 1994; Pedersen et al. 1999). Aus der Literatur geht hervor, dass die Kontraktionsmetabolite und

inflammatorische Substanzen, welche während der Muskelkontraktion freigesetzt werden, den Muskelspindelapparat über chemosensitive Muskelafferenzen beeinflussen und somit die neuromuskuläre Antwort beeinträchtigen (Djupsjobacka et al. 1995; Johansson et al. 1993; Patras et al. 2009). Die Gamma-Muskelspindeln spielen eine entscheidende Rolle in Rahmen der Propriozeption. Werden diese und weitere sensorische Rezeptoren durch erwähnte Substanzen und durch muskuläre Ermüdung stark beeinträchtigt, verringert sich der propriozeptive Zufluss während der Belastung (Pedersen et al. 1999).

Solche Störungen des propriozeptiven Feedbacks aus Rezeptoren und vor allem des Muskelspindelsystems implizieren Auswirkungen auf die motorische Kontrolle und Geschicklichkeit (Sainburg et al. 1993; Sanes et al. 1985). Somit kann die Ermüdung Defizite in der Balance und der posturalen Kontrolle der unteren Extremität verursachen (Frank et al. 2014; Gribble and Hertel 2004). Dies kann verschiedene Konsequenzen zur Folge haben. Zum einen die Verschlechterung der Leistung, zum anderen ein erhöhtes Verletzungsrisiko für das vordere Kreuzband während sportlicher Aktivität oder körperlicher Betätigung (Frank et al. 2014; Pedersen et al. 1999) .

1.4. Orthesen

Die Kommerzialisierung des Leistungssports, sowie die Zunahme an Freizeitsportlern und einem damit einhergehenden Anstieg an Sportverletzungen, vor allem im Kniegelenk, hat die Entwicklung und Verbesserung von Bandagen in den letzten 50 Jahren stark vorangetrieben. Zwar wurde die erste Orthese zur Frakturbehandlung bereits um 1900 verschrieben, aber erst Ende der sechziger Jahre gewann die Orthesenversorgung zunehmend an Bedeutung (Lucas-Championniere 1996). Sie wurde neben der Akutversorgung von Frakturen auch vermehrt in der Rehabilitation und Prävention eingesetzt.

Da die Behandlung von akuten und chronischen Verletzungen sowohl im Sport, als auch im klinischen Alltag durch vermehrte Prävalenz an Bedeutung zunimmt, steigt das Interesse an der Orthesenentwicklung sowohl im Rahmen der konservativen Behandlung, als auch zur Nachsorge chirurgischer Therapien (Cawley et al. 1991; Dai et al. 2012; Davis et al. 2011). Hier kommen von Hartrahmenorthesen bis zu elastischen Strumpfbandagen eine Vielzahl von externen Kniegelenksunterstützungen zum Einsatz, mit der Annahme, dass diese eine verbesserte und sicherere Leistungsfähigkeit während Belastungen gewährleisten (Birmingham et al. 2000).

Einteilung von Orthesen

Zunächst wird zwischen Hartrahmenorthesen mit festen Kunststoffgerüst und elastischen, „strumpfbartigen“ Orthesen (Bandagen) unterschieden. Eine genaue Einteilung ist jedoch aufgrund der Vielfalt von Herstellern und Fabrikaten nicht möglich (Miura et al. 2004; Perla et al. 1995).

Im Bezug auf ihre Anwendungsgebiete lassen sich Orthesen seit 1984 in drei, von der American Academy of Orthopaedic Surgeons festgelegte Kategorien einteilen (Beynon et al. 1992). Demnach werden prophylaktische Orthesen, von postoperativen, rehabilitativen sowie von funktionellen Orthesen unterschieden.

Prophylaktische Orthesen sollen das Knie vor Überlastungen schützen und Verletzungen vorbeugen, ohne dabei die Gelenkfunktion zu beeinträchtigen

(Hangalur et al. 2016). Sie sind nicht individuell anpassbar und in Standardgrößen nicht verschreibungspflichtig erhältlich (Osternig and Robertson 1993). Immer häufiger werden die Stabilisierungshilfen nicht nur bei Bandschäden des Knies, sondern auch von gesunden Sportlern in gefährdeten Sportarten wie Fußball, Skifahren, Tennis und Handball, eingesetzt (Stephens 1995). Durch das Anlegen der Bandage kann die auf das Kreuzband wirkende Belastung und Spannung reduziert und das Verletzungsrisiko vermindert werden (Hangalur et al. 2016). Es sollte jedoch darauf geachtet werden, dass die körperliche Leistungsfähigkeit nicht durch herabgesetzten Tragekomfort, hervorgerufen durch Sperrigkeit, Gewicht und Reibung beeinträchtigt wird (Albright et al. 1995; John et al. 1995). Der prophylaktische Wert von Orthesen wird jedoch kritisch gesehen und aufgrund von mangelnder wissenschaftlicher Evidenz von einigen Autoren angezweifelt (Grace et al. 1988; Salata et al. 2010).

Rehabilitative und postoperative Orthesen werden an frisch operierten Kniegelenken eingesetzt. Im Rahmen der funktionellen Nachbehandlung haben sie ruhigstellende und rein stützende Versorgungsoptionen abgelöst. Sie schützen die Bandheilung durch mechanische Stabilisierung und lediglich endgradige Bewegungslimitation bei verletzten Kapsel-Bandstrukturen (Steinbrück 1997). Dadurch verhindern sie eine unwillkürliche Flexion im Kniegelenk unter Belastung mit dem vollen Körpergewicht (Smith et al. 2014). Es konnte außerdem nachgewiesen werden, dass sie der Entwicklung einer anterioren Instabilität im kreuzbandinsuffizienten Kniegelenk entgegenwirken und durch Antirotations-eigenschaften die nicht vollständig verheilte Kniebinnenstruktur vor Überlastungen schützen (Reer et al. 2001; Wojtys et al. 1996). Die Funktion wird gewährleistet durch den Aufbau der Orthese aus einer Hartschalenkonstruktion und einer weichen Schaumstoffbettung. Somit ist sie individuell anpassbar, um wechselnden Weichteilverhältnissen gerecht zu werden (Rupp et al. 1995).

In der dritten Kategorie dienen die funktionellen Knieorthesen der Behandlung von Patienten mit pathologisch laxem Bandapparat (Millet and Drez 1988). Die primäre Aufgabe der Orthese ist es, funktionellen Schutz bei typischen Verletzungsmechanismen zu bieten (Albright et al. 1995). Die Orthese ist verschreibungspflichtig und sowohl in Standardgrößen, als auch individuell

anpassbar erhältlich (Millet and Drez 1988). Die Indikationen für funktionelle Knieorthesen werden von zwei Versorgungsbereichen gestellt. Einerseits in der postoperativen Versorgung, hier bilden sich Parallelen zur rehabilitativen Versorgung. Andererseits werden sie bei Insuffizienzen des vorderen Kreuzbandes, hervorgerufen durch Traumen mit Teil- oder Totalrupturen, oder bei postoperativer Restinstabilität eingesetzt (Grifka and Jutka 1994). Beeinflusst wird die Effektivität der Orthese jedoch durch Trageverhalten und Akzeptanz, welche wiederum durch eine Reihe von subjektiven Faktoren von Seiten des Betroffenen mitbestimmt wird (Grifka 1990; Nyland et al. 2016).

1.4.1. Wirkweise einer Kniebandage auf Propriozeption

Betrachtet man die Wirkweise von Orthesen, so muss zwischen mechanischer und funktioneller Stabilisierung unterschieden werden.

Unter mechanischer Stabilisierung einer Orthese versteht man in erster Linie, dass ungünstige Translations- und Rotationskräfte absorbiert und auf andere Körperregionen umgeleitet werden (Walsh et al. 2011). Eine mechanische Stabilität ist zunächst notwendig, um die morphologische Heilung des Bandes zu gewährleisten (Bruns et al. 1996).

Es konnten bereits mechanisch stabilisierende Effekte von Knieorthesen nachgewiesen werden. So vermindern sie sowohl die tibiale Translation, als auch die Zugbelastung auf das vordere Kreuzband (Beck et al. 1986; Beynnon et al. 2005). Zusätzlich verbessern sie die mediale Kniegelenksstabilität und den tibial-anteriore Vorschub nachweislich (Beck et al. 1986).

Neben der mechanischen Stabilisierungsfähigkeit ist auch die funktionelle Stabilisierung durch Orthesen und Bandagen von entscheidender Bedeutung für eine verbesserte Propriozeption im Kniegelenk (Bruns et al. 1996). Die eingeschränkte propriozeptive Wahrnehmung ist eine der Hauptursachen für die funktionelle Instabilität im Kniegelenk (Wojtys et al. 1996).

Wie durch mehrere Studien belegt, ist das Defizit afferenter Information aus dem Kniegelenk nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes an das zentralnervöse

System durch das Tragen einer elastischen Kniebandage verbessert (Beynnon et al. 1999; Jerosch and Prymka 1996; Strutzenberger et al. 2012). Die propriozeptiven Effekte der Orthese sind dabei auf die Reizung der beschriebenen afferenten Rezeptoren in Haut, Muskeln, Sehnen, Bändern und Gelenkkapsel zurückzuführen (Panics et al. 2008). Dabei ist die Stimulation oberflächlicher Rezeptoren von den tief im Gelenk liegenden Rezeptoren zu unterscheiden.

Perlau *et al.* führen den in ihrer Studie beobachteten positiven Effekt einer Kniebandage auf schnelladaptierende oberflächliche Rezeptoren wie beispielsweise freie Nervenendigungen, Haarfollikelsensoren und Merckelsche Tastscheiben zurück, welche in der Haut und in den an den Muskeln anliegenden Schichten lokalisiert sind. Die Bandage bedeckt die Haut um das Gelenk großflächig und führt somit zu einer erhöhten Stimulation der Rezeptoren, besonders dann, wenn die Bandage sich bei Bewegungen des Gelenks über der Haut verschiebt (Perlau et al. 1995; Strutzenberger et al. 2012). Auch die unter der Haut liegenden Gelenkstellungssensoren in Muskeln, Bändern und der Gelenkkapsel werden durch die Bandage beeinflusst. Durch die externe Kompression des Gelenks nach Anlegen einer Bandage erhöht sich der intrakapsuläre Druck im Kniegelenk und stimuliert so die Rezeptoren (Palm 2012). Ferrel *et al.* konnten die Wirkung der Bandage durch intrakapsuläre Druckerhöhung mit einer Studie bestätigen, in der sie die Propriozeption bei Gelenkergüssen untersuchten. Die Gelenk-propriozeption verbesserte sich durch die ergussbedingte intraartikuläre Druckerhöhung signifikant (Ferrell et al. 1987). Von der verbesserten Propriozeption durch das zusätzliche afferente Feedback scheinen insbesondere Individuen mit einer allgemein schlechteren Wahrnehmungsfähigkeit zu profitieren (Perlau et al. 1995; Tiggelen et al. 2008).

1.5. Bedeutung des Themas

Verletzungen des vorderen Kreuzbandes sind typische Verletzungen des Kniegelenks, die oft mit sportlicher Aktivität einhergehen und sehr häufig bei jungen Athleten auftreten (Noyes et al. 1983). Durch eine Zunahme der sportlichen Aktivität in der Gesellschaft und verbesserte Möglichkeiten Verletzungen zu diagnostizieren, nimmt die Inzidenz der vorderen Kreuzbandrupturen stetig zu (Albright and Crepeau 2011). Nicht selten führen sie zu einer stetigen Verschlechterung, einer erhöhten Instabilität und Wiederverletzungsrate, sowie sekundär zu einem erhöhten Osteoarthritisrisiko (Bodendorfer et al. 2013; Torg et al. 1976). Die propriozeptive Leistungsfähigkeit des Kniegelenks und damit einhergehend die posturale Kontrolle nimmt durch eine Ruptur des vorderen Kreuzbandes ab. Durch die operative Rekonstruktion des Kreuzbandes wird zunächst die mechanische Stabilität wiederhergestellt. Die schnelle Entwicklung und Optimierung von Operationstechniken in den letzten 20 Jahren führt dazu, dass Patienten das gleiche sportliche Level, wie vor der Verletzung wieder erreichen können (Kobayashi et al. 2010). Dafür müssen Patienten nach erfolgreicher Operation eine lange Zeit der intensiven Rehabilitation und spezifische Trainingsprogramme mit sensomotorischen Übungsinhalten durchlaufen, um neben der mechanischen Stabilität auch eine zufriedenstellende Kniegelenkspropriozeption und neuromuskuläre Kontrolle wieder zu erlangen (Iwasa et al. 2000; Ochi et al. 1999). Diese Heilungsphase stellt für den Patienten sowohl mental, als auch physisch und ökonomisch eine starke Belastung dar. Schwierigkeiten in der Umsetzung der Rehabilitation führen häufig zu einem restlichen propriozeptiven Defizit nach Abschluss der Genesungsphase (Kobayashi et al. 2010). Studien bestätigen, dass sich die sensomotorischen Fähigkeiten im Kniegelenk durch die Rekonstruktion des Kreuzbandes signifikant verbesserten, jedoch ergänzen sie, dass im Vergleich zu gesunden Kontrollgruppen weiterhin propriozeptive Defizite bestehen bleiben (Beard et al. 1996; Jerosch et al. 1998). Daher werden häufig funktionelle Knieorthesen verschrieben, wenn Probanden nach dem Rehabilitationsprogramm in das Sport- und Wettkampfgeschehen wieder einsteigen, um die Gefahr von sekundären Schäden oder einer Wiederverletzung zu vermindern (Wright and

Fetzer 2007). Die Effekte der Bandagenversorgung zum Zeitpunkt des Wiedereinstiegs sind bisher jedoch nicht eindeutig nachgewiesen und der Einfluss auf das neuromuskuläre System ist noch unklar (Davis et al. 2011; Goodstadt et al. 2013).

Einer risikoarmen Wiederaufnahme der sportlichen Aktivität durch Prävention des Wiederauftretens von Verletzungen kommt ein zentraler Stellenwert zu, da wiederholte und schwerwiegende Verletzungen ein Ende der sportlichen Karriere bedeuten können. So liegt bei sportlich aktiven Athleten in den ersten fünf Jahren nach der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes das Risiko einer erneuten Ruptur bei 20% (Paterno et al. 2010). Neben einem ausgeglichenen sensomotorischen Trainingsprogramm ist es daher von entscheidendem Interesse, die Effektivität von Kniegelenksbandagen zu untersuchen, um einen möglichst risikoarmen Wiedereintritt in den Sport zu gewährleisten.

Gerade vor dem Hintergrund der langfristigen sensomotorischen und funktionalen Defizite könnte die Anwendung von Kniebandagen das Wiederverletzungsrisiko nach Kreuzbandverletzungen beeinflussen. Obwohl neben der sensomotorischen Kontrolle auch der Zustand der körperlichen Ermüdung das Wiederverletzungsrisiko erheblich beeinflussen kann, wurde zudem bisher nicht untersucht, ob und inwieweit ermüdungsinduzierte Einschränkungen der sensomotorischen Kontrolle bei Sportlern nach Kniegelenkverletzungen durch die Anwendung von Kniebandagen reduziert werden können. Entsprechende Erkenntnisse können helfen, Interventionsstrategien zur Vermeidung von Rezidivrisiken zu entwickeln und den Wiedereinstieg in den Trainings- und Wettkampfsport nach Sportverletzungen zu beschleunigen.

Neben dem entscheidenden Stellenwert der Orthesen zu Prävention von Re-Verletzungen stellen sowohl rehabilitative, als auch funktionelle Kniegelenksunterstützungen eine Kostenbelastung im Gesundheitssystem dar (Wright and Fetzer 2007). Daher ist es auch aus dieser Sicht von besonderem Interesse, die Effektivität der Orthesen kritisch zu untersuchen, um ihre Kosten im Rehabilitationsprotokoll von Kreuzbandverletzungen rechtfertigen zu können.

1.6. Fragestellung der Arbeit

In vorangegangenen Studien konnte bereits gezeigt werden, dass eine postoperative Orthesenversorgung nach Kreuzbandrekonstruktion und auch die langfristige Bandagenversorgung im kreuzbandinsuffizienten Knie einen Einfluss auf die propriozeptive Leistungsfähigkeit hat (Birmingham et al. 2000; Palm et al. 2012; Strutzenberger et al. 2012). Betrachtet man die postoperative Orthesenversorgung in den ersten sechs Wochen nach Rekonstruktion, so fällt auf, dass der Fokus meist auf der mechanischen und nicht auf der funktionellen Stabilisierung liegt. So konnten unter anderem Wojtys *et al.* bestätigen, dass die antero-posteriore Verschiebbarkeit durch eine funktionelle Knieorthese deutlich vermindert wird (Wojtys et al. 1996). Kartus *et al.* untersuchten den Einfluss auf die Funktionalität am Beispiel einer Hartrahmenorthese, die sechs Wochen nach der Operation des vorderen Kreuzbandes getragen wurde. Einen Effekt auf die Stabilität und Funktionalität im Kniegelenk zwei Jahre nach der postoperativen Orthesenversorgung, konnte jedoch nicht gezeigt werden (Kartus et al. 1997). Auch in einem vier-Jahres-Follow-up, untersucht von Mayr *et al.* konnten keine Vorteile durch eine postoperative Orthesenversorgung belegt werden (Mayr et al. 2014).

Über den Einfluss einer Bandage nach mehr einem halben Jahr postoperativ, wenn die Patienten in ihren Alltag und insbesondere in das sportliche Geschehen zurückkehren ist, bezogen auf das rekonstruierte Kreuzband, bisher wenig bekannt. Obwohl der Einsatz von funktionellen Kniebandagen beim sportlichen Wiedereintritt umstritten ist, werden sie weiterhin weitverbreitet eingesetzt (Goodstadt et al. 2013). Es gibt bereits Untersuchungen und Erkenntnisse über die Effekte einer Bandage auf das kreuzbandinsuffiziente Kniegelenk, wenn das Band nicht operativ rekonstruiert wurde. In diesen Studien, die sich im Vergleich zu rekonstruierten Kreuzbändern auch mit längeren Untersuchungsintervallen befassen, konnten positive Einflüsse einer elastischen Bandage auf die posturale Kontrolle bei kreuzbandinsuffizienten Kniegelenken gefunden werden (Palm et al. 2012). Über den Effekt von Bandagen im kreuzbandrekonstruierten Kniegelenk über längere Zeiträume können bisher jedoch keine eindeutigen Aussagen zur Effektivität von elastischen Kniebandagen in der Phase des Wiedereintritts in das

Trainings- und Wettkampfgeschehen getroffen werden (Davis et al. 2011; McConnell and Queen 2016; Nyland et al. 2010).

In dieser Arbeit sollte nun untersucht werden, welchen Effekt eine elastische Bandage bei subjektiv ausgeheilten Kreuzbandrupturen nach mehr als einem halben Jahr postoperativ auf die posturale Kontrolle zeigt. Zusätzlich sollte der Einfluss einer Ermüdung durch Laufbandbelastung betrachtet werden.

Dafür sollten 15 Probanden untersucht und mit Hilfe der folgenden drei Tests die propriozeptive Leistungsfähigkeit ermittelt werden. Durch die Erfassung der TTS und maximalen Reichweite im SEBT sollte die dynamische und mittels CoP-Sway die statische posturale Kontrolle betrachtet werden.

Die Ergebnisse der in dieser Arbeit vorgestellten Studie sollen demnach helfen, Empfehlungen zur Anwendung von Kniebandagen nach subjektiver Ausheilung und Abschluss der Rehabilitation zu formulieren, um somit langfristig das Auftreten von Folgeverletzungen zu reduzieren.

2. Material und Methoden

2.1. Probanden

Es wurden 15 Probanden mit Zustand nach vorderer Kreuzbandruptur und arthroskopischer Rekonstruktion des Kreuzbandes durch Autotransplantat (Semitendinosus/ Gracilis- oder Patellasehne) untersucht. Davon waren 9 Probanden weiblich und 6 männlich mit einer Altersspanne von 19 bis 43 Jahre. Durchschnittsalter: $29,3 \pm 8,28$ Jahre, Durchschnittsgröße: $172,7 \pm 10,6$ cm, mittleres Gewicht: $70,1 \pm 12,5$ kg. Als Sportliche Aktivität wurden im Durchschnitt $7,17 \pm 3,77$ Stunden pro Wochen angegeben.

Bei der Nennung von Personen wird im Folgenden aus Gründen der besseren Lesbarkeit ausschließlich die männliche Form benutzt. Die weibliche Form ist dabei selbstverständlich mit eingeschlossen.

Die Probanden meldeten sich freiwillig und gaben ihr Einverständnis zur Verwertung der erhobenen Daten durch die Universität Hamburg.

Als Einschlusskriterien wurden festgelegt:

- Alter zwischen 17 und 45 Jahren
- Sportliche Aktivität (Trainings- und Wettkampfpartizipation)
- Zustand nach Rekonstruktion einer vorderen Kreuzbandruptur

Definierte Ausschlusskriterien waren:

- akute Schmerzzustände
- chronische Erkrankungen oder langfristige Erkrankungen, die zu einem Sportausfall vor der Untersuchung geführt haben
- neurologische Erkrankungen
- chronischer Rückenschmerz

Patienten mit Begleitverletzungen, wie Meniskusläsionen wurden nicht aus der Studie ausgeschlossen, da diese keinen Einfluss auf die Propriozeption und posturale Kontrolle des Kniegelenkes haben (Palm et al. 2012).

Bei der Untersuchung wurde nicht zwischen dominanten und nicht-dominanten Bein unterschieden, da das dominante Bein keinen Einfluss auf die posturale Kontrolle hat (Hoffmann M 1998).

Um die Variabilität bezüglich der Diagnostik und der Operationstechnik möglichst gering zu halten, erfolgte die Auswahl der verletzten Sportler, welche an der Studie teilnahmen größtenteils über kooperierende Ärzte und Studienpartner. Rekonstruiert wurden die Kreuzbänder mithilfe von Autotransplantaten. Die Transplantate stammten aus der Gracilis-, Semitendinosus-, sowie in einigen Fällen auch aus der Patellasehne des Patienten. Das durchschnittliche Intervall zwischen Operation und Untersuchungstag lag bei $396,4 \pm 1,1$ Tagen. Die Probanden durchliefen alle ein kontrolliertes Rehabilitationsprogramm und sind in der sportlichen Wiedereinstiegsphase.

2.2. Versuchsanordnung / Geräte

2.2.1. Vorbereitung

Die Versuchsdurchführung hat im Arbeitsbereich Sport- und Bewegungsmedizin des Instituts für Bewegungswissenschaften der Universität Hamburg, Turmweg 2, 20148 Hamburg stattgefunden.

Die Probanden erschienen zu zwei Untersuchungsterminen. Zwischen den zwei Terminen lagen durchschnittlich 6-7 Tage. Zu Beginn wurde eine kurze Anamnese zum momentanen Befinden mit besonderem Augenmerk auf die Kniefunktion erhoben. Daraufhin wurden Ein- und Ausschlusskriterien evaluiert und der Versuchsablauf ausführlich erklärt. Nach Klärung von Rückfragen unterschrieben die Probanden eine Einverständniserklärung.

2.2.2. Bandage

Für die Studie wurde eine Juzo Flex[®]Genu Xtra der Firma Juzo[®] (DE, 86551 Aichach) genutzt. Sie besteht aus einem Teil und ist in ihrer Formgebung der Anatomie des menschlichen Knies angepasst. Seitlich verlaufen zwei Spiralstäbe aus Edelstahl, die einen funktionsgerechten Sitz gewährleisten und durch Spannung des Strickanteils (bestehend aus Polyamid und Viskose) ein Zusammenrutschen der Bandage verhindern. So wird durch den Strickanteil der Bandage ein Kompressionsdruck auf das Knie ausgeübt. Eine spezielle Dehnzone oberhalb des Patellarings sorgt für einen guten Sitz auch bei Beugung des Knies über 90°.

Ein anatomisch geformter Patellaring aus Polyethan passt sich der Kniescheibe an und führt diese dadurch optimal und stabil. Neben der korrekten Führung der Patella bewirkt der Polyethanring außerdem eine Druckumverteilung, sowie eine Druckentlastung der Kniescheibe. Eine Verjüngung im unteren Teil des Patellarings sorgt für eine Druck- und Schmerzentlastung im Bereich der Patellasehnenansatzstelle.



Abbildung 2.1. Foto der verwendeten Bandage

Fotografische Darstellung der verwendeten Bandage Juzo Flex[®]Genu Xtra der Firma Juzo[®](DE, 86551 Aichach) (<http://www.juzo.com/de/produkte/produktdetails/juzoflexgenu-xtra.html>, Stand: 21.09.2016)

Die Bandage ist 32 cm lang und in sechs Seriengrößen erhältlich (XS – XXL). Zum Anlegen der Bandage wird zunächst der Umfang des Beins an 3 Messpunkten (15 cm oberhalb der Kniemitte, auf Höhe der Patellamitte und 12 cm unterhalb der Kniemitte) bestimmt. Abhängig von den Messwerten kann anhand der Größentabelle (s. Abb. 2.2.) die zutreffende Größe für den entsprechenden Probanden ausgewählt und die Bandage angepasst werden.

Längenmaße in cm		Umfangmaße in cm						
		Seriengrößen						
		1	2	3	4	5	6	
		XS	S	M	L	XL	XXL	
Art. 1610* 3212, 3242 3722, 3922 1802, 1402 3022, 3222 *Nur in Serie erhältlich.		cF	38 - 41	41 - 44	44 - 47	47 - 50	50 - 53	53 - 56
	cE	31 - 34	34 - 37	37 - 40	40 - 43	43 - 46	46 - 49	
	cD	28 - 31	31 - 34	34 - 37	37 - 40	40 - 43	43 - 46	

Abbildung 2.2. Größentabelle Bandage

Der Tabelle in der Abbildung sind die Größen der Bandage in Abhängigkeit des Beinumfangs zu entnehmen. Dabei wird der Umfang an drei verschiedenen Messpunkten bestimmt (s. Schemazeichnung Bein). Messpunkt 1 befindet sich 15cm oberhalb der Kniemitte, Messpunkt 2 über der Patellamitte und Messpunkt 3 12cm unterhalb der Kniemitte. Anhand der ermittelten Umfänge kann die Bandage von Größe 1 (XS) bis Größe 6 (XXL) angepasst werden.

2.2.3. Messsystem

Kraftmessplatte

Zur Messung Stabilisationszeit nach dem Sprung in den Einbeinstand, sowie zur Erfassung der statischen Balance während des Einbeinstand wurde eine Kraftmessplatte der Firma Kistler (Kistler Instrumente GmbH, 8408 Winterthur, Schweiz) vom Typ 5691A (Seriennummer: 3058160) verwendet. Diese Platte ist in der Lage, Kraftmessungen in drei Achsen (F_x , F_y , und F_z) aufzuzeichnen. Sie steht auf vier kurzen Standfüßen fest auf dem Boden und die Mitte der Platte ist durch ein schwarzes Kreuz gekennzeichnet. Über eine Verteilerbox wurde die Platte mittels USB-Anschluss mit einem Computer verbunden. Alle analog-digital gewandelten Signale wurden dort an eine Kistler BLOWARE Software (Type 2812A, Kistler Instrumente AG) weitergeleitet und aufgezeichnet.

Star Excursion Balance Test („SEBT“)

Die dynamische posturale Kontrolle wurde mithilfe des „Star Excursion Balance Tests“ untersucht. Dabei ging es darum, während des Einbeinstandes mit dem freien Bein soweit wie möglich in verschiedenen Richtungen zu reichen (s. Abb. 2.5.). Es wurde eine vereinfachte 3-teilige Version (Y-Balance Test) des ursprünglich entwickelten 8-teiligen SEBT verwendet, da dieser als ausreichend verlässlich zur Untersuchung der Reichweite im Einbeinstand beschrieben wird (Plisky et al. 2009).

Laufband

Der Laufbandtest zur subjektiven Ausbelastung des Probanden wurde auf einem Laufbandergometer h/p/cosmos® quasar med (Seriennummer: cos 30003va20) der Firma h/p/cosmos sports & medical gmbH (DE, 83365 Nussdorf Traunstein) durchgeführt. Auf einer 170 x 65 cm großen Fläche ist eine stufenlose Geschwindigkeitssteigerung (0,1 km/h) und Aufzeichnung der Zeit möglich.

2.3. Versuchsablauf

Vor Start der eigentlichen Messung wurden jeweils zwei Übungsdurchgänge für die jeweiligen Tests (Sprungstabilisation, Einbein-Standtest und Balancetest) durchgeführt, um Gewohnheitseffekte aus der Studie ausschließen zu können. Anschließend wurden die Tests jeweils viermal durchgeführt. Bei zwei dieser vier Testdurchläufe trug der Proband die Bandage. Dabei wurde per Zufall ermittelt, ob der Proband die Tests zuerst mit der Bandage ausführte oder ob zunächst zwei Durchläufe ohne Bandage absolvierte und sie dann erst für die nächsten zwei Testdurchläufe anlegte. Beispielsweise absolvierte der Proband zwei Sprünge auf die Kraftmessplatte, sowie zwei Durchgänge des SEBT zunächst ohne Bandage, dann legte er die Bandage an und wiederholte die Übungen. Auf diese ersten vier Testdurchläufe folgte eine ermüdende Laufbandbelastung von durchschnittlich 8:54 min. Nach der Laufbandbelastung wurden die Tests abermals jeweils viermal durchgeführt. Dabei wurde selbiges Schema wie vor der Laufbandbelastung angewandt (s. auch Abb. 2.3.)

Ein weiterer Untersuchungsparameter war das Tragen der Kniebandage während der Belastung auf dem Laufband. Die Probanden trugen am ersten Untersuchungstag die Bandage während der Laufbandbelastung. Beim zweiten Untersuchungstermin ca. eine Woche nach dem ersten Termin trugen die Probanden während der Laufbandübung keine Bandage. Die einzelnen Tests wurden an beiden Tagen jeweils nach dem gleichen Schema durchgeführt. Wenn die Probanden den Sprung und den Balancetest am ersten Tag zunächst zweimal mit Bandage und dann zweimal ohne Bandage absolvierten, so taten sie dies am zweiten Tag ebenso.

Die Einteilung der Probanden in die zwei Gruppen erfolgte randomisiert.

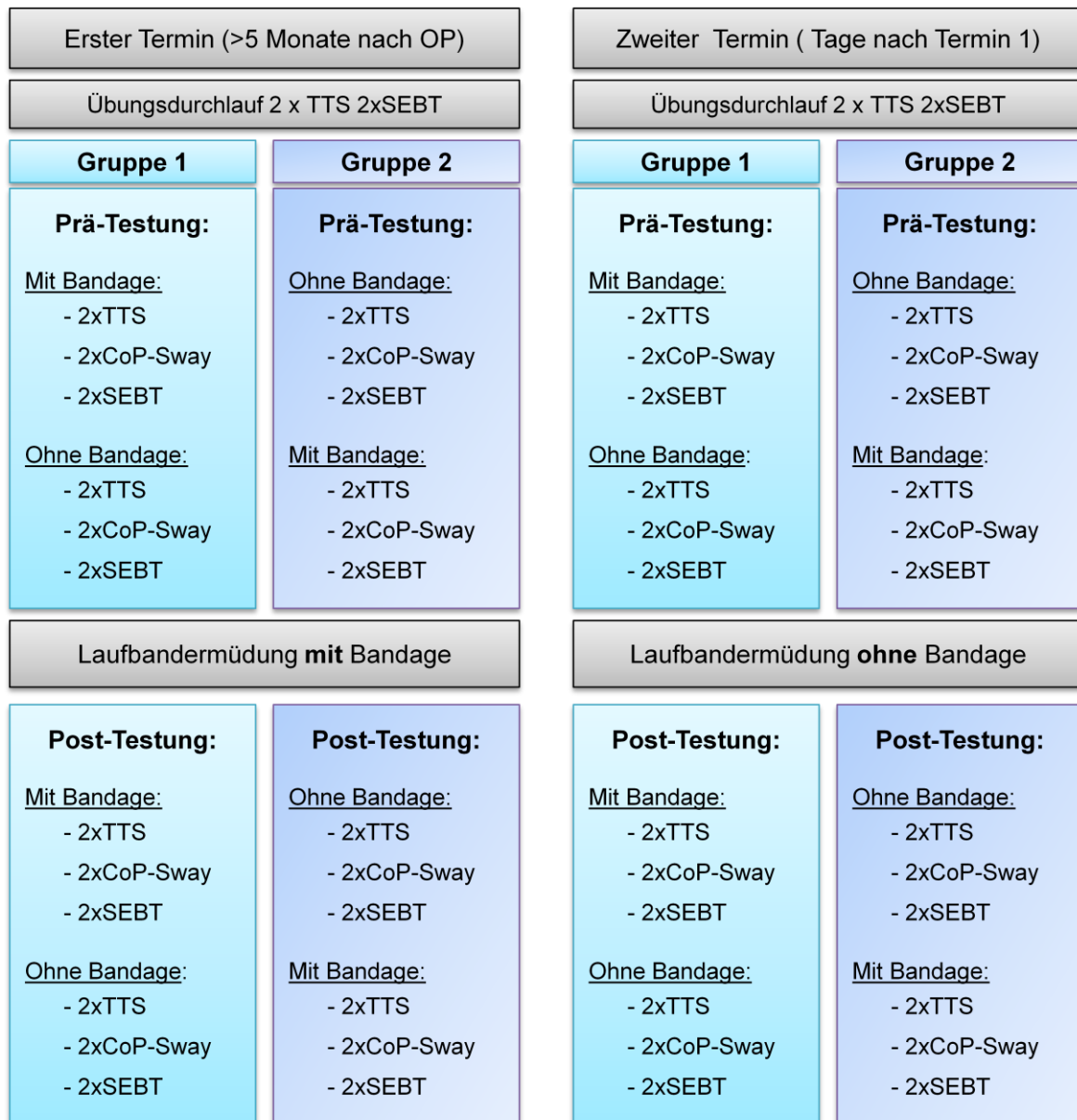


Abbildung 2.3. Versuchsablauf

Dargestellt sind der erste und der zweite Untersuchungstermin. Die Spalten sind jeweils weiter in Gruppe 1 und Gruppe 2 aufgeteilt. Diese beschreiben, ob der Proband die Tests zunächst mit (Gruppe 1) oder ohne Bandage (Gruppe 2) durchgeführt hat. Des Weiteren wird zwischen nicht ermüdeter (Prä-Testung) und ermüdeter Situation (Post-Testung) unterschieden.

2.3.1. Erfassung der statischen posturalen Kontrolle

Einbeinstand-Test

Für die Erhebung der CoP-Sway-Daten stand der Proband mit dem verletzten Bein in aufrechter Haltung auf einem Bein auf der Kraftmessplatte. Er wurde aufgefordert, auf der Messplatte so ruhig wie möglich stehen zu bleiben, geradeaus an die Wand zu schauen und die Arme zum Balanceausgleich waagrecht auszustrecken.

Die Daten wurden im Anschluss an den Test zur Sprungstabilisation ermittelt und ergaben sich aus den Aufzeichnungen der Kraftmessplatte nachdem die TTS erreicht war und der Proband bis zum Ablauf der 30 Sekunden Aufnahmezeit bewegungslos im Einbeinstand auf der Platte stand. Als Untersuchungsparameter diente die Sway-Length, welche die Länge des Schwankungsweges in Millimeter bezogen auf den Körperschwerpunkt beschreibt. Dabei wurden Schwankungen nach medial-lateral (X-Achse) und anterior-posterior (Y-Achse) aufgezeichnet

2.3.2. Erfassung der dynamischen posturalen Kontrolle

Sprungstabilisierung – Time to Stabilization

Zur Erfassung der Sprungstabilisierung stand der Proband zunächst im 45°-Winkel mit einer standardisierten Entfernung (125% der normalen Schrittlänge des Probanden) zur Messplatte auf beiden Beinen. Er wurde aufgefordert, schräg in das Zentrum der Kraftmessplatte zu springen, auf dem verletzten Bein zu landen und im Einbeinstand möglichst schnell die Standstabilisation wiederzugewinnen. Die Sprunghöhe und Entfernung zur Messplatte beim Absprung wurde genau festgelegt, um die Varianz der TTS zu reduzieren.

Landeten die Probanden nicht in der Mitte der Platte oder konnten sie das Gleichgewicht nicht halten, wurde der Durchgang unterbrochen und neu gestartet.

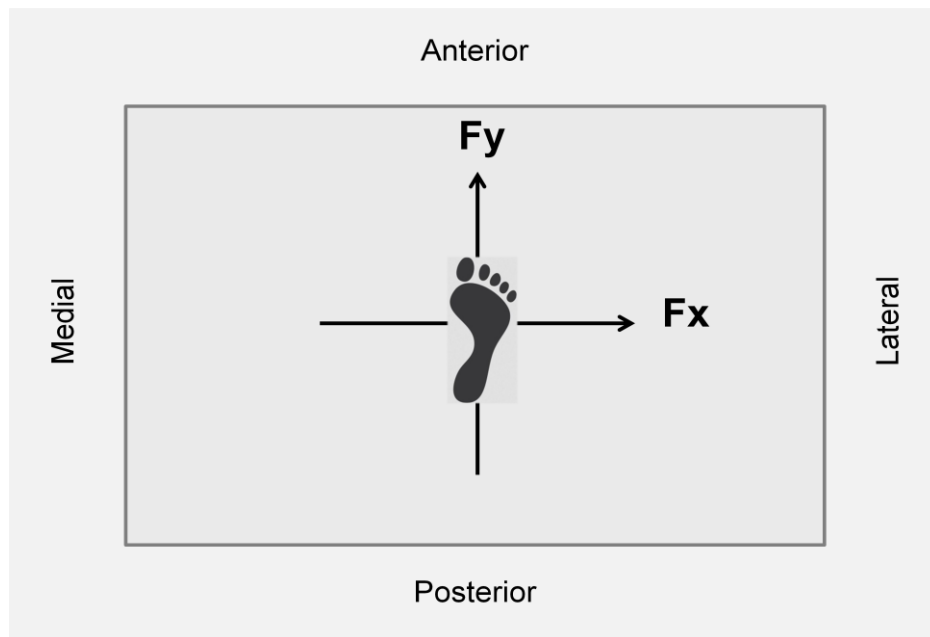


Abbildung 2.4. Schemazeichnung Erfassung der TTS

Gezeigt ist die schematische Darstellung der Messplattform (dunkelgraue Fläche). In der Mitte zentriert steht der Proband auf der Platte. Während des Standes wird die Schwankung der Kräfte, welche auf die Platte wirken in anterior-posteriore Richtung (F_y) und in medial-laterale Richtung (F_x) ermittelt.

Die ersten 30 Sekunden nach der Landung auf der Kraftmessplatte wurden mit einer Abtastrate von 180 Hz (1800 Messungen in 10 Sekunden) aufgezeichnet. Der Beginn der Messung erfolgte durch einen Trigger, der gewährleistete, dass die Messung sofort bei Kontakt des Patienten mit der Platte startete. Die Abtastrate von 180 Hz ist nach Ross und Guskiewicz eine ausreichende Messfrequenz zur Erfassung des menschlichen Schwankungsverhaltens (Ross S 2003). Aus den gewonnenen Daten wurde daraufhin die Zeit ermittelt, welche der Proband benötigte, um nach dem Sprung wieder erfolgreich zu stabilisieren (TTS= „Time to stabilization“). Die TTS wird dabei als der Zeitpunkt definiert, an dem die Schwankung der Kräfte in horizontaler Richtung (F_x und F_y) wieder das Niveau des stabilen Stands erreicht hat. Dafür wurde zunächst aus den letzten zehn Sekunden der vier Versuche im nicht ermüdeten Zustand für jeden Probanden ein individueller mittlerer Schwankungsbereich in F_x -Richtung (medial-lateral) und F_y -Richtung (anterior-posterior) bestimmt (s. Abb. 2.4.). Für jeden Versuch wurde anhand der Kraftkurve ein Polynom dritter Ordnung berechnet. Die TTS ist definiert als der Zeitpunkt, an dem die Kurve zum ersten Mal den entsprechenden Rangewert unterschreitet.

Star Excursion Balance Test

Um den „Star Excursion Balance Test“ (SEBT) durchzuführen, wurde mit drei skalierten Klebestreifen eine Y-förmige Figur auf den Boden geklebt. Die Winkel zwischen der vorderen Linie und den beiden hinteren betrug dabei jeweils 135° , zwischen den beiden hinteren Linien 90° (s. Abb. 2.5.).

Der Proband wurde aufgefordert, sich mit dem Fuß des verletzten Beins genau in die Mitte des Messfeldes (markiert mit einem roten Kreuz) zu stellen. Daraufhin sollte mit dem freien, unverletzten Bein soweit wie möglich in die jeweiligen Richtungsvektoren reichen, ohne das Gleichgewicht zu verlieren oder mit dem freien Bein den Boden zu berühren. Bei maximaler Reichweite, tippte der Proband kurz mit der Fußspitze auf den Streifen, bevor er den Fuß zurücknahm. Die Reichweite wurde vom Versuchsleiter notiert und in der Auswertung anschließend durch die Beinlänge des Probanden normalisiert und in Prozent der Beinlänge angegeben (Hertel 2009).

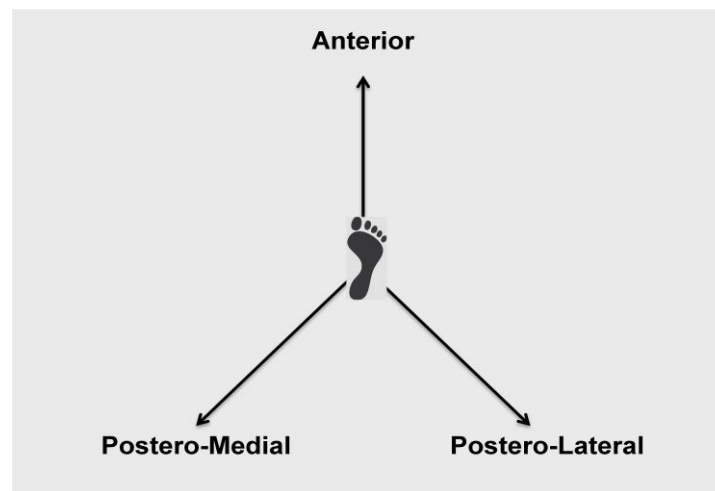


Abbildung 2.5. Schematische Darstellung des SEBT

Dargestellt ist die Durchführung des SEBT. Der Proband steht in diesem Fall mit dem rechten Fuß in der Mitte des Untersuchungsfeldes und reicht nun mit dem freien linken Fuß in die jeweils dargestellten Richtungen, nach Anterior, nach Postero-Medial und nach Postero-Lateral. Hat er die maximal mögliche Reichweite erreicht tippt er mit den Fuß auf den Boden und es wird die Reichweite in cm notiert.

Ein Testdurchlauf musste wiederholt werden, wenn der Proband das Gleichgewicht verlor, das Gewicht vom Standbein auf das Bewegungsbein verlagert wurde oder sich der Proband anderwärtig abstützen musste.

Vor Erfassung der Daten führten die Probanden zwei Testdurchläufe durch, um Lerneffekte auszuschließen. Unter Gewährleistung dieser Übungsversuche wird die Reliabilität dieses Tests als sehr gut beschrieben (Hertel et al. 2006).

2.3.3. Ermüdungsprotokoll, RPE-Score

Um die gemessenen Parameter zur sensomotorischen Kontrolle auch im Bezug auf den Faktor Ermüdung der Muskulatur zu untersuchen, hat eine ermüdende Laufbandbelastung stattgefunden. Die Probanden führten die oben erklärten Tests vor und unmittelbar nach dieser Belastung durch. Bei der Laufbandbelastung handelte es sich um ein Stufenprotokoll mit einer Startgeschwindigkeit von 8 km/h. Die Geschwindigkeit wurde im Laufe der der Belastung alle drei Minuten um 2 km/h gesteigert. Die Probanden wurden aufgefordert, den Test bis zur subjektiven Ausbelastung, sprich bis zur maximalen Ermüdung durchzuführen. Der Grad der Erschöpfung wird dabei durch die Herzfrequenz dokumentiert, sowie in Form des RPE-Scores („Rate of perceived Exertion“, Borg-Skala) abgefragt (Borg 1970). Für letzteres wurde die 15 Punkte Borg Skala (6-20) genutzt. Ihre Ergebnisse stimmen im Vergleich zu anderen Skalen am besten mit objektiven Leistungsparametern überein (Chen et al. 2002). Die Skala enthält Werte von 6 bis 20, wobei 6 einer sehr leichten und der Wert 20 einer maximalen, nicht mehr steigerungsfähigen Anstrengung entspricht (Eine Vorlage der verwendeten Borg-Skala sind im Anhang beigefügt).

2.3.4. Subjektive Einschätzung der Kniefunktion

Zur Evaluation der subjektiven Einschätzung des Patienten bezüglich der Kniefunktion wurden zwei Fragebögen eingesetzt. Die subjektive Wahrnehmung des Probanden zur sensomotorischen Kontrolle wurde anhand des „Modified Cincinnati Rating System Questionnaire“, sowie der „Tegner Lysholm Knee Scoring Scale“ erfasst (Vorlagen der Fragebögen sind im Anhang beigefügt).

Modified Cincinnati Rating System Questionnaire

Der „Modified Cincinnati Rating System Questionnaire“ (im Folgenden: „Cincinnati-Score“) besteht aus acht verschiedenen Fragstellungen bezüglich Schmerz, Schwellung, „giving-way“-Phänomen, allgemeines Aktivitätslevel (ADL-activity of daily life), Treppen steigen, Gehen, Rennen, sowie Springen und Drehen. In jeder Kategorie gibt es je nach Einschätzung des Patienten eine maximale Punktzahl zu erreichen. Die Maximalpunktzahl variiert dabei zwischen 5 und 20 Punkten, je nach Kategorie (s. Tab.2.1.).

Tabelle 2. 1. Cincinnati Rating System Punkteverteilung

Dargestellt ist die durch subjektive Einschätzung maximal erreichbare Punktzahl in der jeweiligen Kategorie.

Kategorie	Maximale Punktzahl
Schmerz	20
Schwellung	10
„giving-way“	20
ADL	20
Treppensteigen	10
Gehen	10
Rennen	5
Springen und Drehungen	5

Zusammengefasst ergibt sich für alle Kategorien eine maximale Punktzahl von 100 Punkten. Dabei kann je nach erreichter Gesamtpunktzahl zwischen einer schlechten (<30 Punkte), einer mittelmäßigen (30-54 Punkte), einer guten (55-79 Punkte) und einer exzellenten (>80 Punkte) Kniegelenkfunktion unterschieden werden (s. Tab. 2.2.) (Noyes et al. 1989) (Bentley et al. 2003).

Tabelle 2.2. Einstufung der Kniegelenkfunktion nach Cincinnati Rating System

Anhand der Gesamtpunktzahl durch alle Kategorien im Cincinnati Rating System ist die Einstufung der Kniegelenkfunktion von schlecht bis exzellent angegeben.

Einstufung der Kniegelenkfunktion	Punktzahl
Exzellent	>80
Gut	55-79
Mittelmäßig	30-54
Schlecht	<30

Tegner Lysholm Knee Scoring Scale

Als weiterer Fragebogen zur Beurteilung der Kniefunktion aus Patientensicht wurde die „Tegner Lysholm Knee Scoring Scale“ (im Folgenden: „Tegner-Score“) eingesetzt. Er evaluiert Instabilität, Schmerz, Blockierung im Gelenk, Schwellung, die Fähigkeit Treppen zu steigen, Hinken, Nutzung externer Unterstützung wie beispielsweise Unterarmgehstützen und die Fähigkeit Kniebeugen auszuführen (s. Tab. 2.3.). In jeder Kategorie gibt es ebenfalls eine maximal erreichbare Punktzahl, die zwischen 5 und 25 Punkten variiert.

Tabelle 2.3. Tegner Lysholm Knee Scoring Scale Punkteverteilung

Dargestellt ist die durch subjektive Einschätzung maximal erreichbare Punktzahl in der jeweiligen Kategorie.

Kategorie	Maximale Punktzahl
Instabilität	25
Schmerz	25
Blockierung	15
Schwellung	10
Treppensteigen	10
Hinken	5
Externe Unterstützung	5
Kniebeugen	5

Zusammengefasst ergibt sich für alle Kategorien eine maximale Punktzahl von 100 Punkten. Eine exzellente Kniegelenkfunktion liegt bei mehr als 90 Punkten, eine gute bei 84 bis 90 Punkten, eine mittelmäßige 65 bis 83 Punkten und eine schlechte Funktionalität im Kniegelenk erreicht weniger als 65 Punkte (s. Tab. 2.4.) (Mitsou et al. 1990) (Tegner and Lysholm 1985).

Tabelle 2.4. Einstufung der Kniegelenkfunktion nach der Tegner Lysholm Scoring Scale

Anhand der Gesamtpunktzahl durch alle Kategorien in der Tegner Lysholm Knee Scoring Scale ist die Einstufung der Kniegelenkfunktion von von schlecht bis exzellent angegeben.

Einstufung der Kniegelenkfunktion	Punktzahl
Exzellent	>90
Gut	84-90
Mittelmäßig	65-83
Schlecht	<65

2.4. Datenauswertung

2.4.1. TTS

Die Daten zur Erfassung der Sprungstabilisierungszeit wurden mithilfe der Kraftmessplatte der Firma Kistler mit einer Abtastrate von 180 HZ aufgezeichnet.

Zur Auswertung der Daten werden zwei Komponenten benötigt. Zum einen benötigt es die „ground-reaction-force“ (im Folgenden als „GRF“ bezeichnet) direkt nach der Landung im Einbeinstand. Diese wird verglichen mit der GRF während dem Sicheren Einbeinstand am Ende des Tests, wenn der Proband wieder vollkommen stabilisiert hat. Die GRF beschreibt dabei die Kraft, die auf den Boden ausgeübt wird.

Zunächst wird der natürliche minimalste Schwankungsbereich im ruhigen Stand definiert. Dazu scannt die Software zwei Fenster der letzten 10 sec (20-25s, 25-30s) des Tests, während der Proband stabil auf der Kraftmessplatte steht. Das Fenster mit der kleinsten absoluten Veränderung der GRF wird als optimaler Schwankungsbereich („range of variation“) in Ruhe definiert. Dieses Fenster repräsentiert die optimale posturale Stabilität des Probanden. Die Ruheschwankung wird gemittelt und spiegelt sich in der Abbildung (Abb 2.6.) als horizontale Linie wieder („range-of-variation-line“). Ferner wird aus den Daten ein Polynom 3. Ordnung interpoliert („unbound-3rd-order polynomial“ in Abb 2.6.). An dem Punkt, an dem die „range-of-variation-Linie“ die Polynomkurve schneidet, ist die Time to Stabilization definiert. Folglich beschreibt die TTS den Zeitpunkt, wenn der Schwankungsbereich der GRF bei der Landung auf der Kraftmessplatte (Peak) sich wieder dem Schwankungsbereich der GRF im ruhigen Einbeinstand annähert.

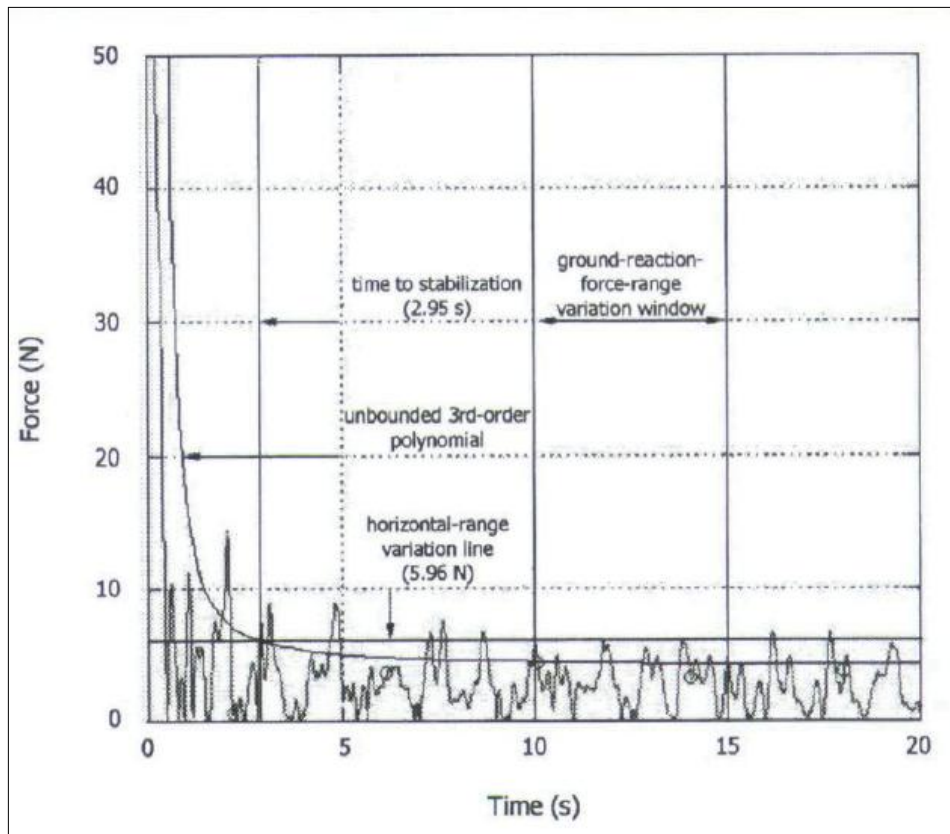


Abbildung 2.6. TTS-Auswertung, nach Ross (Ross 2003).

Dargestellt ist die graphische Ermittlung der TTS anhand eines Beispiels in anterior-posteriorer Richtung für eine Testdurchführung. Auf der X-Achse ist die Zeit in Sekunden (s) angegeben, auf der Y-Achse die Kraft in Newton (N). Der zur Berechnung der TTS verwendete Variationsbereich der GRF („Ground reaction force“) wird zwischen 10-15 Sekunden ermittelt. In diesem 5-Sekunden-Fenster liegt der mittlere Schwankungsbereich bei 5,96 Newton. Dies entspricht der Schwankung des Individuums im ruhigen Stand. Dieser Wert wird über den Datensatz gelegt (= horizontale range variation line). Das Polynom der dritten Ordnung (= „unbounded 3rd-order polynomial“) schneidet diese horizontale Linie des Schwankungsbereichs in Ruhe bei 2,95 Sekunden. Entsprechend beträgt in diesem Beispiel die TTS 2,95 Sekunden. Zu diesem Zeitpunkt geht die Schwankungsauslenkung nach dem Sprung wieder in die normale Ruheschwankung über.

Die Daten für F_x (=medial-lateral) und F_y (=anterior-posterior) wurden separat voneinander ausgewertet.

2.4.2. Tests auf feste Effekte

Die Tests wurden für jeden Probanden nach beschriebenen Vorgehen durchgeführt und aufgezeichnet. Für die statistische Auswertung wurden folgende unabhängige Variablen mit entsprechender Fragestellung erfasst:

Haupteffekte:

- **Protokoll:**
Gibt es einen Unterschied der Messwerte zwischen Messtermin 1 (Laufbandermüdung mit Bandage) und Messtermin 2 (Laufbandermüdung ohne Bandage)? Hier wird nicht unterschieden zwischen Bedingungen vor und nach Ermüdung oder dem Tragen der Bandage beim SEBT /TTS
- **Ermüdung:**
Gibt es Unterschiede der Messwerte vor und nach der Ermüdung?
- **Bandage:**
Gibt es Unterschiede zwischen den Messwerten, wenn eine Bandage getragen wurde oder wenn keine Bandage getragen wurde? Hier wird nicht zwischen den Messterminen und der Ermüdung unterschieden.

Interaktionen:

- **Protokoll - Ermüdung:**
Gibt es eine "Interaktion" zwischen den Messterminen und den ermüdungsbedingten Veränderungen der Messwerte? D.h.: Hat das Tragen der Bandage während der Laufbandübung einen Einfluss auf ermüdungsbedingte Veränderungen?
- **Protokoll - Bandage:**
Gibt es eine "Interaktion" zwischen den Messterminen und den Tests mit und ohne Bandage? D.h.: Hat das Tragen der Bandage während der Laufbandübung einen Einfluss auf Messwerte mit und ohne Bandage vor und nach der Laufbandermüdung?

- **Ermüdung - Bandage:**

Gibt es "Interaktion" zwischen der Ermüdung und Testung mit und ohne Bandage? D.h.: Hat die Laufbandermüdung einen unterschiedlichen Einfluss auf Messwerte mit und ohne Bandage?

- **Protokoll - Ermüdung - Bandage:**

Gibt es eine "Interaktion" zwischen der Ermüdung, der Testung mit und ohne Bandage und der Laufbandermüdung mit und ohne Bandage? D.h.: Wird die Interaktion zwischen der Ermüdung und Testung mit und ohne Bandage durch den Messtermin beeinflusst?

2.5. Statistische Methoden

Die mittels Kistler BIOWARE Software (Type 2812A, Kistler Instrumente AG) erhobenen Daten wurden in Excel 2007 in einer Urliste verarbeitet und anschließend in das wissenschaftliche Statistikprogramm „IBM-SPSS Statistics“ eingelesen. Es folgte die statistische Auswertung.

Als Ausgangsbasis für die Überprüfung Grundgesamtheit diene für jede Variable der Mittelwert und die Standardabweichung, welche als Mittelwert \pm Standardabweichung angegeben wird.

Für die statistische Analyse der Haupteffekte erfolgte eine univariante Varianzanalyse (ANOVA) zur Überprüfung von signifikanten Einflüssen auf die Testergebnisse. Eine Signifikanzprüfung wurde durch den F-Wert erhoben.

Als Irrtumswahrscheinlichkeit wurde ein Niveau von Alpha = 5% ($p < 0,05$) festgesetzt. Folgende Symbole aus Tab. 2.5. werden bei der Beurteilung der Ergebnisse der statistischen Prüfverfahren verwandt:

Tabelle 2. 5. Beurteilung der Ergebnisse der statistischen Prüfverfahren

p-Wert	Irrtumswahrscheinlichkeit		Abkürzung
p > 0,05	alpha (α) > 5%	Nicht signifikant	n.s.
p ≤ 0,05	alpha (α) ≤ 5%	Signifikant	*
p ≤ 0,01	alpha (α) ≤ 1%	sehr signifikant	**
p ≤ 0,001	alpha (α) ≤ 0,1%	hoch signifikant	***

3. Ergebnisse

Zunächst werden die Ergebnisse zur Beschreibung der Probandengruppe beschrieben. Daraufhin werden die Ergebnisse der einzelnen Tests getrennt nach Testverfahren dargestellt. Dafür werden zunächst die Ergebnisse der Tests zur statischen posturalen Kontrolle beschrieben. Anschließend folgt die Darstellung der Ergebnisse zur dynamischen posturalen Kontrolle.

3.1. Beschreibung der Probandengruppe

Die anthropometrischen Daten der Probandengruppe sowie die Ergebnisse der subjektiven Selbsteinschätzung und des RPE-Scores sind in Tabelle 3.1 zusammengefasst.

Tabelle 3. 1 Erfasste Probandendaten.

Dargestellt sind die Anthropometrischen Daten, mit Angabe der Anzahl, des Minimal- und Maximalwertes, sowie der Mittelwerte und Standardabweichungen.

n= Anzahl Probanden; min = minimaler Wert ; max = maximaler Wert; MW= Mittelwert
SA= Standardabweichung

Anthropometrische Daten	n	min	max	MW	SA
Alter (Jahre)	15	19	43	29,33	8,28
Größe (cm)	15	145	186	172,7	10,6
Gewicht (kg)	15	38	88	70,1	12,5
BMI (kg/m²)	15	80,1	30,4	23,3	2,97
Trainingsstunden/Woche (std)	15	1,5	15	7,17	3,77
Tegner (Punkte)	15	70	100	87,27	10,61
Cincinatti (Punkte)	15	60	100	89,20	11,44
RPE-Sore (Zeit in min zur Ermüdung)	15	6:00	13:00	8:54	0:09
Intervall Op/Untersuchung (Tage)	15	152	1006	396,40	1,09

Die vier häufigsten von den Probanden primär nachgegangenen Sportarten sind Tabelle 3.2. zu entnehmen.

Tabelle 3. 2. Häufigste Sportarten im Probandenkollektiv

Angegeben sind die am häufigsten durch das Probandengut ausgeführten Sportarten. n= Anzahl der Personen, welche die Sportart ausführen; Häufigkeit% = Entspricht der Häufigkeit der Sportart im Gesamtkollektiv, angegeben in Prozent

Sportart	n	Häufigkeit%
Laufen	6	40
Fitness	4	27
Fußball	3	20
Handball	2	13

Ferner wurden folgende Sportarten von den Probanden erwähnt:

- Hockey
- Skilaufen
- Badminton
- Squash
- Trampolinspringen
- Tennis

Die subjektive Selbsteinschätzung der Probanden zeigt einen durchschnittlichen Tegner-Score von $87,27 \pm 10,61$ Punkten und einen Cincinatti-Score von durchschnittlich $89,2 \pm 11,44$ Punkten. Nach der vorgegeben Beurteilungsskala entspricht dies der Kategorie „Gut“ (Tegner-Score) und „Exzellent“ (Cincinnatti-Score)

3.2. Ergebnisse statische posturale Kontrolle

3.2.1. Einbein-Standtest

Die posturale Schwankung während des ruhigen Standes auf einem Bein wurde mithilfe der Kistler Kraftmessplatte erfasst. Die Schwankung des CoP wird als Sway-Length in Millimeter (mm) angegeben. Die Mittelwerte der gemessenen Daten, sowie ihre Interaktionen und Signifikanzniveaus sind Tabelle. 3.3. und Tabelle 3.4. zu entnehmen.

Tabelle 3.3. Mittelwerte der Haupteffekte des CoP-Sway

Der obere Teil der Tabelle zeigt die Ergebnisse in anterior-posteriore und der untere Abschnitt die Ergebnisse in medial-laterale Richtung. Für die jeweilige Variable (Bandage, Ermüdung, Protokoll) sind in den Spalten der Mittelwert in mm (MW), die Standardabweichung (SA), sowie der F-Wert und das Signifikanzniveau angegeben. Für signifikante Ergebnisse sind jeweils die Mittelwerte und das Signifikanzniveau hellblau hinterlegt.

Prä = Werte vor Ermüdung, Post = Werte nach Ermüdung

CoP-Sway		Anterior - Posterior			
		MW (mm)	SA	F-Wert	Signifikanz
Bandage	Mit	0,784	0,084	0,825	0,366
	Ohne	0,816	0,044		
Ermüdung	Prä	0,779	0,219	9,810	0,002
	Post	0,852	0,283		
Protokoll	Mit	0,798	0,048	2,111	0,150
	Ohne	0,802	0,086		

CoP-Sway		Medial-Lateral			
		MW (mm)	SA	F-Wert	Signifikanz
Bandage	Mit	0,707	0,047	2,930	0,090
	Ohne	0,728	0,038		
Ermüdung	Prä	0,682	0,146	31,204	0,000
	Post	0,754	0,140		
Protokoll	Mit	0,718	0,052	0,136	0,713
	Ohne	0,717	0,035		

Tabelle 3.4. Signifikanzniveaus Interaktionen der Haupteffekte - CoP-Sway

Dargestellt sind die jeweiligen Interaktionen der Haupteffekte in anterior-posteriore und medial-laterale Richtung. Angegeben werden jeweils der F-Wert und das Signifikanzniveau. Dargestellt sind die Fragestellungen Ermüdung - Bandage (Hat die Laufbandermüdung einen unterschiedlichen Einfluss auf Messwerte mit und ohne Bandage?), Protokoll - Bandage (Hat das Tragen der Bandage während der Laufbandübung einen Einfluss auf Messwerte mit und ohne Bandage vor und nach der Laufbandermüdung?), Protokoll - Ermüdung (Hat das Tragen der Bandage während der Laufbandübung einen Einfluss auf ermüdungsbedingte Veränderungen?) und Protokoll - Ermüdung - Bandage (wird die Interaktion zwischen der Ermüdung und Testung mit und ohne Bandage durch den Messtermin beeinflusst?)

CoP-Sway	Anterior-Posterior		Medial-Lateral	
	F-Wert	Signifikanz	F-Wert	Signifikanz
Ermüdung - Bandage	0,458	0,500	0,359	0,550
Protokoll - Bandage	0,160	0,690	0,083	0,774
Protokoll - Ermüdung	0,000	0,994	1,054	0,307
Protokoll - Ermüdung - Bandage	0,178	0,674	0,001	0,980

Die Auswertung des Einbein-Standtest zeigte lediglich ermüdungsbedingte signifikante Veränderungen. Das Tragen der Bandage während der Übungen, sowie während der Laufbandbelastungen beeinflussten die Ergebnisse nicht signifikant. Ferner zeigten sich auch hier keine Interaktionen zwischen den Variablen.

Ermüdung

In beiden Messrichtungen (anterior-posterior sowie medial-lateral) zeigten sich deutlich signifikante Unterschiede zwischen den Messwerten vor und nach der ermüdenden Laufbandbelastung. Die posturale Schwankung nahm nach der Ermüdung sowohl in medial-lateraler Richtung mit $p < 0,001$, als auch in anterior-posteriorer Richtung mit $p < 0,01$ zu. Somit verschlechterten sich die Werte durch die ermüdende Belastung.

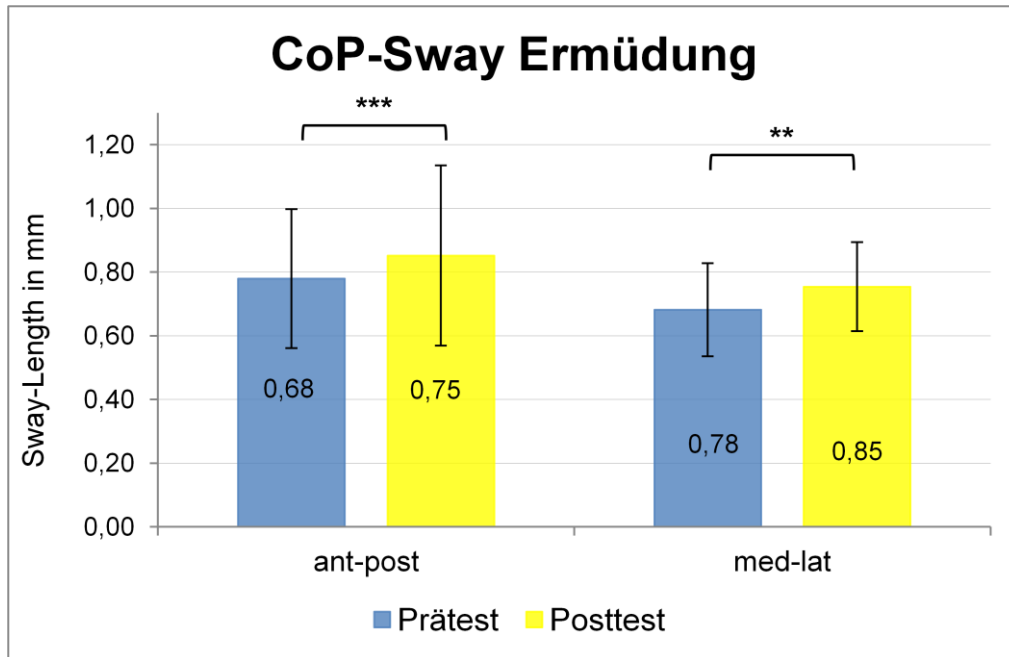


Abbildung 3.1. CoP-Sway Ermüdung.

Darstellung der Sway-Length in mm vor und nach Ermüdung, jeweils in anterior-posteriore (ant-post) und medial-laterale (med-alt) Richtung. Die blauen Säulen geben die Werte für den nicht ermüdeten Zustand wieder (Prätest). Die gelben Säulen beschreiben die Sway-Length nach der ermüdenden Belastung (Posttest). Nach Ermüdung hat die Sway-length in beiden Richtungen signifikant zugenommen (med-lat $p < 0,001$ ant-post $p < 0,01$).

Bandage und Protokoll

Ein statistisch signifikanter Effekt durch die Bandage konnte bei der Messung der statischen posturalen Kontrolle nicht gefunden werden. So zeigten sich weder ein Einfluss der Bandage während des Einbein-Standtests, noch hatte das Tragen der Bandage während der Laufbandbelastung eine signifikante Auswirkung auf die Testergebnisse (Abb.3.2. und Abb. 3.3.).

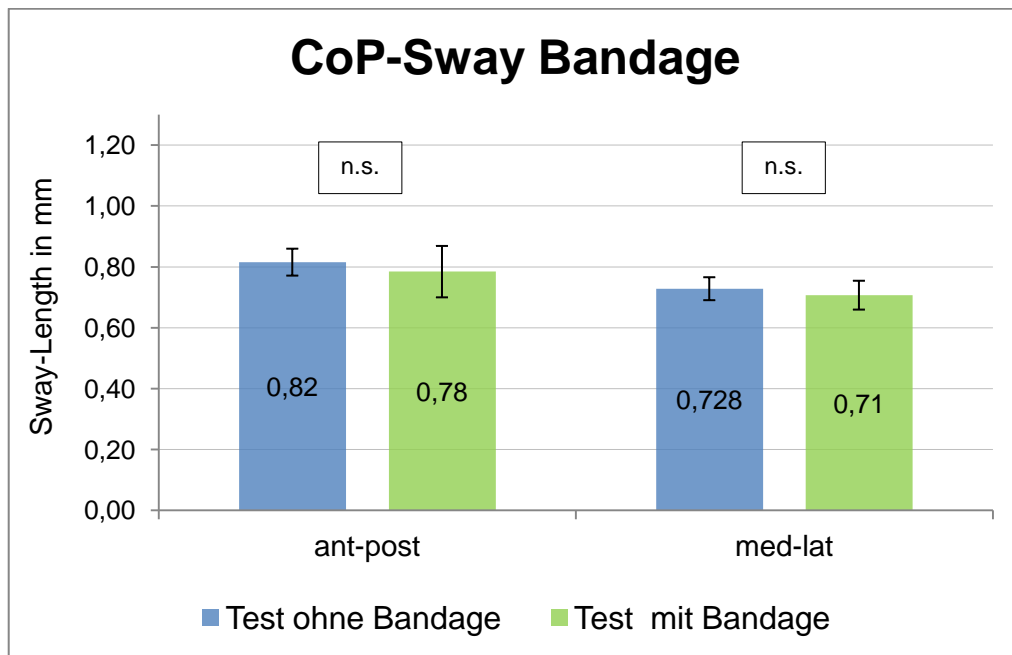


Abbildung 3.2. CoP-Sway Bandage

Darstellung der Sway-Length in mm für das Durchführen der Tests mit oder ohne Bandage, jeweils in anterior-posteriore (ant-post) und medial-laterale (med-alt) Richtung. Die blauen Säulen beschreiben die Sway-Length, wenn während der Tests keine Bandage getragen wurde. Die grünen Säulen geben jeweils die Sway-Length an, wenn die Bandage getragen wurde.

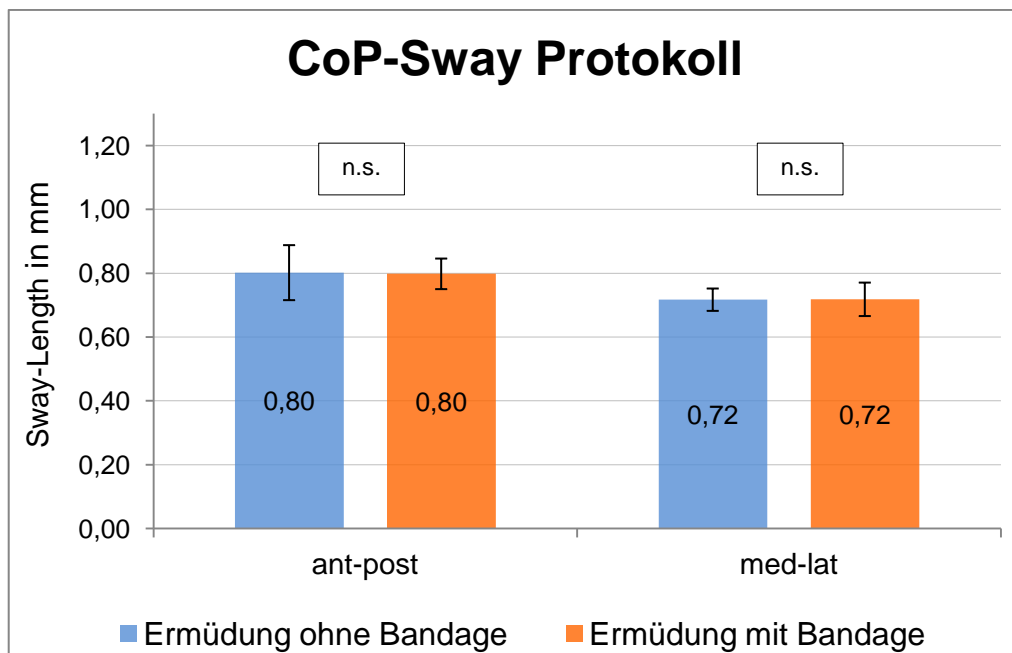


Abbildung 3.3. CoP-Sway Protokoll.

Darstellung des Bandageneinflusses während der Laufbandbelastung auf die Sway-Length, jeweils in anterior-posteriore (ant-post) und medial-laterale (med-alt) Richtung. Die blauen Säulen stellen die Sway-Length in mm für die Bedingung, Ermüdung ohne Bandage dar. Wenn während der Ermüdung die Bandage getragen wurde, sind die Ergebnisse in den orangefarbenen Säulen dargestellt.

3.3. Ergebnisse dynamischen posturale Kontrolle

3.3.1. Sprungstabilisierung

Die Sprungstabilisierung wurde mit Hilfe der Kraftmessplatte von Kistler gemessen und wird als „Time to Stabilization“ (TTS) in Sekunden (sec.) angegeben. In Tabelle 3.5. sind die Mittelwerte der Messergebnisse und die Signifikanzniveaus aufgeführt.

Tabelle 3.5. Mittelwerte und Signifikanzniveaus der Haupteffekte des TTS

Der obere Teil der Tabelle zeigt die Ergebnisse der TTS in anterior-posteriore Richtung, der untere Teil stellt die Ergebnisse für die medial-laterale Richtung dar. Für die jeweilige Variable (Bandage, Ermüdung, Protokoll) sind in den Spalten der Mittelwert in Sekunden (MW), die Standardabweichung (SA), sowie der F-Wert und das Signifikanzniveau angegeben. Für signifikante Ergebnisse sind jeweils die Mittelwerte und das Signifikanzniveau hellblau hinterlegt.

TTS = Time to Stabilization, Prä = Werte vor Ermüdung, Post = Werte nach Ermüdung

TTS		Anterior-Posterior			
		MW (sec)	SA	F-Wert	Signifikanz
Bandage	Mit	2,781	0,173	0,133	0,716
	Ohne	2,813	0,192		
Ermüdung	Prä	2,932	0,132	8,007	0,006
	Post	2,662	0,036		
Protokoll	Mit	2,787	0,157	0,170	0,681
	Ohne	2,806	0,206		
TTS		Medial-Lateral			
		MW (sec)	SA	F-Wert	Signifikanz
Bandage	Mit	3,166	0,177	0,597	0,442
	Ohne	3,087	0,126		
Ermüdung	Prä	3,211	0,100	3,810	0,054
	Post	3,042	0,068		
Protokoll	Mit	3,184	0,133	3,142	0,079
	Ohne	3,069	0,085		

Tabelle 3.6. beschreibt die Signifikanzniveaus der Interaktionen zwischen den Haupteffekten

Tabelle 3.6. Signifikanzniveaus der Interaktionen der Haupteffekte des TTS

Dargestellt sind die jeweiligen Interaktionen der Haupteffekte in anterior-posteriorer Richtung, sowie in medial-lateraler Richtung. Angegeben werden jeweils der F-Wert und das Signifikanzniveau. Dargestellt sind die Fragestellungen Ermüdung - Bandage (Hat die Laufbandermüdung einen unterschiedlichen Einfluss auf Messwerte mit und ohne Bandage?), Protokoll - Bandage (Hat das Tragen der Bandage während der Laufbandübung einen Einfluss auf Messwerte mit und ohne Bandage vor und nach der Laufbandermüdung?), Protokoll - Ermüdung (Hat das Tragen der Bandage während der Laufbandübung einen Einfluss auf ermüdungsbedingte Veränderungen?) und Protokoll - Ermüdung - Bandage (wird die Interaktion zwischen der Ermüdung und Testung mit und ohne Bandage durch den Messtermin beeinflusst?)

TTS	Anterior-Posterior		Medial-Lateral	
	F-Wert	Signifikanz	F-Wert	Signifikanz
Ermüdung - Bandage	0,044	0,834	0,000	0,984
Protokoll - Bandage	1,286	0,260	0,014	0,905
Protokoll - Ermüdung	0,390	0,534	0,078	0,781
Protokoll - Ermüdung - Bandage	1,156	0,285	0,112	0,739

In Tabelle 3.5. lassen sich statistisch signifikante Unterschiede im Bezug auf die Ermüdungsbedingung in anterior-posteriorer Richtung finden. In medial-lateraler Richtung und im Bezug auf Bandage und Protokoll ergaben sich keine signifikanten Effekte. Ebenso wenig zeigten sich signifikanten Interaktionen zwischen den Variablen, wie in Tabelle 3.6. angegeben.

Ermüdung

Signifikante Unterschiede konnten in anterior-posteriorer Schwingrichtung zwischen den Messwerten vor und nach der ermüdenden Laufbandbelastung beobachtet werden. Die Stabilisierungszeit nach dem Sprung war nach der Laufbandbelastung mit $p < 0,01$ signifikant kürzer als vor der Laufbandbelastung (Abb. 3.4.) Folglich verbesserten sich die Messwerte nach der Ermüdung. In medial-lateraler Richtung konnten mit $p = 0,054$ sehr knapp keine signifikanten

Effekte der Ermüdung auf die Messwerte beobachtet werden. Es zeigt sich jedoch auch hier die Tendenz, dass die Stabilisierungszeit nach der Ermüdung verkürzte.

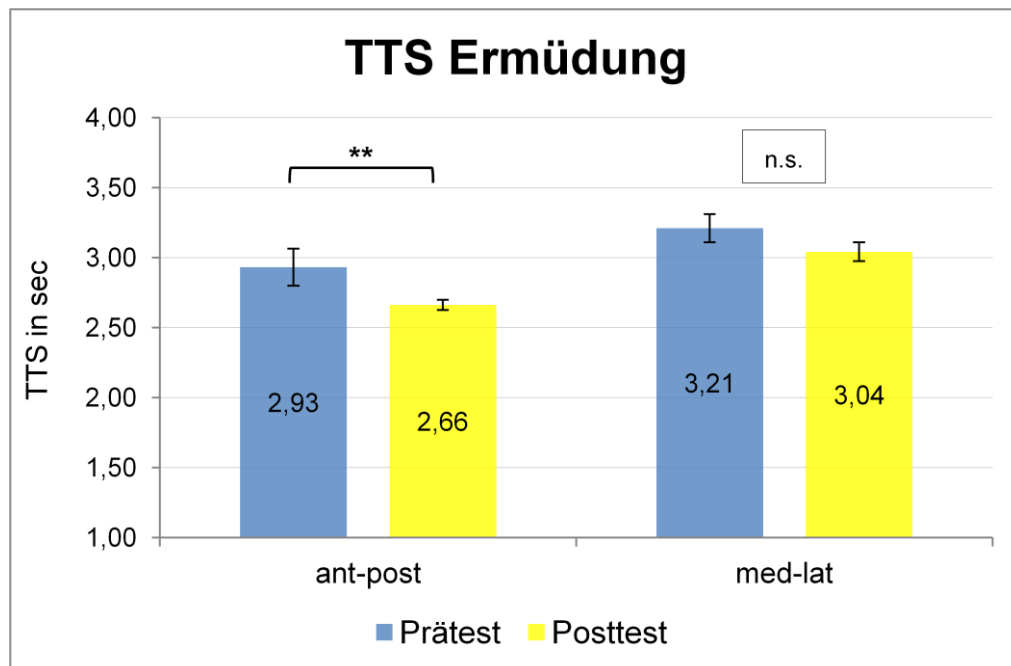


Abbildung 3.4. TTS Ermüdung.

Darstellung der Ergebnisse der TTS in Sekunden, vor und nach Ermüdung, jeweils in anterior-posteriore (ant-post) und medial-laterale (med-lat) Richtung. Die blauen Säulen beschreiben die Ergebnisse vor Ermüdung (Prätest). Die gelben Säulen geben die Ergebnisse nach Ermüdung (Posttest) wieder. Nach der Ermüdung zeigte sich eine signifikante Verbesserung der TTS in anterior-posteriore Richtung ($p < 0,01$).

Protokoll und Bandage

Ein Effekt der Bandage auf die Messergebnisse konnten bei diesem Test nicht beobachtet werden. So zeigte sich weder im Protokoll (Laufbandermüdung mit Bandage oder ohne Bandage) noch durch das Tragen der Bandage während des Test ein statistisch signifikanter Unterschied im Vergleich zu den jeweiligen Messwerten ohne Bandage (Abb. 3.5. und Abb. 3.6.).

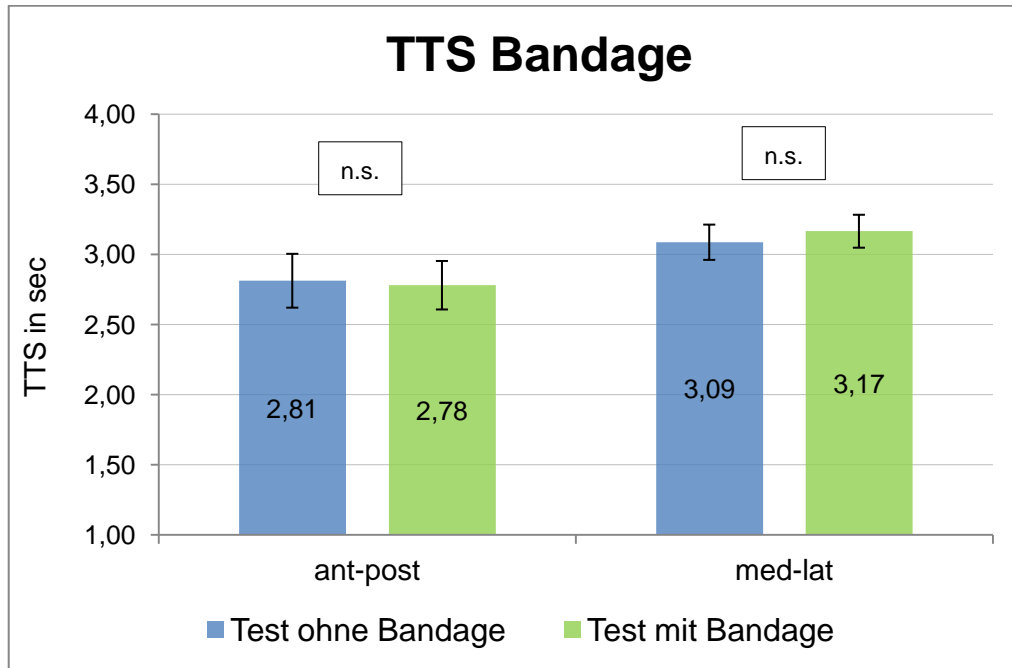


Abbildung 3.5. TTS Bandage.

Angegeben ist die TTS in Sekunden und der Einfluss der Bandage auf die Ergebnisse, jeweils in anterior-posteriorer (ant-post) und medial-lateraler (med-lat) Richtung. Die blauen Säulen beschreiben die Ergebnisse, wenn während des Tests keine Bandage getragen wurde. In grün sind die Ergebnisse durch das Tragen der Bandage angegeben.

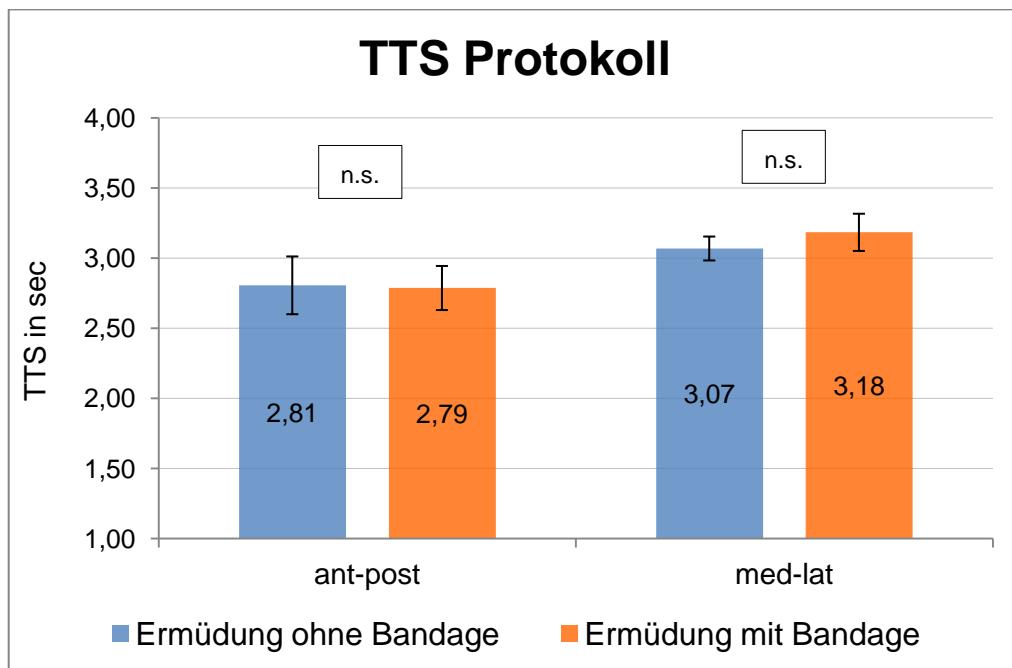


Abbildung 3.6. TTS Protokoll.

Angegeben ist die TTS in Sekunden und der Einfluss der Bandage während der Ermüdung, jeweils in anterior-posteriorer (ant-post) und medial-lateraler (med-lat) Richtung. Die blauen Säulen geben die TTS an, wenn während der Belastung keine Bandage getragen wurde. Die orangefarbenen Säulen stellen die Ergebnisse für die Laufbandbelastung mit Bandage dar.

3.3.2. Star Excursion Balance Test

Mithilfe des „Star Excursion Balance Tests“ (SEBT) wurde die maximale Reichweite im Einbeinstand in anteriorer sowie postero-medialer und postero-lateraler Richtung gemessen. Die folgenden Tabellen zeigen für die drei Reichweiten die Mittelwerte und die Signifikanzniveaus (Tab. 3.7.), sowie die Interaktionen zwischen den Haupteffekten (Tab.3.8.).

Tabelle 3.7. Mittelwerte und Signifikanzniveaus der Haupteffekte des SEBT

Der obere Teil der Tabelle zeigt die Ergebnisse in anteriore Richtung. Darauf folgen die Ergebnisse in postero-medialer Richtung. Der untere Teil der Tabelle stellt die Ergebnisse für die postero-laterale Richtung dar. Für die jeweilige Variable (Bandage, Ermüdung, Protokoll) sind in den Spalten der Mittelwert in cm (MW), die Standardabweichung (SA), sowie der F-Wert und das Signifikanzniveau angegeben. Für signifikante Ergebnisse sind jeweils die Mittelwerte und das Signifikanzniveau hellblau hinterlegt.

SEBT = Star Excursion Balance Test, Prä = Werte vor Ermüdung, Post = Werte nach Ermüdung

SEBT		Anterior			
		MW (cm)	SA	F-Wert	Signifikanz
Bandage	Mit	86,424	0,650	0,000	0,984
	Ohne	86,750	1,184		
Ermüdung	Prä	85,928	0,474	5,641	0,020
	Post	87,246	0,715		
Protokoll	Mit	86,433	0,724	0,022	0,883
	Ohne	86,740	1,144		

SEBT		Postero-Medial			
		MW (cm)	SA	F-Wert	Signifikanz
Bandage	Mit	91,907	5,643	0,285	0,595
	Ohne	91,508	3,353		
Ermüdung	Prä	91,466	4,140	0,408	0,525
	Post	91,949	3,898		
Protokoll	Mit	88,279	0,643	59,965	0,000
	Ohne	95,136	0,860		

SEBT		Postero-Lateral			
		MW (cm)	SA	F-Wert	Signifikanz
Bandage	Mit	98,054	3,487	0,041	0,840
	Ohne	98,293	2,715		
Ermüdung	Prä	97,810	3,166	1,905	0,171
	Post	98,537	3,031		
Protokoll	Mit	95,561	0,983	27,529	0,000
	Ohne	100,786	0,627		

Tabelle 3.8. Signifikanzniveaus der Interaktionen der Haupteffekte des SEBT

Dargestellt sind die jeweiligen Interaktionen der Haupteffekte in anteriorer, in postero-medialer und in postero-lateraler Richtung. Angegeben werden jeweils der F-Wert und das Signifikanzniveau. Dargestellt sind die Fragestellungen Ermüdung - Bandage (Hat die Laufbandermüdung einen unterschiedlichen Einfluss auf Messwerte mit und ohne Bandage?), Protokoll - Bandage (Hat das Tragen der Bandage während der Laufbandübung einen Einfluss auf Messwerte mit und ohne Bandage vor und nach der Laufbandermüdung?), Protokoll - Ermüdung (Hat das Tragen der Bandage während der Laufbandübung einen Einfluss auf ermüdungsbedingte Veränderungen?) und Protokoll - Ermüdung - Bandage (wird die Interaktion zwischen der Ermüdung und Testung mit und ohne Bandage durch den Messtermin beeinflusst?)

SEBT	Anterior		Postero-Medial		Postero-Lateral	
	F-Wert	Signifikanz	F-Wert	Signifikanz	F-Wert	Signifikanz
Ermüdung - Bandage	0,169	0,682	0,121	0,729	0,161	0,689
Protokoll - Bandage	0,094	0,760	1,654	0,202	0,169	0,682
Protokoll - Ermüdung	0,052	0,820	0,065	0,799	0,642	0,425
Protokoll - Ermüdung - Bandage	0,636	0,427	0,204	0,653	0,384	0,537

In der Auswertung zeigten sich signifikante Effekte im Protokoll (postero-mediale und postero-laterale Richtung), sowie durch die Ermüdung (anteriore Richtung). Das Tragen der Bandage während der Tests beeinflusste die Ergebnisse nicht signifikant, ebenso zeigten sich keine signifikanten Interaktionen.

Protokoll

Sowohl in postero-medialer Richtung, als auch in postero-lateraler Richtung zeigten sich mit $p < 0,001$ hochsignifikante Effekte bezüglich des Protokolls. So war die maximale Reichweite der Probanden schlechter, wenn sie eine Bandage während der Laufbandbelastung trugen, als wenn sie während der Belastung ohne Bandage liefen (Abb. 3.7.)

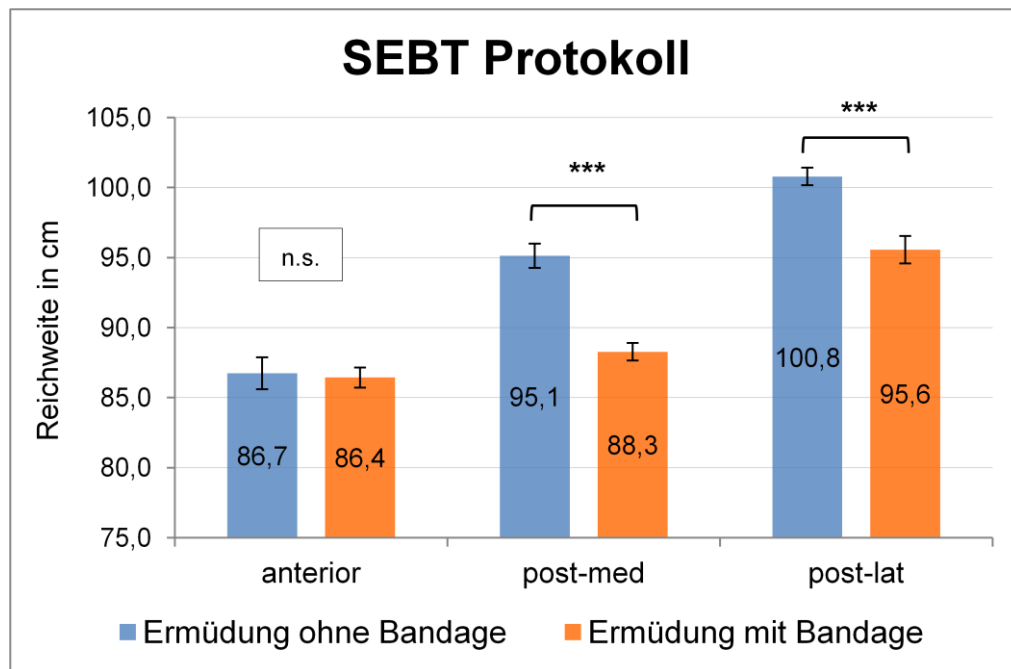


Abbildung 3.7. SEBT Protokoll.

Darstellung des Einflusses der Bandage während der Laufbandbelastung auf die Messwerte des SEBT, jeweils in anteriorer (ant) postero-medialer (post-med) und postero-lateraler (post-lat) Richtung. In blau ist die maximale Reichweite in cm angegeben, wenn während der Ermüdung keine Bandage getragen wurde. Die orangefarbenen Säulen beschreiben die Ergebnisse, wenn während der Ermüdung die Bandage angelegt wurde. Es ergab sich für die postero-mediale und die postero-laterale Richtung mit $p < 0,001$ eine signifikante Verschlechterung der Werte, wenn die Laufbandermüdung mit Bandage absolviert wurde.

Ermüdung

Ebenfalls signifikante Effekte konnten in anteriorer Messrichtung vor und nach der ermüdenden Laufbandbelastung gefunden werden. So war die maximale Reichweite nach der Laufbandbelastung mit $p < 0,01$ signifikant größer als vor der Laufbandbelastung. Abgesehen von einer tendenziellen Verbesserung der Werte nach Ermüdung zeigten sich in postero-lateraler und postero-medialer Richtung keine signifikanten Veränderungen der Messwerte durch die ermüdende Belastung (s. Abb.3.8.).

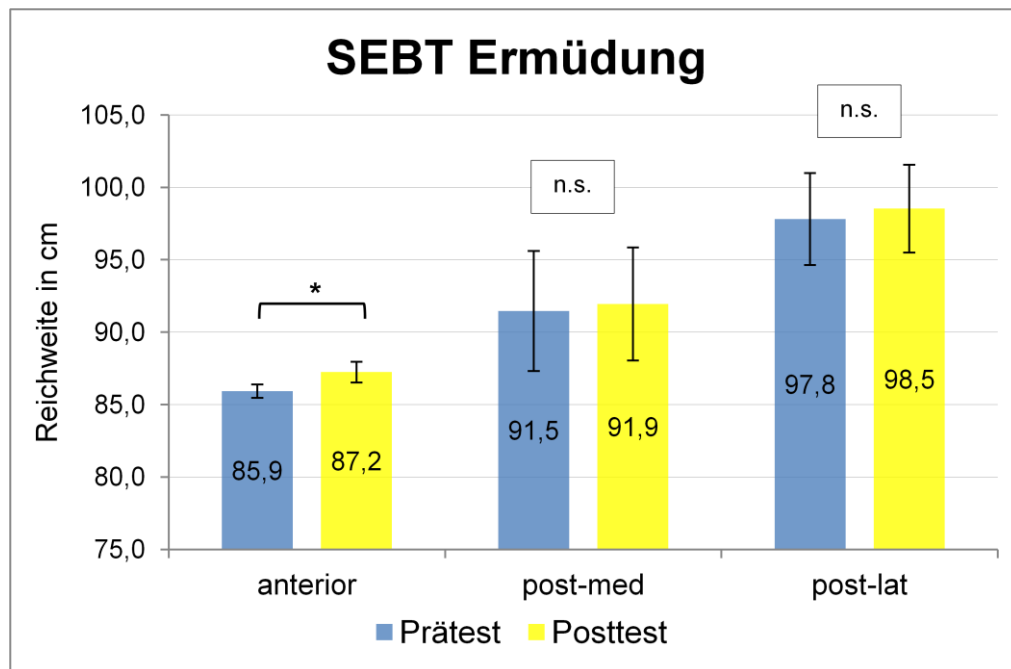


Abbildung 3.8. SEBT Ermüdung.

Darstellung der Ergebnisse des SEBT in cm vor und nach Ermüdung, jeweils für die anteriore (ant) postero-mediale (post-med) und postero-laterale (post-lat) Richtung. Die blauen Säulen geben die jeweilige Reichweite vor der ermüdenden Belastung an (Prätest). Die Ergebnisse im ermüdeten Zustand werden durch die gelben Säulen beschrieben (Posttest). Es zeigte sich eine signifikante Verbesserung der maximalen Reichweite in anteriorer Richtung ($p < 0,05$).

Bandage

Es konnten keine signifikanten Auswirkungen der Bandage auf die Messwerte des SEBT nachgewiesen werden (s. Abb.3.9.). Die Werte waren für die jeweilige Bedingung in allen drei Richtungen annähernd identisch. Folglich wurden die Ergebnisse nicht davon beeinflusst, ob die Probanden während des SEBT eine Bandage trugen oder nicht.

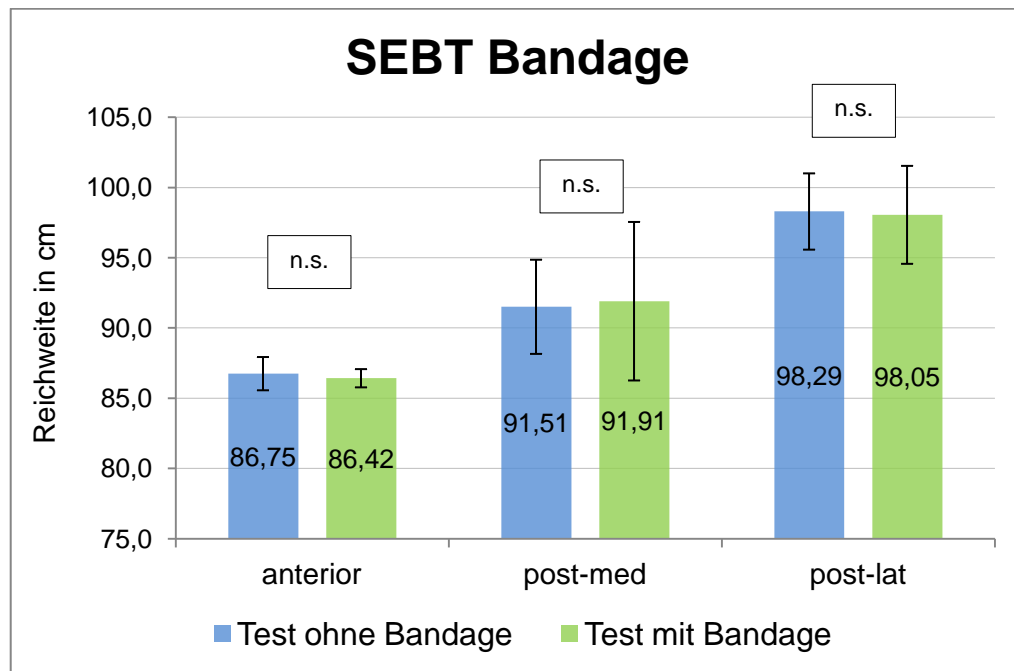


Abbildung 3.9. SEBT Bandage.

Darstellung des Bandageneinflusses auf Reichweite in cm, jeweils in anteriorer (ant) postero-medialer (post-med) und postero-lateraler (post-lat) Richtung. Die blauen Säulen beschreiben die Ergebnisse, wenn während des Tests keine Bandage angelegt wurde. In grün sind die Ergebnisse für das Tragen der Bandage während des Tests angegeben.

3.4. Zusammenfassung der wichtigsten Ergebnisse

In der vorliegenden Untersuchung waren hauptsächlich zwei Fragestellungen von Interesse. Erstens: Hat eine elastische Bandage einen Effekt auf die dynamische und statische posturale Kontrolle nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes, sowie zweitens: Wird die dynamische und statische posturale Kontrolle durch eine ermüdende Belastung beeinflusst und welche Bedeutung hat das Tragen einer elastischen Bandage während der Ermüdung.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass durch das Tragen der Bandage während der einzelnen Tests keine signifikanten Effekte erzielt wurden. Sowohl die Messwerte zur statischen, als auch die zur dynamischen posturalen Kontrolle wurde nicht durch das Tragen der Bandage beeinflusst.

Die ermüdende Laufbandbelastung hingegen beeinflusste die Messwerte teilweise. So verschlechterten sich die Ergebnisse des Tests zur statischen posturalen Kontrolle im ermüdeten Zustand. Verglichen mit den Ergebnissen vor der Laufbandermüdung nahm die Sway-Length im CoP-Sway in beide Messrichtungen zu. Bezüglich der dynamischen posturalen Kontrolle verbesserten sich sowohl die Werte der TTS als auch des SEBT in jeweils einer von zwei (TTS), beziehungsweise von drei (SEBT) Messrichtungen. Dabei verkürzte sich die Sprungstabilisierungszeit und die maximale Reichweite im SEBT stieg an.

Das Tragen der Bandage während der Laufbandbelastung zeigte eine signifikante Veränderung in den Messwerten des Nebenzielparameters SEBT. In zwei von drei Richtungen waren die Ergebnisse signifikant schlechter (die maximale Reichweite war vermindert), wenn die Bandage während der ermüdenden Belastung getragen wurde, im Vergleich zur ermüdenden Belastung ohne Bandage. Allerdings wurden die Sprungstabilisierungszeit und die CoP-Sway-Werte nicht signifikant durch das Tragen der Bandage während der Belastung verändert.

In keiner der drei Tests zeigten sich Interaktionen zwischen den Haupteffekten. So gab es keine Beeinflussung von Ermüdung und Bandage, von Protokoll und Bandage, sowie von Protokoll, Ermüdung und Bandage.

Diskussion

4.1. Überblick

Das Ziel dieser Studie war es, den Einfluss einer elastischen Kniebandage auf die posturale Kontrolle bei subjektiver Ausheilung der Kniegelenksverletzung und der darauffolgenden sportlichen Wiedereingliederung der Sportler zu untersuchen. Dabei wurde der Effekt der Bandage auf die statische und dynamische posturale Kontrolle, sowie der Einfluss einer Laufbandbelastung auf die Ergebnisse untersucht. Des Weiteren wurde der Effekt durch das Tragen einer Bandage während der Belastung betrachtet. Dies soll Empfehlungen zur Anwendung von Kniebandagen in der Phase des Wiedereintritts in den Trainings- und Wettkampfprozess ermöglichen, um langfristig das Auftreten von Folgeverletzungen zu reduzieren.

Es gibt bereits zahlreiche Untersuchungen zu dem Effekt einer Kniebandage oder Kniegelenksorthese auf die sensomotorische Kniegelenksfunktion, sowohl bei gesunden Probanden, als auch bei Patienten nach Kreuzbandverletzungen (Birmingham et al. 2008; Gauffin et al. 1990; O'Connell et al. 1998; Perlau et al. 1995). Die Verbesserung der Leistungsfähigkeit durch eine Kniegelenksbandage wird jedoch kontrovers diskutiert und es gibt unterschiedliche Meinungen bezüglich der Effektivität funktioneller Kniebandagen (Smith et al. 2014). Trotz bisher fehlender eindeutiger Evidenz ist der Gebrauch von Bandagen weit verbreitet und die Mehrheit der behandelnden Ärzte verschreibt weiterhin eine Bandagenversorgung für den Wiedereinstieg in das sportliche Geschehen (Goodstadt et al. 2013). Viele Autoren konnten einen positiven Effekt von Bandagen oder Orthesen auf die Propriozeption und somit auf die Gleichgewichtsfähigkeit feststellen (Birmingham et al. 2000; Birmingham et al. 2001; Beynnon et al. 1999; Kuster et al. 1999; Palm et al. 2012; Strutzenberger et al. 2012). Allerdings zeigen andere Studien keine signifikanten Effekte der externen Kniegelenksunterstützung (Risberg et al. 1999; Rodriguez-Merchan 2016; Sugimoto et al. 2016). Risberg *et al.* versuchen in ihrer Arbeit, die in der

Literatur zu findenden Meinungsverschiedenheiten zu erläutern. Sie erklären die Differenzen durch methodisch Unterschiede der einbezogenen Individuen, der postoperativen Rehabilitationsprogramme und der verschiedenen Messtechniken, welche nur schwer zu kontrollieren seien (Risberg et al. 1999).

Im ersten Teil der Diskussion soll auf den Effekt der Bandage während der Tests eingegangen werden, wohingegen sich der zweite Teil der Diskussion mit den ermüdungsbedingten Effekten und dem Tragen der Bandage während der Ermüdung beschäftigt.

4.2. Bandage

In der Literatur herrscht bisher keine einheitliche Meinung über die längerfristige Versorgung des Kniegelenkes mit einer elastischen Bandage nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes. Viele Studien untersuchen den Effekt einer elastischen Bandage auf die Propriozeption im kreuzbandinsuffizienten, sprich konservativ versorgten Kniegelenk. Ebenso gibt es viele Untersuchungen zu postoperativer Orthesenversorgung unmittelbar nach Kreuzbandrekonstruktion. Über die Effekte einer Bandage im Langzeitverlauf nach Kreuzbandrekonstruktion können bisher jedoch keine endgültigen Aussagen getroffen werden. Aus einer Studie von Jerosch *et al.* geht hervor, dass sich durch positive Einflüsse einer Bandage auf das kreuzbandinsuffiziente Knie keine Schlüsse darauf ziehen lassen, ob dieser Effekt auch bei einem kreuzbandrekonstruierten Kniegelenk zu finden ist. Sie beschreiben lediglich, dass eine Verbesserung der Propriozeption bei unverletzten Probanden, sowie im konservativ versorgten kreuzbandinsuffizienten Kniegelenk beobachtet werden kann (Jerosch and Prymka 1996; Perlau et al. 1995). Die verbesserte Propriozeption durch eine Bandage zeigte sich in einer Probandengruppe mit operativ versorgten Kreuzbandverletzungen jedoch nicht (Jerosch and Prymka 1996).

In den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit zeichneten sich keine Effekte der Bandage auf die Propriozeption und somit auf die Gleichgewichtsleistung der Probanden ab. Weder in den Tests zur dynamischen posturalen Kontrolle, noch in dem Test zur statischen posturalen Kontrolle konnte ein signifikanter Unterschied in den Messwerten bezüglich der Bandage gefunden werden. Es machte keinen Unterschied, ob die Probanden während der einzelnen Tests eine Bandage angelegt hatten oder nicht.

Um die Ergebnisse der Untersuchungen zu verstehen, ist es zunächst wichtig, dass das propriozeptive Defizit, welches durch die Ruptur des Kreuzbandes entsteht, bereits durch die operative Rekonstruktion verbessert wird. Studien von Jerosch *et al.* konnten zeigen, dass Patienten mit einer vorderen Kreuzbandruptur von einer operativen Versorgung profitieren. Im Vergleich zu einer konservativ behandelten Patientengruppe zeigten sie signifikant bessere Werte im

Einbeinstand-Test und in der Winkelreproduktionsfähigkeit (Jerosch et al. 1998). Dies zeigt, dass das propriozeptive Defizit durch eine operative Versorgung bereits vermindert werden kann (Jerosch et al. 1998). Das heißt, dass ein Einfluss der Bandage bei einem verminderten Ausgangsdefizit bereits schlechter zu detektieren wäre. Der fehlende Effekt durch die Bandagenversorgung in dieser Arbeit kann also damit erklärt werden, dass das zurückbleibende propriozeptive Defizit nach Rekonstruktion und abgeschlossener Rehabilitation bereits so gering ist, dass es keinen messbaren Effekt durch eine Bandage mehr gibt. Die Probanden wurden im Schnitt ca. ein Jahr ($396,4 \pm 1,1$ Tage) nach ihrer Operation am Kniegelenk untersucht. Durch den Heilungsprozess, sowie durch zunehmendes Training und Belastung, ist das propriozeptive Defizit so gering geworden, dass es sich durch eine Bandage nicht mehr signifikant verbessern lässt.

Gestützt wird diese Annahme dadurch, dass es zu einer Form der lokalen Kompensation durch andere Strukturen, wie Muskeln, Sehnen und Bänder kommt und im Laufe der Zeit die Muskelspindeln die Hauptverantwortung für die Propriozeption übernehmen. Die zerstörten Rezeptoren des Bandapparates verlieren somit an Bedeutung und das propriozeptive Defizit ist nicht mehr gravierend genug, um von einer Bandage behoben zu werden. Diese These wird durch die Studien von Risberg *et al.* und Beynnon *et al.*, sowie O'Connell *et al.* unterstützt, die in Untersuchungen über einen Zeitraum von ein bis zwei Jahren nach Rekonstruktion des Kreuzbandes keine Unterschiede in der Propriozeption und der posturalen Kontrolle feststellen konnten (Beynnon et al. 2002; O'Connell et al. 1998; Risberg et al. 1999). Risberg *et al.* stellten fest, dass es ein Jahr nach der Operation keinen signifikanten Unterschied in der Propriozeption zwischen dem operierten Knie und dem nicht beeinträchtigtem Knie gibt. Ebenso konnte in einem 2-Jahres-Followup keine Verbesserung durch eine funktionelle Kniebandage gefunden werden (Risberg et al. 1999). Auch Beynnon *et al.* konnten bei Patienten, die mehr als 24 Monate operiert waren, keinen, durch eine Bandage bedingten Vorteil mehr finden (Beynnon et al. 2002). In der Studie von O'Connell *et al.* wurde die statische posturale Kontrolle durch Erfassung der Sway-Length bei Probanden zwei Jahre nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes untersucht und mit der unverletzten Gegenseite, sowie mit einer gesunden

Kontrollgruppe verglichen. Auch sie konnten keine Unterschiede in den drei Probandengruppen feststellen. Die Autoren lenken jedoch ein, dass die verwendeten Tests möglicherweise nicht sensitiv genug seien, um die relevanten funktionellen Informationen zu liefern (O'Connell et al. 1998). Dass bei einem geringen propriozeptiven Defizit eine Bandage keinen Effekt mehr zeigt, bestätigen auch Tiggelen *et al.*, die in einer Studie mit gesunden Probanden zeigten, dass im nicht ermüdeten Zustand nur Probanden mit einem schlechten Propriozeptionssinn einen Vorteil durch eine Bandage haben. Diejenigen aber, die gute propriozeptiven Fähigkeiten hatten, profitierten hingegen nicht von der Versorgung mit der Bandage (Tiggelen et al. 2008).

Neben der Kompensationsmechanismen und den Adaptionsvorgängen könnte das verminderte propriozeptive Defizit wie von Jerosch *et al.* vermutet durch Regeneration und Neueinsprossung propriozeptiv kompetenten Gewebes im Verlauf der Zeit erklärt werden (Jerosch et al. 1998).

Die beschriebenen Mechanismen zur Kompensation des propriozeptiven Verlustes werden durch gezieltes koordinatives und muskuläres Training zusätzlich gefördert. Es besteht ein großer Zusammenhang zwischen gezieltem neuromuskulärem Training und gesteigerter propriozeptiver Leistungsfähigkeit (Barrack 1983; Skinner et al. 1986). So beschreiben auch Sell *et al.* positive Effekte von koordinativen Training während der Physiotherapie und konnten eine daraus resultierende verbesserte Propriozeption nachweisen (Sell et al. 1993). Die Probanden, die in dieser Arbeit beschriebenen Kohorte hatten zum Zeitpunkt der Untersuchung bereits ein intensives Rehabilitationsprogramm absolviert und starteten mit der Rückkehr in das körperliche Training. Somit hatten sie bereits von propriozeptionsverbessernden Maßnahmen profitiert und ein rezeptives Defizit konnte durch neuromuskuläres Aufbautraining vermindert werden.

Dass die propriozeptiven Defizite durch Rekonstruktion des Kreuzbandes, sowie fortgeschrittene Heilungsprozesse und durch neuromuskuläres Aufbautraining bereits stark vermindert waren, bestätigt auch die Datenerhebung zur subjektiven Einschätzung der Kniefunktion durch die Probanden. Sowohl im Cincinnati-Score, als auch im Tegner-Lysholm-Score schätzten die Probanden die Funktion ihres verletzten Kniegelenks im Durchschnitt als gut bis exzellent ein. Sie waren somit

subjektiv zum Großteil in Ihrem Alltag durch die Verletzung nicht mehr stark beeinträchtigt. Bei der Auswahl und Anamnese der Probanden wurde nicht bestimmt, ob spezifische propriozeptive und neuromuskuläre Defizite bestehen. Daher konnten potentielle Vorteile der Bandage durch Teilnehmer ohne gravierende bestehende Defizite abgeschwächt werden.

Diese Ergebnisse bestätigen die Aussagen einer Studie von Goodstadt *et al.* Sie untersuchten 64 Patienten ein Jahr nach VKB-Rekonstruktion und stellten fest, dass 62 von ihnen bessere Leistungen ohne Bandage als mit Bandage zeigten. Die Mehrheit der Patienten haben ein Jahr nach der Operation die Stärke, das Vertrauen und die Kontrolle in das verletzte Knie wiedererlangt und dieses befindet sich wieder auf einem äquivalenten Leistungsniveau wie das der unverletzten Gegenseite (Goodstadt *et al.* 2013). Im Vergleich zu der in dieser Arbeit untersuchten Studie hatten die Probanden die Bandage jedoch über den gesamten Rehabilitationszeitraum getragen und konnten währenddessen von der Bandagenversorgung profitieren. Die Autoren empfehlen ein Jahr nach OP eine Unterbrechung der Bandagenversorgung, da diese nach zu diesem Zeitpunkt vielmehr ein Hindernis darstellt. Nyland *et al.* warnen vor einem langfristigen Gebrauch einer funktionellen Kniebandage, da diese eine steigende Belastung auf das Gewebe verhindert, indem sie das Kniegelenk von stärkeren Belastungen und Stresssituationen abschirmt. Dadurch fehlt die Stimulation zum Aufbau von Muskelkraft und Stabilität im Kniegelenk, da Gewebe ohne Belastung nicht stärker werden kann (Chen *et al.* 2010; Driscoll and Blyum 2011; Nyland *et al.* 2016). Zu vergleichen ist dies mit dem Gebrauch von Unterarmgehstützen. Wenn ein Patient diese über einen langen Zeitraum nutzt, wird das Gewebe der Extremität zunehmend schwächer und der Patient entwickelt eine steigende Abhängigkeit gegenüber der externen Unterstützung (Chen *et al.* 2010). Somit sollte auch wenn eine funktionelle Bandage verschrieben wird, ein sicheres belastungsförderndes Training ohne Bandage integriert werden, sodass Gewebeheilung und Antwortverhalten des neuromuskulären Kontrollsystems unterstützt werden können (Nyland *et al.* 2016) .

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit können ferner durch die Annahme erklärt werden, dass die Bandage keinen Effekt mehr zeigt, wenn das Kniegelenk durch

das Körpergewicht und durch die dynamischen Bewegungen stärkeren Kräften und einer höheren Belastung ausgesetzt ist. Bekräftigt wird diese Annahme durch eine Studie von Birmingham *et al.*, die feststellte, dass sich die passive Winkelreproduktionsfähigkeit und die Balancefähigkeit im ruhigen Stand durch das Tragen einer Bandage schwach signifikant verbesserten. Bei anspruchsvolleren Aufgaben, wie dem Sprung auf einen Kraftmessplatte, oder dem Einbeinstand mit geschlossenen Augen, zeigte die Bandage jedoch keinen Effekt mehr. Sie führten dies darauf zurück, dass die Bandage lediglich bei limitiertem somatosensorischen Input einen Einfluss hat. Durch eine gesteigerte sensorische und motorische Aktivität während anspruchsvollerer Aufgaben ist Vorteil der Bandage minimiert (Birmingham *et al.* 2001). Dies wird außerdem durch Untersuchungen von Gauffin *et al.* unterstützt. Sie beobachteten den Effekt einer Bandage auf die dynamische posturale Kontrolle und konnten weder beim Weitsprung mit einem Bein, noch während einer komplexen Laufübung eine Verbesserung der propriozeptiven Leistungsfähigkeit durch eine Bandage finden (Gauffin *et al.* 1990).

Viele Autoren, welche die Effektivität von Bandagen testeten, und einen Effekt auf die Propriozeption feststellen konnten, führten propriozeptive Untersuchungen in Form von passiven Winkelreproduktionstests durch (Birmingham *et al.* 2000; Birmingham *et al.* 2001; Perlau *et al.* 1995). Hier waren die Probanden keiner hohen Belastung ausgesetzt und die Laborbedingung spiegelten nur schlecht die tatsächlichen Bedingungen des täglichen oder sportlichen Alltags wieder. Fraglich ist, ob diese Studien auch noch signifikante Ergebnisse unter höheren Belastungen liefern würden (Birmingham *et al.* 2001). In der Studie dieser Arbeit wurde versucht unter Integration aktiver Bewegungsinhalte die täglichen Belastungssituationen der Probanden abzubilden. Es wurden keine signifikanten Verbesserungen der Leistungsfähigkeit bewiesen. Möglicherweise ist dies durch den limitierten Einfluss der Bandage bei gesteigerter sensorischer und motorischer Aktivität zu erklären.

Die in der Literatur beschriebenen positiven Effekte der Bandage unter geringen Belastungen lassen vermuten, dass die Bandage im Test zur statischen posturalen Kontrolle einen signifikanten Effekt zeigen müsste. Dies ist bei

Betrachtung der Ergebnisse jedoch nicht der Fall. Die CoP-Sway-Werte veränderten sich nicht durch das Tragen der Bandage.

Der nicht nachzuweisende Effekt der elastischen Bandage kann auch durch eine Annahme von Bodendorfer *et al.* erklärt werden. Sie beschreiben keine positiven Effekte durch den Gebrauch von funktionellen Knieorthesen, sowohl im postoperativen Zeitraum, als auch im Langzeitverlauf. Der Kniebandage wird von den Autoren vielmehr eine Verletzungsprophylaxe der medialen Kollateralbänder des Kniegelenkes zugeschrieben, als ein Schutz des vorderen Kreuzbandes. Dies konnte sowohl in Kadaveruntersuchungen als auch in klinischen Studien nachgewiesen werden (Bodendorfer *et al.* 2013).

Somit ist die Effektivität der Kniebandagen in der Verminderung und Prophylaxe von Verletzungen des vorderen Kreuzbandes trotz einer weit verbreiteten Nutzung nicht eindeutig nachweisbar.

Psychologische Aspekte

Im Rahmen der in dieser Arbeit beschriebenen Untersuchungen ist zu beachten, dass es Einflussfaktoren gibt, die nicht einfach zu objektivieren sind. Dabei ist es für die Effektivität der Bandage entscheidend, dass es interindividuelle Unterschiede gibt, bedingt durch körperliche Beschaffenheit und Leistungsfähigkeit, sowie Lebensumstände, Motivation, und subjektives Empfinden (Albright *et al.* 1995). Ferner besitzen Patienten individuelle Bewältigungsstrategien und Anpassungsfähigkeiten, um mit Verletzungen des Bewegungsapparates umzugehen. Diese Bewältigungsform wird auch als Coping bezeichnet. So konnten Beynnon *et al.* zeigen, dass Patienten, die nach der Ruptur des Kreuzbandes gut mit der Verletzung zurechtkamen und eine starke Anpassungs- und Bewältigungsfähigkeit zeigten, im Nachhinein weniger substantielle propriozeptive Defizite aufwiesen (Beynnon *et al.* 2002). Für Patienten mit weniger ausgeprägten Coping-Fähigkeiten könnte die Bandage folglich psychologisch bedingte positive Einflüsse haben. Die Bandagen geben den Probanden dabei ein gesteigertes Gefühl von Sicherheit und Stabilisierung während sportlicher Tätigkeit (Muellner *et al.* 1998). Dies wiederum kann sekundär

die Leistungsfähigkeit des Einzelnen verbessern, so dass das Vertrauen in das verletzte Gelenk gestärkt wird.

In einer Studie von Birmingham beschrieben 72% der Probanden, dass sich die Leistungsfähigkeit und das Sicherheitsgefühl durch das Tragen einer Bandage verbesserte (Birmingham et al. 1998). Auch Kuster *et al.* beschreiben in ihrer Arbeit ein erhöhtes Vertrauen der Probanden in das operierte Kniegelenk, wenn diese eine Bandage trugen. So fanden sie heraus, dass Probanden beim Sprung in den Einbeinstand auf eine Kistler-Messplatte kraftvoller sprangen, wenn sie die Bandage angelegt hatten (Kuster et al. 1999). Demnach trauen sich Patienten durch das Tragen der Bandage eine höhere Belastung im Kniegelenk zu. Dies ist von Vorteil, da aktive Bewegungen früher wieder ausgeführt werden können. Im Umkehrschluss kann das gesteigerte Vertrauen zu Überlastung des verletzten Gelenkes führen, wenn der Patient zur sportlichen Aktivität zurückkehrt. Dies steigert das Risiko für Folgeverletzungen (Birmingham et al. 2008). Außerdem sollte der Patient darauf achten, dass er kein Abhängigkeitsverhältnis gegenüber der externen Stabilisierungshilfe entwickelt, so dass er keine Tätigkeit mehr ohne diese ausführt (Cawley et al. 1991).

4.3. Ermüdung

Das Ziel der Untersuchung von Ermüdungseffekten war, herauszufinden, ob die ermüdende Laufbandbelastung einen Einfluss auf die propriozeptive Leistungsfähigkeit hat. Außerdem sollte untersucht werden, ob das Tragen der Bandage während der Belastung die Testergebnisse veränderte.

In der Literatur wird beschrieben, dass durch Anfallen metabolischer und inflammatorischer Substanzen bei einer ermüdender Belastung die Rezeptoren beeinflusst werden und sich die propriozeptive Leistungsfähigkeit vermindert (Ljubisavljevic and Anastasijevic 1994; Patras et al. 2009). Die Ergebnisse der vorliegenden Studie konnten diese Annahmen nicht vollständig bestätigen. Die Ergebnisse zur statischen posturalen Kontrolle verschlechterten sich nach der ermüdenden Belastung wie erwartet im Vergleich zur nicht ermüdeten Situation. Die Messergebnisse zur dynamischen posturalen Kontrollen hingegen verbesserten sich teilweise durch die Ermüdung. So verkürzte sich die TTS in anterior-posteriore Richtung und die maximale Reichweite im SEBT nahm in anteriore Richtung zu.

Die Stabilität im Kniegelenk wird neben dem Kapsel-Bandapparat durch die Muskulatur des Oberschenkels gewährleistet und beeinflusst. Dabei wird dem Musculus gastrocnemicus neben dem Musculus quadriceps femoris und der ischiokruralen Muskulatur die größte Bedeutung zugeschrieben (Wojtys et al. 1996). Dies lässt vermuten, dass die Balancefähigkeit und Wahrung des Gleichgewichtes durch die Ermüdung dieser Muskelgruppe während der Laufbandbelastung abnimmt. Eine signifikante Verschlechterung der propriozeptiven Leistungsfähigkeit nach dieser Belastung zeigte sich jedoch nur bezogen auf die CoP-Sway-Werte, also in der statischen posturalen Kontrolle. Die Sway-Length nahm im ermüdeten Zustand zu. Dies bedeutet, dass die Schwankungsfläche zunahm und die Stabilisierungsfähigkeit im Einbeinstand schlechter wurde. Die Verschlechterung zeigte sich sowohl in anterior-posteriorer Richtung, als auch in medial-lateraler Richtung. Dies spiegelt ebenfalls eine Studie von Bruniera, *et al.* wieder, die auch besagt, dass muskuläre Ermüdung die

posturale Kontrolle beeinflusst, insbesondere CoP-Abweichungen in medio-lateraler und antero-posteriorer Richtung (Bruniera et al. 2013).

Die Messergebnisse zur dynamischen posturalen Kontrolle zeigten hingegen keine Verschlechterung der Ergebnisse. De Vita *et al.* beschreiben, dass Patienten mit einer Kreuzbandinstabilität eine erhöhte Aktivität der Wadenmuskulatur und eine verminderte Aktivität des Musculus Quadriceps femoris aufweisen (DeVita et al. 1998). Nach Konradsen wird der Wadenmuskulatur dabei eine zentrale Rolle für die dynamische Stabilität im Einbeinstand zugeschrieben (Konradsen et al. 1993). Geht man von einer stärkeren Ermüdungserscheinung der Oberschenkelmuskulatur gegenüber der Wadenmuskulatur aus, wurde die Wahrung der dynamischen posturalen Kontrolle durch die Wadenmuskulatur gewährleistet.

TTS und SEBT zeigten in jeweils einer Richtung nach der Belastung sogar signifikant bessere Werte als vorher. Es kann angenommen werden, dass die Probanden durch das noch nicht wiederhergestellte Vertrauen in das verletzte Kniegelenk zu Beginn der Messung die Aufgaben sehr vorsichtig ausführten und im Laufe der Testung zunehmend mehr Vertrauen gewannen. Durch das steigende Vertrauen verbesserte sich daraufhin die Leitungsfähigkeit in den Tests. Dies könnte die Verbesserung der TTS- und SEBT-Werte erklären. Thomas *et al.* bestätigen dies mit ihrer Annahmen, dass Probanden nach VKB-Rekonstruktion angespannter und vorsichtiger nach einem auf dem verletzten Bein landen, als unverletzte Individuen (Thomas et al. 2015).

Auch ist es möglich, dass die Probanden der hier beschriebenen Studie nicht vollständig ermüdet waren, sondern die Muskulatur durch die Laufbandbelastung lediglich aufgewärmt wurde und die Performance im TTS und SEBT sich deshalb verbesserte. So beschreiben Romero-Franco und Jimenez-Reyes in einer Studie eine Verbesserung der Sprungleistung und der relativen Winkelreproduktion, nachdem Probanden ein Aufwärmprogramm durchlaufen haben. Nach einer maximalen Belastung war die Sprungleistung jedoch ermüdungsbedingt vermindert. Die Winkelreproduktionsfähigkeit zeigte hingegen keine eindeutige Beeinflussung durch die Ermüdung. Daher konnte durch die Autoren kein eindeutig verschlechternden Effekt einer maximalen Belastung auf die

Propriozeption im Kniegelenk gefunden werden (Romero-Franco and Jimenez-Reyes 2016). Gegen die Annahme, dass die Probanden der vorliegenden Studie nicht vollständig ermüdet waren spricht jedoch, dass die Beeinflussung der Werte nur in einer von zwei (TTS), beziehungsweise drei (SEBT) Messrichtungen gefunden wurde und dass die Ergebnisse der CoP-Sway-Werte sich ermüdungsbedingt verschlechterten. Ferner beschrieben die Probanden anhand der Borg-Skala eine subjektive maximale Belastung, so dass sie sich an ihrer Leistungsgrenze befanden, wenn die Laufbandübung beendet war.

Es wurden folglich zwar Effekte der Ermüdung auf die propriozeptive Leitungsfähigkeit gefunden, diese lassen sich aber nicht zu einer allgemeinen Aussage der Beeinflussung auf die posturale Kontrolle zusammenfassen. Neben Romero-Franco und Jimenez-Reyes konnten auch Lin *et al.* keinen signifikanten Effekt von Muskelermüdung auf die posturale Kontrolle finden (Lin et al. 2009). Ebenso haben Walsh *et al.* herausgefunden, dass die Muskelkraft durch eine ermüdende Belastung zwar beeinträchtigt ist, diese aber keinen Einfluss auf die Stabilität dynamische Kontrolle des Probanden habe (Walsh et al. 2011). Auch in dieser Arbeit konnte keine eindeutige Beeinflussung oder Verschlechterung der Ergebnisse der dynamischen posturale Kontrolle durch Ermüdung nachgewiesen werden. Im Gegensatz dazu bestätigt die Verschlechterung der Ergebnisse der statischen posturalen Kontrolle, dass es durch maximale Belastung zu einer Modifikation der neuromuskulären Antwort im Kniegelenk kommt. Damit spielt die muskuläre Ermüdung durchaus eine Rolle im Pathomechanismus von Knieverletzungen.

Protokoll – Einfluss der Bandage während Belastung

Das Tragen der Bandage während der Laufbandbelastung zeigte größtenteils keine Beeinflussung der Messergebnisse. Lediglich der SEBT als Nebenzielparameter zeigte eine Verschlechterung der Messwerte, wenn während der Ermüdung eine Bandage getragen wurde.

So zeigten die Ergebnisse des SEBT in zwei von drei Richtungen eine signifikant schlechtere Reichweite, wenn der Proband während der Laufbandbelastung eine Bandage trug, als wenn er diese nicht angelegt hatte. Diese Ergebnisse lassen

sich dadurch erklären, dass die Bandage für eine Verschlechterung des metabolischen Profils sorgte und somit die Leistungsfähigkeit verminderte. Die Zunahme von metabolischen und inflammatorischen Substanzen durch das Tragen der Bandage während der Laufbandübung, im Vergleich zur rein ermüdenden Belastung ohne Bandage, beeinflusst die reflektorische Muskelantwort und die feinmotorische Koordination zusätzlich. Dies spiegelt sich daraufhin in einer verschlechterten propriozeptiven Leitungsfähigkeit wieder (Pedersen et al. 1999). Unterstützt wird diese These durch eine Studie von Wilson *et al.*, die eine deutliche Verschlechterung des metabolischen Profils nach einer Laufbandbelastung mit einer Orthese feststellen (Wilson et al. 1998). Dadurch erklärt sich, warum bei der alleinigen Ermüdung keine Verschlechterung der Ergebnisse des SEBT zu beobachten war, diese aber durch das Tragen der Bandage während der Belastung auftrat.

Des Weiteren kann durch die externe Kompression der Bandage der intramuskuläre Druck unter der Belastung so stark angestiegen sein, dass der lokale Blutfluss vermindert wird und es durch die Minderdurchblutung des Gewebes zu einem Leistungsabfall kommt (Styf et al. 1992). Im Gegensatz dazu sehen viele Autoren das enge Anliegen einer Bandage als Grundvoraussetzung für die stabilisierende Funktion der Bandage (Liu and Mirzayan 1995; Wojtys et al. 1996).

TTS und CoP-Sway zeigten keine Beeinflussung der Messwerte durch das Tragen der Bandage während der Laufbandbelastung. Auch hier kann der Zeitfaktor Ursache für den fehlenden Effekt der Bandage während der Laufbandbelastung darstellen. Die Probanden hatten, wie auch bei dem untersuchten Bandageneffekt während der einzelnen Tests, kein ausreichend gravierendes propriozeptives Defizit mehr, als dass es durch eine Bandage hätte verbessert werden können. Gestützt wird diese Annahme durch eine Studie von Davis et al., die den Effekt einer Kniebandage während einer ermüdenden Belastung zwei Jahre nach VKB-Rekonstruktion untersuchten. In der Kohorte von jungen, gesunden und sportlich aktiven Probanden konnte durch das Tragen der Bandage keine Verbesserung oder Verschlechterung der Ergebnisse mehr gefunden werden (Davis et al. 2011).

In Anlehnung daran und unter Betrachtung der Ergebnisse der vorliegenden Studie kann keine eindeutige Aussage über den Einfluss der Bandage während der Belastung getroffen werden. Daher kann das Tragen einer Bandage nicht nachweislich empfohlen werden. Rehabilitations- und Erhaltungsprogramme sollten vielmehr Übungen beinhalten, welche die muskuläre Ausdauer und die Widerstandsfähigkeit des neuromuskulären Systems fördern und verbessern, um das Gleichgewicht und die Stabilität während sportlichen Belastungen zu wahren (Frank et al. 2014).

4.4. Schlussfolgerung und Ausblick

Aus den Ergebnissen dieser Arbeit lässt sich schließen, dass Patienten mit rekonstruiertem vorderem Kreuzband während des Wiedereinstiegs in das Sportgeschehen, keinen Vorteil durch einen Bandage erfahren. Erklärt werden kann dies durch das Fehlen gravierender propriozeptiver Defizite zum Zeitpunkt der Untersuchung, da die Probanden bereits ein intensives Rehabilitationsprogramm durchlaufen und mit dem Trainingsaufbau begonnen hatten. Zum Zeitpunkt des Wiedereintritts in die vollständige sportliche Aktivität scheint es sinnvoller zu sein, auf ein ausgewogenes koordinatives und muskuläres Training zu achten, als während den Belastungen eine Bandage anzulegen. Jedoch gibt es zahlreiche Faktoren, welche den Patienten während des Wiedereinstiegs beeinflussen und so ist es laut Nyland *et al.* nötig, feinere Messverfahren auszubauen, um diese Einflussfaktoren besser evaluieren und Wiedereinstiegsprozesse optimieren zu können (Nyland et al. 2016). Lediglich das subjektive Sicherheitsgefühl individueller Probanden kann aktuell das Tragen der Bandage rechtfertigen. In nachfolgenden Arbeiten bietet sich die Fragestellung an, die subjektive Einschätzung des Probanden in einem nachgeschalteten Kurzinterview zu evaluieren. Ferner könnte untersucht werden, ob Patienten mit schlechten Bewältigungsstrategien und einer schlechten Anpassungsfähigkeit, oder aber Patienten welche nicht am verletzten Kreuzband operiert wurden, von der Versorgung mit einer Bandage mehr profitieren würden, als die Kohorte dieser Arbeit.

Ein Limitation der Studie stellt die relativ kleine Stichprobengröße von $n=15$ dar. Daher bietet sich für nachfolgende Untersuchungen die Fragestellung an, ob die Studie bei einer größeren Fallzahl möglicherweise stabilere Ergebnisse liefern würde.

Für das gewählte Kollektiv könnte man außerdem betrachten, ob die Bandage einen positiven Effekt zeigt, wenn sie nicht nur punktuell zur Untersuchung sondern über einen längeren Zeitraum getragen wird. Dabei besteht die Annahme, dass der Proband sich an das Tragen der Bandage zunächst gewöhnen muss, bevor er einen Vorteil durch sie erfahren kann. Dabei könnte zwischen den

Zeiträumen vor Untersuchungstag 1, vor Untersuchungstag 2 oder über den gesamten Untersuchungszeitraum unterschieden werden. Auch von Interesse ist der langzeitiger Effekt einer Bandage vom Zeitraum nach dem postoperativen Intervall bis zum Zeitpunkt der Untersuchung.

5. Zusammenfassung/ Summary

Ziel dieser Studie war es, die Effekte einer elastischen Kniebandage auf die propriozeptive Gelenkfunktion nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes in Ruhe und nach einer ermüdenden Laufbandbelastung zu untersuchen. Dabei wurde ein Untersuchungszeitraum von durchschnittlich einem Jahr gewählt, in dem sich die Probanden auf dem Weg zurück in die sportliche Aktivität befanden.

Es standen 15 Probanden zur Verfügung (männlich 6, weiblich 9, Durchschnittsalter $29,3 \pm 8,28$ Jahre). Als Bandage wurde eine Juzo Flex[®] Genu Xtra der Firma Juzo[®] (DE, 86551 Aichach) gewählt.

An zwei Untersuchungstagen im Abstand von ca. einer Woche wurde die propriozeptive Leistungsfähigkeit durch einen Einbein-Standtest und durch Messung der Sprungstabilisationszeit nach einbeiniger Landung auf einer Kistler-Messplatte getestet. Zusätzlich wurde die maximale Reichweite im Einbein-Stand mittels „Star Excursion Balance Test“ ermittelt. Die maximale Belastung wurde durch das Laufen auf einem Laufband erreicht und am ersten Tag mit, am zweiten Tag ohne Bandage durchgeführt. Vor und nach der Laufbandbelastung führten die Probanden die jeweiligen Tests jeweils zweimal mit der Bandage und zweimal ohne Bandage durch.

Zusammenfassend konnte gezeigt werden, dass kein Vorteil durch die Bandagenversorgung erzielt werden konnte. Alle drei Tests ergaben keine signifikanten Unterschiede in den Messwerten mit und ohne Tragen einer Bandage. Durch die ermüdende Belastung verschlechterten sich die Werte des Einbein-Standtestes. Allerdings zeigten Sprungstabilisationszeit und SEBT in einer Richtung jeweils eine Verbesserung durch die Laufbandbelastung. Das Tragen der Bandage während der Belastung ergab eine Verschlechterung der SEBT-Werte, Sprungstabilisationszeit und Einbein-Standtest wurden nicht beeinflusst. Die Ermüdung, das Tragen der Bandage während der Tests und das Tragen der Bandage während der Belastung beeinflussten sich gegenseitig nicht,

Die Ergebnisse sprechen dafür, dass Kniebandagen nach Ausheilung der Kreuzbandrekonstruktion keine eindeutige Beeinflussung der propriozeptiven

Leistungsfähigkeit während koordinativ anspruchsvollen Situationen und nach ermüdender Belastung liefern. Es zeigte sich zwar eine ermüdungsbedingt Verschlechterung der statischen posturalen Kontrolle, die ein erhöhtes Verletzungsrisiko nach Ermüdung vermuten lässt, eine Beeinflussung des Wiederverletzungsrisikos bei Wiedereintritt in das Trainings- und Wettkampfgeschehen durch eine Bandage konnte in dieser Studie jedoch nicht nachgewiesen werden.

Summary

Objective of this dissertation was to evaluate the effect of a sleeve brace on proprioception in the knee joint after reconstruction of the anterior cruciate ligament (ACL) before and after a tiring exercise. The time point of the ascertainment was defined about one year after surgery, while the athletes were returning to physical activity again.

The study population included 15 patients that had undergone ACL reconstruction after an ACL-rupture. They performed three different measurements on two assessment times before and after a tiring treadmill exercise to determine static and dynamic postural control. Static postural control was examined with the cop-sway during one-legged stance on a Kistler-plate. Dynamic postural control was examined with the time to stabilization (TTS) after jump-landing on one leg and with the maximal range in the Star-Excursion-Balance-Test (SEBT). Each test was performed four times before and four times after the tiring exercise. The subjects wore the brace during two of the four cycles. The study population was split into two groups. One group first performed with the brace and then without and the other group started without the brace and wore it in the third and fourth cycle. On the first day all subjects were running on the treadmill wearing a brace and on the other day the running exercise was performed without brace.

Overall the results did not provide an evidence of improvement on proprioception in the knee joint when treated with the sleeve brace during the tests. There was no significant difference between wearing the brace and not wearing the brace. The tiring exercise showed a significant deterioration of the sway-length in single-legged stance. TTS and SEBT instead showed an improvement of the results after

the exercise in one examined direction. Wearing the brace during the treadmill-exercise showed a decrease of the SEBT-results. TTS and single-legged stance did not show affection by the brace. There was no interaction between the variables.

The results of this survey show, that there is no evidence of wearing a knee brace when returning to physical activity after ACL-reconstruction. Although the treatment with a brace is still propagated there is no significant improvement of proprioception by the brace during coordinative and tiring exercises. Therefore the distinct affection of the brace or the tiring exercise for the risk of a re-rupture of the ACL during returning to sport could not be proved in this study.

6. Literaturverzeichnis

- Ahmad Khan, R.D., Tayyab Hassan, S.M., Saeed, U.B., & Yasin, A.** (2015) Postoperative range of motion and stability after anterior cruciate ligament reconstruction using quadrupled hamstring autograft. *J Pak Med Assoc*, 65, S215-9.
- Albright, J.C. & Crepeau, A.E.** (2011) Functional bracing and return to play after anterior cruciate ligament reconstruction in the pediatric and adolescent patient. *Clin Sports Med*, 30, 811-5.
- Albright, J.P., Saterbak, A., & Stokes, J.** (1995) Use of knee braces in sport. Current recommendations. *Sports Med*, 20, 281-301.
- Andres, K.H., von Doring, M., & Schmidt, R.F.** (1985) Sensory innervation of the Achilles tendon by group III and IV afferent fibers. *Anat Embryol (Berl)*, 172, 145-56.
- Aruin, A.S., Forrest, W.R., & Latash, M.L.** (1998) Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 109, 350-9.
- Barrack, R.L., Skinner, H.B., & Buckley, S.L.** (1989) Proprioception in the anterior cruciate deficient knee. *Am J Sports Med*, 17, 1-6.
- Barrack, R.S.H.B.M.C.S.** (1983) Joint laxity and proprioception in the knee. *Physican Sportsmed*, 11, 130-135.
- Beard, D., Dodd, C., & Simpson, A.** (1996) The effect of reconstruction on proprioception in the ACL deficient knee. 42nd Annual Meeting of the Orthopedic Research Society, Atlanta, 786.
- Beck, C., Drez, D. Jr, Young, J., Cannon, W.D. Jr, & Stone, M.L.** (1986) Instrumented testing of functional knee braces. *Am J Sports Med*, 14, 253-6.
- Bentley, G., Biant, L.C., Carrington, R.W., Akmal, M., Goldberg, A., Williams, A.M., Skinner, J.A., & Pringle, J.** (2003) A prospective, randomised comparison of autologous chondrocyte implantation versus mosaicplasty for osteochondral defects in the knee. *J Bone Joint Surg Br*, 85, 223-30.
- Beynnon, B.D., Good, L., & Risberg, M.A.** (2002) The effect of bracing on proprioception of knees with anterior cruciate ligament injury. *J Orthop Sports Phys Ther*, 32, 11-5.
- Beynnon, B.D., Pope, M.H., Wertheimer, C.M., Johnson, R.J., Fleming, B.C., Nichols, C.E., & Howe, J.G.** (1992) The effect of functional knee-

braces on strain on the anterior cruciate ligament in vivo. *J Bone Joint Surg Am*, 74, 1298-312.

- Beynnon, B.D., Ryder, S.H., Konradsen, L., Johnson, R.J., Johnson, K., & Renstrom, P.A.** (1999) The effect of anterior cruciate ligament trauma and bracing on knee proprioception. *Am J Sports Med*, 27, 150-5.
- Beynnon, B.D., Uh, B.S., Johnson, R.J., Abate, J.A., Nichols, C.E., Fleming, B.C., Poole, A.R., & Roos, H.** (2005) Rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective, randomized, double-blind comparison of programs administered over 2 different time intervals. *Am J Sports Med*, 33, 347-59.
- Birmingham, T.B., Bryant, D.M., Giffin, J.R., Litchfield, R.B., Kramer, J.F., Donner, A., & Fowler, P.J.** (2008) A randomized controlled trial comparing the effectiveness of functional knee brace and neoprene sleeve use after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*, 36, 648-55.
- Birmingham, T.B., Inglis, J.T., Kramer, J.F., & Vandervoort, A.A.** (2000) Effect of a neoprene sleeve on knee joint kinesthesia: influence of different testing procedures. *Med Sci Sports Exerc*, 32, 304-8.
- Birmingham, T.B., Kramer, J.F., Inglis, J.T., Mooney, C.A., Murray, L.J., Fowler, P.J., & 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, 562-6.
- Birmingham, T.B., Kramer, J.F., Kirkley, A., Inglis, J.T., Spaulding, S.J., & Vandervoort, A.A.** (2001) Knee bracing after ACL reconstruction: effects on postural control and proprioception. *Med Sci Sports Exerc*, 33, 1253-8.
- Boden, B.P., Dean, G.S., Feagin, J.A. Jr, & Garrett, W.E. Jr** (2000) Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23, 573-8.
- Bodendorfer, B.M., Anoushiravani, A.A., Feeley, B.T., & Gallo, R.A.** (2013) Anterior cruciate ligament bracing: evidence in providing stability and preventing injury or graft re-rupture. *Phys Sportsmed*, 41, 92-102.
- Bollen, S.** (1998) Ligament injuries of the knee--limping forward? *Br J Sports Med*, 32, 82-4.
- Bollen, S.** (2000) Epidemiology of knee injuries: diagnosis and triage. *Br J Sports Med*, 34, 227-8.
- Borg, G.** (1970) Perceived exertion as an indicator of somatic stress. *Scand J Rehabil Med*, 2, 92-8.
- Bruniera, C.A., Rogerio, F.R., & Rodacki, A.L.** (2013) Stabilometric response

during single-leg stance after lower limb muscle fatigue. *Braz J Phys Ther*, 17, 464-9.

- Bruns, J., Scherlitz, J., & Luessenhop, S.** (1996) The stabilizing effect of orthotic devices on plantar flexion/dorsal extension and horizontal rotation of the ankle joint. An experimental cadaveric investigation. *Int J Sports Med*, 17, 614-8.
- Buller, L.T., Best, M.J., Baraga, M.G., & Kaplan, L.D.** (2015) Trends in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in the United States. *Orthop J Sports Med*, 3, 2325967114563664.
- Cairns, S.P., Knicker, A.J., Thompson, M.W., & Sjogaard, G.** (2005) Evaluation of models used to study neuromuscular fatigue. *Exerc Sport Sci Rev*, 33, 9-16.
- Cawley, P.W., France, E.P., & Paulos, L.E.** (1991) The current state of functional knee bracing research. A review of the literature. *Am J Sports Med*, 19, 226-33.
- Chen, J.H., Liu, C., You, L., & Simmons, C.A.** (2010) Boning up on Wolff's Law: mechanical regulation of the cells that make and maintain bone. *J Biomech*, 43, 108-18.
- Chen, M.J., Fan, X., & Moe, S.T.** (2002) Criterion-related validity of the Borg ratings of perceived exertion scale in healthy individuals: a meta-analysis. *J Sports Sci*, 20, 873-99.
- Dai, B., Butler, R.J., Garrett, W.E., & Queen, R.M.** (2012) Anterior cruciate ligament reconstruction in adolescent patients: limb asymmetry and functional knee bracing. *Am J Sports Med*, 40, 2756-63.
- Davis, A.G., Pietrosimone, B.G., Ingersoll, C.D., Pugh, K., & Hart, J.M.** (2011) Quadriceps function after exercise in patients with anterior cruciate ligament-reconstructed knees wearing knee braces. *J Athl Train*, 46, 615-20.
- DeVita, P., Lassiter, T. Jr, Hortobagyi, T., & Torry, M.** (1998) Functional knee brace effects during walking in patients with anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*, 26, 778-84.
- Djupsjobacka, M., Johansson, H., Bergenheim, M., & Sjolander, P.** (1995) Influences on the gamma-muscle-spindle system from contralateral muscle afferents stimulated by KCl and lactic acid. *Neurosci Res*, 21, 301-9.
- Driscoll, M. & Blyum, L.** (2011) The presence of physiological stress shielding in the degenerative cycle of musculoskeletal disorders. *J Bodyw Mov Ther*, 15, 335-42.
- Duarte, M. & Zatsiorsky, V.M.** (2002) Effects of body lean and visual information

on the equilibrium maintenance during stance. *Exp Brain Res*, 146, 60-9.

- Ekstrand, J. & Lundmark, A.** (1998) [Can sports injuries be prevented? Troubling shortage of controlled trials on the effects of prevention]. *Lakartidningen*, 95, 4244-6, 4248.
- Enoka, R.M. & Duchateau, J.** (2008) Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *J Physiol*, 586, 11-23.
- Erickson, B.J., Harris, J.D., Fillingham, Y.A., Frank, R.M., Bush-Joseph, C.A., Bach, B.R. Jr, Cole, B.J., & Verma, N.N.** (2014) Anterior cruciate ligament reconstruction practice patterns by NFL and NCAA football team physicians. *Arthroscopy*, 30, 731-8.
- Ferrell, W.R., Gandevia, S.C., & McCloskey, D.I.** (1987) The role of joint receptors in human kinaesthesia when intramuscular receptors cannot contribute. *J Physiol*, 386, 63-71.
- Frank, B.S., Gilsdorf, C.M., Goerger, B.M., Prentice, W.E., & Padua, D.A.** (2014) Neuromuscular fatigue alters postural control and sagittal plane hip biomechanics in active females with anterior cruciate ligament reconstruction. *Sports Health*, 6, 301-8.
- Freeman, M.A.** (1965) Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *J Bone Joint Surg Br*, 47, 669-77.
- 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, 567-76.
- Gauffin, H., Pettersson, G., Tegner, Y., & Tropp, H.** (1990) Function testing in patients with old rupture of the anterior cruciate ligament. *Int J Sports Med*, 11, 73-7.
- Godwin, M.A. & Schmidt, R.A.** (1971) Muscular fatigue and learning a discrete motor skill. *Res Q*, 42, 374-82.
- Goodstadt, N.M., Hunter-Giordano, A., Axe, M.J., & Snyder-Mackler, L.** (2013) Functional testing to determine readiness to discontinue brace use, one year after acl reconstruction. *Int J Sports Phys Ther*, 8, 91-6.
- Grace, T.G., Skipper, B.J., Newberry, J.C., Nelson, M.A., Sweetser, E.R., & Rothman, M.L.** (1988) Prophylactic knee braces and injury to the lower extremity. *J Bone Joint Surg Am*, 70, 422-7.
- Gribble, P.A. & Hertel, J.** (2004) Effect of lower-extremity muscle fatigue on postural control. *Arch Phys Med Rehabil*, 85, 589-92.
- Gribble, P.A., Hertel, J., Denegar, C.R., & Buckley, W.E.** (2004) The Effects of

- Fatigue and Chronic Ankle Instability on Dynamic Postural Control. *J Athl Train*, 39, 321-329.
- Grifka, J. & Jutka, H.** (1994) [Basic problems in the treatment with functional knee orthoses]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 132, 207-13.
- Grifka, J.K.R.R.A.B.K.** (1990) Akzeptanz von Knieorthesen nach vorderer Kreuzbandruptur. *Orthop. Praxis*, 5, 297-306.
- Grigg, P.** (1994) Peripheral neural mechanisms in proprioception. *J. Sport Rehabil.*, 3, 2-17.
- Hangalur, G., Brenneman, E., Nicholls, M., Bakker, R., Laing, A., & Chandrashekar, N.** (2016) Can a knee brace reduce the strain in the anterior cruciate ligament? A study using combined in vivo/in vitro method. *Prosthet Orthot Int*, 40, 394-9.
- Hasan, S.S., Lichtenstein, M.J., & Shiavi, R.G.** (1990) Effect of loss of balance on biomechanics platform measures of sway: influence of stance and a method for adjustment. *J Biomech*, 23, 783-9.
- Haus, J., Halata, Z., & Refior, H.J.** (1992) [Proprioception in the anterior cruciate ligament of the human knee joint--morphological bases. A light, scanning and transmission electron microscopy study]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 130, 484-94.
- Hayes, K.C.** (1982) Biomechanics of postural control. *Exerc Sport Sci Rev*, 10, 363-91.
- Herrington, L., Hatcher, J., Hatcher, A., & McNicholas, M.** (2009) A comparison of Star Excursion Balance Test reach distances between ACL deficient patients and asymptomatic controls. *Knee*, 16, 149-52.
- Hertel, J., Braham, R.A., Hale, S.A., & Olmsted-Kramer, L.C.** (2006) Simplifying the star excursion balance test: analyses of subjects with and without chronic ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther*, 36, 131-7.
- Hertel, J., Gay, M.R., & Denegar, C.R.** (2002) Differences in Postural Control During Single-Leg Stance Among Healthy Individuals With Different Foot Types. *J Athl Train*, 37, 129-132.
- Hertel J, Miller J Denegar C.** (2009) Intratester and intertester reliability during Star Execution Balance Test. *J Sport Rehabil* 9, 104-16.
- Hilberg, T., Herbsleb, M., Puta, C., Gabriel, H.H., & Schramm, W.** (2003) Physical training increases isometric muscular strength and proprioceptive performance in haemophilic subjects. *Haemophilia*, 9, 86-93.
- Hoffmann M.** (2001) Koordination und Ermüdung, Experimentelle Untersuchung zu Veränderungen der Bewegungskoordination unter dem Einfluß

von Ermüdung, Herbert Utz Verlag.

- Hoffmann M, Schrader J Applegate T Koceja D.**(1998) Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy subjects . *Athl Train* 33, 319-22.
- Hollmann, W., Strüder, H.K.** (2009) *Sportmedizin - Grundlagen für körperliche Aktivität, Training und Präventivmedizin.*, Schattauer, Stuttgart.
- Horak, F.B., Shupert, C.L., & Mirka, A.** (1989) Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. *Neurobiol Aging*, 10, 727-38.
- Iwasa, J., Ochi, M., Adachi, N., Tobita, M., Katsube, K., & Uchio, Y.** (2000) Proprioceptive improvement in knees with anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Orthop Relat Res*, 168-76.
- Jerosch, J. & Prymka, M.** (1996) Knee joint proprioception in normal volunteers and patients with anterior cruciate ligament tears, taking special account of the effect of a knee bandage. *Arch Orthop Trauma Surg*, 115, 162-6.
- Jerosch, J., Schaffer, C., & Prymka, M.** (1998) [Proprioceptive abilities of surgically and conservatively treated knee joints with injuries of the cruciate ligament]. *Unfallchirurg*, 101, 26-31.
- Johansson, H., Djupsjobacka, M., & Sjolander, P.** (1993) Influences on the gamma-muscle spindle system from muscle afferents stimulated by KCl and lactic acid. *Neurosci Res*, 16, 49-57.
- Johansson, H.R.L.P.S.P.S.** (1990) The Anterior Cruciate Ligament. A Sensor Acting on the γ -Muscle-Spindle Systems of Muscles Around the Knee Joint. *Neuro-Orthop*, 9.
- John, H., Hennecke, M., & Kaumenkötter, R.** (1995) Ein Einsatz von Knieorthesen aus orthopädie-technischer Sicht . *Med Orth Tech.*, 115, 33-36.
- Kartus, J., Stener, S., Kohler, K., Sernert, N., Eriksson, B.I., & Karlsson, J.** (1997) Is bracing after anterior cruciate ligament reconstruction necessary? A 2-year follow-up of 78 consecutive patients rehabilitated with or without a brace. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 5, 157-61.
- Kautzner, J., Kos, P., Hanus, M., Trc, T., & Havlas, V.** (2015) A comparison of ACL reconstruction using patellar tendon versus hamstring autograft in female patients: a prospective randomised study. *Int Orthop*, 39, 125-30.
- Kellis, E. & Kouvelioti, V.** (2009) Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during

drop landing. *J Electromyogr Kinesiol*, 19, 55-64.

- Kobayashi, H., Kanamura, T., Koshida, S., Miyashita, K., Okado, T., Shimizu, T., & Yokoe, K.** (2010) Mechanisms of the anterior cruciate ligament injury in sports activities: a twenty-year clinical research of 1,700 athletes. *J Sports Sci Med*, 9, 669-75.
- Koga, H., Muneta, T., Yagishita, K., Watanabe, T., Mochizuki, T., Horie, M., Nakamura, T., Otabe, K., & Sekiya, I.** (2015) Evaluation of a behind-remnant approach for femoral tunnel creation in remnant-preserving double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction - Comparison with a standard approach. *Knee*, 22, 249-55.
- Konradsen, L., Ravn, J.B., & Sorensen, A.I.** (1993) Proprioception at the ankle: the effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. *J Bone Joint Surg Br*, 75, 433-6.
- Kuster, M.S., Grob, K., Kuster, M., Wood, G.A., & Gachter, A.** (1999) The benefits of wearing a compression sleeve after ACL reconstruction. *Med Sci Sports Exerc*, 31, 368-71.
- Latash, M.L.** (2008) *Neurophysiological Basis of Movements*, Human Kinetics.
- Latash, M.L., Ferreira, S.S., Wieczorek, S.A., & Duarte, M.** (2003) Movement sway: changes in postural sway during voluntary shifts of the center of pressure. *Exp Brain Res*, 150, 314-24.
- Lee, H.M., Cheng, C.K., & Liou, J.J.** (2009) Correlation between proprioception, muscle strength, knee laxity, and dynamic standing balance in patients with chronic anterior cruciate ligament deficiency. *Knee*, 16, 387-91.
- Lephart S., Fu F.** (1995) The role of proprioception in the treatment of sports injuries. *Sports Sci Inj* 1, 96-102.
- Lephart, S.M. & Henry, T.J.** (1996) The physiological basis for open and closed kinetic chain rehabilitation for the upper extremity. *J Sports Rehab*, 5 (1), 71-87.
- Lephart, S.M., Pincivero, D.M., Giraldo, J.L., & Fu, F.H.** (1997) The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *Am J Sports Med*, 25, 130-7.
- Lephart, S.M., Pincivero, D.M., & Rozzi, S.L.** (1998) Proprioception of the ankle and knee. *Sports Med*, 25, 149-55.
- Lin, D., Nussbaum, M.A., Seol, H., Singh, N.B., Madigan, M.L., & Wojcik, L.A.** (2009) Acute effects of localized muscle fatigue on postural control and patterns of recovery during upright stance: influence of fatigue location and age. *Eur J Appl Physiol*, 106, 425-34.

- Lin, D., Seol, H., Nussbaum, M.A., & Madigan, M.L.** (2008) Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences. *Gait Posture*, 28, 337-42.
- Liu, S.H. & Mirzayan, R.** (1995) Current review. Functional knee bracing. *Clin Orthop Relat Res*, 273-81.
- Ljubisavljevic, M. & Anastasijevic, R.** (1994) Fusimotor-induced changes in muscle spindle outflow and responsiveness in muscle fatigue in decerebrate cats. *Neuroscience*, 63, 339-48.
- Lucas-Championniere, J.** (1996) The treatment of fractures by mobilization and massage. 1908. *Hand Clin*, 12, 167-71.
- MacDonald, P.B., Hedden, D., Pacin, O., & Sutherland, K.** (1996) Proprioception in anterior cruciate ligament-deficient and reconstructed knees. *Am J Sports Med*, 24, 774-8.
- Marrées de H.** (1989) *Sportphysiologie*, Tropon Verlag, Köln-Mühlheim.
- Maurer, C., Mergner, T., & Peterka, R.J.** (2006) Multisensory control of human upright stance. *Exp Brain Res*, 171, 231-50.
- Mayr, H.O., Stueken, P., Munch, E.O., Wolter, M., Bernstein, A., Suedkamp, N.P., & Stoehr, A.** (2014) Brace or no-brace after ACL graft? Four-year results of a prospective clinical trial. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 22, 1156-62.
- McConnell, E. & Queen, R.** (2016) Movement and Loading Symmetry Changes when Wearing a Functional Knee Brace Following ACL Reconstruction: 1109 Board #7 June 1, 3: 15 PM - 5: 15 PM. *Med Sci Sports Exerc*, 48, 301.
- Millet, C.W. & Drez, D.J. Jr** (1988) Principles of bracing for the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Clin Sports Med*, 7, 827-33.
- Mitsou, A., Vallianatos, P., Piskopakis, N., & Maheras, S.** (1990) Anterior cruciate ligament reconstruction by over-the-top repair combined with popliteus tendon plasty. *J Bone Joint Surg Br*, 72, 398-404.
- 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, 414-8.
- Muellner, T., Alacamlioglu, Y., Nikolic, A., & Schabus, R.** (1998) No benefit of bracing on the early outcome after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 6, 88-92.
- Muneta, T., Koga, H., Ju, Y.J., Horie, M., Nakamura, T., & Sekiya, I.** (2013) Remnant volume of anterior cruciate ligament correlates preoperative patients' status and postoperative outcome. *Knee Surg*

Sports Traumatol Arthrosc, 21, 906-13.

- Murray, M.P., Seireg, A.A., & Sepic, S.B.** (1975) Normal postural stability and steadiness: quantitative assessment. *J Bone Joint Surg Am*, 57, 510-6.
- Noyes, F.R., Barber, S.D., & Mooar, L.A.** (1989) A rationale for assessing sports activity levels and limitations in knee disorders. *Clin Orthop Relat Res*, 238-49.
- Noyes, F.R., Butler, D.L., Grood, E.S., Zernicke, R.F., & Hefzy, M.S.** (1984) Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg Am*, 66, 344-52.
- Noyes, F.R., Mooar, P.A., Matthews, D.S., & Butler, D.L.** (1983) The symptomatic anterior cruciate-deficient knee. Part I: the long-term functional disability in athletically active individuals. *J Bone Joint Surg Am*, 65, 154-62.
- Nyland, J., Brand, E., & Fisher, B.** (2010) Update on rehabilitation following ACL reconstruction. *Open Access J Sports Med*, 1, 151-66.
- Nyland, J., Mattocks, A., Kibbe, S., Kalloub, A., Greene, J.W., & Caborn, D.N.** (2016) Anterior cruciate ligament reconstruction, rehabilitation, and return to play: 2015 update. *Open Access J Sports Med*, 7, 21-32.
- O'Connell, M., George, K., & Stock, D.** (1998) Postural sway and balance testing: a comparison of normal and anterior cruciate ligament deficient knees. *Gait Posture*, 8, 136-142.
- Ochi, M., Iwasa, J., Uchio, Y., Adachi, N., & Sumen, Y.** (1999) The regeneration of sensory neurones in the reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Br*, 81, 902-6.
- Olmsted, L.C., Carcia, C.R., Hertel, J., & Shultz, S.J.** (2002) Efficacy of the Star Excursion Balance Tests in Detecting Reach Deficits in Subjects With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train*, 37, 501-506.
- Olsen, O.E., Myklebust, G., Engebretsen, L., & Bahr, R.** (2004) Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *Am J Sports Med*, 32, 1002-12.
- Osternig, L.R. & Robertson, R.N.** (1993) Effects of prophylactic knee bracing on lower extremity joint position and muscle activation during running. *Am J Sports Med*, 21, 733-7.
- Palm, H.G., Brattinger, F., Stegmüller, B., Achatz, G., Riesner, H.J., & Friemert, B.** (2012) Effects of knee bracing on postural control after anterior cruciate ligament rupture. *Knee*, 19, 664-71.

- Palm, H.G., Laufer, C., von Lubken, F., Achatz, G., & Friemert, B.** (2010) [Do meniscus injuries affect postural stability?]. *Orthopade*, 39, 486-94.
- Palm HG, Laufer C Achatz G von Lübken F Friemert B.** (2012) Can knee braces improve postural stability in patients with meniscus injuries. *Dtsch Z Sportmed* 61(2), 16-20.
- Palm HG, Strobel J Achatz G von Lübken F Friemert B.**(2009) The role and interaction of visual and auditory afferents in postural stability. *Gait posture* 30, 328-33.
- Panics, G., Tallay, A., Pavlik, A., & Berkes, I.** (2008) Effect of proprioception training on knee joint position sense in female team handball players. *Br J Sports Med*, 42, 472-6.
- Paterno, M.V., Schmitt, L.C., Ford, K.R., Rauh, M.J., Myer, G.D., Huang, B., & Hewett, T.E.** (2010) Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *Am J Sports Med*, 38, 1968-78.
- Patras, K., Ziogas, G., Ristanis, S., Tsepis, E., Stergiou, N., & Georgoulis, A.D.** (2009) High intensity running results in an impaired neuromuscular response in ACL reconstructed individuals. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 17, 977-84.
- Pedersen, J., Lonn, J., Hellstrom, F., Djupsjobacka, M., & Johansson, H.** (1999) Localized muscle fatigue decreases the acuity of the movement sense in the human shoulder. *Med Sci Sports Exerc*, 31, 1047-52.
- 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, 251-5.
- Peterka, R.J.** (2002) Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol*, 88, 1097-118.
- Plisky, P.J., Gorman, P.P., Butler, R.J., Kiesel, K.B., Underwood, F.B., & Elkins, B.** (2009) The reliability of an instrumented device for measuring components of the star excursion balance test. *N Am J Sports Phys Ther*, 4, 92-9.
- Quante, M.H.E.** (1999) Propriozeption. Eine kritische Analyse zum Stellenwert in der Sportmedizin. *Z Sportmed*, 10.
- Reer, R., Nagel, V., Paul, B., Edelmann, H., & Braumann, K.M.** (2001) [The application of external knee stabilizers - Influence on mechanical stabilization and physical performance]. *Sportverletz Sportschaden*, 15, 62-7.

- Risberg, M.A., Beynnon, B.D., Peura, G.D., & Uh, B.S.** (1999) Proprioception after anterior cruciate ligament reconstruction with and without bracing. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 7, 303-9.
- Robinson, R.H. & Gribble, P.A.** (2008) Support for a reduction in the number of trials needed for the star excursion balance test. *Arch Phys Med Rehabil*, 89, 364-70.
- Rodriguez-Merchan, E.C.** (2016) Knee Bracing After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Orthopedics*, 39, e602-9.
- Romero-Franco, N. & Jimenez-Reyes, P.** (2016) Effects of Warm-Up and Fatigue on Knee Joint Position Sense and Jump Performance. *J Mot Behav*, 1-6.
- Ross, S.E.G.K.M.Y.B.** (2001) Comparison of time to stabilization measures in functionally unstable versus stable ankles . *J Athletic Train*, 36(2).
- Ross, S.E.G.K.M.Y.B.** (2002) Time to stabilisation differences in functionally unstable an stable ankles . *J Athletic Train*, 57.
- Ross S, G.K.** (2003) Time to stabilization: a method for analyzing dynamic postural stability. *Athl Ther Today*, 8.
- Runge, M.** (2002) Die Sturzkrankheit - Gehstörungen und Stürze im Alter als multifaktorielles Problem und allgemeinmedizinische Aufgabe. *Z.Allg.Med*, 78, 344-349.
- Rupp, S., Lanta, P., & Schulz, H.** (1995) [Reduction of the anterior drawer of the knee joint by rehabilitation orthoses. Comparison of the MVP orthosis vs. the Donjoy-Gold point orthosis]. *Unfallchirurg*, 98, 474-7.
- Sainburg, R.L., Poizner, H., & Ghez, C.** (1993) Loss of proprioception produces deficits in interjoint coordination. *J Neurophysiol*, 70, 2136-47.
- Salata, M.J., Gibbs, A.E., & Sekiya, J.K.** (2010) The effectiveness of prophylactic knee bracing in american football: a systematic review. *Sports Health*, 2, 375-9.
- Sanes, J.N., Mauritz, K.H., Dalakas, M.C., & Evarts, E.V.** (1985) Motor control in humans with large-fiber sensory neuropathy. *Hum Neurobiol*, 4, 101-14.
- Schutte, M.J., Dabezies, E.J., Zimny, M.L., & Happel, L.T.** (1987) Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am*, 69, 243-7.
- Sell, S., Zacher, J., & Lack, S.** (1993) [Disorders of proprioception of the arthrotic knee joint]. *Z Rheumatol*, 52, 150-5.
- Shimba, T.** (1984) An estimation of center of gravity from force platform data. *J*

Biomech, 17, 53-60.

- Sjölander, P.** (1989) A sensory role for the cruciate ligaments. Regulation of joint stability via reflexes onto the y-muscle-spindle system. Notes: Medical Dissertations, Umea University Sweden
- Skinner, H.B., Wyatt, M.P., Hodgdon, J.A., Conard, D.W., & Barrack, R.L.** (1986) Effect of fatigue on joint position sense of the knee. *J Orthop Res*, 4, 112-8.
- Smith, S.D., Laprade, R.F., Jansson, K.S., Aroen, A., & Wijdicks, C.A.** (2014) Functional bracing of ACL injuries: current state and future directions. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 22, 1131-41.
- Sogaard, K., Gandevia, S.C., Todd, G., Petersen, N.T., & Taylor, J.L.** (2006) The effect of sustained low-intensity contractions on supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. *J Physiol*, 573, 511-23.
- Steinbrück, K.** (1997) Rehabilitaion des Kniegelenkes nach Kreuzband-Operation. *Orthop Technik* , 9, 1-6.
- Steinbrück, K.** (1999) Epidemiology of sports injuries 25-year-analysis of sports orthopdeic-traumatologic ambulatory care. *Sportverletz Sportschad*, 12, 38-52.
- Stephens, D.L.** (1995) The effects of functional knee braces on speed in collegiate basketball players. *J Orthop Sports Phys Ther*, 22, 259-62.
- Strutzenberger, G., Braig, M., Sell, S., Boes, K., & Schwameder, H.** (2012) Effect of Brace Design on Patients with ACL-Ruptures. *Int J Sports Med*.
- Styf, J.R., Nakhostine, M., & Gershuni, D.H.** (1992) Functional knee braces increase intramuscular pressures in the anterior compartment of the leg. *Am J Sports Med*, 20, 46-9.
- Sugimoto, D., LeBlanc, J.C., Wooley, S.E., Micheli, L.J., & Kramer, D.E.** (2016) The Effectiveness of a Functional Knee Brace on Joint-Position Sense in Anterior Cruciate Ligament-Reconstructed Individuals. *J Sport Rehabil*, 25, 190-4.
- Tegner, Y. & Lysholm, J.** (1985) Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clin Orthop Relat Res*, 43-9.
- Thomas, A.C., Lepley, L.K., Wojtys, E.M., McLean, S.G., & Palmieri-Smith, R.M.** (2015) Effects of Neuromuscular Fatigue on Quadriceps Strength and Activation and Knee Biomechanics in Individuals Post-Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Healthy Adults. *J Orthop Sports Phys Ther*, 45, 1042-50.

- Tiggelen, D.V., 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. *Clin J Sport Med*, 18, 259-65.
- Torg, J.S., Conrad, W., & Kalen, V.** (1976) Clinical diagnosis of anterior cruciate ligament instability in the athlete. *Am J Sports Med*, 4, 84-93.
- Tropp, H., Odenrick, P., & Gillquist, J.** (1985) Stabilometry recordings in functional and mechanical instability of the ankle joint. *Int J Sports Med*, 6, 180-2.
- Walsh, M., Peper, A., Bierbaum, S., Karamanidis, K., & Arampatzis, A.** (2011) Effects of submaximal fatiguing contractions on the components of dynamic stability control after forward falls. *J Electromyogr Kinesiol*, 21, 270-5.
- Weineck, J.** (2004) *Sportbiologie*, 1. Auflage, Spitter Verlag, Balingen.
- Wilson, L.Q., Weltman, J.Y., Martin, D.E., & Weltman, A.** (1998) Effects of a functional knee brace for ACL insufficiency during treadmill running. *Med Sci Sports Exerc*, 30, 655-64.
- Wojtys, E.M., Kothari, S.U., & Huston, L.J.** (1996) Anterior cruciate ligament functional brace use in sports. *Am J Sports Med*, 24, 539-46.
- Wright, R.W. & Fetzer, G.B.** (2007) Bracing after ACL reconstruction: a systematic review. *Clin Orthop Relat Res*, 455, 162-8.

7. Anhang

Modified Cincinnati Rating System

During the past 4 weeks:

<p>Section 1 - pain intensity</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> No pain, normal knee, performs 100% <input type="checkbox"/> Occasional pain with strenuous sports or heavy work. Knee not entirely normal, some limitations, but minor and tolerable <input type="checkbox"/> Occasional pain with light recreational sport or moderate activities. Running or heavy labour, strenuous sports <input type="checkbox"/> Pain usually brought on by sports, light recreational activities or moderate work. Occasionally occurs with walking, standing or light work <input type="checkbox"/> Pain is a significant problem with simple activity such as walking, relieved by rest, unable to do sports <input type="checkbox"/> Pain present all time, not relieved by rest 	<p>Section 2 - Swelling</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> No swelling <input type="checkbox"/> Occasional swelling with strenuous sports or heavy work. Some limitations but minor and tolerable <input type="checkbox"/> Occasional swelling with light recreational sports or moderate work activities. Frequently brought by vigorous activities, running, heavy labour and strenuous sport <input type="checkbox"/> Swelling limits sport and moderate work. Occurs infrequently with simple walking activities or light work (approx. 3 times a year) <input type="checkbox"/> Swelling brought on by simple walking activities and light work. Relieved by rest <input type="checkbox"/> Severe problem all the time with simple walking activities
<p>Section 3 - Giving way</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> No giving way <input type="checkbox"/> Occasional giving way with strenuous sports or heavy work, Can participate in all sports but some guarding or limitations present <input type="checkbox"/> Occasional giving way with light sports or moderate work. Able to compensate but limits vigorous activities, sports or heavy work, not able to cut or twist suddenly, are conveniently positioned (e.g. on a table) <input type="checkbox"/> Giving way limits sports and moderate work, occurs infrequently with working or light 	<p>Section 4 - overall activity level</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> No limitations, normal knee able to do everything including strenuous sports or heavy labour <input type="checkbox"/> Perform sports including vigorous activities but at lower performance level: involves guarding or some limits to heavy labour <input type="checkbox"/> Light recreational activities possible with rare symptoms, more strenuous activities cause problems. Active out in different sports: limited to moderate work <input type="checkbox"/> No sports or recreational activities possible. Walking with rare symptoms: limited light work

<p>work (approx. 3 times a year).</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> Giving way with simple walking activities and light work. Occurs once per month, requires guarding <input type="checkbox"/> Severe problems with simple walking activities, cannot turn or twist while walking without giving way 	<ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> Activities of daily living (ADL) cause moderate symptoms, frequent limitation <input type="checkbox"/> ADL cause severe problems, persistent symptoms
<p>Section 5 - Walking</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> Walking unlimited <input type="checkbox"/> Slight/mild problem <input type="checkbox"/> Moderate problem: smooth surface possible up to approx. 800m <input type="checkbox"/> Severe problem: only 2-3 blocks possible <input type="checkbox"/> Severe problem: requires stick or crutches 	<p>Section 6 - Stairs</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> Normal, unlimited <input type="checkbox"/> Slight/mild problem <input type="checkbox"/> Moderate problems, only 10-15 steps possible <input type="checkbox"/> Severe problem: requires banister support <input type="checkbox"/> Severe problems on 1-5 steps possible
<p>Section 7 – Running activity</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> Normal, unlimited: fully competitive strenuous <input type="checkbox"/> Slight/mild problems: run half speed <input type="checkbox"/> Moderate problem 2-4 km <input type="checkbox"/> Severe problem: only 1-2 blocks possible <input type="checkbox"/> Severe problems: only a few steps 	<p>Section 8 – Jumping or twisting</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> Normal, unlimited: fully competitive strenuous <input type="checkbox"/> Slight/mild problems: some guarding but possible <input type="checkbox"/> Moderate problem: gave up strenuous sports, recreational sports possible <input type="checkbox"/> Severe problems: affects all sports: must constantly guard <input type="checkbox"/> Severe problems: only light activity possible (golf, swimming)

Tegner Lysholm Knee Scoring Scale

During past 4 weeks:

<p>Section 1 – Limp</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> None <input type="checkbox"/> Slight or periodical <input type="checkbox"/> Severe and constant 	<p>Section 2 – Support</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> None <input type="checkbox"/> Stick or crutch <input type="checkbox"/> Weight-bearing impossible
<p>Section 3 – Pain</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> None <input type="checkbox"/> Inconstant and slight during severe exertion <input type="checkbox"/> Marked during severe exertion <input type="checkbox"/> Marked on or after walking more than 2 km <input type="checkbox"/> Marked on or after walking less than 2 km <input type="checkbox"/> Constant 	<p>Section 4 – Instability</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> never giving way <input type="checkbox"/> Rarely during athletics or other severe exertion (or incapable of participation) <input type="checkbox"/> Occasionally in daily activities <input type="checkbox"/> Often in daily activities <input type="checkbox"/> Every step
<p>Section 5 – Locking</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> No locking and no catching sensations <input type="checkbox"/> Catching sensations but no locking <input type="checkbox"/> Locking occasionally <input type="checkbox"/> Frequently <input type="checkbox"/> Locked joint examination 	<p>Section 6 – Swelling</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> None <input type="checkbox"/> On severe exertion <input type="checkbox"/> On ordinary exertion <input type="checkbox"/> Constant
<p>Section 7 – Stair climbing</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> No problems <input type="checkbox"/> Slightly impaired <input type="checkbox"/> One step at a time <input type="checkbox"/> Impossible 	<p>Section 8 – Squatting</p> <ul style="list-style-type: none"> <input type="checkbox"/> No problems <input type="checkbox"/> Slightly impaired <input type="checkbox"/> Not beyond 90° <input type="checkbox"/> impossible

Borg-Skala, RPE – Score

6	Überhaupt nicht anstrengend
7	Sehr, sehr leicht
8	
9	Sehr leicht
10	
11	Leicht
12	
13	Etwas anstrengend
14	
15	Anstrengend
16	
17	Sehr anstrengend
18	
19	Sehr, sehr anstrengend
20	Maximale Anstrengung

8. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Personen bedanken, die zur Fertigstellung dieser Arbeit beigetragen haben.

Zuerst möchte ich mich ganz besonders bei allen Mitarbeitern des Arbeitsbereiches Sport- und Bewegungsmedizin des Instituts für Bewegungswissenschaften für die Zusammenarbeit und Unterstützung bedanken, ohne die das Erstellen der Arbeit nicht möglich gewesen wäre. Mein besonderer Dank gilt Prof. Dr. Rüdiger Reer für die Betreuung dieser Arbeit und die Hilfsbereitschaft. Ich danke Ihnen für Ihre Geduld und dass sie immer ein offenes Ohr für mich hatten. Auch möchte ich meinem Doktorvater Prof. Dr. Klaus-Michael Braumann für die Unterstützung und das entgegengebrachte Vertrauen danken. Frau Prof. Zech gilt mein Dank für die wissenschaftliche Unterstützung und Ausbildung, sowie für die große Hilfe bei der Umsetzung und Ausarbeitung der Studie.

Ferner möchte ich mich bei allen Probanden bedanken, die mich mit viel Motivation, Interesse und Freude begleitet haben und durch die es mir möglich wurde diese Arbeit zu erstellen.

Ganz besonders bedanke ich mich von Herzen bei meiner Familie, die stets an mich geglaubt hat und immer für mich da ist. Ich danke meinen Eltern, dass sie mir dieses Studium ermöglicht haben und immer bedingungslos hinter mir stehen. Auch meiner Schwester Natascha gilt ein riesiger Dank. Danke für deine Geduld, die vielen aufmunternden Worte und die liebevolle Unterstützung von Anfang an! Ich weiß nicht, was ich ohne dich gemacht hätte. Zuletzt gilt mein Dank meinem Freund Marcel, der es immer wieder geschafft hat, mich zu motivieren, mich aufzubauen und mir gezeigt hat, an mich selbst zu glauben. Danke für alles!

9. Lebenslauf

Persönliche Daten

Geburtsdatum: 11.06.1990
Geburtsort: Marburg (Lahn)
Familienstand: ledig

Akademische Ausbildung

Oktober 2009 - Juni 2016 Studium der Humanmedizin an der Universität
Hamburg
September 2011 1. Abschnitt der ärztlichen Prüfung
April 2015 2. Abschnitt der ärztlichen Prüfung
Juni 2016 3. Abschnitt der ärztlichen Prüfung
August 2016 Erteilung der Approbation

Promotion

Unter Prof. Dr. med. K.M. Braumann und Prof. Dr. med.
R. Reer im Arbeitsbereiches Sport- und
Bewegungsmedizin am Institut für
Bewegungswissenschaften der Universität Hamburg

Medizinische Nebentätigkeiten

2010 - 2013 Marienkrankenhaus Hamburg, studentische Aushilfe
2013 - 2014 Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, studentische
Aushilfe im Rahmen der Lehrevaluation des
Modellstudiengangs Humanmedizin

Schulbildung

2000 - 2009 Elisabeth-Gymnasium Marburg
Abschluss: Allgemeine Hochschulreife

10. 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.

Ich erkläre mich einverstanden, dass meine Dissertation vom Dekanat der Medizinischen Fakultät mit einer gängigen Software zur Erkennung von Plagiaten überprüft werden kann.

Unterschrift: