

Aus der
Abteilung für Sport- und Bewegungsmedizin
der Universität Hamburg

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

**Der Einfluss von Knieorthesen auf die propriozeptive Leistungs-
fähigkeit bei Patienten mit Schädigung des vorderen Kreuzbandes**

Dissertation

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

vorgelegt von

Gregor Reiter

aus Heidelberg

Hamburg 2010

Angenommen von der Medizinischen Fakultät
der Universität Hamburg am: 21.07.2010

Veröffentlicht mit Genehmigung der Medizinischen
Fakultät der Universität Hamburg

Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende: Hr. Prof. Dr. K.-M. Braumann
Prüfungsausschuss: 2. Gutachter/in: PD Dr. N. Hansen-Algenstaedt
Prüfungsausschuss: 3. Gutachter/in: PD Dr. U. Rehder

1. Einleitung	1
1.1. <i>Historie der Orthesen</i>	1
1.2. <i>Anwendungsgebiete</i>	3
1.2.1 Prophylaktische (oder Präventive) Knieorthesen	3
1.2.2 Postoperative (oder Rehabilitative) Knieorthesen	4
1.2.3 Funktionelle Knieorthesen.....	5
1.3. <i>Wirkungsweise von Orthesen</i>	6
1.3.1 Mechanische Stabilisierung.....	6
1.3.2 Funktionelle Stabilisierung.....	7
1.3.3 Wirkweisen.....	8
1.4. <i>Propriozeption</i>	8
1.5. <i>Bedeutung des Themas</i>	10
1.6. <i>Fragestellung dieser Arbeit</i>	12
2. Material und Methode.....	13
2.1. <i>Probandengut</i>	13
2.2 <i>Versuchsanordnungen</i>	16
2.2.1 Vorbereitung	16
2.2.2 Orthesen.....	17
2.2.3 Meßsystem.....	18
2.3. <i>Versuchsablauf</i>	20
2.3.1 Stand-Test.....	23
2.3.2 Einbeinstandtest mit geschlossenen Augen.....	24
2.3.3 Gehetest	25
2.3.4 Winkelreproduktionstest.....	26
2.3.5 Dynamischer Balancetest (KAT 2000).....	27
2.3.6 IKDC-Fragebogen	30
2.4 <i>Statistische Methoden</i>	30
2.5 <i>Kritik der Methode</i>	31
3. Ergebnisse	34
3.1. <i>Kistlerplatte</i>	34
3.1.1 Standtest gesundes Bein	34
3.1.2. Standtest verletztes Bein.....	36

Inhaltsverzeichnis

3.1.3. Einbeinstandtest mit geschlossenen Augen (Blindtest).....	38
3.1.4. Gehetest	41
3.2. Winkelreproduktionstest	44
3.3. KAT 2000.....	51
3.4. IKDC-Fragebogen.....	54
4. Diskussion.....	57
4.1. Kistlerplatte	59
4.2. Winkelreproduktionstest	62
4.3. KAT 2000.....	66
4.4. IKDC- Fragebogen.....	68
4.5. Schlussfolgerungen und Ausblick	70
5. Zusammenfassung/ Summary	72
6. Literaturverzeichnis	75
7. Lebenslauf	90
8. Danksagung.....	91
9. Eidesstattliche Erklärung	92

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematische Darstellung der Propriozeption (nach Quante, 1999).....	10
Abbildung 2: Anthropometrische Daten in graphischer Darstellung getrennt nach Orthesen (m.O.) und nicht Orthesengruppe (o.O.), Grösse in cm, Gewicht in kg, BMI in cm/kg ² , Alter in Jahren	14
Abbildung 3: Goniometer, Vorbereitung der zwei Messleisten mit beidseitig klebendem Klebeband, Schere zum Zurechtschneiden der Klebestreifen.....	19
Abbildung 4: KAT 2000, Proband auf KAT 2000, davor in vorgegebenem Abstand Computer mit Zielführung, angeschlossene Messeinheit.....	20
Abbildung 5: Flusschema zur Testvorbereitung.....	21
Abbildung 6: Flusschema zum Testablauf	22
Abbildung 7: Standtest, Kistlerplatte, Probandin betritt von der Holzrahmenkonstruktion aus die Messplatte.....	23
Abbildung 8: Blindtest, Kistlerplatte Patientin mit zur Verblindung geschlossenen Augen	24
Abbildung 9: Gehstest, Kistlerplatte, Probandin hat mit Gehbein die Kistlerplatte betreten, danach Lösen des Standbeines und Verlassen der Platte	25
Abbildung 10: Winkelreproduktionstest, an die Orthese angebrachter Goniometer mit angeschlossenem Ablesegerät, Klebestreifen zum Befestigen des Goniometers.....	27
Abbildung 11: KAT 2000, mit im Vordergrund zu sehender Messeinheit und optischer Darstellung der Zielführung für den Probanden auf einem angeschlossenen Computer.	29
Abbildung 12: Standtest gesundes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten (Mon.), sway length in m, Standardabweichung, + $p < 0,05$ für Verlauf prä-op zu 12. Mon für oO (ohne Orthese) und O (Orthese), 1 Verbesserung ($p < 0,001$) für Gruppe O, Messung 1.Mon. mit allen folgenden Messungen, 2 Verschlechterung ($p < 0,001$) für Gruppe O prä-OP zu 1.Mon., 3 Gruppenunterschied O/ oO, wobei sich O- Gruppe signifikant verbessert.....	35
Abbildung 13: Standtest, verletztes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten (Mon.), sway length in m, Standardabweichung, 1 signifikanter Verlauf zwischen prä OP	

Abbildungsverzeichnis

und 12.Mon. Gruppe O und Gruppe oO ($p < 0,01$), 2 signifikant besseres Abschneiden Gruppe O nach 12 Mon. im Gegensatz zu Gruppe oO ($p < 0,01$).....	37
Abbildung 14: Einbeinstandtestes mit geschlossenen Augen (Blindtest), gesundes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten (Mon.), sway length in m, Standardabweichung, + signifikanter Verlauf zwischen prä-OP und 12. Mon für Orthesen und Nicht-Orthesen Gruppe ($p < 0,031$), kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen.....	38
Abbildung 15: Einbeinstandtestes mit geschlossenen Augen (Blindtest), verletztes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten (Mon.), sway length in m, Standardabweichung.....	40
Abbildung 16: Gehetest, gesundes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten (Mon.), sway length in m, Standardabweichung	41
Abbildung 17: Gehetest, verletztes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten (Mon.), sway length in m, Standardabweichung	43
Abbildung 18: Winkelabweichung bei 45 Grad, gesundes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten (Mon.), mittlere Winkelabweichung in Grad.....	45
Abbildung 19: Winkelabweichung bei 25 Grad, Mittelwerte, gesundes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten (Mon.), mittlere Winkelabweichung in Grad, 1 statisch signifikante Verbesserung ($p < 0,028$) prä-op vs. 12.Mon. in Gruppe O und oO, 2 kein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe O/ oO ($p < 0,67$)	46
Abbildung 20: Winkelabweichung bei 10 Grad, gesundes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten (Mon.), mittlere Winkelabweichung in Grad.....	47
Abbildung 21: Winkelabweichung bei 45 Grad, verletztes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten (Mon.), mittlere Winkelabweichung in Grad.....	48
Abbildung 22: Winkelabweichung bei 25 Grad, verletztes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten (Mon.), mittlere Winkelabweichung in Grad, 1 statisch signifikante Verbesserung ($p < 0,001$) prä-op vs. 12.Mon. in Gruppe O und oO, 2 kein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe O/ oO ($p < 0,67$)	49
Abbildung 23: Winkelabweichung bei 10 Grad, verletztes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten (Mon.), mittlere Winkelabweichung in Grad.....	50
Abbildung 24: KAT 2000, verletztes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten	

Abbildungsverzeichnis

(Mon.), mittlerer sBI (Zeit x Distanz zum Referenzpunkt), Standardabweichung, 1 signifikante Verbesserung prä-op vs. weiterer Verlauf, sowohl in O- als auch oO Gruppe ($p < 0,001$), 2 kein Gruppenunterschied ($p < 0,38$)	52
Abbildung 25: KAT 2000, gesundes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten (Mon.), mittlerer sBI (Zeit x Distanz zum Referenzpunkt), Standardabweichung, 1 signifikante Verbesserung prä-op vs. weiterer Verlauf, sowohl in O- als auch oO Gruppe ($p < 0,001$), 2 kein Gruppenunterschied ($p < 0,94$)	53
Abbildung 26: IKDC-Score, IKDC: 1- A, 2-B, 3-C, 4-D, Zeitpunkte der Messung in Monaten (Mon.), 1 $p < 0,01$ signifikante Verbesserung für beide Gruppen über den Beobachtungszeitraum, 2 kein Gruppenunterschied ($p < 0,68$)	54

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Anthropometrische Daten des Probandenkollektives.....	13
Tabelle 2: Mittelwerte des Standfest, gesundes Bein	35
Tabelle 3: Mittelwerte des Standfest, verletztes Bein	37
Tabelle 4: Einbeinstandtestes mit geschlossenen Augen Mittelwerte, gesundes Bein.....	39
Tabelle 5: Einbeinstandtestes mit geschlossenen Augen Mittelwerte, verletztes Bein.....	40
Tabelle 6: Gehtest Mittelwerte, gesundes Bein	42
Tabelle 7: Gehtest Mittelwerte, verletztes Bein	43
Tabelle 8: Winkelabweichung Mittelwerte, gesundes Bein	45
Tabelle 9: Winkelabweichung bei 25 Grad, Mittelwerte, gesundes Bein	46
Tabelle 10: Winkelabweichung bei 10 Grad, Mittelwerte, gesundes Bein	47
Tabelle 11: Winkelabweichung bei 45 Grad, Mittelwerte, verletztes Bein.....	48
Tabelle 12: Winkelabweichung bei 25 Grad, Mittelwerte, verletztes Bein.....	49
Tabelle 13: Winkelabweichung bei 10 Grad, Mittelwerte, verletztes Bein.....	50
Tabelle 14: KAT 2000, Mittelwerte, verletztes Bein	52
Tabelle 15: KAT 2000, Mittelwerte, gesundes Bein	53
Tabelle 16: IKDC, Mittelwerte.....	55

1. Einleitung

1.1. Historie der Orthesen

Die Versorgung des Kniegelenkes mit Orthesen ist noch eine relativ junge Behandlungsmethode, obwohl die erste Orthese bereits 1853 verschrieben wurde⁹³. Jedoch erst Ende der 1960er Jahre erlangte die Versorgung mit Orthesen ein öffentliches Augenmerk, als der Sport professioneller und damit immer kommerzieller wurde. Lange Verletzungspausen oder gar eine Sportinvalidität drohten mit dem Riss des vorderen Kreuzbandes durch die damals noch limitierten chirurgischen Möglichkeiten. Mit der Kommerzialisierung waren die Sportler immer begehrter, aber sie wurden für die Vereine auch zunehmend teurer, was zu einer adäquaten Versorgung des verletzten Kniegelenkes führen musste^{29, 91}. Mit dieser Versorgung der Sportler wurde die Entwicklung von Orthesen auch für die Allgemeinheit interessant und ihre Entwicklung vorangetrieben.

Das Problem des Verlustes des vorderen Kreuzbandes zeigt sich sowohl in einer abnormen Beweglichkeit des Gelenkes, führte aber auch zu einer degenerativen Veränderung im Kniegelenk^{37, 78}.

Aber nicht nur die kommerziellen Leistungssportler sind von dieser Verletzung betroffen. Auch die Zahl der Freizeitsportler, die sich verletzen, hat in den letzten Jahren deutlich zugenommen⁹¹. Hirshman et al. zeigten 1990, dass sich in den USA beispielsweise jeder tausendste eine Bandverletzung des Kniegelenkes zuzieht, 61% dieser Verletzungen werden der sportlichen Betätigung zugeschrieben⁶¹. Ob dies wirklich eine Zunahme durch den enormen Anstieg der sportlichen und athletischen Aktivitäten ist oder ob mit der Einführung besserer Diagnosemöglichkeiten, wie dem Magnetresonanztomographen, nur eine Häufung der Diagnose einhergeht, bleibt zu prüfen. Augenscheinlich ist der Verlust des vorderen Kreuzbandes inzwischen die häufigste Bandverletzung des Kniegelenkes⁹¹.

Diese gesamte Entwicklung führte dazu, dass man auf der Suche nach einer besseren Behandlungsmöglichkeit dieser Verletzung, zur Orthesenversorgung überging.

Diese Orthesen sollten dafür sorgen, Knie mit insuffizientem oder gar fehlendem Kreuzband zu stützen.

In diesem Zuge sorgte die „Lennox Hill Derotation Knie-Orthese“, entwickelt von Nicholas und Castiglia vom Lenox Hospital, in den frühen 1970er Jahren für Aufsehen. Dies war die erste Knieorthese, die durch Verstrebungen dafür sorgte, dass keine Rotationskräfte auftreten konnten. Ihrem Design folgen noch heute viele Orthesen. Die Entwickler versorgten damit das chronisch instabile Knie eines Footballspielers⁹¹.

In den späten 70er Jahren kam es zu einem wahren Aufschwung der Sportmedizin und damit zu einer Flut an neuartigen Orthesen auf dem Markt. So waren 1991 bereits 25 oder mehr Orthesen verfügbar. Mit diesen Orthesen konnte ein teils wochenlanges Liegen mit einem Gips vermieden werden²⁹.

Anfangs stand bei der Entwicklung die prophylaktische Orthese zur Stabilisierung des Knies im Vordergrund, womit eine mechanische Stabilität gewährleistet werden sollte. Für die mechanische Instabilität ist eine Schwäche der für das Gelenk zuständigen Muskulatur oder ein schlaffer Bandapparat verantwortlich. So sollte zu einer früheren Aufnahme der Rehabilitation beigetragen werden^{23, 29, 91}.

Viele Patienten geben aber eine funktionelle Instabilität an, das heißt bei nachgewiesener kompletter mechanischer Gelenkstabilität, ein immer wiederkehrendes Gefühl des Nachgebens des Kniegelenkes. Dieses Gefühl wird als funktionelle Instabilität bezeichnet. Sie wird hauptsächlich durch die propriozeptive Wahrnehmung gesteuert⁴⁰.

Im Gegensatz dazu besteht eine mechanische Instabilität bei einer Schwäche der für das Gelenk zuständigen Muskulatur oder bei einem schlaffen bzw. defekten Bandapparates¹³⁴.

In einer Untersuchung von Lentell et al. wurde herausgefunden, dass für die Stabilität in erster Linie propriozeptive und den Bandapparat betreffende Fähigkeiten im Vordergrund stehen, weniger die Kraft der Muskulatur⁸⁵.

Mit dieser Erkenntnis ging auch einher, dass die funktionellen Orthesen immer häufiger in der Rehabilitation verwendet werden, teils sogar schon prophylaktisch zum Schutz des chronisch instabilen Knies eingesetzt werden^{63, 75, 98, 107}.

1.2. Anwendungsgebiete

Um der Flut an neuen Orthesen gerecht zu werden, wurden die Orthesen 1984 bei einem Symposium des „Sportsmedizin Committee of the American Academy of Orthopaedic Surgeons“ in 3 Kategorien eingeteilt¹⁷:

1. Prophylaktische (oder Präventive) Knieorthesen
2. Postoperative (oder Rehabilitative) Knieorthesen
3. Funktionelle Knieorthesen

1.2.1 Prophylaktische (oder Präventive) Knieorthesen

Unter prophylaktischen Knieorthesen werden heute Orthesen verstanden, die nicht verschreibungspflichtig und nur in wenigen Standardgrößen, welche nicht individuell anpassbar sind, erhältlich sind^{99, 104}. Sie sollen das Knie vor Überlastung schützen und die Gefahr einer Verletzung senken. Eigentliche Indikation ist ein Bandschaden des Knies, aber schon heute werden sie häufig dazu eingesetzt, gesunde Sportler in gefährdeten Sportarten vor Verletzungen zu schützen¹²⁷. In diesem Zusammenhang weisen Steinbrück et al. in ihrer Epidemiologie von Sportverletzungen in Deutschland nach, dass die höchsten Sportverletzungsraten in den Disziplinen Fussball, Skifahren, Handball und Tennis auftreten. 36% aller Verletzungen fallen demnach auf das Knie^{91, 124}. Dies zeigt, dass vor allem Sportarten mit Kontakt und großen Kräften betroffen sind. Daher sollte die Orthese einen hohen Anspruch an Länge, Passform und Steifheit aufweisen. Eine große Gesamtlänge verringert die Kompression an den Weichteilen. Dies führt jedoch zu einer Sperrigkeit der Orthese, welche den Tragekomfort heruntersetzt. Wichtig für die gute Funktion der Orthesen ist aber eine hohe Steifheit des Produktes, erreicht durch elastische Materialien und eng am Gelenk anliegende Gurte, was ein Abrutschen der Orthese, und damit eine schlechte Funktion, verhindert^{77, 119}. Viele Studien zweifeln aber den Wert der prophylaktischen Knieorthesen sehr an^{7, 39, 50, 60, 116, 122, 132}. So konnten Arms et al. und auch Knutzen mit seinen Mitarbeitern in biomechanischen Tests einen negativen Einfluss von Orthesen auf die Kniephysiologie nachweisen^{4, 80}. Einige der Autoren konnten gar nachweisen, dass die Verwendung der prophylaktischen Knieorthesen zu einem signifikant höheren Verletzungsrisiko führen^{50, 116, 132}. Teitz und Mitarbeiter haben beispielsweise in einer groß angelegten Studie mit

Mitarbeiter haben beispielsweise in einer groß angelegten Studie mit Kontrollen von mehr als 11000 American Football-Spielern herausgefunden, dass mit der Verwendung von prophylaktischen Kniebraces signifikant mehr Verletzungen auftraten als ohne Braces¹³². Zu gleichen Ergebnissen kamen auch Grace et al.⁵⁰ in einer prospektiven Studie an 580 Highschool Football Spielern, in der sie die Hälfte der Spieler mit einer Orthese versorgten, die andere Hälfte wurde nicht mit einer Orthese versorgt. Das Verletzungsrisiko im Bereich des mit einer Orthese versorgten Knies war signifikant höher als in der Kontrollgruppe, aber es kam auch zu deutlich mehr Verletzungen des Sprunggelenkes und des Fußes derselben Seite. Auch Rovere¹¹⁶ et al. kamen in einer 2 jährigen Beobachtung eines College Football Teams zu gleichen erschreckenden Ergebnissen. Daher wird dringend von einer prophylaktischen Versorgung mit Orthesen abgeraten¹⁰⁰.

1.2.2 Postoperative (oder Rehabilitative) Knieorthesen

Wichtig ist bei dieser Art der Orthese auch die möglichst individuelle Anpassung der Orthese, um den sich ändernden Weichteilverhältnissen gerecht zu werden, da diese Orthese häufig bei frisch operierten Knieverletzungen eingesetzt werden.

Die postoperative Knieorthese dient in erster Linie als Schutz vor Überlastungen der noch nicht vollständig verheilten Kniebinnenstruktur, daher sollte sie ein besonderes Augenmerk auf die Stabilität und die Antirationseigenschaften der Orthese legen. Diese Orthese kennzeichnet sich durch eine verwindungssteife Hartrahmen-Konstruktion (meistens aus Aluminium oder Kunststoff) und durch eine weiche Schaumstoffbettung oder anatomisch angepasste vorgefertigte Schalen. Diese sollte eine komplette Streckung beziehungsweise Beugung verhindern können, da eine rehabilitative Massnahme eine gezielte Einstellung, meist in 10 Gradschritten erfordert. Wichtig ist, dass bei diesen Orthesen die möglichst individuelle Anpassung der Orthese durch möglichst einen geschulten Orthopädietechniker erfolgt, um den sich ändernden Weichteilverhältnissen gerecht zu werden¹¹⁷. Studien zeigten, dass durch diese Orthesen durchaus ein positiver Effekt auf die Stabilität des Knies erzielt werden kann^{3, 5, 7, 90, 95, 140}. So konnten Anderson et al. nachweisen, dass sich in einem Versuch an Tierkadavern mit der Lenox Hill Orthese und einer Tapemethode eine höhere Stabilität, insbesondere der Tibiale anteriore Versatz stabilisieren ließ³. Marans und Mitarbeiter testeten sechs Orthesen in sechs funktionellen Testsituationen und konnten insbesondere für die Lenox

Hill Orthese einen stabilisierenden Effekt nachweisen. Sie empfehlen eine Orthesenversorgung daher insbesondere für die nicht operative Versorgung einer VKB Ruptur⁹⁵ Wojtys und seine Mitarbeiter untersuchten ebenso sechs Orthesen bei Sportlern mit chronisch instabilem Knie und konnten eine Stabilisierung des anterior-tibialen Vor-schubes um 28,8-39,1% nachweisen.

Ein weiterer positiver Effekt stellt die Beeinflussung der Propriozeption dar. Dies konnte von mehreren Autoren nachgewiesen werden^{1, 32, 103}. So zeigte Perlau mit seinen Mitarbeitern an 45 gesunden Knien eine statistische Verbesserung in einem Winkelreproduktionstest von ca. einem Grad, wenn eine elastische Bandage getragen wurde. Wurde diese Bandage nach einer Stunde entfernt, war kein Effekt mehr nachweisbar, woraufhin die Autoren auf eine Verbesserung der Propriozeption durch eine elastische Bandage schlossen¹⁰⁷.

1.2.3 Funktionelle Knieorthesen

Diese Knieorthesen sind verschreibungspflichtig und individuell anpassbar^{99, 104}. Sie dienen als Therapiemaßnahme bei klinisch symptomatischer Bandinstabilität. Die Anwendung ist unter folgenden Gesichtspunkten angezeigt:

- Ø Prophylaxe für die Kniestrukturen oder die Kreuzbandplastik bei hohen Belastungen
- Ø Prävention bei chronischer Instabilität
- Ø Rehabilitation⁵¹

Man unterscheidet bei den funktionellen Orthesen zwischen offenen und geschlossenen Konstruktionen^{91, 98}. Offene Systeme sind für sportliche ambitionierte Patienten mit noch gut erhaltener Muskulatur geeignet; geschlossene Systeme dagegen bei zusätzlichen neurologischen Ausfällen oder größeren Weichteiltraumata. Je nach Beeinträchtigung der Kniebinnenstruktur können spezielle Abstützflächen eingesetzt werden. Durch Druck- und

Haltegurte wird eine anteriore Verschieblichkeit verhindert¹². Des Weiteren werden funktionelle Orthesen in solche mit einer Drehachse (monozentrisch) und mehreren Drehachsen (polyzentrisch) unterteilt.

Erstere sind mit zwei Führungsstäben versehen, welche durch ein nach dorsal versetztes Gelenk verbunden sind³⁸. Polyzentrische Gelenke dagegen sind mit zwei Zahnrädern

versehen, die sich aufeinander abrollen. Bei einer 90 Grad-Beugung bewegt sich die untere Drehachse auf einem 45 Grad-Bogen um die Obere. So wird erreicht, dass sich der Drehpunkt des Kniegelenkes auf einem Kreisbogen zwischen den Achspunkten befindet. Der momentane Drehpunkt des Kniegelenkes befindet sich bei dieser Art der Orthese auf einem Kreisbogen zwischen den Achsenpunkten. So wird erreicht, dass der momentane Drehpunkt sich bei einer Beugung von 0-90° gerade einmal um 6 mm verschiebt; dies entspricht am ehesten einer natürlicheren Bewegung des Kniegelenkes²³.

Eine zweite Variante der Polyzentrischen Gelenke ist die so genannte Viergelenkskette. Es handelt sich hierbei um vier Drehzentren, welche in Anlehnung an die Kreuzbandmechanik in Form von vier starren Gelenken in Kettenform angelegt sind. Die Schwierigkeit dieses Modells ist die Umsetzung der Roll-Gleitbewegung des menschlichen Kniegelenkes, bei dem sich das Drehzentrum in Kniemitte befindet und sich im dreidimensionalen Raum bewegt^{38, 51}.

1.3. Wirkungsweise von Orthesen

1.3.1 Mechanische Stabilisierung

Mechanische Stabilisierungsfähigkeit einer Orthese meint vor allem die Fähigkeit, ungünstige Translations- und Rotationskräfte zu absorbieren und auf andere Körperregionen umzuleiten²⁸. So fand man in einigen Studien heraus, dass Orthesen sowohl die tibiale Translation als auch die Zugbelastung auf das vordere Kreuzband verringern^{7, 13, 15, 126, 136}. Baker und seine Mitarbeiter untersuchten hier den Einfluss von Orthesen auf die mediale Kniestabilität. Sie konnten hier eine signifikante Verbesserung des Abduktionswinkels durch eine funktionelle Orthese nachweisen, eine prophylaktische Orthese zeigte hingegen keinen Effekt⁷. Hier hat eindeutig eine Hartschalorthese ein Vorteil gegenüber der einfachen elastischen Bandage.

Beck und seine Mitarbeiter konnten hingegen eine stabilisierende Eigenschaft von sieben funktionellen Orthesen auf den tibialen-anterioren Vorschub nachweisen, jedoch waren diese nicht durchgehend signifikant¹³.

Durch die mechanische Stabilisierungseigenschaft einer Orthese kann Verletzungen des Halte- und Bewegungsapparates vorgebeugt werden, dies konnten Reer et al. 2002 in

ihrer Arbeit nachweisen¹¹¹. Sie zeigten einen positiven Effekt einer Sprunggelenksorthese auf die Stabilität bei instabilem Sprunggelenk.

Um sich dem physiologischen Bewegungsablauf des Kniegelenkes anzunähern, wurden Knieorthesen mit physiologischen Achsen entwickelt²³. Der Kniegelenksablauf stellt einen überaus komplizierten Vorgang dar. Die Bewegung findet bei einfacher zweidimensionaler Betrachtung um eine während der Beugung von ventral nach dorsal wandernder Achse statt. Bei dreidimensionaler Betrachtung handelt es sich um eine im Raum taumelnde unstete Achse. Betrachtet man diese Abläufe, erscheint es verständlich, dass es sich bei den Orthesen allenfalls um Annäherungen an dieses Prinzip handeln kann^{7, 13, 140}.

Bei der Betrachtung der mechanischen Stabilisierungseigenschaften von Orthesen sei jedoch darauf hingewiesen, dass diese zwar in einigen Studien eine Reduktion der tibialen Translation von bis zu 50% nachweisen konnten, jedoch immer nur für einen niedrigen Belastungsbereich von ca. 60N⁶. Stärkere Kraftableitungen werden mit Orthesen nur unzureichend abgefangen. Untersuchungen von Beynnon et al. demonstrierten, dass die maximal möglichen Kräfte, die von aussen auf das Knie einwirken, bei ca. 100N liegen¹⁶. Hieraus lässt sich schließen, dass die meisten Orthesen bei diesen Kräften versagen.

Schienengelenke sollen eine ungehemmte Beugung zwischen Ober- und Unterschenkel garantieren. Ob diese ein-oder zweiachsig sind, ist von untergeordneter Rolle^{23, 140}.

Es wurde nachgewiesen, dass solch konstruierte Knieorthesen zur mechanischen Stabilisierung beitragen, da sie die vordere Schublade um circa 28- 39 %, bzw. bei Beteiligung der umgebenden Muskulatur gar um circa 70- 85 % verringern¹⁴⁰.

1.3.2 Funktionelle Stabilisierung

Die funktionelle Instabilität wird vor allem durch folgende Faktoren bestimmt: ein zu schlaffer Bandapparat, eine abgeschwächte umgebende Muskulatur und die eingeschränkte propriozeptive Wahrnehmung. Die hauptsächlichen Faktoren sind der Bandapparat und die Propriozeption^{49, 140}. In diesem Zusammenhang wurde nachgewiesen, dass die Orthesen die Innervationscharakteristik der Muskulatur und die Propriozeption positiv beeinflussen^{1, 19, 49, 62}.

Die Orthesen sorgen für eine verbesserte Wahrnehmung der Propriozeption und sorgen

so für eine erhöhte funktionelle Stabilität des Orthesen versorgten Gelenkes^{119, 121, 129}. In diesem Zusammenhang ist es auch zu sehen, dass es heute zur häufigen prophylaktischen Versorgung des gesunden Knies mit Orthesen kommt^{63, 75, 98, 105}.

1.3.3 Wirkweisen

Die propriozeptive Wirkung der Orthesen wird durch eine Reizung afferenter Rezeptoren in Haut, Muskel, Sehnen, Bändern und Gelenkkapseln hervorgerufen¹⁰⁶. Die Rezeptoren in der Haut und an den Muskeln angrenzenden Schichten, freie Nervenendigungen, Haarfollikelsensoren und Merckelsche Tastscheiben reagieren auf Reize, wie Bewegung der Bandage auf der Haut, und passen sich bei monotonen, wiederkehrenden Bewegungen schnell an^{53, 57, 128}.

Der von der Orthese ausgeübte Druck reizt auch die unter der Haut liegenden eigentlichen Gelenkstellungssensoren in Muskeln, Gelenkkapsel, Bändern, wie freie Nervenendigungen und Golgiorgane. Diese Rezeptoren reagieren sehr langsam. Sie nehmen statische und dynamische Spannungen auf, z.B. Muskelkontraktionen bzw. Dehnungen. Ihre Signale können durch eine Bandage verstärkt werden, allerdings liegen sie zu tief unter der Haut als dass sie wesentlich durch eine elastische Bandage beeinflusst werden könnten. Daher sind sie als eher unbedeutende Strukturen, was die Beeinflussbarkeit durch eine Bandage angeht, im Verhältnis zu den weiter an der Oberfläche liegenden Rezeptoren einzustufen¹⁰⁷.

1.4. Propriozeption

Unter Propriozeption versteht man ein Sinnessystem⁸⁹, welches die bewusste und unbewusste Verarbeitung afferenter Informationen über die Gelenkstellung im Raum, die Gelenkbewegung und die Gelenkkraft durch das zentrale Nervensystem (ZNS), steuert⁸⁴. Im ZNS werden diese bewussten und unbewussten afferenten Informationen verarbeitet und in einem efferenten Schenkel wieder als neuromuskuläre Antwort rückgemeldet^{11, 33, 65, 67, 108, 131}. Der Einfluss propriozeptiver Informationen auf die motorische Aktivität geschieht auf mehreren Ebenen des ZNS.

Die oben erwähnte afferente Information erhält der Körper aus so genannten Gelenkmechanorezeptoren, welche man in den Bändern, der Gelenkkapsel, den Sehnen, den Mus-

keln, der Synovialis sowie der über dem jeweiligen Gelenk liegenden Haut findet^{8, 53, 62, 63, 75, 88, 89}. Dieses System aus Rezeptoren spielt für die propriozeptive Leistung eines Gelenkes eine herausragende Rolle^{42, 52}. Schultz et al. konnten 1984 als erste diese Rezeptoren histologisch sichern¹²⁰.

Das ZNS erhält seine Information aber auch aus dem Gleichgewichtsorgan²⁷ und über visuelle Wahrnehmungen¹⁰⁸. Aus dieser Synthese von unterschiedlichen, verschieden angeordneten Mechanorezeptoren resultiert das Sinnessystem, bestehend aus Lagesinn, Stellungssinn, Bewegungssinn und Kraftsinn, welches unter dem Begriff Propriozeption zusammengefasst werden kann¹³⁵. Im weiteren Sinne kommen hier das vestibuläre und das visuelle System hinzu (Abbildung 1)¹⁰⁸. Die Propriozeption spielt eine entscheidende Rolle Verletzungen vorzubeugen¹¹⁸.

Die erhaltenen Informationen werden von Zentren im Hirnstamm, Mittelhirn und Hirnkortex übernommen und verarbeitet. Durch efferente Weitergabe werden Funktion und Koordination der Motorik wesentlich beeinflusst^{8, 62, 63, 75, 89}. Ungenügend ausgebildete oder eine geschädigte propriozeptive Leistungsfähigkeit kann zur Folge haben, dass die neuromuskuläre Funktion pathologisch verändert ist^{44, 46, 48, 86, 108}. Zwar sind die neuroanatomischen Grundlagen der Propriozeption weitgehend erforscht. Die funktionellen Abläufe hingegen sind schwer fassbar, weil die Ansiedlungslokalitäten der Rezeptoren vielfältig sind (Haut, Bänder, Sehnen, Gelenke, Kapseln, Muskeln, Rückenmark), weil sie von einer großen Zahl von Störgrößen beeinflussbar sind (körperliche Belastung, Kleidung, Motivation etc.) und weil sie von anderen Afferenzen (Gleichgewichtssinn, Sehen usw.) überlagert werden.

Als Beispiel sei hier einmal der Umknickvorgang unter extremen Valgusstress im Knie während einer körperlichen Aktivität aufgeführt. Die Mechanorezeptoren registrieren diesen Vorgang vor Ort. Sie geben diese abnorme Bewegungsänderung sofort an das ZNS weiter, welches die Information verarbeitet. Daraufhin kommt es zu einer Signalübermittlung an die entsprechende Muskulatur, in diesem Falle an die Muskelfasern des Oberschenkels. Diese kontrahieren sich dem Signal folgend und wirken so dem Umknickvorgang entgegen⁴¹.

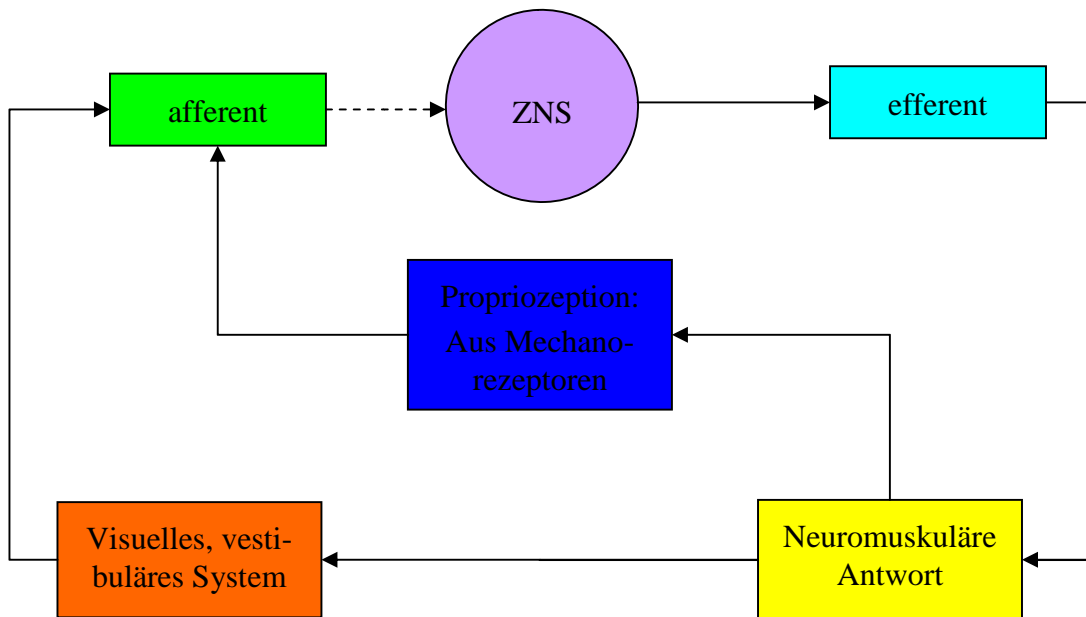


Abbildung 1: Schematische Darstellung der Propriozeption (nach Quante, 1999)

1.5. Bedeutung des Themas

Die Versorgung durch Orthesen bei Patienten mit operativ versorgter Kreuzbandruptur hat in den letzten Jahren stetig zugenommen. Dies ist dadurch bedingt, dass die Verletzung des Kniegelenkes durch den gestiegenen Leistungs- und Freizeitsport inzwischen das am häufigste verletzte Gelenk des Menschen darstellt³⁶. Für diese Verletzungen schreibt sich vor allem der Kreuzbandriss verantwortlich, der als Hauptindikation für die Versorgung mit einer Orthese erscheint^{82, 92, 101}. Mit dieser vermehrten Versorgung steigen natürlich auch die Kosten für das Gesundheitssystem. Die Kosten für eine postoperative Behandlung nach Kreuzbandoperation beliefen sich an einer amerikanischen Militärakademie beispielsweise auf 30.000 Dollar pro Jahr⁹¹, davon ging ein gewisser Teil natürlich auch in die Orthesenversorgung. Das wachsende Interesse und die damit gestiegenen Kosten legen natürlich eine Prüfung dieser Versorgung nahe.

Die Versorgung mit Orthesen wurde in den letzten Jahren damit propagiert, dass sie einen positiven Einfluss auf die mechanische^{112, 125}, aber auch die funktionelle, das heißt propriozeptive, Stabilität des Kniegelenkes ausüben würden^{71, 107}.

In einigen Studien konnte nachgewiesen werden, dass externe Stabilisierungshilfen dem

Kapsel-Bandapparat des jeweiligen Gelenkes signifikante mechanische Unterstützung bieten können. So fand man beispielsweise einen positiven Einfluss auf die tibiale Translation, aber auch eine Verringerung der Zugbelastung auf das vordere Kreuzband^{7, 13, 14, 125}.

Diesen Studien gegenüber stehen jedoch weitere Studien, welche zeigten, dass bei hohen Krafterwirkungen, wie sie bei Sporttraumata entstehen, Orthesen eigentlich keinen Wirkungsgrad haben²⁹. Schon bei normalen täglichen Aktivitäten wirken Kräfte die größer als 400 N sind. Dazu sagen Liu et al. in ihrem Artikel, dass die meisten Orthesen dieser Belastung schon nicht mehr standhalten⁹¹.

Wenn man sich diese Argumente vor Augen hält, bleibt die oben erwähnte funktionelle Stabilität zu prüfen. Diese funktionelle Stabilität spielt bei der Entstehung von Verletzungen eine entscheidende Rolle^{66, 84}.

Es konnte in diesem Zusammenhang nachgewiesen werden, dass zum Beispiel elastische Bandagen die passive Winkelreproduktion signifikant gegenüber dem nicht bandagierten Bein verbessern. Daraus schloss man das Orthesen einen positiven Einfluss auf die Propriozeption ausüben^{65, 87, 114}. Erklärt wird dies durch die vermehrte Stimulierung der Mechanorezeptoren durch Druck und Reibung von außen, also die Erhöhung detaillierter afferenter Informationen. Dabei ist die Aktivität der Rezeptoren abhängig vom auf das Gewebe ausgeübten Druck²².

Weiter fanden einige Autoren, dass sich die Kinetik der unteren Extremitäten mit bzw. ohne Knieorthese signifikant unterscheidet. Erklärt werden kann dies ebenfalls durch die veränderte afferente Information und die daraus resultierende geänderte koordinative Motorik^{35, 103}. De Vita et al. behaupten, dass bei Kreuzbandoperierten die Orthese auch deshalb das eingesetzte Implantat entlastet, weil die resultierenden, propriozeptiv ausgelösten neuromuskulären Adaptionen die Belastung des Kniegelenkes vermindern^{34, 35}. All diese Erkenntnisse haben mit dazu beigetragen, dass externe Stabilisierungshilfen sowohl im Bereich der Rehabilitation als auch auf dem Gebiet der Verletzungsprophylaxe enorm an Bedeutung gewonnen haben.

Jedoch zeigte sich in den letzten Jahren auch ein gegenläufiger Trend, welcher ausgelöst wurde durch mehrere Studien, die eine der oben beschriebenen gegenläufigen Aussage treffen.

So konnten Beynnon et al. in ihrem Review-Artikel zwei Studien vorlegen, welche aus sagten, dass das Tragen einer Orthese nach einer Kreuzbandoperation keinen Einfluss auf die propriozeptive Leistungsfähigkeit habe.

1.6. Fragestellung dieser Arbeit

Wie sich bei der Sichtung aller vorher beschriebenen und vorliegenden Literatur zeigte, konnte noch keine allgemein gültige und akzeptierte Meinung zum Einfluss von Orthesen auf die Propriozeption gefunden werden. Auch zeigte sich bei Sichtung der aktuellen Literatur, dass in den meisten Studien allenfalls ein geringer Nachbeobachtungszeitraum zu sehen war. Bei Sichtung der gängigen Literatur fällt jedoch auf, dass nur wenige Studien einen längeren Beobachtungszeitraum in ihrem Studiendesign gewählt haben. Fast alle gesichteten Studien führten ihre Ergebnisse auf einen Beobachtungszeitraum von ca. 6 Wochen bis maximal 6 Monate aus. Hier fehlt jedoch die längerfristige Nachbeobachtung, um aus den Ergebnissen zu schließen, ob es sich um einen akuten Effekt handelt oder ob positive bzw. negative Auswirkungen einer Orthese im weiteren Verlauf anhalten oder sich ein beobachteter Effekt wieder rückbildet. So wählten Wu et al. beispielsweise einen Beobachtungszeitraum von 5 Monaten, führten aber keine präoperative Testung durch, so dass auf einen Verlauf nicht geschlossen werden kann¹⁴². Rebel und Pässler untersuchten ihre Patienten einmalig im Schnitt 7,4 Wochen postoperativ, so dass man hier von einer noch akuten Situation der Probanden postoperativ ausgehen muss und es fraglich erscheint, ob die gefundenen Effekte zu einem späteren Beobachtungszeitpunkt noch vorhalten¹⁰⁹. Muellner und seine Mitarbeiter wählten gar nur einen 6-wöchigen Beobachtungszeitraum nach VKB Rekonstruktion¹⁰². Sie sahen keinen Benefit eine Orthese in der frühen Rehabilitationsphase, ob sich die Orthesenapplikation jedoch im Folgenden positiv auswirkt, konnten sie nicht ausschließen.

Dieser Lage, der doch meist kurzen Beobachtungszeiträume, soll mit der vorliegenden Arbeit Rechnung getragen werden. Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es daher herauszufinden, ob sich über einen Beobachtungszeitraum von einem Jahr bei Personen mit vorderer Kreuzbandruptur Unterschiede in der propriozeptiven Leistungsfähigkeit zwischen einer Patientengruppe, die mit einer Knieorthese versorgt wurde, und einer Kontrollgruppe ohne mechanische Stabilisierungshilfe, finden lassen. Auch wurde die Propriozeption in den vorliegenden anderen Arbeiten zum Teil mit einer zu geringen Anzahl an Testverfahren, zum Teil mit einer sehr geringen Anzahl an Probanden getestet. All diese Parameter unterscheiden sich in den bisherigen Studien. Daher soll in der vorliegenden Arbeit diese Fragestellung näher erörtert werden.

2. Material und Methode

2.1. Probandengut

In der vorliegenden Studie wurden insgesamt 60 Probanden untersucht, von denen 18 weiblich und 42 männlich waren. Bei der Auswertung der anthropometrischen Daten ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen, siehe Abbildung 2. Auch die Auswertung nach männlichen und weiblichen Probanden ergab keine signifikanten Unterschiede.

Die anthropometrischen Daten sind in Tabelle 1 zusammengestellt.

Tabelle 1: Anthropometrische Daten des Probandenkollektives

N: Anzahl der Probanden, SD: Standardabweichung, SEM: Standard Error of the Mean, Diff.: Differenz zwischen Minimum und Maximum, MW: Mittelwert, Min.: Minimum, Max.: Maximum, Größe in cm, Gewicht in kg, BMI in kg/m², Alter in Jahren

Gruppe		N	Min.	Max.	Diff.	MW	SEM	SD
Ohne Orthese	Größe	19	160,0	192,0	32,0	175,8	1,8	8,2
	Gewicht	19	56,0	93,0	37,0	72,4	2,2	9,7
	BMI	19	19,3	28,1	8,8	23,3	0,5	2,2
	Alter	19	19	38	19,0	28,8	1,1	4,8
Orthese	Größe	41	158,0	190,0	32,0	177,3	1,3	8,6
	Gewicht	41	50,0	109,0	59,0	75,2	2,2	14,2
	BMI	41	18,8	31,9	13,1	23,8	0,5	3,2
	Alter	41	18	63	45,0	29,8	1,5	9,4

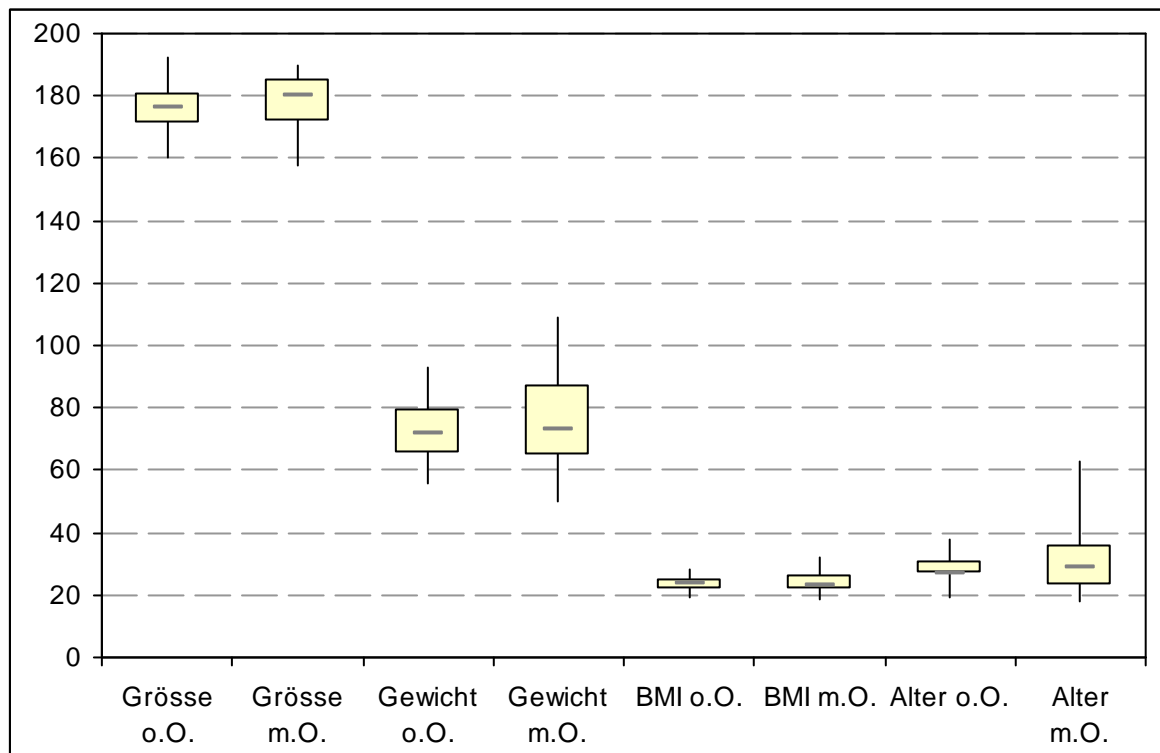


Abbildung 2: Anthropometrische Daten in graphischer Darstellung getrennt nach Orthesen (m.O.) und nicht Orthesengruppe (o.O.), Größe in cm, Gewicht in kg, BMI in cm/kg², Alter in Jahren

Einschlusskriterien, um an der Studie teilzunehmen, umfassten folgende Punkte:

- Alter, von mindestens 18 Jahren bis maximal 60 Jahre
- Ausgefüllte und unterschriebene Einwilligungserklärung
- Gute körperliche Verfassung ohne schwerwiegende Herz-, Lungen- oder Nierenerkrankungen
- Erlittener und in der Folge operierter Riss des vorderen Kreuzbandes, wobei das erlittene Trauma nicht länger als 6 Monate zurückliegen sollte.

Für die Auswahl der Probanden kamen folgende Ausschlusskriterien zum Tragen:

- Schwere Allgemeinerkrankungen, wie z.B. erhebliche Einschränkungen der Leber-, Lungen- oder Nierenfunktion
- Schwere koronare Herzkrankheit mit Angina pectoris in Ruhe
- Herzinsuffizienz, Herzrhythmusstörungen, starrfrequenter Herzschrittmacher

- Schwere Hypertonie
- Endokrine Störungen (schlecht eingestellter Diabetes mellitus)
- Akute oder chronische Infektionskrankheiten
- Weniger als drei Monate nach Myokardinfarkt
- Rekonvaleszenzphase von Infekten
- Überlastungsschäden, Überbelastungserscheinungen
- Schwerwiegende orthopädische Verletzungen bzw. Schäden, insbesondere der unteren Extremitäten.

Die Probanden wurden gebeten in den 24 Stunden vor ihrem jeweiligen Testtag keinen Alkohol zu trinken und Sport allenfalls im regenerativen Bereich zu treiben. So sollte eine, soweit wie möglich, gleiche körperliche Verfassung zu den Termine erreicht werden. Dies wurde versucht durch eine standardisierte Befragung der Probanden zu Beginn der Untersuchung, in der sie zu ihrem Sport- und Ernährungsverhalten in den letzten 48 Stunden befragt wurden, zu erreichen. Es setzte jedoch weiterhin die Mitarbeit der Probanden voraus.

Bei abgelaufenen Infekten wurde eine Rekonvaleszenzphase von möglichst einer Woche eingehalten.

Diese Vorgaben erhielten die Teilnehmer am ersten Untersuchungstag sowohl schriftlich als auch mündlich mitgeteilt. Sich daran zu halten, wurden die Probanden an jedem neuen Untersuchungstermin gebeten und erinnert.

Die Teilnahme erfolgte auf freiwilliger Basis. Es handelt sich dabei um ein Kollektiv von sonst gesunden Probanden zwischen 18 und 60 Jahren.

2.2 Versuchsanordnungen

2.2.1 Vorbereitung

Ort der Versuchsdurchführung war der Forschungsbereich für Sport- und Bewegungsmedizin, Fachbereich Sportwissenschaft, Universität Hamburg, Mollerstrasse 10, 20148 Hamburg, Deutschland.

Der Zeitraum der Studie erstreckte sich vom 19.07. 2002 bis zum 24.10.2004.

Die an der Studie teilnehmenden Probanden wurden von verschiedenen Zentren operiert und im Voraus gefragt, ob Sie an dieser Studie teilhaben wollten. Bei Einwilligung wurden die Probanden von den teilhabenden Ärzten randomisiert mit einer Orthese versorgt, oder der Kontrollgruppe, die ohne Orthese versorgt wurde, zugeteilt. Ein wichtiges Kriterium war hierbei der operative Zustand der Probanden.

Um einen Vergleichswert zu erhalten, wurde die erste Testreihe bereits präoperativ im Versuchslabor durchgeführt. Jeder Proband erschien zu diesem Tag im Versuchslabor und wurde dort über die Versuchsabläufe eingehend aufgeklärt. Außerdem wurden ihnen dort die Teilnahmebedingungen erläutert und die Fragen der Probanden ausführlich beantwortet. Sie wurden auch darauf hingewiesen, dass es jederzeit möglich sei, die Studie abubrechen.

Die Teilnehmer unterschrieben, nach dieser Aufklärung eine Einverständniserklärung. Danach wurde der Orthesengruppe die Orthese durch einen ausgewiesenen Orthopädietechniker angepasst.

Des Weiteren fand während dieses Termin noch eine standardisierte Untersuchung mit standardisierten sportmedizinischen und sportbiographischen Fragebogen, Anamnese und ärztlicher Untersuchung statt, um so den Gesundheitsstatus aufzudecken und eventuelle Ausschlusskriterien auszuschließen.

Im Folgenden wurde die Körpergröße der Probanden mit einer im Versuchslabor festmontierten Messeinheit gemessen. Im Anschluss erfolgte das Wiegen mit der geeichten mechanischen Balkenwaage „Seca 710“ (Seca, Vogel&Halke GmbH&Co, Hamburg, Deutschland) mit Tarierrad zur Einstellung der Nullstelle. Das Wiegen wurde bei allen Probanden ohne Schuhe und nur mit T-Shirt und kurzer Hose bekleidet durchgeführt.

Um eine bessere Aussage über den Körperfettgehalt treffen zu können, wurde des Weiteren der BMI (Body Mass Index) der Probanden bestimmt. Dieser errechnet sich wie folgt:

$$\text{BMI} = \frac{\text{kg}}{\text{m}^2} \quad \begin{array}{l} \text{kg- Kilogramm Körpergewicht} \\ \text{m}^2\text{- Körperlänge hoch 2.} \end{array}$$

2.2.2 Orthesen

Da die Anpassung der Orthesen durch einen ausgewiesenen Orthopädietechniker vorgenommen wurde, siehe 2.2.1, wurde gewährleistet, dass die Orthesen standardisiert und ordnungsgemäß angepasst wurden.

Folgende Orthese wurde für die Studie verwendet und getestet:

Die Softtec-Orthese der Firma Bauerfeind [Kempfen, Deutschland]. Das Gewicht dieser Orthese beträgt ca. 600g und ist damit im Vergleich zu gebräuchlichen Hartrahmen-Orthesen leichter.

Es gibt diese Orthese in vier verschiedenen Größen (1-4). Das Formgestrick ist atmungsaktiv und liegt großflächig dem Bein an. Der großflächige Kontakt der Orthese zum Bein verhindert lokal begrenzte Druckspitzen. Das anatomische Formgestrick besteht in Anteilen aus unidirektional unelastischen und besonders zugstabilen Bereichen. Vier unelastische Klettgurte erzielen einen stabilen zirkulären Kraftschluss. Seitliche Gelenkschienen aus Aluminium sind anatomisch vorgeformt. Spezielle Orthesengelenke stellen sich unabhängig voneinander auf die Kompromissdrehpunkte ein und berücksichtigen so die Lage der individuellen Kompromissdrehachse des Kniegelenkes im dreidimensionalen Raum. Die Gelenke sind für Extension und Flexion in 10° - Abständen limitierbar.

Jedem Probanden wurde einer dieser Orthesengrößen individuell angepasst. Die individuelle Anpassung der Orthese erfolgt durch das Messen dreier Messpunkte. Diese Messpunkte werden am entspannten Bein des Probanden in 20Grad Stellung des Beines erst bestimmt, mit einem dünnen Edding-Stift (Edding, Deutschland) markiert und dann gemessen.

Der erste Messwert befindet sich auf Höhe Mitte der Patellarsehne. Dort wird der Umfang des Beines gemessen. Genauso wird an den Messpunkten zwei und drei verfahren.

Diese befinden sich 15 cm ober- bzw. unterhalb des Gelenkspaltes.

Nach Anlegen der Orthese wird diese mittels eines spezifischen Einstellvorganges so fixiert, dass sich die im dreidimensionalen Raum befindliche Drehachse optimal eingestellt findet. Danach führte der Proband 15 Bewegungen zwischen 10 und 45 Grad durch. So stellt sich die Orthese auf einen für den Probanden optimalen Kompromissdrehpunkt ein. Nun muss der Fixpunkt fixiert werden und die Orthese befindet sich in einer für den Probanden idealen Einstellung.

Nach dem Anlegen wurde der genaue Sitz noch einmal durch den Autor der vorliegenden Arbeit persönlich überprüft und durch Schließen der Reißverschlüsse und Gurte so optimiert, dass ein genauer Sitz der Orthese erreicht werden konnte.

2.2.3 Meßsystem

Für die unter Punkt 2.3.1 bis 2.3.3 beschriebenen Untersuchungen wurde eine Kraftmessplattform der Firma Kistler® (Kistler Instrumente AG, CH-8408 Winterthur, Schweiz) verwendet. Mit dieser Platte ist es möglich dreidimensionale Kräfte zu messen. Diese Plattform ist im Betonfundament fest verankert, dort wurde sie im Jahre 1994 fest einbetoniert. Dabei handelt es sich um eine Empfehlung des Herstellers, um so eventuelle Störungen und Artefakte zu vermeiden.

Die Platte wird von einer Holzrahmenkonstruktion umrahmt. So wird ein einfaches Betreten der Platte, ohne dabei eine Stufe überwinden zu müssen, ermöglicht.

In der Platte befindet sich ein interner Ladungsverstärker, welcher über ein Kabel mit einer Box verbunden war. Von dieser Box führt ein weiteres Kabel zu einer A/D-Wandlerkarte (A/D-Wandlerkarte Data-Translation 3001 DT, erhältlich bei www.datx.com, 1996) in einem angeschlossenen PC.

Die so analog-digital gewandelten Daten konnten mit dem Bewegungsanalyse Programm Motion 5.0 (Simi, Unterschleißheim, Deutschland) weiterverarbeitet werden.

Es wurde eine Abtastrate von 600 Hz eingesetzt und mit einer Empfindlichkeit von 1000 pC gemessen. Als Untersuchungsparameter diente die Sway-Length, die Länge des Schwankungsweges.

Mit diesem Versuchsaufbau wurden drei verschiedene Gleichgewichtstests überprüft, die im Folgenden, gemäß ihrem zeitlichen Ablauf, erklärt werden.

Dabei wurde vor allem darauf geachtet, dass die Versuche in einer ruhigen Atmosphäre stattfinden konnten, um so gleiche Versuchsbedingungen für alle Probanden zu ermöglichen.

Unter Punkt 2.3.4 wird der Winkelreproduktionstest mit einem Goniometer beschrieben. Es handelt sich hierbei um zwei mit einem Handcomputer verbundene Messleisten (siehe Abb. 3). Das Goniometer ist in der Lage eine exakte Winkelabweichung von einem vorgegebenen Winkel wiederzugeben. Er misst die Winkelabweichung in Grad und gibt diese auf einer analogen Skala wieder.

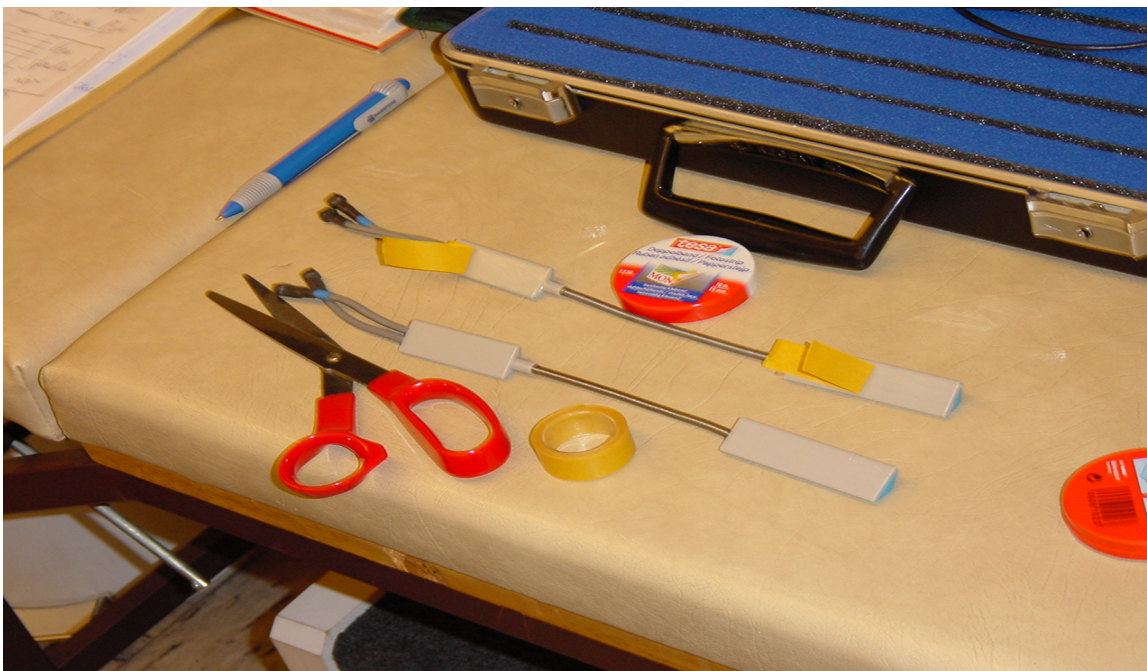


Abbildung 3: Goniometer, Vorbereitung der zwei Messleisten mit beidseitig klebendem Klebeband, Schere zum Zurechtschneiden der Klebestreifen

Für den unter Punkt 2.3.5 beschriebenen Test wurde der KAT 2000 verwendet (siehe Abb. 4). Hierbei handelt es sich um ein Gerät zur Messung eines dynamischen Balancetestes. Ein Computer ist hierbei mit einer Messeinheit verbunden. Durch Austarieren des Gleichgewichtes muss der Proband versuchen die Platte, auf der er steht, im Mittelpunkt zu halten. Als visuellen Anhaltspunkt bekommt er den aktuellen Zustand mittels eines beweglichen Punktes auf dem vor ihm montierten Bildschirm zugespielt. Die auf dem Computer befindliche Software misst den dabei zurückgelegten Weg.



Abbildung 4: KAT 2000, Proband auf KAT 2000, davor in vorgegebenem Abstand Computer mit Zielführung, angeschlossene Messeinheit.

2.3. Versuchsablauf

Vor jeder Testung wurden der Testplatz und die zugehörigen Testgeräte auf ihre Funktion geprüft. Dazu gehörte die Eichung der Kistlerplatte und die Überprüfung der Simi-Motion Software.

Den Probanden wurde zu Beginn der jeweiligen Testreihe der Testablauf und die Ziele des Versuches ausgiebig erklärt. Daraufhin wurden Fragen der Probanden geklärt und sie unterschrieben die Einverständniserklärung.

Testvorbereitung	
Aufklärung des Probande, Aushändigung Handout, Einverständniserklärung	
	Medizinische Untersuchung, Anamnesebogen Wiegen, Längenmessung, Fettmessung
Anpassen der Orthese durch einen Orthopädietechniker	
Vor erstem Test eines Probanden	

45 min vor Testbeginn	30 min vor Testbeginn	15 min vor Testbeginn
...Aktivierung und Eichung der Kistlerplatte ...Starten des Computers und Überprüfung der Simi-Motion Software	...Aktivierung und Eichung des KAT 2000 ...Starten des Computers und Überprüfung der KAT 2000- Software	Goniometer-Vorbereitung: Schere, beidseitiges Klebeband
Vor Beginn des Testtages		

10 min vor Testung	5 min vor Testung
Kontrolle des Messplatzes Testprotokolle	Proband legt Orthese an Überprüfung des richtigen Sitzes durch Autor
Vor jedem Test	

Abbildung 5: Flusschema zur Testvorbereitung

	Testbeginn	Pause
	Aufwärmen mit bzw. ohne Orthese auf höhenverstellbarem Fahrrad-Ergometer	
Zeit	0-10 min	3 min

	Testphase	Pause	Testphase	Pause	Testphase	Pause
	Stehetest, mit bzw. ohne Orthese, randomisiert durch Münzwurf, danach anderes Bein		Gehtest, mit bzw. ohne Orthese, randomisiert durch Münzwurf, danach anderes Bein		Blindtest, mit bzw. ohne Orthese durch Münzwurf randomisiert, danach anderes Bein	
Zeit	Ca. 7 min	1 min	Ca. 7 min	1 min	Ca. 7 min	1 min

	Testphase	Pause	Testphase	Pause	Fragebogen
	Kat 2000, mit bzw. ohne Orthese, randomisiert durch Münzwurf, danach anderes Bein		Anlegen des Goniometers, Testung 15, 25, 40 Grad, alles 3-malig wiederholen		Ausfüllen des IKDC-Fragebogens
Zeit	Ca. 7 min	1 min	Ca. 13 min	1 min	Ca. 4 min

Abbildung 6: Flusschema zum Testablauf

2.3.1 Stand-Test

Dieser Test wurde als Ein-Bein-Standtest durchgeführt, wobei die Augen geöffnet waren. Vor Durchführung der Testreihe begaben sich die Probanden auf die Holzrahmenkonstruktion (siehe Abb. 7).

Nach einer kurzen Konzentrationsphase betraten die Probanden die Kistlerplatte und stellten sich dort auf das vorher randomisiert ausgewählte Bein im Ein-Bein-Stand. Die Randomisierung erfolgte durch das Werfen einer Münze.

Der Untersucher startete die Messung manuell. Die Messung dauerte fünf Sekunden. In diesem Test mit Sicht war es die Aufgabe, so ruhig wie irgend möglich auf der Kraftmessplatte stehen zu bleiben. Dabei sollte man eventuell auftretende Gleichgewichtsunsicherheiten so gut wie möglich korrigieren. Die Probanden hatten interindividuelle unterschiedliche Haltungsstrategien, die intrapersonell sehr stabil repräsentiert waren.

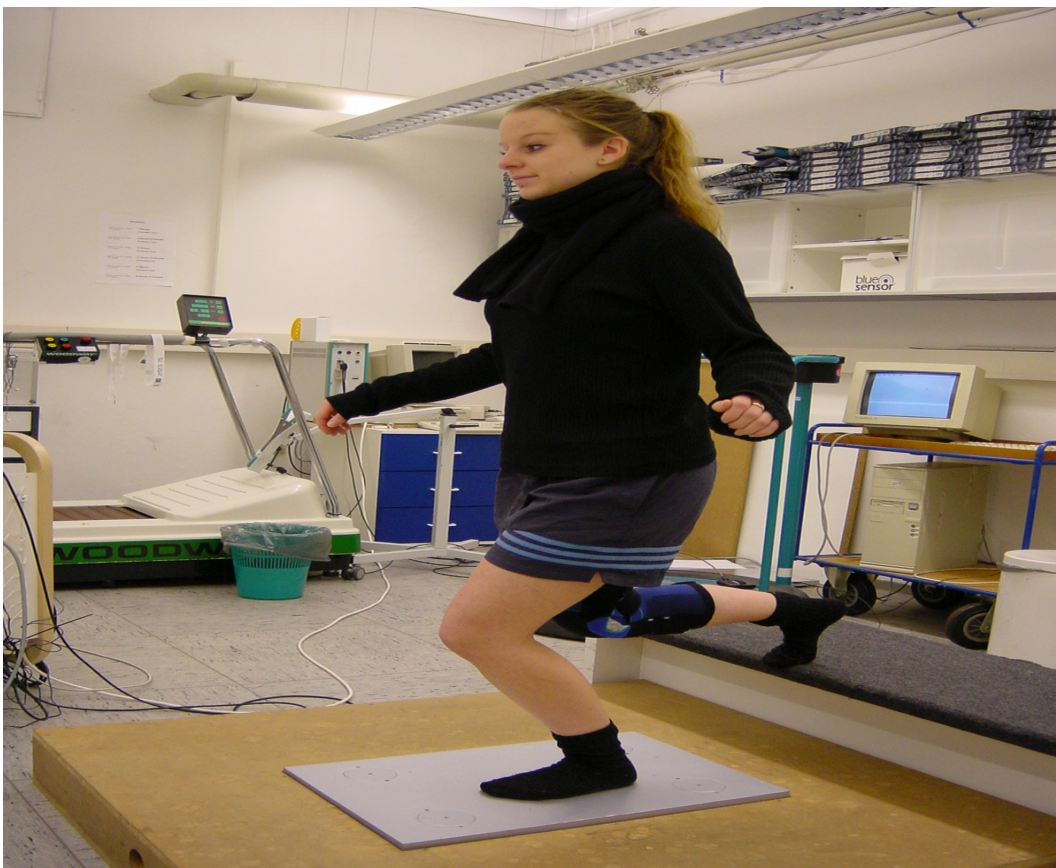


Abbildung 7: Standtest, Kistlerplatte, Probandin betritt von der Holzrahmenkonstruktion aus die Messplatte.

2.3.2 Einbeinstandtest mit geschlossenen Augen

Der Ein-Bein-Standtest wurde mit geschlossenen Augen durchgeführt. Danach stellten die Probanden sich das dominante Bein in den Einbeinstand. Hatten sie ihr persönliches Gleichgewicht gefunden, schlossen sie ihre Augen und der Untersucher startete für fünf Sekunden die Messung (siehe Abb.8). Wie auch schon im Standtest wurde eine exakte Standposition den Probanden nicht vorgegeben. Es wurde aber darauf geachtet, dass das Spielbein nicht viel mehr als 10 cm über der Messplattform gehalten wurde. Während der Testreihe hat keiner seine ursprüngliche Standposition deutlich variiert.



Abbildung 8: Blindtest, Kistlerplatte Patientin mit zur Verblindung geschlossenen Augen

2.3.3 Gehstest

Für den Ein-Bein-Gehstest stellten sich die Probanden auf eine der Kistlerplatte vorgelagerte Bank. Diese Bank war 21 cm hoch und immer in einer Entfernung von 15 cm von der Kistlerplatte aufgestellt (siehe Abb. 9). Die Probanden sollten sich zunächst auf ihr dominantes Standbein stellen, dieses wurde durch das Treten eines Balles ermittelt. So war definitionsgemäß das Schussbein das dominante Bein, das bei dem Schuss als Standbein dienende Bein das nicht dominante Bein.

Nun sollten die Probanden, nachdem die Messung vom Untersucher gestartet worden war, mit dem nicht dominanten Bein die Kistlerplatte betreten und auf der anderen Seite mit dem vorherigen Standbein die Platte wieder Richtung Holzrahmen verlassen (Standbein-> Gehbein-> Standbein). Die Messung wurde mit Trigger für sechs Sekunden durchgeführt, sodass erst bei Berührung der Messplatte die Messung gestartet wurde. Es folgte jeweils auch die Testung des zweiten Beines, wobei nun das dominante Bein zum Gehbein wurde.



Abbildung 9: Gehstest, Kistlerplatte, Probandin hat mit Gehbein die Kistlerplatte betreten, danach Lösen des Standbeines und Verlassen der Platte

2.3.4 Winkelreproduktionstest

Vor Beginn des Testes wurde durch Werfen einer Münze festgelegt, in welcher Reihenfolge (rechts/links) die Knie getestet werden sollten.

Hiernach wurde den Probanden die durch Kabel mit dem Computer verbundenen Messleisten auf das jeweilige Knie aufgebracht. Hierfür wurde beidseitiges Klebeband (Tesa, Hamburg, Deutschland) verwendet. Die Aufklebung erfolgte immer in Neutral-Null-Stellung, welche mittels eines Winkelmessers vorher festgestellt wurde. Die Leisten werden sowohl auf der medialen als auch auf der lateralen Seite angebracht. Bei dem mit der Orthese versorgten Knie wurde der Goniometer auf der Orthese aufgebracht, um so ein eventuelles Verrutschen zu vermeiden (siehe Abb. 10).

In der Neutral- Null- Stellung folgte daraufhin die Nulleichung, um so immer eine gleiche Ausgangsstellung zu erreichen.

Dem Probanden wurde nun bei geschlossenen Augen je einer von drei Winkeln präsentiert. Die vorgegebenen Winkel betragen 10° , 25° und drittens 45° , wobei die Vorgabe der Winkel an die Probanden in willkürlicher Reihenfolge durch den Testdurchführenden vorgegeben wurden. Das Schließen der Augen sollte eine eventuelle visuelle Hilfestellung verhindern. Nach der ersten Präsentation musste der Proband den jeweiligen Winkel nach Gefühl reproduzieren. Diese Prozedur wurde für jeden Winkel dreimal wiederholt. Die Abweichung vom vorgegebenen Winkel wurde auf dem Computer abgelesen und notiert. Im Anschluss wurde von jedem der drei erhaltenen Winkelabweichungen der Mittelwert gebildet. So sollte erreicht werden, dass eventuelle Messfehler und Abweichungen ausgeschlossen bzw. mindestens minimiert wurden.

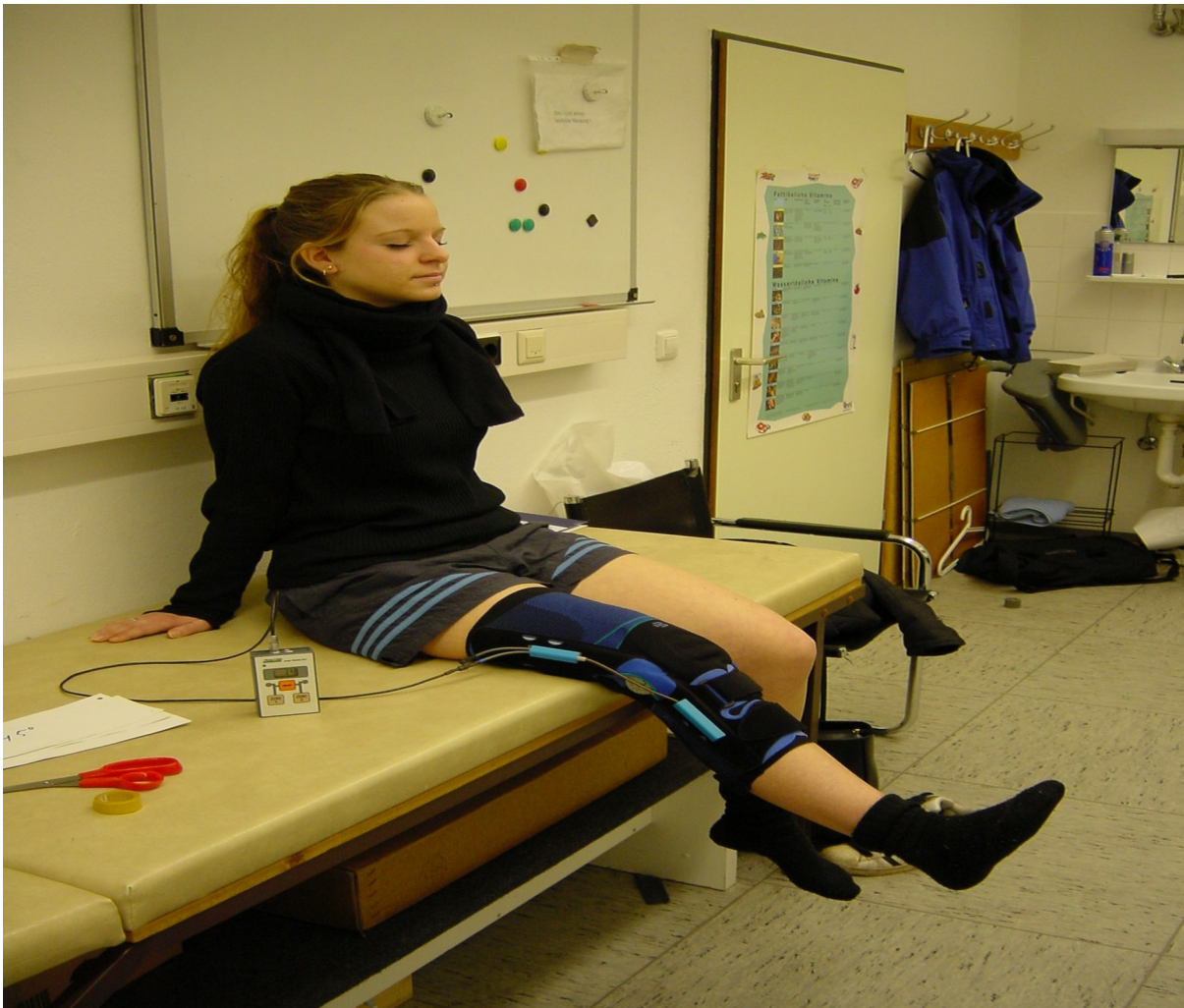


Abbildung 10: Winkelreproduktionstest, an die Orthese angebrachter Goniometer mit angeschlossenem Ablesegerät, Klebestreifen zum Befestigen des Goniometers

2.3.5 Dynamischer Balancetest (KAT 2000)

Alle Tests wurden mit dem Kinesthetic Ability Trainer (K.A.T. 2000, BREG Inc., Vista, CA, USA) durchgeführt. Dabei handelt es sich um eine runde, instabile Plattform mit einem zentralen Auflagepunkt, die an einen Computer angeschlossen ist. Der Instabilitätsgrad wird mittels einer aufblasbaren Luftkammer, die sich zwischen Plattform und Geräteboden befindet, reguliert. Mit Hilfe eines servohydraulischen Testsystems zur Materialtestung und einer Studie, die sich mit der Kalibrierung der Plattform beschäftigte, wurde ein linearer Algorithmus entwickelt, der zur Einstellung des Luftdrucks ver-

wendet wird. Der als PSI (Pound per Square Inch) gemessene Druck kann so entsprechend dem jeweiligen Körpergewicht und in Abhängigkeit zur jeweiligen Testart reguliert werden. Eine digitale Anzeige ermöglicht eine exakte Einstellung der Plattformstabilität. Am vorderen Rand der Plattform misst ein zweiachsiger Bewegungssensor (Accustar II, Lucas Sensing Systems, Phoenix, AZ, USA) digital das Bewegungsausmaß der Plattform in Relation zu ihrem Referenzpunkt. Die Frequenzantwort des Sensors liegt bei 0,5 Hertz (Hz). Alle Auslenkungen werden paarweise als Gradabweichungen von der X- und Y-Achse gemessen und von einem Analog-Digital-Wandler mit einer Abtastrate von 25 Hz digitalisiert. Um zu einem Gesamtwert der Gradabweichungen (Balance Index) zu gelangen, werden alle Abweichungen gemessen und über den Testzeitraum summiert. Die Messungen erfolgen also über die Berechnung: $\text{Zeit} \times \text{Distanz zum Referenzpunkt}$ (Zeit = 18,2 Stichproben pro Sekunde, Distanz = Grad der Abweichung vom Referenzpunkt, keine metrische Messung). Für die Aufzeichnung der Daten und deren Analyse wurde ein spezielles Softwareprogramm entwickelt, das am Ende jedes Testdurchgangs den jeweiligen Balance Index anzeigt. Mit dem computergestützten Mess- und Trainingsgerät K.A.T. 2000 lassen sich verschiedene statische und dynamische Tests durchführen: Bei den statischen Tests hat der Proband die Aufgabe, die Plattform möglichst gleichmäßig horizontal zu halten. Auf dem Bildschirm des Computers dokumentiert ein beweglicher Positionspunkt seine jeweilige Plattformlage. Die Abweichung dieses Positionspunkts vom Referenzpunkt im Zentrum des Bildschirms dient der Testperson als visuelle Kontrolle. Je näher sich der Punkt am Zentrum befindet, desto mehr befindet sich die Plattform in der gewünschten Position. Zusätzlich ertönt ein akustisches Signal sobald beide Punkte zur Deckung gebracht werden, also eine exakte Horizontallage erreicht wird. Am Ende jedes Testdurchgangs berechnet der Computer, nach dem oben geschilderten Verfahren, die Summe der Gradabweichungen und zeigt diese als statischen Balance Index (SBI) an. Bei den dynamischen Tests wandert der auf dem Bildschirm sichtbare Referenzpunkt langsam in einer exakten Kreisbahn um das Zentrum. Der Proband muss durch Kippen der Plattform versuchen, den von ihm gesteuerten Positionspunkt so exakt wie möglich mit dem Referenzpunkt in Deckung zu bringen. Auch hier ertönt bei exakter Deckung ein akustisches Signal. Die Summe der Gradabweichungen vom kreisenden Zentrum wird am Ende jedes Durchgangs als dynamischer Balance Index (dBI) angezeigt. Sowohl für die dynamischen als auch für die statischen Tests gilt folgende Regel: Je niedriger der angegebene Balance Index, desto besser das Ergebnis. Der Anstieg des Werts steht für

Index, desto besser das Ergebnis. Der Anstieg des Werts steht für eine Verschlechterung des Koordinationsvermögens.

In unseren Testungen wurde der rein statische Test auf dem KAT 2000 durchgeführt.



Abbildung 11: KAT 2000, mit im Vordergrund zu sehender Messeinheit und optischer Darstellung der Zielführung für den Probanden auf einem angeschlossenen Computer.

2.3.6 IKDC-Fragebogen

Beim IKDC handelt es sich um einen standardisierten Fragebogen zur Einschätzung des Knies, der sich als sehr zuverlässig und valide im Bezug auf die Messung von kniespezifischen Symptomen, Funktion und sportliche Aktivität herausgestellt hat⁵⁸.

Er beinhaltet 8 Parametergruppen, die die Kniefunktion einschätzen:

1. subjektive Beurteilung durch Patienten
2. Symptome
3. Bewegungsumfang
4. Untersuchung des Bandapparates
5. Kompartimentale Befunde
6. Symptome bei Transplantatentnahmestelle
7. Röntgenbefunde (Arthrose)
8. Funktioneller Test

Die Einteilung erfolgt in A, B, C und D, wobei A als „exzellent“ und B als „gut“ gewertet werden. C und D dagegen gelten als schlechte Befunde.

2.4 Statistische Methoden

Diese Arbeit wurde mit Word für Windows XP Professional (Microsoft, Washington, USA, 2001) erstellt. Graphische Darstellungen wurden mit Excel für Windows 2000 (Microsoft, Washington, USA, 1999) aufgearbeitet. Die mit der Motion 5.0 (SIMI Reality Motion Systems GmbH, München, Deutschland, 1998) erhobenen Daten wurden in Excel 2000 (Microsoft Washington, USA, 1999) eingelesen und in einer Urliste verarbeitet. Anschließend erfolgte das Einlesen der Daten in SPSS für Windows 12.0 (, Washington, USA, 1996), um so statistisch ausgewertet werden zu können. Fehlende Werte wurden durch die Mittelwerte der jeweiligen Gruppe ersetzt.

Für jede Variable wurden Mittelwert und Standardabweichung und das 95% Konfidenzintervall für den Mittelwert berechnet. Da die Stichprobe mit $n=60$ relativ groß ist und die Varianzanalyse gegen eventuelle Abweichungen von einer Normalverteilung relativ robust ist (Bortz, Statistik für Sozialwissenschaftler) wurde die

robust ist (Bortz, Statistik für Sozialwissenschaftler) wurde die ANOVA mit Messwiederholung berechnet um Gruppenunterschiede im Zeitverlauf in den einzelnen Testverfahren zu prüfen.

Bei signifikant unterschiedlichem Zeitverlauf wurden Post-Hoc-Tests durchgeführt, in denen wiederum ANOVAS für je zwei Zeitpunkte möglich waren.

Bei 6 Zeitpunkten der Messung ergeben sich hieraus 15 Paarvergleiche pro Testverfahren. Um pro Testverfahren eine Gesamt-Irrtumswahrscheinlichkeit von $p=0,05$ nicht zu überschreiten, wurde hierbei Bonferroni-adjustiert, was ein Signifikanzniveau von $p<0,003$ (Signifikanzniveau geteilt durch Anzahl der Paarvergleiche) ergab.

Korrelationen wurden mit Pearson's Korrelationskoeffizienten angegeben.

Vergleiche zwischen Blind und Augen auf wurden mit dem t-Test für abhängige Stichproben durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde auf $p=0,05$ festgesetzt.

2.5 Kritik der Methode

Das Hauptproblem dieser Studie zeigte sich in der Problematik, dass das tägliche Tragen der Orthese durch die mit der Orthese versorgte Testgruppe schwierig zu überprüfen war. Dieser Problematik wurde dadurch versucht zu begegnen, dass die Probanden vor und auch während der einjährigen Testphase immer auf die Wichtigkeit der Regelmäßigkeit hingewiesen wurden.

Es gestaltete sich schwierig die Testverfahren im Testlabor zu immer gleichen Zeiten abzuhalten, da sowohl ein Abhängigkeit vom zuweisenden Arzt als auch vom Probanden gegeben war. Diesem Problem wurde versucht zu begegnen, in dem soweit möglich eine Abstimmung zum jeweils letzten Termin des einzelnen Probanden vorgenommen wurde.

Ein weiteres bekanntes Problem ist die Einteilung der Probanden in Matched Pairs. Die Erfahrung hat gezeigt, dass sich die sinnvolle Zuteilung in „Matched-Pairs“ erschwert, wenn zu viele Zuweiser an einer Studie beteiligen. Durch Einschränkung auf zwei Zuweiser wurde in dieser Studie diesem Problem entgegen getreten, was auch Verbesserung der oben erwähnten Terminabsprache mit sich brachte.

Die Einteilung in die Orthesen bzw. Nicht-Orthesen-Gruppe nach „Matched-Pairs“ wurde aber auch durch OP-Zustand, Lebensumstände (z.B. Polizist vs. Hausfrau) und damit verbundenen Vortrainingszustand, Motivation und Konzentration, erschwert.

Diese Einteilung erfolgte durch die Zuweiser und orientierte sich hauptsächlich an dem OP-Zustand der Probanden. Die Richtigkeit wurde durch den Autor dieser Arbeit anhand einer Anamnese vor Beginn der ersten Testung geprüft

3. Ergebnisse

3.1. Kistlerplatte

Die Ergebnisse der einzelnen Tests auf der Kistlerplatte sollen im Folgenden getrennt nach Testverfahren dargestellt werden. Zu beachten bleibt, dass es sich bei dem Standtest um einen statischen Test handelt. Bei dem Blindtest, im folgenden Einbeinstandtest mit geschlossenen Augen genannt, handelt es sich um ebenfalls um einen statischen Test, der Gehtest stellt im Gegensatz zu den beiden erst genannten einen dynamischen Test dar.

3.1.1 Standtest gesundes Bein

Der Standtest wurde getrennt nach gesundem und involviertem Bein ausgewertet. Es zeigt sich bei der Auswertung des gesunden Beines eine Signifikanz mit $p < 0,05$ sowohl über die Zeit gesehen, als auch ein statistisch signifikanter Unterschied mit $p < 0,001$ zwischen der Orthesengruppe und der nicht mit einer Orthese versorgten Gruppe. Bei diesem statischen Testverfahren schneidet die mit der Softec-Orthese versorgte Gruppe signifikant besser ab (siehe Abbildung 12).

Im Posthoc-Test zeigte sich, bei einer Bonferoni-Adjustierung ($p < 0,003$), ein signifikanter Unterschied im Vergleich der Testung vor OP und der Messung nach 1 Monat ($p < 0,001$), was insbesondere in der Orthesengruppe durch eine massive Verschlechterung in diesem Zeitraum auftritt. In dem Vergleich der Messung nach einem Monat mit allen folgenden Messungen besteht eine signifikante Besserung der Orthesengruppe von 1. Monat postoperativ im Vergleich mit der Messung nach einem Jahr (Abb.12).

Bei der nicht mit einer Orthese versorgten Gruppe kommt es im Vergleich präoperativ zu Messung nach einem Jahr bei der Betrachtung der sway-length ($0,29 \pm 0,19\text{m}$ auf $0,37 \pm 0,12\text{ m}$) augenscheinlich zu einer Verschlechterung, diese ist jedoch nicht signifikant (siehe Tabelle 2).

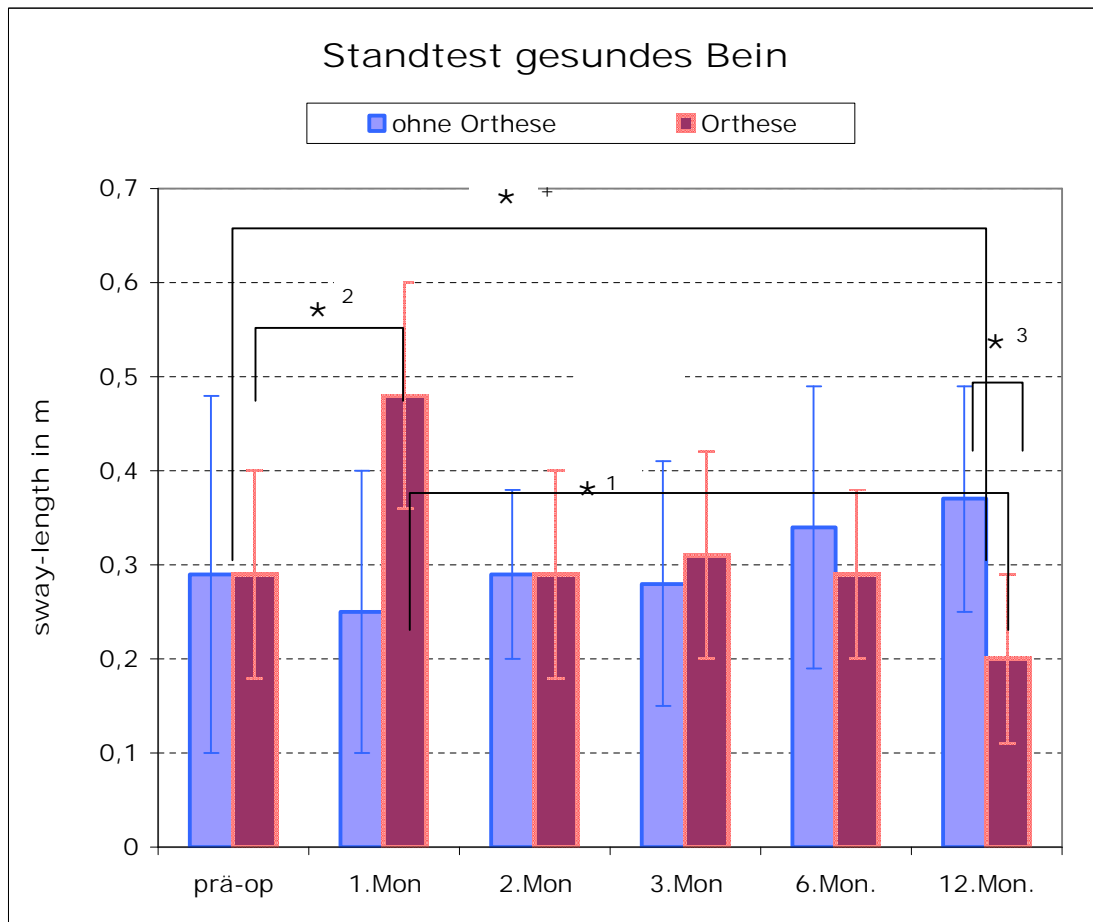


Abbildung 12: Standtest gesundes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten (Mon.), sway length in m, Standardabweichung, + p<0,05 für Verlauf prä-op zu 12. Mon für oO (ohne Orthese) und O (Orthese), 1 Verbesserung (p<0,001) für Gruppe O, Messung 1.Mon. mit allen folgenden Messungen, 2 Verschlechterung (p<0,001) für Gruppe O prä-OP zu 1.Mon., 3 Gruppenunterschied O/ oO, wobei sich O-Gruppe signifikant verbessert

Tabelle 2: Mittelwerte des Standtest, gesundes Bein

N: Anzahl der Probanden SD: Standardabweichung SEM: Standard Error of the Mean Diff.: Differenz zwischen Minimum und Maximum in m. MW: Mittelwert in m Min.: Minimum in m Max.: Maximum in m

Gruppe	N	Diff.	Min.	Max.	MW		SD	
						SEM		
Ohne Orthese	prä-OP	19,00	,74	,04	,78	,29	,04	,19
	1 Mon.post-OP	19,00	,69	,02	,71	,25	,03	,15
	2 Mon.post-OP	19,00	,42	,04	,45	,29	,02	,09
	3 Mon.post-OP	19,00	,44	,02	,46	,28	,03	,13
	6 Mon.post-OP	19,00	,61	,04	,66	,34	,04	,15
	12 Mon.post-OP	19,00	,49	,10	,59	,37	,03	,12
Orthese	prä-OP	41,00	,62	,02	,64	,29	,02	,11
	1 Mon.post-OP	41,00	,77	,08	,96	,48	,02	,12
	2 Mon.post-OP	41,00	,62	,03	,66	,29	,02	,11
	3 Mon.post-OP	41,00	,67	,03	,71	,31	,02	,11
	6 Mon.post-OP	41,00	,45	,05	,51	,29	,01	,09
	12 Mon.post-OP	41,00	,49	,03	,52	,20	,01	,09

3.1.2. Standtest verletztes Bein

Auch bei der Betrachtung des verletzten Beines ergibt sich ein signifikanter Verlauf über die Zeit mit $p < 0,01$ und zwischen den Gruppen, ebenfalls $p < 0,01$, d.h. dass bei der Betrachtung des involvierten Beines die mit einer Orthese versorgte Gruppe sowohl über die Zeit gesehen als auch im Vergleich mit der nicht mit einer Orthese versorgten Gruppe signifikant besser abschneidet (siehe Abbildung 13). In der Posthoc Testung zeigte sich jedoch, dass sich die Signifikanz ausschließlich aus der Verlaufstestung zwischen präoperativ und Testung nach einem Jahr ergab. Der paarweise Vergleich der übrigen Zeitpunkte war jedoch nicht signifikant. Die Signifikanz zwischen den Gruppen ergibt sich jedoch hauptsächlich aus der Betrachtung nach einem Jahr. Die nicht mit einer Orthese versorgte Gruppe liefert hier eine sway-length von $4,01 \pm 1,03$ m im Mittelwert, wohingegen sich bei der Orthesengruppe eine Verbesserung der sway-length von ca. $2,8 \pm 1,35$ m präoperativ auf ca. $1,59 \pm 1,12$ m nach einem Jahr zeigt (siehe Tabelle 3). Dieser massive Unterschied kommt durch drei Ausreißer in der nicht mit einer Orthese versorgten Gruppe zustande, die nach einem Jahr signifikant schlechtere Ergebnisse zeigen als bei ihren Untersuchungen nach einem halben Jahr. Nimmt man diese drei Ausreißer aus den Ergebnissen der Gruppe heraus, zeigt sich kein signifikanter Unterschied mehr zwischen den beiden Gruppen.

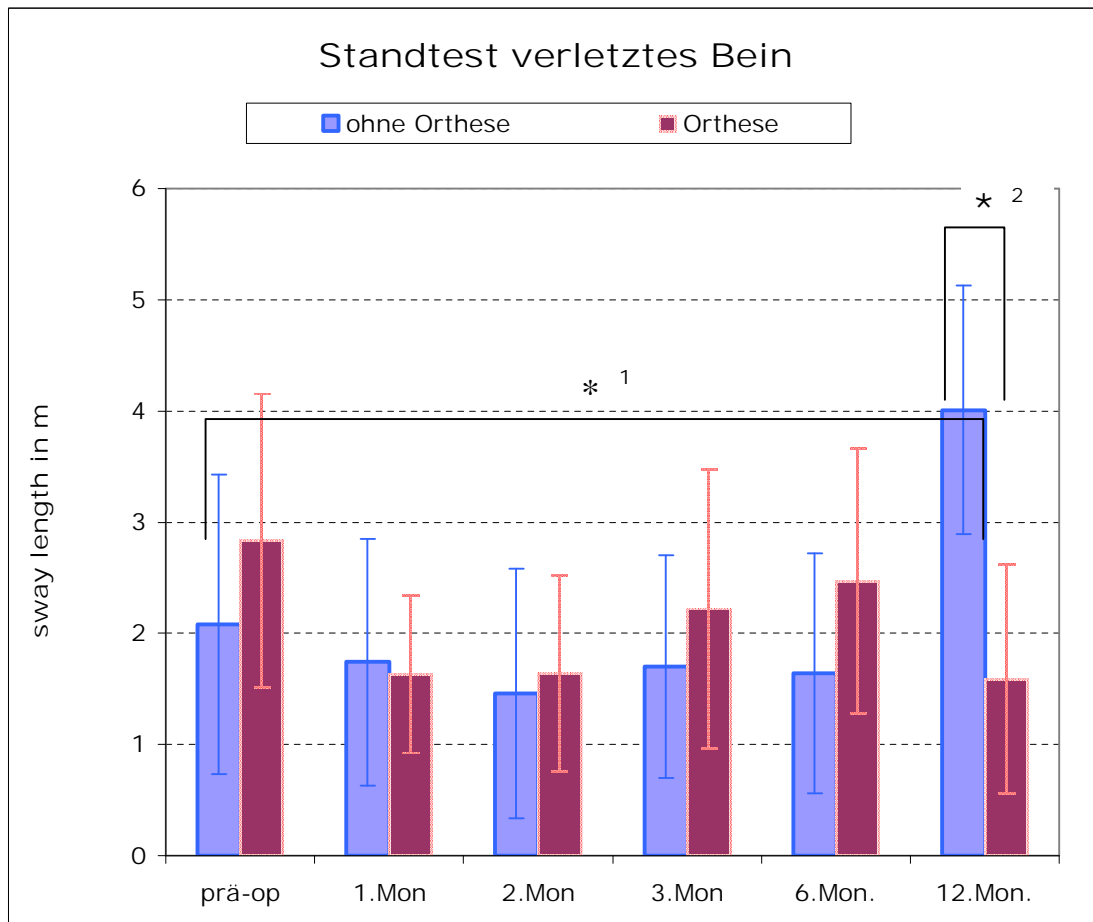


Abbildung 13: Standtest, verletztes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten (Mon.), sway length in m, Standardabweichung, 1 signifikanter Verlauf zwischen prä OP und 12.Mon. Gruppe O und Gruppe oO ($p < 0,01$), **2** signifikant besseres Abschneiden Gruppe O nach 12 Mon. im Gegensatz zu Gruppe oO ($p < 0,01$).

Tabelle 3: Mittelwerte des Standtest, verletztes Bein

N: Anzahl der Probanden SD: Standardabweichung SEM: Standard Error of the Mean Diff.: Differenz zwischen Minimum und Maximum in m. MW: Mittelwert in m Min.: Minimum in m Max.: Maximum in m

Gruppe		N	Diff.	Min.	Max.	MW		SD
							SEM	
keine Orthese	prä OP	19,00	4,66	,28	4,94	2,08	,31	1,35
	1 Mon. post OP	19,00	4,66	,25	4,92	1,74	,26	1,11
	2 Mon. post OP	19,00	5,06	,27	5,33	1,46	,26	1,12
	3 Mon. post OP	19,00	3,70	,26	3,96	1,70	,23	1,00
	6 Mon. post OP	19,00	4,79	,40	5,19	1,64	,25	1,08
	12 Mon. post OP	19,00	3,92	1,67	5,58	4,01	,26	1,12
Orthese	prä OP	41,00	5,85	,29	6,14	2,83	,21	1,32
	1 Mon. post OP	41,00	4,54	,26	4,80	1,63	,11	,71
	2 Mon. post OP	41,00	4,94	,12	5,06	1,64	,14	,88
	3 Mon. post OP	41,00	4,97	,33	5,31	2,22	,19	1,25
	6 Mon. post OP	41,00	6,10	,52	6,62	2,47	,19	1,19
	12 Mon. post OP	41,00	6,88	,20	7,08	1,59	,16	1,03

3.1.3. Einbeinstandtest mit geschlossenen Augen (Blindtest)

Es liegen bei der Auswertung des Einbeinstandtestes mit geschlossenen Augen des gesunden Beines ein statistischer Unterschiede über die Zeit ($p < 0,031$) betrachtet vor, jedoch ergibt sich kein statistische signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen (siehe Abbildung 14). Bei beiden Gruppen kommt es zu einer leichten Verbesserung der Werte nach einem Jahr im Vergleich mit den Ausgangswerten präoperativ (siehe Tabelle 4). Bei der Auswertung der ersten postoperativen Messung vergleichend zur Messung nach einem Jahr zeigte sich keine signifikante Aussage.

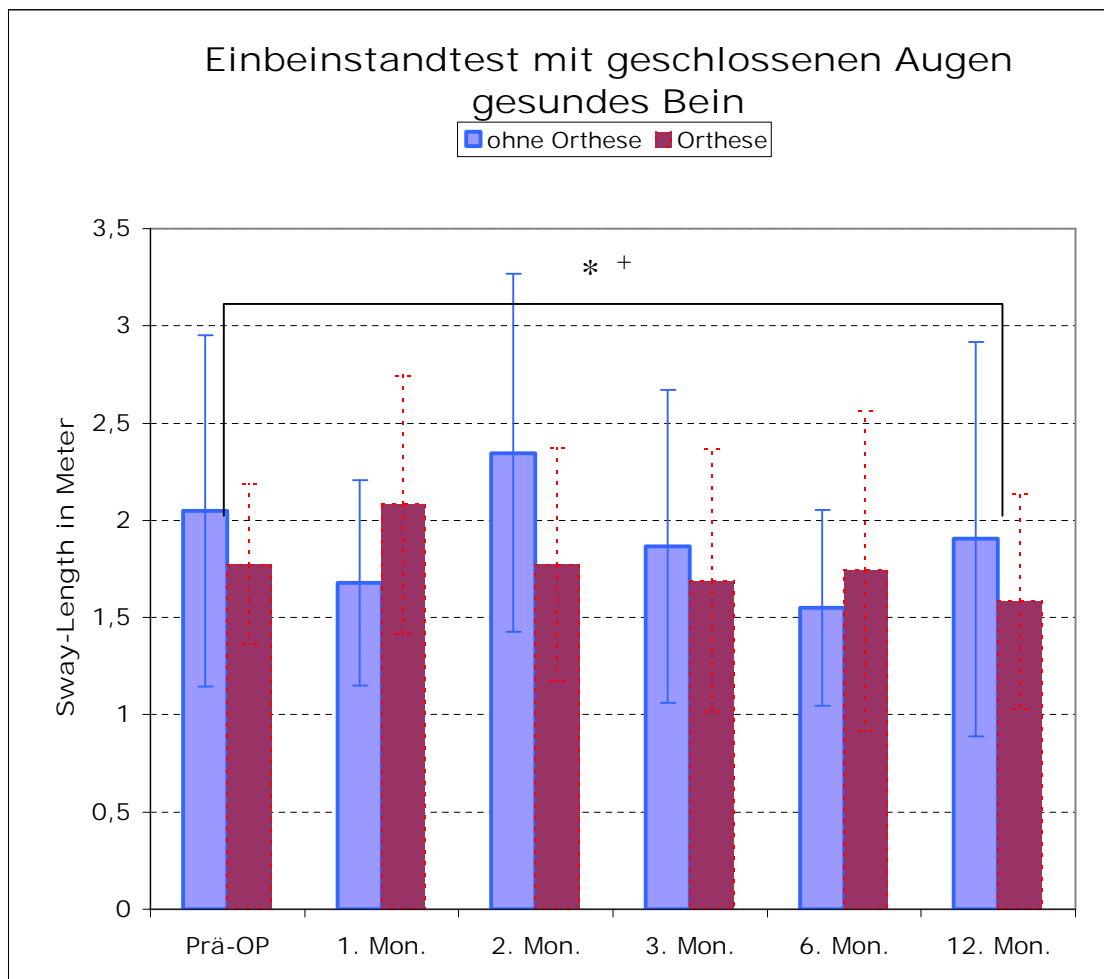


Abbildung 14: Einbeinstandtestes mit geschlossenen Augen (Blindtest), gesundes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten (Mon.), sway length in m, Standardabweichung, + signifikanter Verlauf zwischen prä-OP und 12. Mon für Orthesen und Nicht-Orthesen Gruppe ($p < 0,031$), kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen

Tabelle 4: Einbeinstandtestes mit geschlossenen Augen Mittelwerte, gesundes Bein

N: Anzahl der Probanden SD: Standardabweichung SEM: Standard Error of the Mean Diff.: Differenz zwischen Minimum und Maximum in m. MW: Mittelwert in m Min.: Minimum in m Max.: Maximum in m

Gruppe		N	Diff.	Min.	Max.	MW		SD
							SEM	
ohne Orthese	prä-OP	19,00	3,14	1,01	4,15	2,05	,21	,90
	1 Mon.post-OP	19,00	1,65	1,02	2,67	1,68	,12	,53
	2 Mon.post-OP	19,00	3,99	,81	4,80	2,35	,21	,92
	3 Mon.post-OP	19,00	3,61	,77	4,39	1,86	,18	,80
	6 Mon.post-OP	19,00	1,78	,89	2,67	1,55	,12	,50
	12 Mon.post-OP	19,00	4,82	,95	5,77	1,90	,23	1,02
Orthese	prä-OP	41,00	1,92	,86	2,77	1,77	,06	,41
	1 Mon.post-OP	41,00	3,08	,84	3,92	2,08	,10	,66
	2 Mon.post-OP	41,00	2,23	,81	3,04	1,77	,09	,60
	3 Mon.post-OP	41,00	3,17	,78	3,95	1,69	,11	,68
	6 Mon.post-OP	41,00	3,85	,77	4,61	1,74	,13	,82
	12 Mon.post-OP	41,00	2,50	,82	3,32	1,59	,09	,55

Bei der Auswertung des verletzten Beines im Einbeinstandtestes mit geschlossenen Augen ergaben sich keine statistisch signifikanten Unterschiede, weder im zeitlichen Vergleich noch zwischen den beiden Gruppen (siehe Abbildung 15).

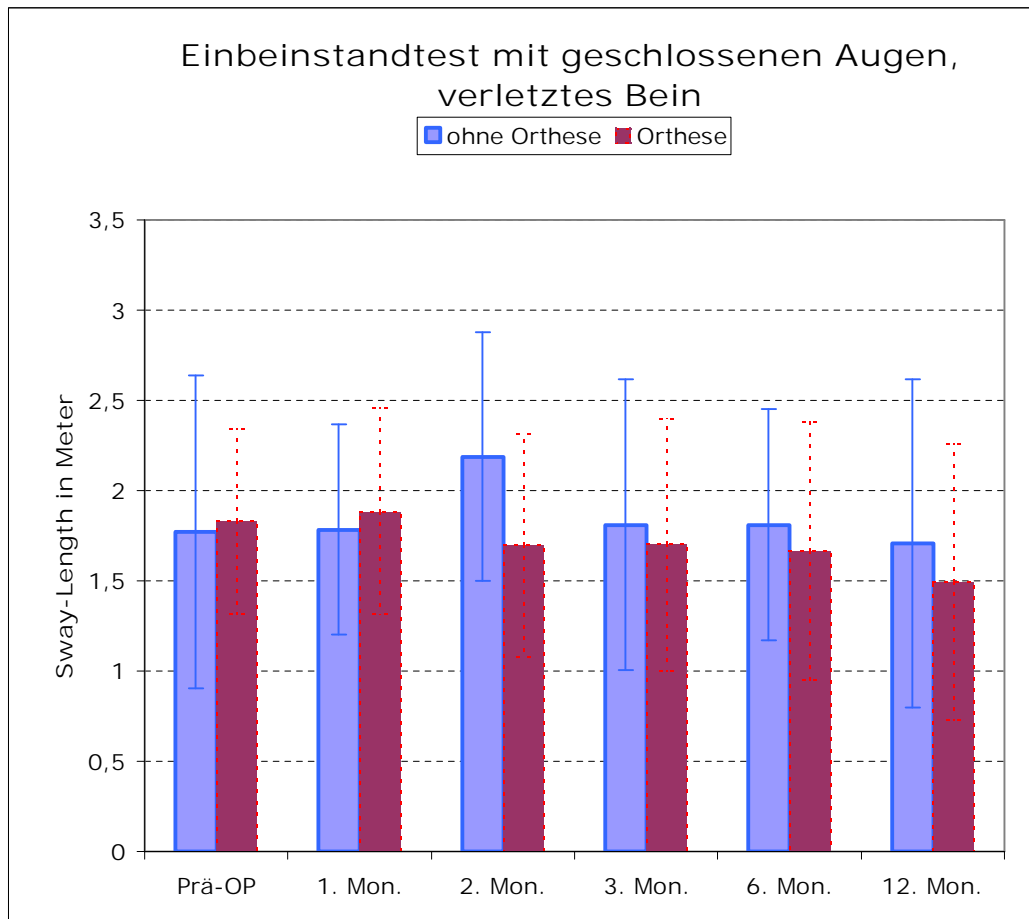


Abbildung 15: Einbeinstandtestes mit geschlossenen Augen (Blindtest), verletztes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten (Mon.), sway length in m, Standardabweichung

Tabelle 5: Einbeinstandtestes mit geschlossenen Augen Mittelwerte, verletztes Bein

N: Anzahl der Probanden SD: Standardabweichung SEM: Standard Error of the Mean Diff.: Differenz zwischen Minimum und Maximum in m. MW: Mittelwert in m Min.: Minimum in m Max.: Maximum in m

Gruppe		N	Diff.	Min.	Max.	MW		SD
							SEM	
ohne Orthese	prä-OP	19,00	3,22	,91	4,14	1,77	,20	,87
	1 Mon.post-OP	19,00	1,78	1,02	2,80	1,78	,13	,58
	2 Mon.post-OP	19,00	2,78	,87	3,64	2,19	,16	,69
	3 Mon.post-OP	19,00	3,32	,81	4,13	1,81	,18	,80
	6 Mon.post-OP	19,00	2,57	,86	3,43	1,81	,15	,64
	12 Mon.post-OP	19,00	4,21	,91	5,12	1,71	,21	,91
Orthese	prä-OP	41,00	2,06	,90	2,95	1,83	,08	,52
	1 Mon.post-OP	41,00	2,74	,89	3,63	1,89	,09	,57
	2 Mon.post-OP	41,00	2,24	,77	3,01	1,69	,10	,62
	3 Mon.post-OP	41,00	3,39	,79	4,18	1,70	,11	,70
	6 Mon.post-OP	41,00	2,83	,88	3,71	1,66	,11	,71
	12 Mon.post-OP	41,00	4,44	,77	5,21	1,49	,12	,77

3.1.4. Gehstest

Bei der Auswertung des gesunden Beines ergab sich eine signifikante Verbesserung über den gesamten Beobachtungszeitraum gesehen, wobei aber kein Unterschied zwischen den Gruppen bestand (siehe Abbildung 16). Die Signifikanz über die Zeit zeigte in der Posthoc Testung jedoch keinen signifikanten Wert für die einzelnen Paare. Bei der Betrachtung der Mittelwerte fiel insbesondere auf, dass sich beide Gruppen annähernd gleich von präoperativ zur Betrachtung nach einem Jahr veränderten (siehe Tabelle 6). Beide Gruppen zeigten hier eine kleine Besserung, jedoch ohne statistische Signifikanz.

Das involvierte Bein im Gehstest dagegen war weder über die Zeit noch zwischen den Gruppen signifikant unterschiedlich (siehe Abbildung 17).

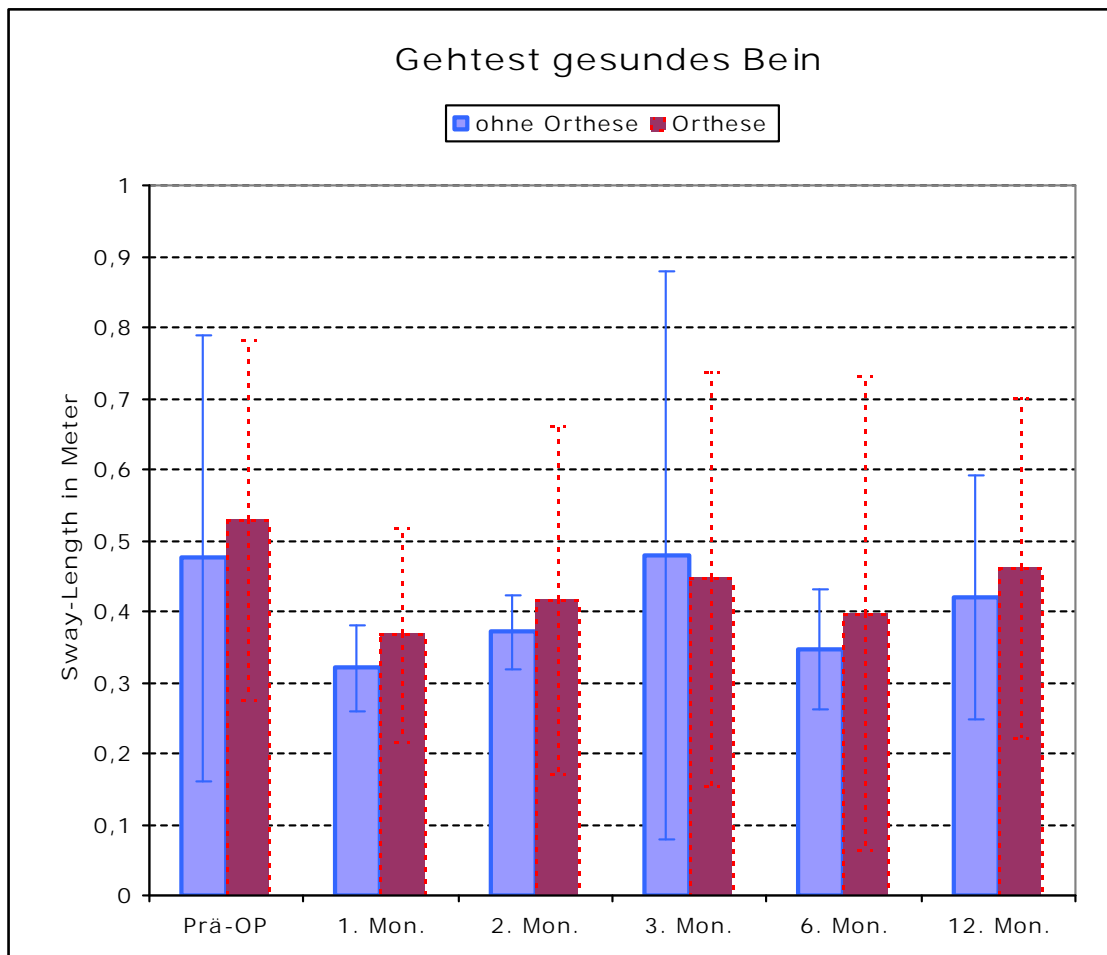


Abbildung 16: Gehstest, gesundes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten (Mon.), sway length in m, Standardabweichung

Tabelle 6: Gehstest Mittelwerte, gesundes Bein

N: Anzahl der Probanden SD: Standardabweichung SEM: Standard Error of the Mean Diff.: Differenz zwischen Minimum und Maximum. MW: Mittelwert in m Min.: Minimum in m Max.: Maximum in m

Gruppe		N	Diff.	Min.	Max.	MW		SD
							SEM	
ohne Orthese	präOP	19,00	1,13	,17	1,30	,47	,07	,31
	1 Mon.post-OP	19,00	,26	,09	,35	,32	,01	,06
	2 Mon.post-OP	19,00	,16	,25	,41	,37	,01	,05
	3 Mon.post-OP	19,00	1,83	,27	2,10	,48	,09	,40
	6 Mon.post-OP	19,00	,35	,19	,54	,35	,02	,09
	12Mon. post-OP	19,00	,73	,25	,98	,42	,04	,17
Orthese	präOP	41,00	1,32	,12	1,44	,53	,04	,25
	1 Mon.post-OP	41,00	1,09	,12	1,21	,37	,02	,15
	2 Mon.post-OP	41,00	1,60	,20	1,80	,42	,04	,24
	3 Mon.post-OP	41,00	1,87	,26	2,13	,45	,05	,29
	6 Mon.post-OP	41,00	2,24	,20	2,44	,40	,05	,33
	12Mon. post-OP	41,00	1,42	,14	1,56	,46	,04	,24

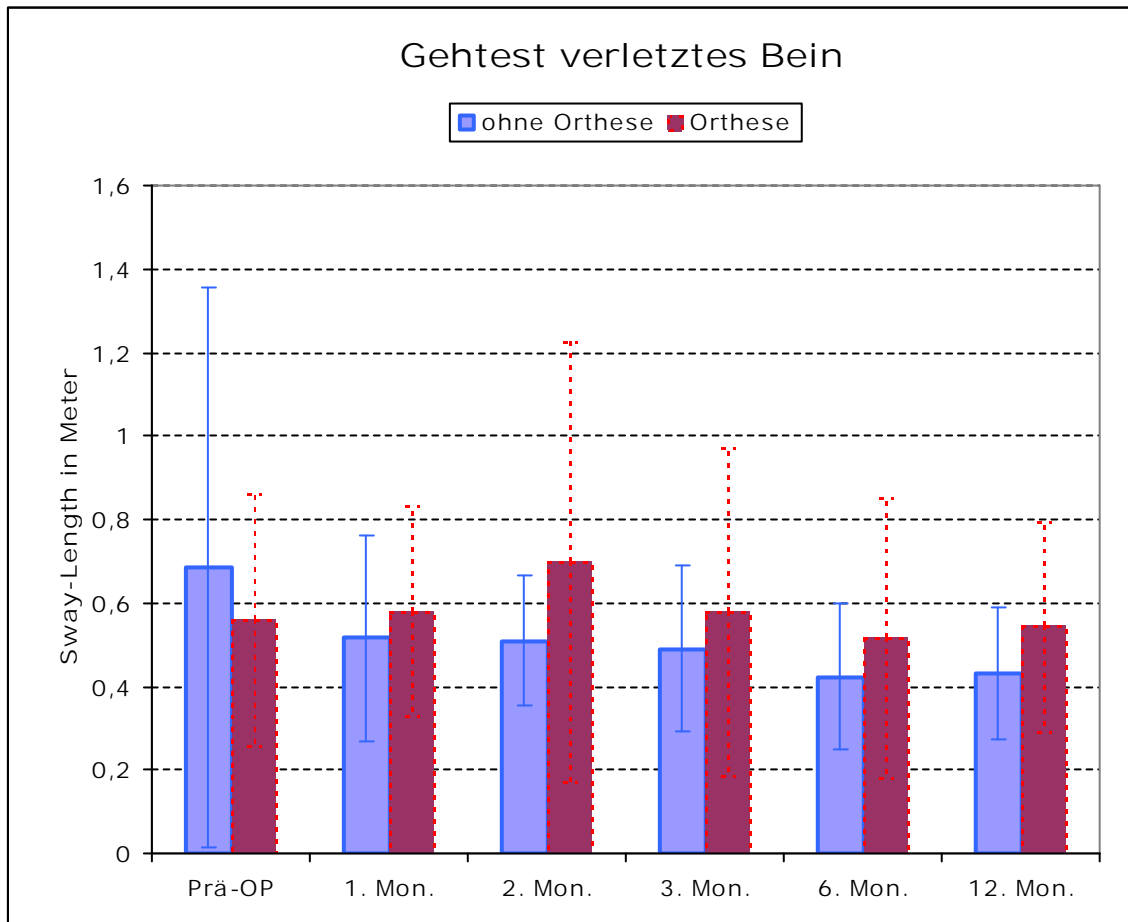


Abbildung 17: Gehtest, verletztes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten (Mon.), sway length in m, Standardabweichung

Tabelle 7: Gehtest Mittelwerte, verletztes Bein

N: Anzahl der Probanden SD: Standardabweichung SEM: Standard Error of the Mean Diff.: Differenz zwischen Minimum und Maximum in m. MW: Mittelwert in m Min.: Minimum in m Max.: Maximum in m

Gruppe	N	Diff.	Min.	Max.	MW		SD	
						SEM		
ohne Orthese	präOP	19,00	2,93	,27	3,20	,69	,17	,72
	1 Mon.post-OP	19,00	1,15	,26	1,41	,52	,06	,25
	2 Mon.post-OP	19,00	,38	,26	,64	,51	,04	,15
	3 Mon.post-OP	19,00	,82	,28	1,10	,49	,05	,20
	6 Mon.post-OP	19,00	,79	,23	1,02	,42	,04	,17
	12 Mon. post-OP	19,00	,49	,20	,69	,43	,04	,16
	Orthese	präOP	41,00	2,04	,10	2,14	,56	,05
1 Mon.post-OP		41,00	1,59	,11	1,70	,58	,04	,25
2 Mon.post-OP		41,00	2,69	,20	2,89	,70	,08	,53
3 Mon.post-OP		41,00	1,69	,08	1,77	,58	,06	,39
6 Mon.post-OP		41,00	1,86	,20	2,06	,52	,05	,34
12 Mon. post-OP		41,00	1,15	,23	1,38	,55	,04	,25

3.2. Winkelreproduktionstest

Der Winkelreproduktionstest (WRT) soll hier gesamt betrachtet werden, da sich nur signifikante Verläufe bei der Reproduktion der Winkel bei 25 Grad ergaben. Hier zeigte sich sowohl beim gesunden Bein ($p < 0,028$) (siehe Abbildung 19), als auch bei der Betrachtung des involvierten Beines ($p < 0,001$) (siehe Abbildung 22) ein statistisch auswertbarer Verlauf, jedoch bestand kein Unterschied zwischen den Gruppen, weder bei der Analyse des gesunden ($p < 0,672$), noch des involvierten Beines ($p < 0,670$).

Bei Betrachtung der Mittelwerte zeigt sich, dass beide Gruppen bei Vergleich der präoperativen Werte mit den Werten nach einem Jahr eine Besserung erreichen. Bei Betrachtung des gesunden Beines im Winkelreproduktionstest bei 25 Grad beträgt in der Orthesengruppe die mittlere Winkelabweichung 3,44 Grad bei der präoperativen Messung, nach einem Jahr erreichen die Patienten eine mittlere Winkelabweichung von 3,08 Grad. Auffallend ist hier der Anstieg der Mittelwerte bei der ersten postoperativen Messung auf 3,99 Grad Winkelabweichung. Auch die Veränderung zwischen 4. und 5. Messung erscheint hier auffällig mit einer Verschlechterung der Werte von 2,68 Grad auf 3,7 Grad Winkelabweichung. Jedoch finden sich für alle diese Paarvergleiche keine Signifikanzen.

Dieselbe Entwicklung zeigt sich mit leicht niedrigeren Mittelwerten ebenso in der nicht mit einer Orthese versorgten Gruppe (siehe Tabelle 9).

Bei Betrachtung des verletzten Beines beim 25 Grad Test zeigt sich der oben beschriebenen Verlauf ebenso für die Orthesengruppe, jedoch mit leicht höheren Mittelwerten. Die nicht mit Orthese versorgte Gruppe zeigt bei der Betrachtung über ein Jahr gar eine Verschlechterung der Mittelwerte in der letzten Messung im Vergleich zur präoperativen Ausgangssituation, von 4,13 Grad präoperativ auf 4,30 Grad nach einem Jahr. Jedoch sind auch diese Paarvergleiche im Posthoc Test nicht signifikant verändert (siehe Tabelle 12).

Die Auswertung der Tests bei 10 bzw. bei 45 Grad ergab dagegen keine Signifikanzen, weder das gesunde noch das involvierte Bein zeigten signifikante Verbesserungen oder Verschlechterungen (siehe Abbildungen 18, 20, 21 und 23).

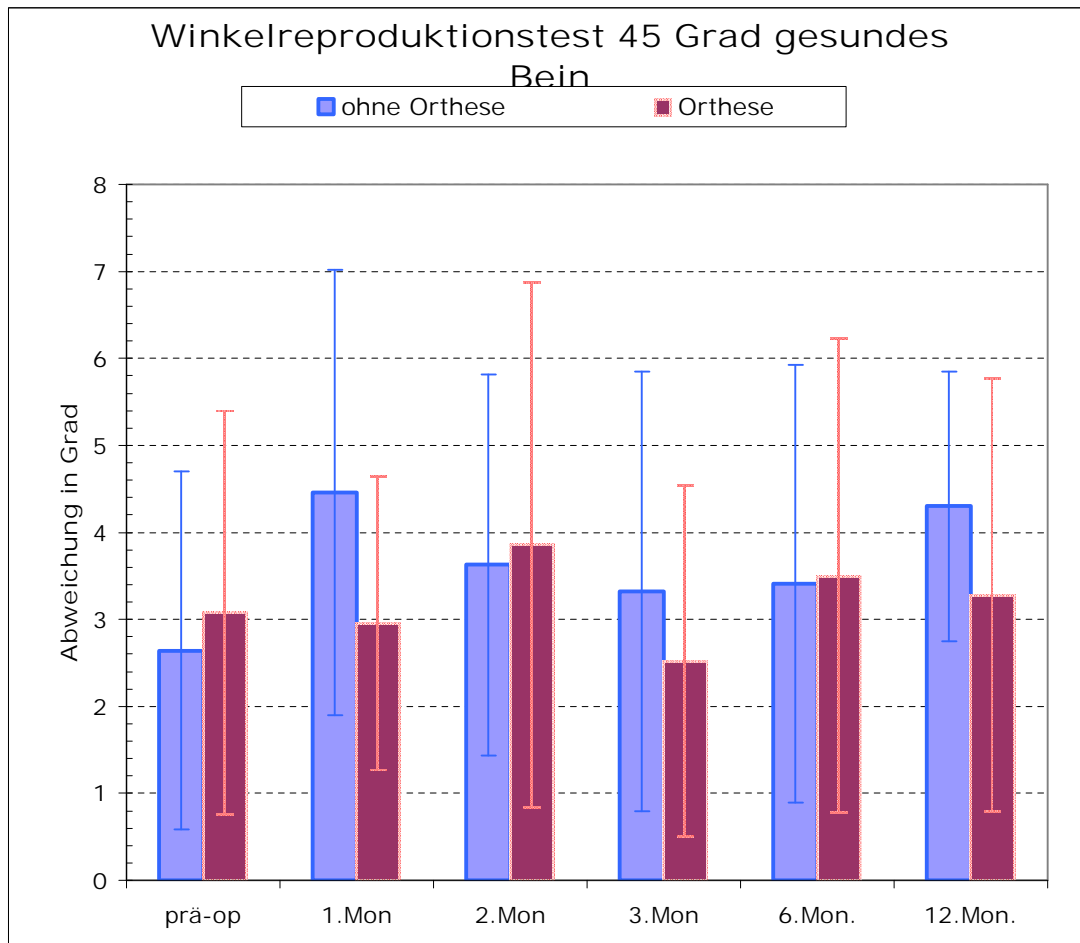


Abbildung 18: Winkelabweichung bei 45 Grad, gesundes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten (Mon.), mittlere Winkelabweichung in Grad

Tabelle 8: Winkelabweichung Mittelwerte, gesundes Bein

N: Anzahl der Probanden SD: Standardabweichung SEM: Standard Error of the Mean Diff.: Differenz zwischen Minimum und Maximum in Grad. MW: Mittelwert in Grad Min.: Minimum in Grad Max. Maximum in Grad

Gruppe	N	Diff.	Min.	Max.	MW		SD	
						SEM		
ohne Orthese	prä-OP	19,00	9,00	,33	9,33	2,64	,47	2,06
	1 Mon.post-OP	19,00	12,33	,33	12,66	4,46	,59	2,56
	2 Mon.post-OP	19,00	8,00	,33	8,33	3,63	,50	2,19
	3 Mon.post-OP	19,00	8,67	,66	9,33	3,32	,58	2,53
	6 Mon.post-OP	19,00	9,34	,66	10,00	3,41	,58	2,52
	12 Mon. post-OP	19,00	6,00	1,00	7,00	4,30	,35	1,55
Orthese	prä-OP	41,00	10,67	,00	10,67	3,08	,36	2,32
	1 Mon.post-OP	41,00	7,00	,33	7,33	2,96	,26	1,69
	2 Mon.post-OP	41,00	16,33	,00	16,33	3,86	,47	3,02
	3 Mon.post-OP	41,00	8,33	,33	8,67	2,52	,31	2,01
	6 Mon.post-OP	41,00	10,67	,33	11,00	3,50	,42	2,72
	12 Mon. post-OP	41,00	10,33	,33	10,67	3,28	,39	2,49

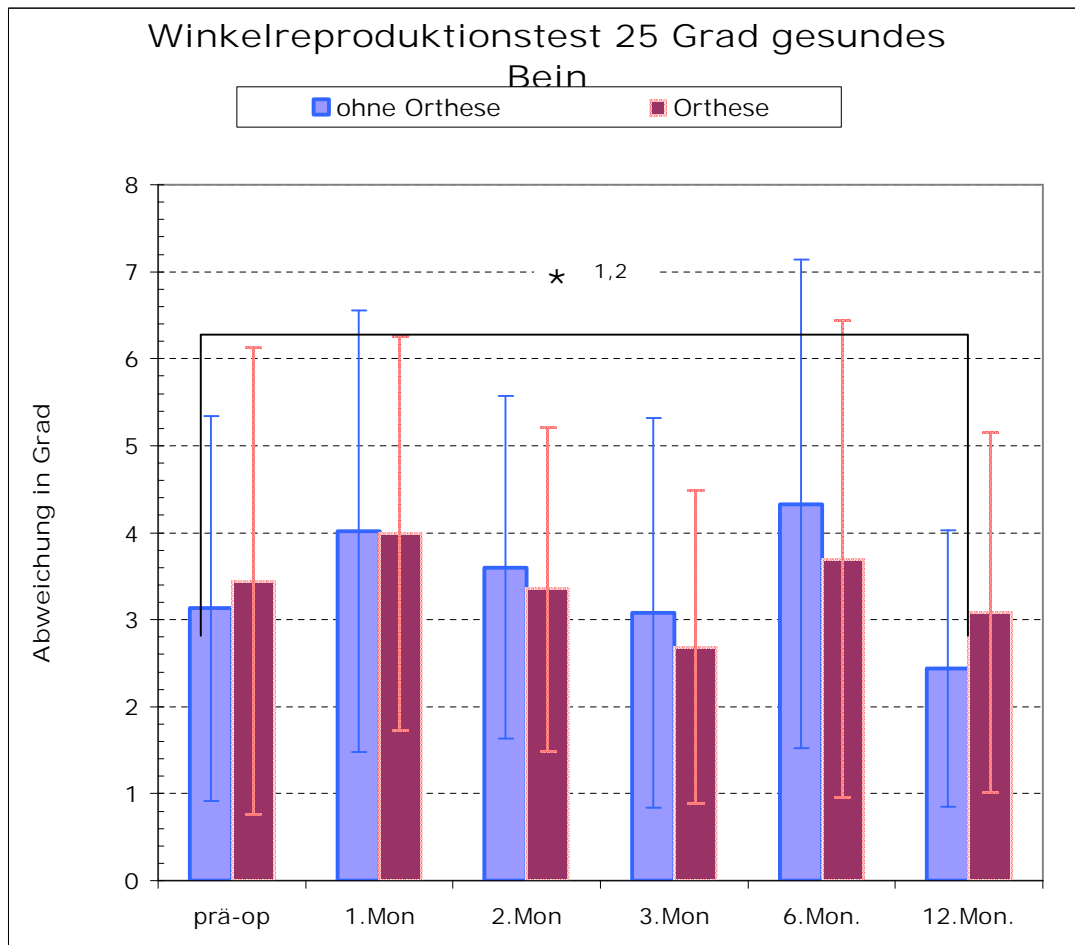


Abbildung 19: Winkelabweichung bei 25 Grad, Mittelwerte, gesundes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten (Mon.), mittlere Winkelabweichung in Grad, 1 statisch signifikante Verbesserung ($p < 0,028$) prä-op vs. 12.Mon. in Gruppe O und oO, **2** kein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe O/ oO ($p < 0,67$)

Tabelle 9: Winkelabweichung bei 25 Grad, Mittelwerte, gesundes Bein

N: Anzahl der Probanden SD: Standardabweichung SEM: Standard Error of the Mean Diff.: Differenz zwischen Minimum und Maximum in Grad. MW: Mittelwert in Grad Min.: Minimum in Grad Max. Maximum in Grad

Gruppe		N	Diff.	Min.	Max.	MW		SD
							SEM	
ohne Orthese	prä-OP	19,00	7,33	,00	7,33	3,13	,51	2,21
	1 Mon.post-OP	19,00	12,00	,33	12,33	4,02	,58	2,54
	2 Mon.post-OP	19,00	6,34	,66	7,00	3,60	,45	1,97
	3 Mon.post-OP	19,00	8,67	,33	9,00	3,08	,51	2,24
	6 Mon.post-OP	19,00	12,67	,00	12,67	4,33	,64	2,81
	12 Mon. post-OP	19,00	6,33	,33	6,67	2,44	,36	1,59
Orthese	prä-OP	41,00	12,33	,00	12,33	3,44	,42	2,68
	1 Mon.post-OP	41,00	10,34	,33	10,67	3,99	,35	2,27
	2 Mon.post-OP	41,00	8,67	,67	9,33	3,35	,29	1,86
	3 Mon.post-OP	41,00	6,67	,33	7,00	2,68	,28	1,80
	6 Mon.post-OP	41,00	13,33	,33	13,66	3,70	,43	2,74
	12 Mon. post-OP	41,00	10,67	,33	11,00	3,08	,32	2,07

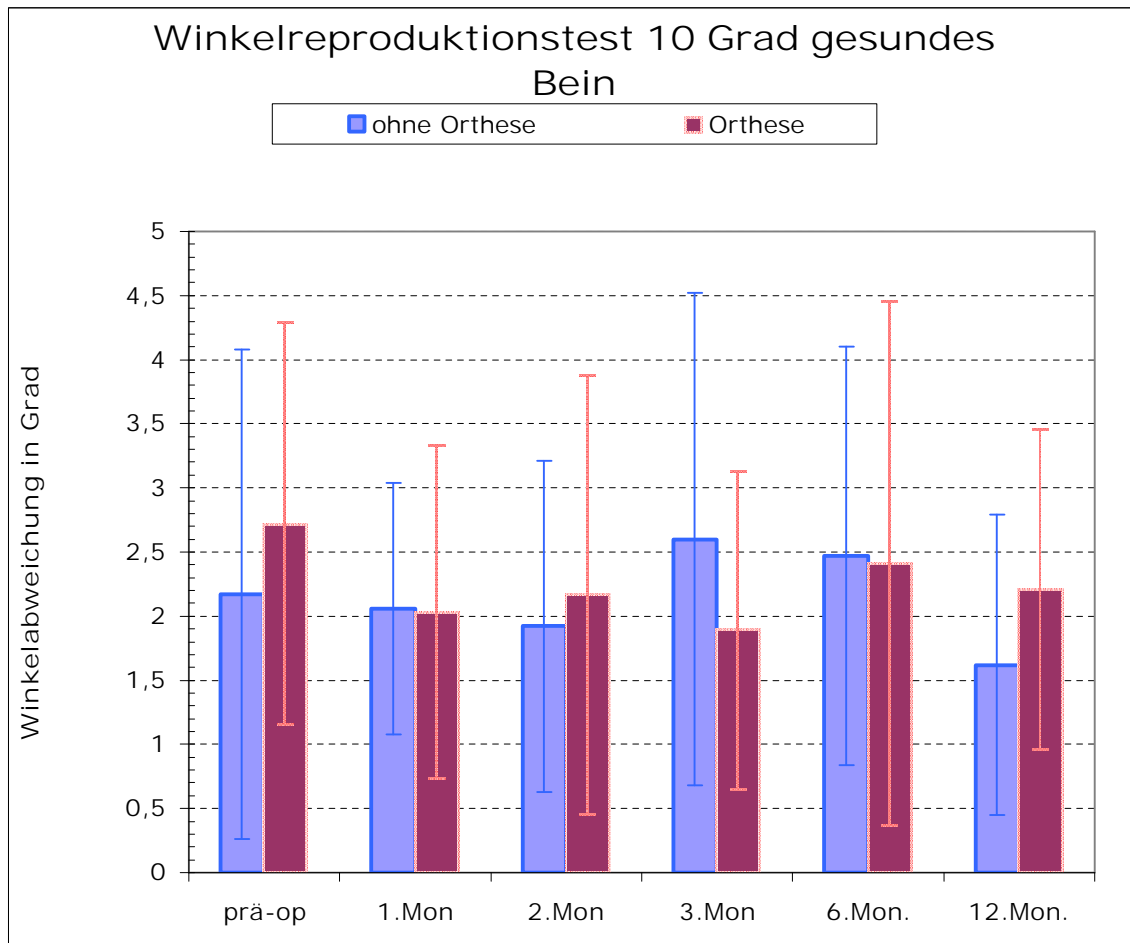


Abbildung 20: Winkelabweichung bei 10 Grad, gesundes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten (Mon.), mittlere Winkelabweichung in Grad

Tabelle 10: Winkelabweichung bei 10 Grad, Mittelwerte, gesundes Bein

N: Anzahl der Probanden SD: Standardabweichung SEM: Standard Error of the Mean Diff.: Differenz zwischen Minimum und Maximum in Grad. MW: Mittelwert in Grad Min.: Minimum in Grad Max. Maximum in Grad

Gruppe		N	Diff.	Min.	Max.	MW		SD
							SEM	
ohne Orthese	prä-OP	19,00	6,67	,00	6,67	2,17	,44	1,91
	1 Mon.post-OP	19,00	4,67	,66	5,33	2,06	,22	,98
	2 Mon.post-OP	19,00	5,00	,00	5,00	1,92	,30	1,29
	3 Mon.post-OP	19,00	6,33	,00	6,33	2,60	,44	1,92
	6 Mon.post-OP	19,00	6,33	,67	7,00	2,47	,37	1,63
	12 Mon.post-OP	19,00	4,67	,33	5,00	1,62	,27	1,17
	Orthese	prä-OP	41,00	7,66	,00	7,66	2,72	,25
1 Mon.post-OP		41,00	5,67	,00	5,67	2,03	,20	1,30
2 Mon.post-OP		41,00	7,00	,00	7,00	2,17	,27	1,71
3 Mon.post-OP		41,00	4,33	,33	4,66	1,89	,19	1,24
6 Mon.post-OP		41,00	8,66	,00	8,66	2,41	,32	2,04
12 Mon.post-OP		41,00	5,67	,33	6,00	2,21	,20	1,25

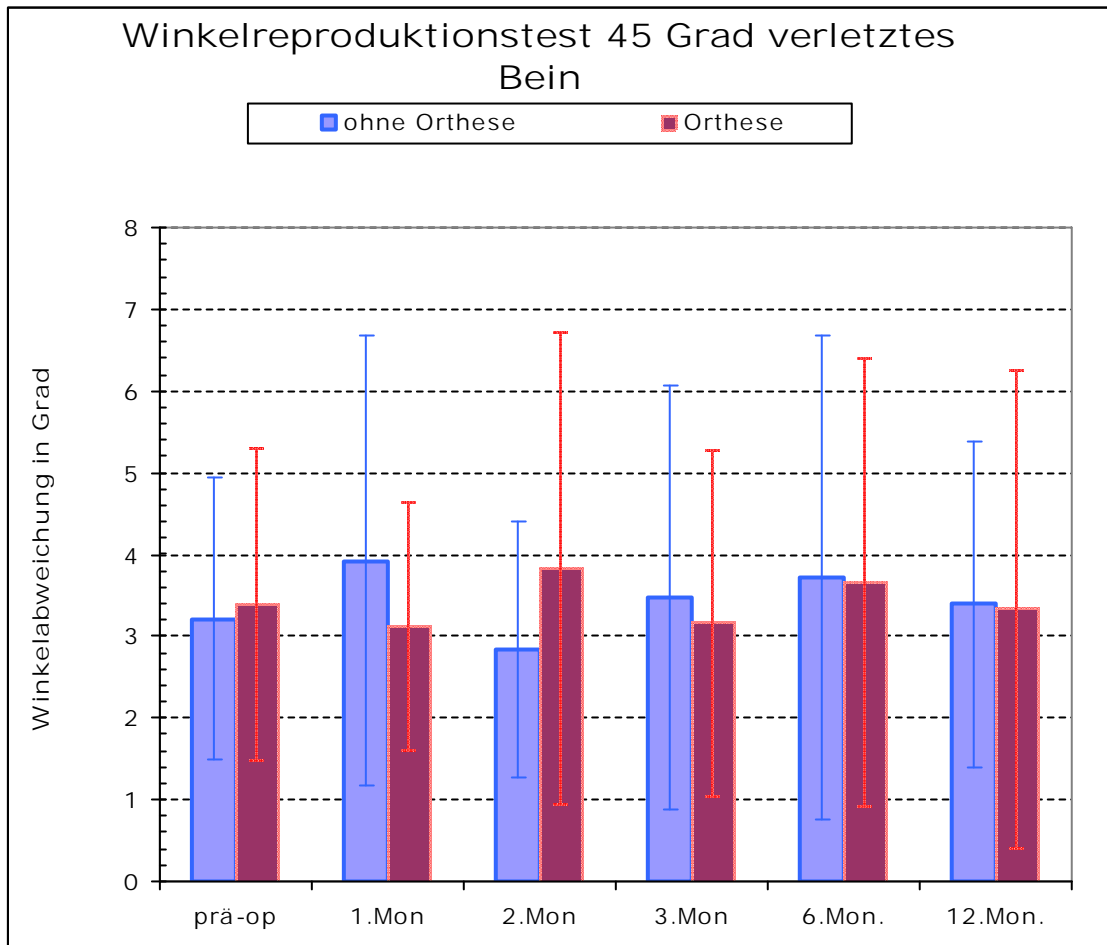


Abbildung 21: Winkelabweichung bei 45 Grad, verletztes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten (Mon.), mittlere Winkelabweichung in Grad

Tabelle 11: Winkelabweichung bei 45 Grad, Mittelwerte, verletztes Bein

N: Anzahl der Probanden SD: Standardabweichung SEM: Standard Error of the Mean Diff.: Differenz zwischen Minimum und Maximum in Grad. MW: Mittelwert in Grad Min.: Minimum in Grad Max. Maximum in Grad

Gruppe	N	Diff.	Min.	Max.	MW		SD	
						SEM		
ohne Orthese	prä-OP	19,00	6,33	,33	6,66	3,21	,39	1,72
	1 Mon.post-OP	19,00	9,66	,67	10,33	3,92	,63	2,75
	2 Mon.post-OP	19,00	6,33	,00	6,33	2,84	,36	1,57
	3 Mon.post-OP	19,00	9,33	,33	9,66	3,47	,60	2,60
	6 Mon.post-OP	19,00	12,33	,67	13,00	3,72	,68	2,96
	12 Mon. post-OP	19,00	6,67	,00	6,67	3,39	,46	2,00
Orthese	prä-OP	41,00	9,00	,33	9,33	3,40	,30	1,90
	1 Mon.post-OP	41,00	7,00	,33	7,33	3,13	,24	1,51
	2 Mon.post-OP	41,00	14,33	,00	14,33	3,84	,45	2,89
	3 Mon.post-OP	41,00	8,67	,33	9,00	3,17	,33	2,11
	6 Mon.post-OP	41,00	11,33	,33	11,66	3,67	,43	2,74
	12 Mon. post-OP	41,00	12,67	,00	12,67	3,34	,46	2,92

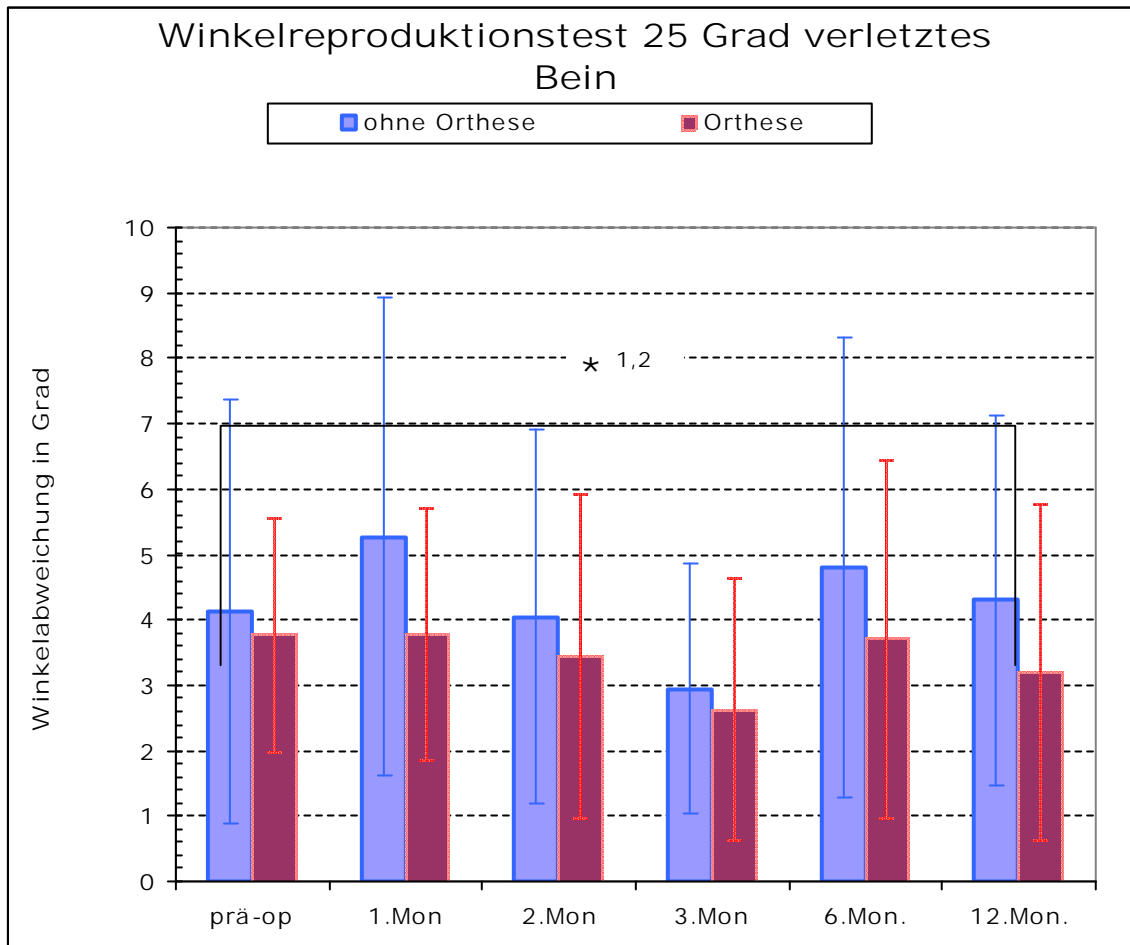


Abbildung 22: Winkelabweichung bei 25 Grad, verletztes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten (Mon.), mittlere Winkelabweichung in Grad, 1 statisch signifikante Verbesserung ($p < 0,001$) prä-op vs. 12.Mon. in Gruppe O und oO, **2** kein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe O/ oO ($p < 0,67$)

Tabelle 12: Winkelabweichung bei 25 Grad, Mittelwerte, verletztes Bein

N: Anzahl der Probanden SD: Standardabweichung SEM: Standard Error of the Mean Diff.: Differenz zwischen Minimum und Maximum in Grad. MW: Mittelwert in Grad Min.: Minimum in Grad Max. Maximum in Grad

Gruppe	N	Diff.	Min.	Max.	MW		SD	
						SEM		
ohne Orthese	prä-OP	19,00	13,00	,33	13,33	4,13	,74	3,23
	1 Mon.post-OP	19,00	13,99	,67	14,66	5,27	,84	3,65
	2 Mon.post-OP	19,00	12,33	,33	12,67	4,05	,66	2,86
	3 Mon.post-OP	19,00	7,00	,00	7,00	2,95	,44	1,92
	6 Mon.post-OP	19,00	13,00	,33	13,33	4,80	,81	3,52
	12 Mon. post-OP	19,00	9,67	1,00	10,67	4,30	,65	2,82
Orthese	prä-OP	41,00	6,67	,67	7,33	3,78	,28	1,79
	1 Mon.post-OP	41,00	9,34	,66	10,00	3,80	,30	1,93
	2 Mon.post-OP	41,00	12,34	,33	12,67	3,46	,39	2,47
	3 Mon.post-OP	41,00	10,00	,00	10,00	2,64	,31	2,01
	6 Mon.post-OP	41,00	14,33	,33	14,66	3,72	,43	2,73
	12 Mon. post-OP	41,00	11,66	,00	11,66	3,21	,40	2,56

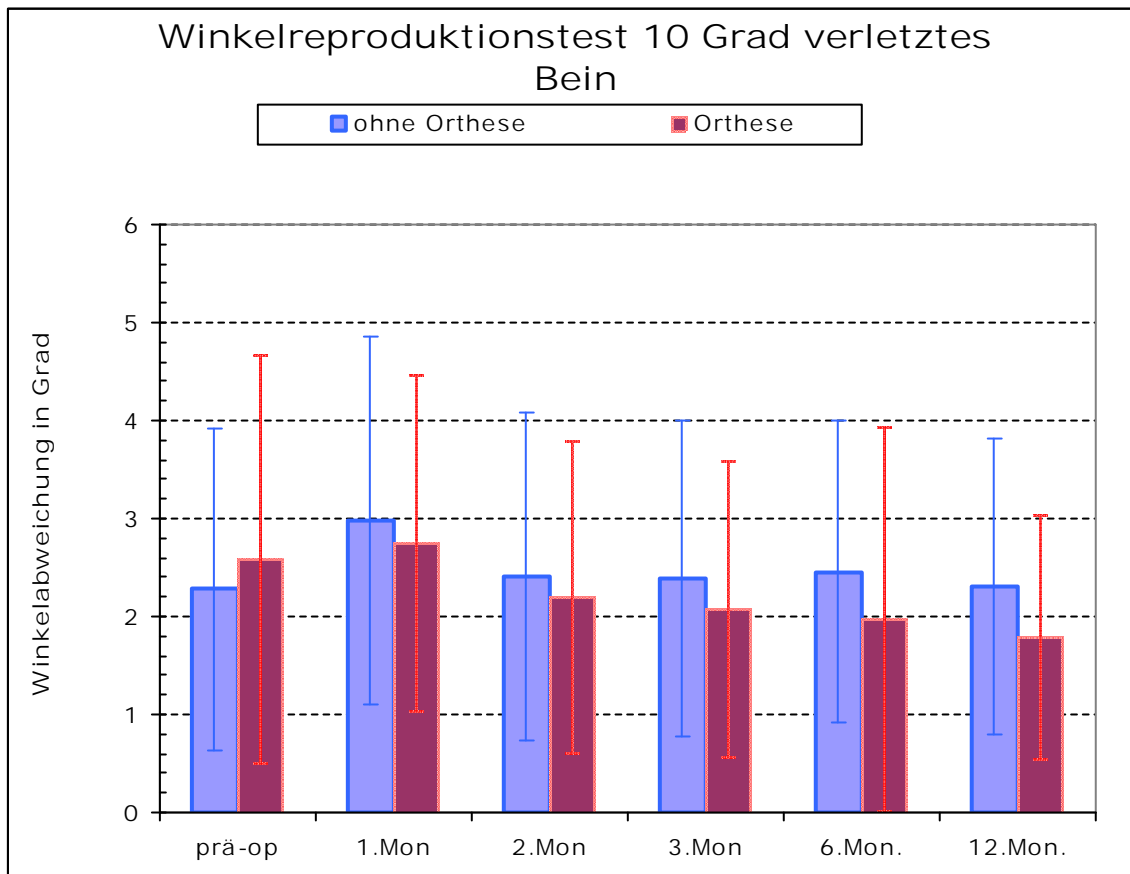


Abbildung 23: Winkelabweichung bei 10 Grad, verletztes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten (Mon.), mittlere Winkelabweichung in Grad

Tabelle 13: Winkelabweichung bei 10 Grad, Mittelwerte, verletztes Bein

N: Anzahl der Probanden SD: Standardabweichung SEM: Standard Error of the Mean Diff.: Differenz zwischen Minimum und Maximum in Grad. MW: Mittelwert in Grad Min.: Minimum in Grad Max. Maximum in Grad

Gruppe		N	Diff.	Min.	Max.	MW		SD
							SEM	
ohne Orthese	prä-OP	19,00	5,67	,00	5,67	2,28	,38	1,64
	1 Mon.post-OP	19,00	7,33	,00	7,33	2,98	,43	1,88
	2 Mon.post-OP	19,00	5,67	,33	6,00	2,41	,39	1,68
	3 Mon.post-OP	19,00	5,67	,33	6,00	2,39	,37	1,61
	6 Mon.post-OP	19,00	5,67	,33	6,00	2,45	,35	1,54
	12 Mon. post-OP	19,00	5,00	,33	5,33	2,31	,35	1,51
	Orthese	prä-OP	41,00	10,00	,00	10,00	2,59	,33
1 Mon.post-OP		41,00	7,66	,00	7,66	2,76	,27	1,71
2 Mon.post-OP		41,00	7,67	,33	8,00	2,20	,25	1,59
3 Mon.post-OP		41,00	6,67	,00	6,67	2,08	,24	1,51
6 Mon.post-OP		41,00	7,66	,00	7,66	1,98	,31	1,96
12 Mon. post-OP		41,00	6,34	,33	6,67	1,80	,19	1,24

3.3. KAT 2000

Auch hier zeigte sich wieder, dass ein signifikanter Verlauf bei beiden Beinen (gesundes Bein $p < 0,001$; involviertes Bein: $p < 0,001$) über die Zeit besteht, jedoch ergaben sich auch hier keine Unterschiede (gesundes Bein: $p < 0,941$; involviertes Bein: $p < 0,382$) zwischen der mit einer Orthese versorgten Gruppe und der Gruppe ohne Orthese (siehe Abbildung 24 und 25). Bei der Betrachtung des verletzten Beines (siehe Abbildung 24) zeigte sich in der Orthesengruppe eine Verbesserung von präoperativ $553,66 \pm 40,12$ sBI auf $314,7 \pm 26,99$ sBI in der Messung nach einem Jahr. In der nicht Orthesengruppe fiel der sBI im selben Zeitraum von $540,05 \text{ sBI} \pm 70,49$ auf $355,76 \pm 51,5$. Interessant erscheint hier, dass es in beiden Gruppen zwischen der vierten und fünften Messung einen Anstieg des sBI nach zuvor stetig fallenden Werten gab (siehe Tabelle 14). Jedoch waren diese Paarvergleiche nicht signifikant.

Bei der Interpretation des gesunden Beines waren die Veränderungen ähnlich der Werte des verletzten Beines, jedoch leicht erhöht (siehe Tabelle 15).

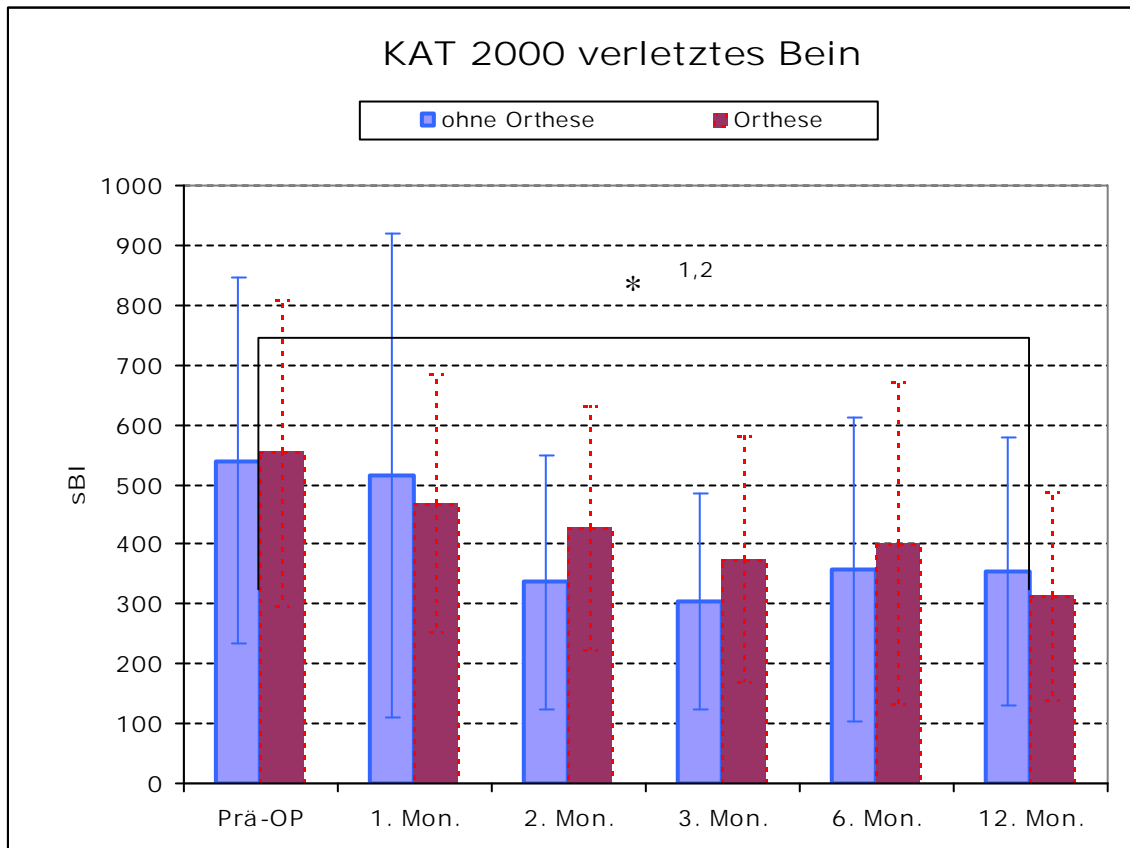


Abbildung 24: KAT 2000, verletztes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten (Mon.), mittlerer sBI (Zeit x Distanz zum Referenzpunkt), Standardabweichung, 1 signifikante Verbesserung prä-op vs. weiterer Verlauf, sowohl in O- als auch oO Gruppe ($p < 0,001$), **2** kein Gruppenunterschied ($p < 0,38$)

Tabelle 14: KAT 2000, Mittelwerte, verletztes Bein

N: Anzahl der Probanden SD: Standardabweichung in sBI SEM: Standard Error of the Mean Diff.: Differenz zwischen Minimum und Maximum in sBI. MW: Mittelwert in sBI Min.: Minimum in sBI Max.: Maximum in sBI

Gruppe		N	Diff.	Min.	Max.	MW		SD
							SEM	
ohne Orthese	prä-OP	19,00	1127,00	169,00	1296,00	540,05	70,49	307,27
	1 Mon.post-OP	19,00	1564,00	92,00	1656,00	515,50	92,78	404,40
	2 Mon.post-OP	19,00	863,00	140,00	1003,00	336,40	48,58	211,75
	3 Mon.post-OP	19,00	635,00	45,00	680,00	303,32	41,29	179,96
	6 Mon.post-OP	19,00	984,00	32,00	1016,00	357,26	58,24	253,87
	12 Mon. post-OP	19,00	847,00	69,00	916,00	355,76	51,50	224,47
	Orthese	prä-OP	41,00	1256,00	110,00	1366,00	553,66	40,12
1 Mon.post-OP		41,00	1187,00	66,00	1253,00	469,82	33,75	216,11
2 Mon.post-OP		41,00	793,00	138,00	931,00	429,13	31,81	203,70
3 Mon.post-OP		41,00	1224,00	99,00	1323,00	375,98	32,18	206,02
6 Mon.post-OP		41,00	1209,00	83,00	1292,00	402,87	41,90	268,31
12 Mon. post-OP		41,00	712,00	52,00	764,00	314,70	26,99	172,82

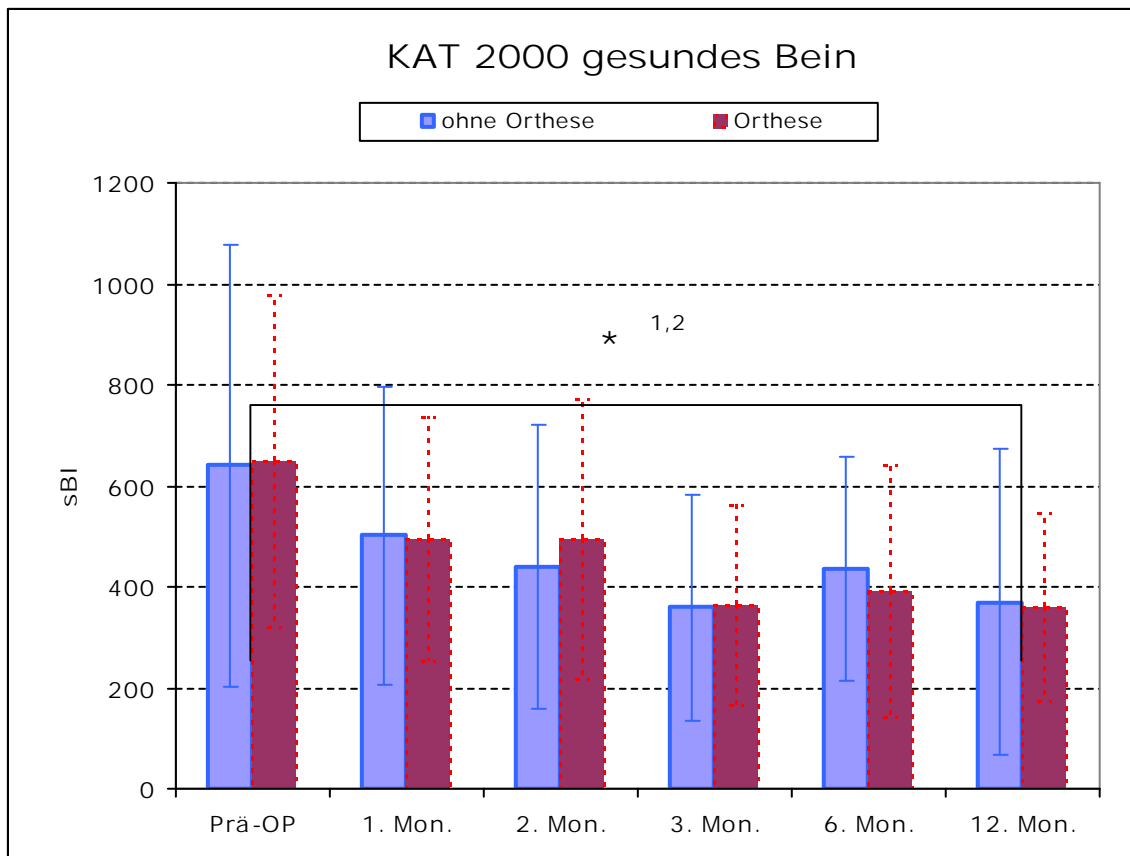


Abbildung 25: KAT 2000, gesundes Bein, Zeitpunkte der Messungen in Monaten (Mon.), mittlerer sBI (Zeit x Distanz zum Referenzpunkt), Standardabweichung, 1 signifikante Verbesserung prä-op vs. weiterer Verlauf, sowohl in O- als auch oO Gruppe ($p < 0,001$), **2** kein Gruppenunterschied ($p < 0,94$)

Tabelle 15: KAT 2000, Mittelwerte, gesundes Bein

N: Anzahl der Probanden SD: Standardabweichung in sBI SEM: Standard Error of the Mean Diff.: Differenz zwischen Minimum und Maximum in sBI MW: Mittelwert in sBI Min.: Minimum in sBI Max.: Maximum in sBI

Gruppe		N	Diff.	Min.	Max.	MW		SD
							SEM	
ohne Orthese	präOP	19,00	1822,00	124,00	1946,00	639,89	100,22	436,84
	1 Mon.post-OP	19,00	1216,00	66,00	1282,00	502,24	67,82	295,63
	2 Mon.post-OP	19,00	1175,00	124,00	1299,00	440,24	64,28	280,21
	3 Mon.post-OP	19,00	790,00	85,00	875,00	359,16	51,43	224,18
	6 Mon.post-OP	19,00	942,00	76,00	1018,00	434,11	50,82	221,54
	12 Mon. post-OP	19,00	1214,00	102,00	1316,00	370,05	69,18	301,56
	Orthese	präOP	41,00	1412,00	187,00	1599,00	649,15	51,14
1 Mon.post-OP		41,00	1099,00	109,00	1208,00	495,24	37,81	242,13
2 Mon.post-OP		41,00	1091,00	175,00	1266,00	494,97	43,51	278,58
3 Mon.post-OP		41,00	906,00	70,00	976,00	365,05	30,73	196,77
6 Mon.post-OP		41,00	1170,00	35,00	1205,00	392,37	38,73	248,00
12 Mon. post-OP		41,00	764,00	70,00	834,00	360,37	28,89	184,96

3.4. IKDC-Fragebogen

Der im Anschluss an die Testung durchgeführte IKDC-Fragebogen, ergab für beide Gruppen einen statistisch signifikanten Verlauf über die Zeit ($p < 0,001$), jedoch war kein Unterschied zwischen den beiden Gruppen auszumachen ($p < 0,68$), siehe Abbildung 26. Die präoperative Beurteilung lag bei beiden Gruppen im Mittel bei C, was in dieser Abbildung einem Wert von 3 entspricht. Beide Gruppen zeigten unmittelbar postoperativ einen Anstieg, der jedoch nicht signifikant war. Bei der weiteren Beurteilung zeigten die Patienten eine Besserung, nach einem Jahr erreichten beide Gruppen eine subjektive Beurteilung „B“, was in dieser Abbildung dem Wert 2 im Mittel entspricht (siehe Tabelle 16). Paarweise ergaben sich jedoch keine Signifikanzen.

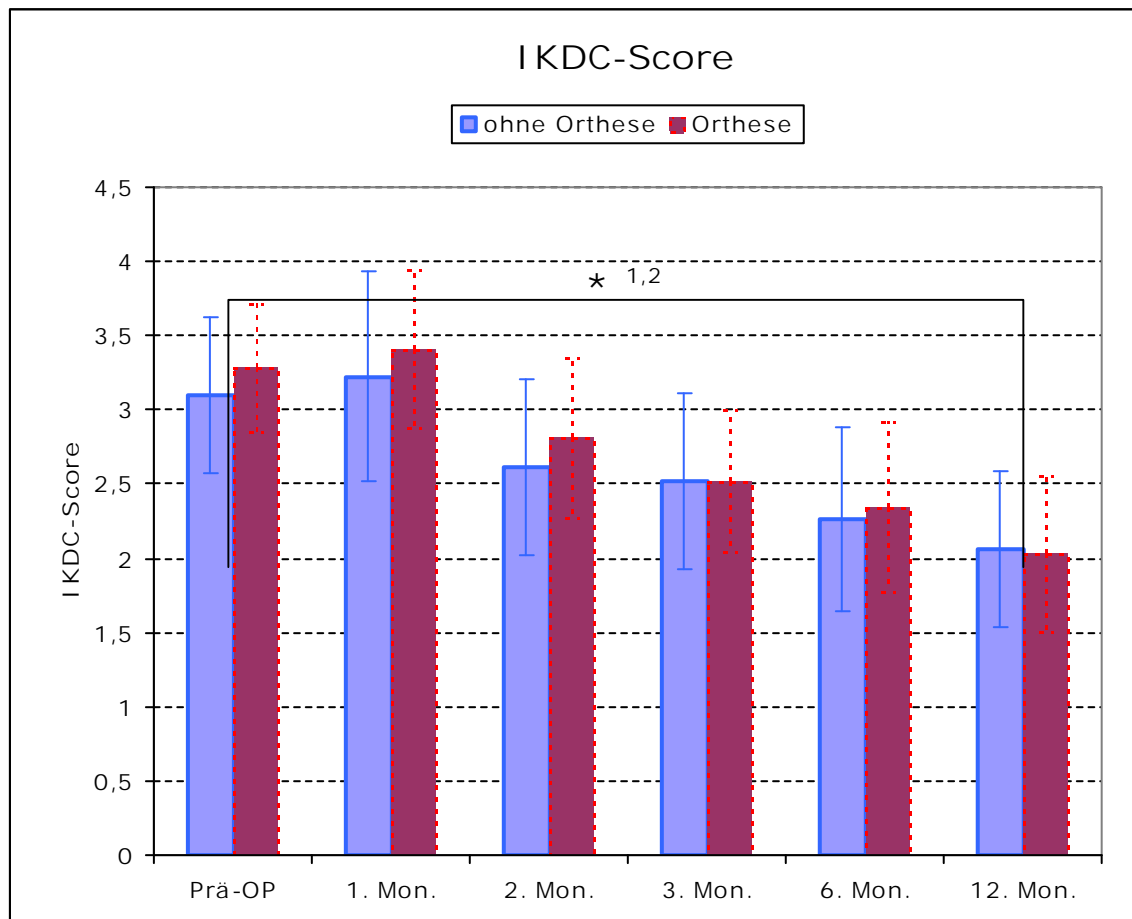


Abbildung 26: IKDC-Score, IKDC: 1- A, 2-B, 3-C, 4-D, Zeitpunkte der Messung in Monaten (Mon.), 1 $p < 0,01$ signifikante Verbesserung für beide Gruppen über den Beobachtungszeitraum, **2** kein Gruppenunterschied ($p < 0,68$)

Tabelle 16: IKDC, Mittelwerte

N: Anzahl der Probanden SD: Standardabweichung SEM: Standard Error of the Mean Diff.: Differenz zwischen Minimum und Maximum. MW: Mittelwert Min.: Minimum

Gruppe		N	Diff.	Min.	Max.	MW		SD
							SEM	
ohne Orthese	IKDC prä	19,00	2,00	2,00	4,00	3,09	,12	,53
	IKDC 1	19,00	2,00	2,00	4,00	3,23	,16	,71
	IKDC 2	19,00	2,00	2,00	4,00	2,62	,14	,59
	IKDC 3	19,00	2,00	2,00	4,00	2,52	,14	,59
	IKDC 6	19,00	3,00	1,00	4,00	2,27	,14	,62
	IKDC 12	19,00	3,00	1,00	4,00	2,06	,12	,52
Orthese	IKDC prä	41,00	2,00	2,00	4,00	3,28	,07	,43
	IKDC 1	41,00	2,00	2,00	4,00	3,41	,08	,53
	IKDC 2	41,00	2,00	2,00	4,00	2,81	,08	,54
	IKDC 3	41,00	2,00	2,00	4,00	2,52	,08	,48
	IKDC 6	41,00	3,00	1,00	4,00	2,35	,09	,57
	IKDC 12	41,00	2,00	1,00	3,00	2,03	,08	,52

4. Diskussion

Das Ziel dieser Studie war es herauszufinden, ob die Versorgung mit einer Orthese bei vorderer Kreuzbandruptur einen Einfluss auf das propriozeptive Defizit hat. Und wenn dieser Einfluss besteht, wie dies zu erklären ist.

Diese Frage ist von zunehmender Bedeutung, da Orthesen besonders im Bereich der Rehabilitation nach vorderer Kreuzbandplastik verordnet werden, aber auch zunehmend auf dem Gebiet der Prophylaxe, weshalb auch immer mehr gesunde Sportler auf die prophylaktische Versorgung mit einer Orthese zurückgreifen^{63, 75, 98, 107}. Mehrere Studien konnten bereits zeigen, dass eine Beeinträchtigung der Funktion des Kniegelenks, seien es operative VKB-Rekonstruktionen, Muskelatrophie, Osteoarthritis o.ä. einen erhebliche Einfluss auf die Propriozeption und somit auf die Gleichgewichtsleistung haben^{20, 44, 55, 56, 70}. Dies zeigte sich auch in den präoperativen Messungen dieser Studie. So zeigten die Messungen auf der Kistlerplatte, auf dem KAT 2000 und im Winkelreproduktionstest eine signifikante Verbesserung der Ergebnisse der Patienten nach einem Jahr im Vergleich mit der präoperativen Messung. Hieraus lässt sich jedoch noch kein Rückschluss auf den präoperativen Zustand der Patienten ziehen. Die Patienten könnten bereits mit einem propriozeptiven Defizit in die ersten Untersuchungen gegangen sein. Hierzu passt die Erkenntnis, das sich in der präoperativen Messung den meisten der hier aufgeführten Untersuchung kein Unterschied zwischen verletzter Seite und gesunder Seite nachwies ließ. Dies trifft insbesondere für die statischen Tests zu.

Es ist nachgewiesen, dass bei Patienten mit vorderer Kreuzbandruptur die propriozeptiven Fähigkeiten pathologisch verändert sind^{24, 44, 52, 59, 64, 94}. Auch diese Erkenntnisse spiegeln sich in den hier nachgewiesenen präoperativen Messungen wieder. Auch gab es bereits mehrere Untersuchungen, bei denen Verbesserungen der propriozeptiven Leistung nach Applikation einer Bandage festgestellt wurden, jedoch haben diese Untersuchungen alleine den Winkelreproduktions- oder passiven Winkelbewegungserkennungstest gemessen oder die Nachkontrollzeit ist zu kurz gefasst^{46, 73, 115}

Man konnte bereits nachweisen, dass es keine Rolle spielt ob die Messungen am dominanten oder nicht dominanten Bein durchgeführt werden^{8, 10, 12, 31, 69}. Diese Beobachtung zeigt sich auch in den hier durchgeführten Testungen.

Auch konnte bereits herausgefunden werden, dass Bandagen und funktionelle Orthesen (Bandagen mit Gelenkschiene) den Hartrahmenorthesen in der Eignung für sportliche Betätigungen und in der Verbesserung der Propriozeption überlegen sind.^{2, 13, 18, 20, 98,}

¹¹³. Nach diesen Voraussetzungen müsste man meinen, dass sich diese Überlegenheit der funktionellen Orthesen auch bei einer Mehrzahl an Testungen mit einer größeren An-

zahl an getesteten Personen weiterhin bestätigen lässt. Ein zentraler Punkt in den bisherigen Untersuchungen vom Einfluss von Orthesen auf die Propriozeption des Kniegelenkes ist die Beobachtung, dass die kontralaterale gesunde Seite ebenfalls beeinflusst wird. Diese Beobachtung konnte von mehreren Autoren nachgewiesen werden^{47, 64}. In der vorliegenden Studie zeigte sich bei den Probanden zum einen eine negative Beeinflussung der kontralateralen gesunden Seite präoperativ, aber auch eine positive Beeinflussung im postoperativen Verlauf. Hierbei war kein Unterschied zwischen der Orthesengruppe und der nicht mit einer Orthesengruppe versorgten Gruppe in den dynamischen Testungen und im Winkelreproduktionstest zu sehen. In den rein statischen Testungen des Standtestes auf der Kistlerplatte ergab sich jedoch ein signifikant besseres Abschneiden des Orthesenkollektives. So besserte sich die gesunde Seite im Standtest in der Orthesengruppe von $0,29 \pm 0,02$ sL präoperativ zu $0,2 \pm 0,01$ sL nach einem Jahr, während sich die nicht mit einer Orthese versorgte Gruppe von $0,29 \pm 0,04$ sL präoperativ gar auf $0,37 \pm 0,03$ sL nach einem Jahr verschlechtert. Hier scheint die Orthese einen statistisch signifikanten Vorteil zu haben. Die Verschlechterung in der nicht mit einer Orthese versorgten Gruppe ist nur in der Messung nach einem Jahr zu finden, in den Messungen 2. bis 6. Monat postoperativ findet sich dieser signifikante Unterschied nicht, hier bleibt die Frage, ob dieser Effekt eventuell durch eine in der nicht Orthesengruppe mangelnde Trainigseinstellung zwischen Messpunkt 6. Monat und nach einem Jahr postoperativ zu Stande kam, oder ob es sich um den Einfluss der nicht vorhandenen Orthese handelt.

Ebenfalls zeigte sich die Besserung der gesunden Seite im Winkelreproduktionstest bei 25° reproduziertem Winkel. Hier ergab sich jedoch kein statistisch signifikanter Vorteil der Orthese. In der Orthesengruppe gaben die Probanden eine Winkelabweichung von $3,44^\circ \pm 0,42^\circ$ präoperativ wieder, diese besserte sich nach einem Jahr auf $3,08^\circ \pm 0,32^\circ$. In der nicht mit der Orthese behandelten Gruppe besserte sich die gesunde Seite ebenfalls signifikant von $3,13^\circ \pm 0,51^\circ$ präoperativ auf $2,44^\circ \pm 0,36^\circ$, jedoch ohne statistisch signifikant von der Orthesengruppe abzuweichen. Jerosch et al. postulierten 1997⁷⁴ auch eine Verbesserung der gesunden Seite, jedoch sahen sie in ihrer Testung einen positiven Einfluss einer Kniebandage. So zeigte die Probandengruppe eine Besserung von $11,0^\circ \pm 4,2^\circ$ ohne Bandage auf $7,9^\circ \pm 6,0^\circ$ mit Bandage. Hierbei muss jedoch bedacht werden, dass es sich in der Studie von Jerosch um ein Patientenkollektiv mit einer Gonarthrose handelte, das für uns hier zu untersuchende Kreuzband war also intakt, und zum zweiten wurde in der Studie eine einmalige Messung mit und ohne Orthese durchgeführt, es

handelt sich also nur um die aktuelle einmalige Beeinflussung durch eine Bandage, nicht wie in der vorliegenden Studie um einen längeren Zeitraum.

Der positive Einfluss soll sich dabei durch die Kompression der elastischen Bandage auf Hautrezeptoren einstellen. Durch das Tragen der Kniebandage werden eventuell zusätzlich zu den Mechanorezeptoren der Gelenkstrukturen auch oberflächliche Hautrezeptoren gereizt, so dass ein genauerer Positionseindruck für den Patienten entstehen kann⁷³.

Nach all diesen Betrachtungen ergibt sich die Frage, inwieweit die Orthese den positiven Einfluss auf die Propriozeption ausübt, oder ob es sich bei den beobachteten Effekten um einen natürlichen Heilungsprozess handelt, bzw. um einen Heilungsprozess in Folge des durchgemachten propriozeptiven Trainings. Für die These eines natürlichen Heilungsprozesses spricht die Beobachtung, dass es in fast allen Testungen zu einer signifikanten Verbesserung sowohl der gesunden als auch der verletzten Seite über den Zeitraum eines Jahres kommt, die Orthese jedoch nur in dem rein statischen Standtest auf der Kistlerplatte einen Vorteil zu bringen scheint. Da es zu einer Besserung der Werte sowohl in der Orthesengruppe als auch der Nichtorthesengruppe über den gesamten Zeitraum eines Jahres bei dem Stand- und Verblindungstest, Winkelreproduktionstest, KAT 2000 und IKDC Fragebogen und sich hierbei kein Unterschied zwischen den Gruppen ergibt, scheint, bis auf den statischen Standtest, ein Vorteil der Orthese ausgeschlossen zu sein. Hiermit scheint die Begründung eher in dem gemeinsamen Faktor beider Gruppen zu liegen. Dies ist das gleiche propriozeptive Training, der natürliche Heilungsprozess sowie die Rekonstruktion des Kreuzbandes.

4.1. Kistlerplatte

Im ersten Test der Untersuchungsreihe, dem Einbeinstandtest ohne Schließung der Augen, zeigte sich, dass eine Orthese die Gleichgewichtsleistung verbessert. Diese Verbesserung bezieht sich sowohl auf das verletzte, also mit einer Orthese versorgte, Bein, jedoch wird auch die gesunde Seite signifikant verbessert.

Dieser im Einbeinstandtest gefundene positive Einfluss zeigt sich auch in der Studie von Birmingham et al.²¹. Die Orthesengruppe wies in dieser Studie signifikant bessere Werte in der Gleichgewichtsmessung auf als die Situation ohne Orthese. Somit stellt

eine Orthese hier wohl eine hilfreiche Applikation dar, um die dynamische Stabilität im Einbeinstand zu verbessern. Dies wird über die Mechanismen der Propriozeption geschehen. Insbesondere der ebenfalls vorhandene Einfluss auf das gesunde Bein scheint wohl über die kreuzenden Bahnen der Propriozeption erklärbar zu sein.

Unmittelbar postoperativ kommt es in der vorliegenden Studie in der mit einer Orthese versorgten Gruppe zu einer massiven Verschlechterung im Gleichgewichtssinn auf der eigentlich gesunden Seite. Auch dies lässt sich mit den zusätzlichen Informationen aus der verletzten Seite erklären. Da diese unmittelbar postoperativ nicht vorhanden sind, kommt es zu wohl zu einer Verschlechterung auf der eigentlich gesunden Seite. Dieses Erkenntnis steht in Einklang mit den Arbeiten von Jerosch et. al sowie Zätterström et. al ^{72, 143}.

Über den gesamten Verlauf der Untersuchung kommt es jedoch auch auf der gesunden Seite zu einer Verbesserung, sogar auf eine Verbesserung zur unmittelbar präoperativen Situation. Hier entgegen zeigt die nicht mit einer Orthese versorgte Gruppe gar eine tendenzielle Verschlechterung der Maximalwerte auf der gesunden Seite. Dies würde für eine Versorgung mit einer Orthese sprechen, steht jedoch im Gegensatz zu den Ergebnissen von Wright et. al ¹⁴¹, die in ihrem Reviewartikel keine Orthesenversorgung empfehlen. Dieselbe Tendenz zeigt sich für das verletzte Bein.

In der Post-Hoc Testung zeigt sich eine signifikante Verschlechterung zwischen der präoperativen und der ersten postoperativen Testung, was durch die Operation an sich zu erklären ist. Durch die Operation kommt es sowohl zu einer Durchtrennung der umgebenden Hautnerven sowie zu einer Verletzung des umgebenden Weichteilmantels. Zudem sind die Patienten unmittelbar postoperativ vermehrt vorsichtig bezüglich der Kreuzbandplastik.

Im weiteren paarweisen Vergleich zeigt sich sowohl auf der gesunden als auch auf der verletzten Seite eine stetige Verbesserung zu den jeweiligen Vortermi- nen. Dies kann zum einen durch das Training, zum anderen durch die Gewöhnung an die Belastung erklärt werden.

Kuster et al. konnten einen positiven Effekt einer Kompressionsbandage in einem Sprungtest nachweisen. Sie unterschieden hierbei zwischen Landungs- und einer Balancephase. Zum Vergleich mit der vorliegenden Studie soll hier nur mit der Balancephase, die 25s auf der Kistlerplatte gemessen wurde, verglichen werden. Hierbei zeigte sich bei Kuster und seinen Mitarbeitern, dass sich eine signifikante Verbesserung darstellte zwischen Orthesenversorgung und ohne Orthese. Die absoluten Werte erscheinen schwierig

zu vergleichen, da es sich hierbei nur um einen Ausschnitt einer komplexen Übung handelt, jedoch postuliert Kuster einen positiven Effekt der Orthesengruppe. Es kommt hier zu einer Reduktion der sway-length in anteroposteriorer Richtung von ca. 20% unter Bandagenversorgung. Dies würde mit den Ergebnissen dieser Studie einhergehen, bei der es im Verlauf von einem Jahr in der Orthesengruppe zu einer Verbesserung von ca. 28% kommt. Jedoch sollte bei Kuster beachtet werden, dass es sich um eine einmalige Testung von Probanden handelt, die zwölf Monate vor Untersuchung eine VKB-Plastik erhalten hatten. Auch berichteten Kuster et. al nicht über das Nachbehandlungskonzept und die Probanden trugen die Orthese nur einmalig bei der Untersuchung. So kann wohl keine Aussage über einen Langzeiteffekt getroffen werden, auch ein Zufallsprinzip scheint hierbei nicht ausgeschlossen zu sein ⁸³.

Der Einbeinstandtest mit geschlossenen Augen stellt nach den o.a. Vorüberlegungen die Belastung dar, welche durch Eliminationen eines afferenten Schenkels, der visuellen Kontrolle, die propriozeptiven Afferenzen von allen Tests am besten akzentuiert. Das visuelle System stellt hierbei einen zusätzlichen Faktor dar, der dabei hilft die Lage und Stellung des Körpers im Raum zu beurteilen und so das propriozeptive System mit beeinflusst. Das motorische Programm zur posturalen Kontrolle der Stabilität muss daher mit einem erhöhten somatosensorischen Input verbunden sein.

In diesem Test haben die Versuchspersonen mit Orthese ein gering signifikant besseres Gleichgewichtsverhalten als die Patienten ohne Orthese, jedoch nur auf der gesunden Seite, die verletzte Seite zeigt weder über den Beobachtungszeitraum noch zwischen den Gruppen einen signifikanten Unterschied.

Diese Ergebnisse stehen in Einklang mit Birmingham et al. die in einem Einbeinstandtest mit Verblindung auch keinen signifikanten Unterschiede zwischen der Testsituation mit und ohne Orthesenapplikation gefunden hatten ¹⁹.

Trotzdem sprechen die hier gefundenen Ergebnisse dafür, dass mit Orthese ein besseres Bewegungsgefühl auf der gesunden Seite vorherrscht, wenn der afferente propriozeptive Schenkel nicht durch das visuelle System überlagert ist. Tendenziell zeigt sich jedoch in beiden Gruppen eine Verbesserung zur präoperativen Situation, was eventuell im Trainingseffekt zu sehen ist. Die Orthese liegt hier in allen Kraftbelastungen zwar nicht signifikant, jedoch tendenziell besser als die Testsituation ohne Orthese.

Der Gehetest ist in der Reihe derjenige Test, welcher die dynamischsten Komponenten

aufweist: In diesem Test zeigen sich keine Unterschiede zwischen der Orthesensituation und der nicht versorgten Gruppe. In der Literatur kann dieser Test am ehesten mit dem Sprungtest, wie er bereits von Birmingham 2001 durchgeführt wurde, verglichen werden. Bei Birmingham et al.¹⁹ fanden sich ebenso keine signifikanten Unterschiede im Sprungtest zwischen orthesenversorgten Knien und solchen ohne Orthese.

Auf der gesunden Seite fand sich über den gesamten Beobachtungszeitraum eine Verbesserung der propriozeptiven Leistungsfähigkeiten, jedoch keinen Gruppenunterschied. Diese Verbesserung ist wohl auf den Rückkopplungsmechanismus der Propriozeption zurückzuführen. Auf der involvierten Seite sind keine Signifikanzen zu sehen. Die Absolutwerte weisen in diesem Test größere Unterschiede zwischen der Orthesensituation und der nicht mit einer Orthese versorgten Gruppe, die hier auch tendenziell besser abschneidet, was wohl mit der Dynamik des Versuches zu erklären ist. Bei diesem Test kommt hinzu, dass sich die auf der Messplatte mit dem Fuß verbleibende Zeit individuell auf einen wesentlich längeren Zeitraum erstrecken kann. Somit werden die Messwerte, die nur die Standphase im Gehtest betreffen sollten, nach oben verfälscht.

4.2. Winkelreproduktionstest

Jerosch et al. wiesen mit diesem Winkelreproduktionstest einen positiven Einfluss eines propriozeptiven Trainings auf die sensomotorische Fähigkeit nach Kreuzbandverletzungen nach. In der von Jerosch et al. durchgeführten Studie zeigten sich die Ergebnisse der Patientengruppe besser als die Ergebnisse einer gesunden Probandengruppe⁶⁴. So steigerte sich in der Studie von Jerosch mit seinen Mitarbeitern die sensomotorischen Fähigkeiten in beiden Kniegelenken der Patienten über das Maß einer gesunden Kontrollgruppe hinaus. Eine Steigerungsrate um 27,75 % auf der verletzten Seite dokumentiert einen stärkeren Trainingseffekt des verletzten Kniegelenks im Gegensatz zur gesunden Seite, die sich um 16,88 % verbessern konnte. In der hier vorliegenden Studie kann jedoch kein Unterschied zwischen der mit einer Orthese versorgten Gruppe und der gesunden Kontrollgruppe gesehen werden. Es zeigt sich aber ein signifikanter Verlauf über die gesamte Zeit gesehen, d.h. es kommt zu einer signifikanten Verbesserung des Stellungssinnes im Verlauf des einen Jahres der Untersuchungen, jedoch ausschließlich bei dem reproduzierten Winkel von 25 Grad. Von vielen Autoren wird die maximale Be-

deutung bei der Messung des propriozeptiven Defizits nach Ruptur des Kreuzbandes in extensionsnaher Stellung gesehen, d.h. bei möglichst kleinem Winkel.^{24, 46, 68, 89} So konnten Borsa et al. zeigen, dass die Winkelreproduktion bei 15° Beugung signifikant besser war als bei 45° Beugung im Kniegelenk²⁴. Die flexionsnahen Winkel werden eher als Nebengrößen verstanden. Dies resultiert aus der Kapselvorspannung, die bei maximal extendiertem Knie am geringsten sein soll.⁶⁶ Dieser signifikante Verlauf zeigt sich hier sowohl bei dem verletzten Bein, jedoch auch auf der gesunden Seite kommt es zu einer deutlichen Verbesserung. Diese Erkenntnis deckt sich mit den Ergebnissen, die bereits von einigen Autoren gefunden wurde. Diese konnten auch eine Beeinflussung der kontralateralen Seite nachweisen^{64, 72, 112, 143}. Zätterström et al. zeigten bei Patienten mit vorderer Kreuzbandruptur im Einbeinstandverhalten signifikant schlechtere Ergebnisse als bei gesunden Vergleichspersonen. Dies galt sowohl für das verletzte, als auch für das nicht verletzte Bein. Nach 3, 12 und 36 Monaten krankengymnastischer Behandlung ergab sich eine Verbesserung zunächst auf der gesunden und dann auch auf der verletzten Seite¹⁴³.

Bei der Betrachtung der mittleren Werte bei dem Winkelreproduktionstest bei 25° fällt auf, dass es auf der verletzten Seite in der Orthesengruppe zu einer Verbesserung der Reproduktion des Winkels von präoperativ im Mittel 3,78 ° auf 3,21 ° nach 12 Monaten kommt (siehe Tabelle 12 und Abbildung 22). In der nicht mit Orthese versorgten Gruppe zeigt sich eine geringe Verschlechterung der Werte nach 12 Monaten im Vergleich mit den präoperativen Werte (präoperativ 4,13°, nach 12 Monaten 4,30° Winkelabweichung im Mittel). Jedoch ist dieser Gruppenunterschied nicht signifikant, es könnte sich hierbei auch um unterschiedliche Trainingseffekte handeln. Van Tiggelen et al.¹³⁷ berichteten in Ihrer Studie, dass sich eine Orthesenversorgung nur bei schlechter propriozeptiver Grundausbildung positiv auswirke. Bei bereits guter propriozeptiver Schulung habe eine Orthese keinen Effekt. Da die Auswertung der präoperativen Werte hier keine Gruppendifferenz ergab, muss von einer annähernd gleichen Ausgangssituation der beiden Gruppen ausgegangen werden, hier ist wohl auf eine gute propriozeptive Schulung der Probanden zu schließen.

In einer Studie von Wu et al. zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen einer Gruppe, die mit Orthese versorgt wurde und der ohne Orthese versorgten Gruppe in einem aktiven Winkelreproduktionstest. Wu et al. konnten einen positiven Effekt der Orthese nachweisen, jedoch zeigte sich bei denselben Probanden auch ein positiver Effekt einer Placeboorthese, so dass der reine mechanische Effekt der Orthese in Frage

gestellt werden muss. Es könnte sich hier jedoch um die Reizung der Hautrezeptoren durch die strumpfbartige Orthese handeln, da die Placeboorthese der DonJoy Orthese, die in dieser Studie verwendet wurde, nachempfunden wurde.¹⁴² Die Placeboorthese war im äußeren Erscheinungsbild gleich, jedoch wurden die mechanischen Gelenke der DonJoy Orthese durch Riemen ersetzt, die keine mechanische Qualität besaßen. Somit kann davon ausgegangen werden, dass die mechanischen Gelenke der DonJoy Orthese keinen Einfluss auf die Propriozeption haben, es handelt sich hierbei eher um die oben beschriebene Beeinflussung der Hautrezeptoren.

Auch liegen bei Wu et al. lediglich Ergebnisse 5 Monate postoperativ vor, so dass keine Aussage über den präoperativen Zustand bzw. über eine Verbesserung getroffen werden kann. Auch erscheinen Rückschlüsse auf die akuten Auswirkungen einer Orthese nach 5 Monaten schwierig, da nicht ausgeschlossen werden kann, dass es sich bei den Ergebnissen um Auswirkungen des Trainingsprogrammes, dass laut der Autoren in den 5 Monaten äußerst intensiv durch die Probanden getätigt wurde, oder um Auswirkungen der Orthese handelt. Ebenfalls erscheinen Rückschlüsse auf die in der vorliegenden Arbeit gefundenen Resultate schwierig, da alle Probanden die Testsituation mit und ohne Orthese durchliefen und ein Lerneffekt hierbei nicht ausgeschlossen werden kann. So fehlt hier der unabhängige Vergleich zweier Gruppen, da nach der Testung ohne Orthese die gleiche Gruppe von Probanden mit Orthesenversorgung getestet wurde, was einen gewissen Gewöhnungseffekt mit sich bringen kann.

Auch andere Studien belegen ein positive Abschneiden der Orthese.^{35, 86, 114} Dieser Unterschied kann in der vorliegenden Studie bei keinem der getesteten Winkel nachgewiesen werden, was man eventuell auf den getesteten Zeitraum zurückführen kann. Wu et al. führten die Testung nur nach 5 Monaten durch¹⁴², Risberg et al. konnten den positiven Effekt nur in den ersten drei Monaten nachweisen, nach 6 getesteten Monaten war dieser Effekt bereits nicht mehr nachweisbar¹¹⁴. Kritisch angemerkt werden muss in diesen Studien, in denen ein positives Abschneiden der Orthesengruppen gefunden wurde, jedoch, dass die Gruppe der Probanden auf Art und Schwere der Knieverletzungen unterschiedlich zusammengesetzt wurde. Die Zeitspanne zwischen Verletzung und Testung betrug in der Studie von Rebel und Pässler beispielsweise zwischen 1,2 und 21,8 Jahren.¹⁰⁹ Dies ist mit der vorliegenden Arbeit schwierig zu vergleichen, da hier die maximale Spanne zwischen Operation und Beginn der Rehabilitation 5 Monate lag. Literaturrecherche, dass die angegebenen Winkelabweichungen stark schwanken, insbesondere bei den Referenzwerten des gesunden Patientenkol-

lektives finden sich bisher keine einheitlichen Referenzwerte. Diese schwanken zwischen $0,17^\circ$ im Mittel³¹ und $10,61^\circ$ ¹³⁸

Wichtig zu erwähnen bleibt hier, dass eine Testung der Winkelreproduzierbarkeit in sitzender oder stehender Form von entscheidender Bedeutung ist. Wilke et al. konnten in ihrer Arbeit nachweisen, dass dies einen signifikanten Unterschied macht. Sie zeigten, dass ein verletztes Knie einen Winkel signifikant schlechter reproduziert als ein gesundes Knie, jedoch nur unter der Voraussetzung, dass eine sitzende Testsituation gewählt wird.¹³⁹ Diesen Bedingungen wurde in der vorliegenden Studie nachgekommen, da hier die Messungen in sitzender Position erfolgten. Dieser Umstand der Positionierung könnte auch die unterschiedlichen Ergebnisse einzelner Arbeiten erklären. So wählten Barrack et al. einen Winkel von 60° zwischen Oberkörper und Beinen⁹. Jerosch et al.⁶⁸ ließen ihre Probanden auf dem Rücken liegen und Marks et al.⁹⁶ führten die Untersuchung im Stehen durch. Friden et al.⁴⁵ führten die Testungen gar in Seitenlage durch, Fremerey et al wählten eine halbliegende Stellung⁴³.

Ein weiteres Argument für die unterschiedliche Genauigkeit der nachgestellten Winkel scheint auch das Alter zu spielen, jedoch bleibt dies zweifelhaft. Einige Autoren sahen einen signifikanten Einfluss des Alters auf die Propriozeption. So zeigten Skinner und Mitarbeiter, dass es mit steigendem Alter zu einer signifikanten Verschlechterung der propriozeptiven Leistungsfähigkeit kam¹²³, Kokmen und seine Mitarbeiter konnten diesen Zusammenhang jedoch nicht erkennen⁸¹. Sie verglichen eine Probandengruppe zwischen 64 und 81 Jahren mit einer Kohorte zwischen 19 und 34 Jahren. Sie konnten keinen signifikanten Unterschied des Alters auf die Propriozeption zeigen.

In der vorliegenden Arbeit kann dieser Punkt wohl vernachlässigt werden, da sich beide Gruppen mit einem mittleren Alter von 30,4 Jahren in der nicht mit Orthese-versorgten Gruppe bzw. 27,7 Jahren in der mit Orthese versorgten Gruppe in einem jüngeren Altersabschnitt befinden und das Studiendesign ein maximales Alter von 60 Jahren vorschreibt. Auch ergab der Gruppenvergleich keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen.

Als letzter und wohl entscheidender Punkt in der Beurteilung der Ergebnisse besteht in der Problematik der Fixierung des Goniometers über dem Gelenkspalt. Auch der Aufbau des Goniometers unterscheidet sich in vielen Studien. Durch diese Unterschiede bleiben die Vergleiche der Ergebnisse problematisch.

Wir haben versucht, in der vorliegenden Studie dieser Problematik Rechnung zu tragen, in dem die Fixierung einheitlich vorgenommen wurde und die von Jerosch empfohlene

Nullabgleichung vor Messbeginn regelhaft durchgeführt wurde⁶³. Jedoch konnte eine zusätzliche Verschiebung der Endblöcke nicht mit letzter Sicherheit ausgeschlossen werden.

4.3. KAT 2000

Die Ergebnisse der hier vorliegenden Studie zeigen, dass mit dem KAT 2000 kein positiver Einfluss der Orthese auf die propriozeptive Fähigkeit nachgewiesen werden konnte. Es zeigte sich, dass es eine signifikante Verbesserung sowohl des verletzten als auch des gesunden Beines gab, jedoch diese Verbesserung sowohl in der Orthesen-, aber auch in der nicht mit einer Orthese versorgten Gruppe vorlag.

Einen Interpretationsansatz für die Beeinflussung sowohl des verletzten als auch des gesunden Beines bietet die Integration psychomotorischer Elemente. Swanik et al.¹³⁰ weisen auf die Differenzierung von feed-forward und Feedback Mechanismen der motorischen Kontrollen hin. Der feed-forward Mechanismus ist für die muskuläre Vorinnervation verantwortlich, die auf zentralnervöser Impulsgebung zur Generierung von Bewegungsmustern basiert. Frühere sensorische Erfahrungen modifizieren dabei unbewusst das zentral veranlasste Impulsmuster. Der Feedback-Mechanismus stützt sich auf zahlreiche Reflexaktivitäten, die automatisch ablaufen und ist Grundlage von bewussten und unbewussten Modifikationen zeitlich folgender Bewegungsabläufe. Propriozeptive Informationen spielen in beiden Mechanismen eine wichtige Rolle.

Die in dieser Studie nachgewiesenen Erkenntnisse stehen im Widerspruch zu den Erkenntnissen von Rebel et al.¹¹⁰. Rebel et al. konnten einen positiven Einfluss der Orthese im KAT 2000 Test nachweisen. Sie fanden in einem Einbeinstandtest eine Verbesserung auf dem KAT 2000 von 30% im Vergleich Orthesen- zu Nicht-Orthese-Gruppe, im beidbeinigen Test um 24%. Jedoch führten Rebel et. al nur eine Testungsreihe postoperativ durch und auch die Anzahl der getesteten Probanden war mit 25 niedrig. Auch waren die Testergebnisse einer Kontrollgruppe nur zum Teil signifikant von der Patientengruppe unterschiedlich. Die Autoren werteten dies als Indiz für eine große Variabilität der sensomotorischen Fähigkeiten in der Normalpopulation. Jedoch testeten die Autoren nur einmalig durchschnittlich 7,4 Wochen nach VKB-Operation, so dass die Ergebnisse nur auf die akute Phase zu beziehen sind. Längerfristige Ergebnisse liegen in dieser Studie nicht vor.

Wie Hansen et al. in ihrem Bericht über den KAT 2000 erwähnen, sollte die Anzahl an Testpersonen nicht zu klein sein, da sich in Ihrer Untersuchung eine grosse Streuung veranschaulichen ließ⁵⁴. Bei der Betrachtung des sBI in der Studie von Rebel und Pässler¹⁰⁹ fällt auf, dass sich eine hohe Standardabweichung findet, so dass die Verwertbarkeit der Ergebnisse in Frage gestellt werden muss. Zudem könnte der positive Einfluss auch auf das beschleunigte Rehabilitationsprogramm, das Rebel et al. ihre Patienten zukommen ließen, zurückzuführen sein. Des Weiteren scheint in der Studie von Rebel und seinen Mitarbeitern von besonderer Bedeutung, dass eine Verbesserung der koordinativen Leistungsfähigkeit der verletzten Seite nachgewiesen werden konnte. Rebel et al. ordneten dies dem exterozeptiven Einfluss der Orthese durch die Stimulation von Hautrezeptoren und der Komprimierung muskulärer Mechanorezeptoren zu.

Der Reduktion der koordinativen Fähigkeiten auf der nicht operierten Seite wird immer mehr Aufmerksamkeit gewidmet.^{33, 143} Die Ursachen der Defizite der nicht operierten Seite sind nicht eindeutig geklärt. Einerseits kann dieses Defizit als Folge der reduzierten Aktivität interpretiert werden¹⁴³ oder als Hinweis auf die verminderte propriozeptive Leistungsfähigkeit der Patientengruppe, die als Ursache eines erhöhten Verletzungsrisikos gesehen werden kann. Neurophysiologisch kann das kontralaterale Defizit durch die Verschaltung der Rezeptoren des VKB mit dem Gammaneuronen der kontralateralen Seite erklärt werden⁷⁶.

Einen weiteren Interpretationsansatz bieten Lephart et al.⁸⁸ und Nemeth et al.¹⁰³. Sie interpretieren koordinative Veränderungen nicht alleine als afferentes Defizit in Folge Rezeptorschädigung, sondern als Folge eines sekundär, für beide Extremitäten gleichermaßen erworbenen kompensatorischen Bewegungsmuster. Dieser Interpretationsansatz würde eine Verschlechterung der koordinativen Leistungsfähigkeit als Folge eines suboptimalen Bewegungsablaufes erklären. Auch in der hier vorliegenden Studie liegt das nicht operierte Bein, wenn auch vernachlässigbar klein, im KAT 2000 Test bei Betrachtung der absoluten Werte über dem operierten Bein. Diese erhobene Differenz der Testwerte kann möglicherweise der vermehrten Aufmerksamkeit und dem erhöhten Training der operierten Seite zuzuschreiben sein.

Auch Temme et al.¹³³ zeigten in einer mit Orthese versorgten Gruppe ein besseres koordinatives Ergebnis im KAT 2000 Test als in der Gruppe ohne Orthese.

Unsere Ergebnisse spiegeln sich jedoch in den von Brand et al. gefundenen Ergebnissen wieder. Brand et al.²⁵ untersuchten mittels KAT 2000 die koordinativen Fähigkeiten prä- und postoperativ. Die Verwendung einer Orthese zeigte hier keine positive Wir-

kung. Jedoch zeigten sich bei Brand deutlich erniedrigte Werte, bis unter 200 sBI. Dies lässt darauf schließen, dass das Patientenkollektiv in der Brand-Studie deutlich trainiert gewesen sein muss, da diese Werte in der vorliegenden Studie nur selten erreicht wurde. Auch könnte in der von Brand vorgelegten Studie eine andersartige Regulierung des Luftvolumens der Kammer unter der Plattform vorgelegen haben²⁵.

Zu diesem Schluss kommen auch Jerosch et al, die in ihrer Studie die Auswirkungen eines propriozeptiven Trainingsprogrammes auf die sensomotorischen Fähigkeiten der unteren Extremitäten bei Patienten mit einer vorderen Kreuzbandinstabilität untersuchten. In dieser Studie lagen die Werte in der KAT 2000 Testung sowohl der Patientengruppe als auch der Kontrollgruppe zu Beginn und nach Abschluss des Trainingsprogrammes deutlich höher als in dieser Studie. Dies ist wohl darauf zurückzuführen, dass es sich bei dem Patientenkollektiv von Jerosch um Kreuzbandinstabilitäten handelte, die jedoch ohne Operation behandelt wurden. Auch Jerosch interpretiert seine Ergebnisse in Rückschau auf die vorhandene Literatur so, dass sich eine Operation positiv auf die Ergebnisse der Propriozeption auswirken würde⁶⁴.

Den Ergebnissen dieser Studie gegenüber stehen die Ergebnisse von Chuang et al³⁰. Diese wiesen einen positiven Effekt einer elastischen Neoprenkniebandage auf die Balance im KAT 2000 Test nach. Hierfür testeten sie 50 Patienten mit Kniearthrose mit und ohne Bandage und konnten nachweisen, dass die Bandage im statischen Test eine verbesserte Balance bewirkte. Der sBI war mit $186,5 \pm 80,1$ in der Bandagengruppe signifikant niedriger als in der Gruppe ohne Bandage mit $259,4 \pm 115,2$ sBI. Hier wurde jedoch ein Patientenkollektiv mit einer Arthrose ohne Kreuzbandläsion betrachtet, womit ein anderes Verletzungsmuster vorliegt und auch der eigentliche Befund, nämlich die fehlenden Rezeptoren des Kreuzbandes, nicht vorliegt. Auch muss die elastische Neoprenbandage anders als eine Orthese beurteilt werden, da die mechanischen Stützkraft der hier getesteten Orthese nicht vorhanden sind.

4.4. IKDC- Fragebogen

In der hier vorliegenden Studie konnte eine signifikante Verbesserung des IKDC Scores nachgewiesen werden. Jedoch zeigte sich über den untersuchten Beobachtungszeitraum kein Unterschied zwischen der mit einer Orthese versorgten Gruppe und der ohne

Orthese versorgten Gruppe.

Diese Ergebnisse stehen in Einklang mit den Ergebnissen von McDevitt et. al.⁹⁷ Auch er sah eine Verbesserung des IKDC Wertes, jedoch lag auch in der McDevitt Studie kein Gruppen Unterschied vor. Im Unterschied zu der Studie von McDevitt, bei der 98% der Probanden einen Score von A oder B aufwiesen, zeigte sich in der vorliegenden Studie, dass die meisten Probanden vor Operation einen annähernd normalen IKDC Score zeigten, was einem C Wert in der IKDC Skala entspricht, und sich hiernach am Ende der Studie eine Verbesserung nach normal zeigte, entspricht B in der IKDC Skala.

Der in der Studie von McDevitt et al. zu Beginn höhere Wert, als in der vorliegenden Studie, lässt sich durch die Ausschlusskriterien der McDevitt Studie erklären. In dieser Studie wurden Patienten mit Knorpel- und Meniskusverletzungen ausgeschlossen.

Auch Kartus et al. konnten keinen signifikanten Gruppenunterschied zwischen einer Orthese und nicht mit einer Orthese versorgten Gruppe zeigen. Kartus untersuchte in seiner Studie 1997, ob die Versorgung mit einer Orthese nach VKB-Rekonstruktion nötig sei. Hierbei stellte sich heraus, dass ca. 70% der Patienten, sowohl in der Orthesen- als auch in der nicht mit einer Orthese- versorgten Gruppe, 2 Jahre nach Operation einen normalen, bzw. annähernd normalen Wert in der IKDC Testung aufwiesen. Diese Ergebnisse erscheinen mit unseren Ergebnissen vergleichbar, jedoch liegen in der Studie von Kartus keine Werte der Eingangsuntersuchung vor, so dass hier keine Aussage über eine Verbesserung oder Verschlechterung getroffen werden kann. Auch sind die Patienten in dieser Studie nur nach 2 Jahren untersucht worden, so dass die Interpretation der hier vorliegenden Ergebnisse, die nach einem Jahr eine Verbesserung zeigten, schwierig erscheint.⁷⁹

Bei der Sichtung der Literatur kann diese Verbesserung als gängig angesehen werden, da diverse andere Autoren zu demselben Ergebnis gekommen sind⁹⁷. Da sich jedoch in unserer Studie, wie in den anderen vorliegenden Studien, kein Vorteil der Orthesengruppe ergibt, ist davon auszugehen, dass die Orthese keinen Einfluss auf die subjektive Beurteilung der Patienten nimmt.

Zu einem ähnlichen Ergebnis kommt auch Brandsson mit seinen Mitarbeitern²⁶, der in seiner Studie keinen Vorteil der Orthesengruppe im IKDC Score sieht. Auch hier zeigen sich nach einem zweijährigen Beobachtungszeitraum sowohl in der Orthesengruppe als auch in der nicht mit einer Orthese versorgten Gruppe ca. 70% der Probanden in der Kategorie B oder C des IKDC Fragebogens. Im Vergleich der Testungen zu Beginn der Testreihe mit der Testung nach 2 Jahren fanden Brandsson et al. Eine signifikante Verbesserung beider Gruppen. Dies erscheint mit den vorliegenden Ergebnissen vergleichbar.

4.5. Schlussfolgerungen und Ausblick

Es bleibt zuresümieren, dass sich in der Gesamtheit der Testungen dieser Studie kein signifikanter Vorteil der Orthesenversorgung ergibt. Tendenziell zeigt sich bei der Auswertung der rein statischen Tests ein gewisser Vorteil der Orthesen, jedoch zeigt sich dieser Vorteil über den Zeitverlauf von einem Jahr, so dass hier die Frage gestellt werden muss, ob es sich um einen Vorteil der Orthesen handelt, oder ob es sich um einen natürlichen Heilungsprozess über ein Jahr gesehen handelt. Auch muss das von den Probanden im Laufe des Studienzeitraums durchlaufene Trainingsprogramm mit ins Kalkül gezogen werden.

Da sich in den meisten Testungen dieser Studie, insbesondere den dynamischen Tests kein statistisch signifikanter Vorteil der mit einer Orthesen versorgten Gruppe gegenüber der ohne Orthese behandelten Gruppe zeigte, ist davon auszugehen, dass es sich um eine gängige Verbesserung der Propriozeption nach Kreuzbandoperation handelt. Hier sollte, auch nach Sichtung der gängigen Literatur, eine Orthesenversorgung nach Kreuzbandoperation generell überdacht werden.

Für die Praxis ergibt sich die Überlegung, ob in der ersten postoperativen Phase, in der die Ausführung von dynamischen Übungen noch erschwert scheint, eine Orthesenversorgung für rein statische Übungen sinnvoll scheint.

Weitere Studien sollten in Ihr Design einen längeren Untersuchungszeitraum einschließen, da sich hier bei Sichtung der Literatur die größte Diskrepanz ergibt. Die meisten Studien untersuchten ihre Probanden maximal ein halbes Jahr nach Operation/ Trauma. Wie sich jedoch aus dieser Studie erschließen lässt, zeigten sich die signifikanten Veränderungen erst nach dem Beobachtungszeitraum von einem Jahr.

Des Weiteren konnte diese Studie zeigen, dass es zu einer Beeinflussung der kontralateralen, gesunden Seite kam. Zum einen zeigte sich bei den präoperativen Messungen eine Verschlechterung der kontralateralen Seite, die postoperativen Messungen zeigte dagegen ebenfalls, wenn auf der verletzten Seite eine Besserung auftrat, eine Besserung der an sich der gesunden Seite. Das Tragen der Orthese brachte hier keinen signifikanten Vorteil.

Hierzu sollten in Zukunft weitere Studien folgen, die die Überlegung eines expliziten Trainings der gesunden Seite zur Beeinflussung der an sich verletzten Seite mit ein-

schließen. So könnte theoretisch ein postoperativ noch nicht maximal belastbares Kniegelenk bereits propriozeptiv beübt werden.

5. Zusammenfassung/ Summary

Einleitung und Fragestellung: Ein zentrales Thema im Bereich der Propriozeption der letzten Jahre handelte sich um den Einfluss von Orthesen auf die Propriozeption, insbesondere nach VKB Rekonstruktion. Ziel dieser Arbeit war es herauszufinden, ob durch statische und dynamische Tests einen Einfluss der Orthesen auf die Propriozeption nachgewiesen werden kann.

Material und Methode: 60 Patienten, die infolge einer VKB-Ruptur einer VKB Rekonstruktion erhalten hatten, wurden in zwei Gruppen unterteilt. 19 Patienten wurden mit ohne Orthese behandelt, 41 Patienten wurden mit Orthese versorgt. Beide Gruppen wurden den gleichen Testungen zur Untersuchung der Propriozeption unterzogen. Hierbei handelt es sich um eine Testung auf einer Kistlerplatte, auf der ein Stand-, Geh- und Blindtest durchgeführt wurde. Des Weiteren unterzogen sich die Probanden einem Winkelreproduktionstest, einem statischen Balancetest auf dem KAT 2000, sowie der objektive Beurteilung der Patienten nach dem IKDC Fragebogen.

Ergebnisse: Zusammenfassend kann gesagt werden, dass sich in der Summe der Testungen kein Vorteil in der Orthesenversorgung zeigte. In den rein statischen Tests, der Standtest auf der Kistlerplatte, sowie im Winkelreproduktionstest, zeigte sich eine leichte Verbesserung der Propriozeption auf der involvierten Seite in der Orthesengruppe. Hier kam es auch zu einer Verbesserung der gesunden Seite jedoch nur im Standtest auf der Kistlerplatte. In den anderen Testreihen der Kistlerplatte sowie der Testung auf dem KAT 2000 ergab sich keine statisch signifikanter Vorteil der Orthese. In der objektiven Beurteilung mittels IKDC Fragebogen ergab sich eine signifikante Verbesserung, jedoch brachte auch hier die Orthese keinen Vorteil.

Schlussfolgerung: Bei Sichtung der gängigen Literatur zu diesem Thema fand sich eine Vielzahl von Studien, die zu demselben Ergebnis wie unsere vorliegende Studie kamen. Jedoch propagieren viele Autoren einen positiven Einfluss einer Orthesenversorgung auf die Propriozeption, so dass hier weitere Studien folgen sollten. Der positive Effekt der Orthese konnte hier nur im Standtest auf der Kistlerplatte nachgewiesen werden, womit es sich bei den in dieser Studie gezeigten Verbesserungen eher um einen natürlichen Heilungsprozess oder einen durch das propriozeptive Training ausgelösten Effekt handeln dürfte. Zukünftige Studien sollten daher ein besonderes Augenmerk auf die Nachbeobachtungszeit legen, da viele der bisherigen Studien nur über eine relative kur-

ze Nachbeobachtungszeit angelegt waren und sich in der vorliegenden Studie zeigte, dass es insbesondere nach 12 Monaten zu einem Anpassen der Ergebnisse zwischen Orthesen und Nicht-Orthesen Gruppe kam.

Summary

Introduction and problem: Over the last years, one of the main topics within the scope of proprioception has been the effect of orthoses onto proprioception, especially after ACL [anterior cruciate ligament] reconstruction. Objective of this dissertation was to ascertain, whether it can be verified by static and dynamic tests if orthoses influence proprioception when used during rehabilitation.

Material and method: The total sample included 60 patients that had undergone ACL reconstruction after an ACL rupture. The sample was split into two groups, where the first group consisted of 19 patients that were treated with an orthoses, while the remaining 41 patients of the second group did not receive orthoses treatment. Patient of both sub-samples underwent the same tests to examine their proprioception. The tests consisted of a) an examination using a “Kistler”-plate, on which patients underwent standing, walking and blind tests, b) a ankle reproduction test, c) a static balance test on the KAT 2000, and d) an objective assessment of the patients, following the IKDC questionnaire.

Results: Overall test results do not provide sufficient evidence of an improvement of proprioception when treated with orthoses during rehabilitation. While static tests, such as the standing test on the Kistler-plate and the ankle reproduction test, substantiate a minor improvement of the proprioception on the treated ACL within the group of patients that received orthoses treatment. In addition, an improvement of the proprioception of the other, healthy side was observed. The other tests on the Kistler-plate and the tests on the KAT 2000 did not corroborate a statistically significant improvement of orthoses treatment. The subjective assessment using the IKDC questionnaire did result in a statistically significant improvement in both groups, yet the use of orthoses did not result in an advantage

Conclusion: The result of this survey is in line with the results of multiple other surveys found in current literature. Yet, many authors still propagate that orthoses treatment has a positive influence on proprioception; this should be substantiated by further surveys. In particular, these surveys should focus on the observation time after treatment was received, because many surveys conducted until today only focused on a rather short observation time and it was noticed while conducting this survey that, especially after 12 months, there was an adjustment of the results among both groups.

6. Literaturverzeichnis

1. Acierno, S. P., C. D'Ambrosia, M. Solomonow, R. V. Baratta, and R. D. D'Ambrosia. Electromyography and biomechanics of a dynamic knee brace for anterior cruciate ligament deficiency. *Orthopedics*. 18:1101-1107, 1995.
2. Albright, J. P., A. Saterbak, and J. Stokes. Use of knee braces in sport. Current recommendations. *Sports Med*. 20:281-301, 1995.
3. Anderson, K., E. M. Wojtys, P. V. Loubert, and R. E. Miller. A biomechanical evaluation of taping and bracing in reducing knee joint translation and rotation. *Am J Sports Med*. 20:416-421, 1992.
4. Arms, S., Pope, MH., Johnson, R., Fischer, R.A., Arvidsson, I., Eriksson, E. The effect of knee braces on anterior cruciate ligament. *Trans Orthop Res Soc*. 12:245-251, 1987.
5. Bagger, J., Ravn, J., Lavard, P., Blyme, P., Sorensen, C. Effect of functional bracing, quadriceps and hamstrings on anterior tibial translation in anterior cruciate ligament insufficiency: a preliminary study. *J Rehabil Res Dev*. 29:9-12, 1992.
6. Baker, B. E. The effect of bracing on the collateral ligaments of the knee. *Clin Sports Med*. 9:843-851, 1990.
7. Baker, B. E., E. VanHanswyk, S. t. Bogosian, F. W. Werner, and D. Murphy. A biomechanical study of the static stabilizing effect of knee braces on medial stability. *Am J Sports Med*. 15:566-570, 1987.
8. Barrack, R. L., H. B. Skinner, and S. L. Buckley. Proprioception in the anterior cruciate deficient knee. *Am J Sports Med*. 17:1-6, 1989.
9. Barrack, R. L., Skinner, H.B., Brunet, ME, Cook, SD. Joint laxity and proprioception in the knee. *Phys sports med*. 11:130-135, 1983.

10. Barrack, R. S., HB; Cook, SD. Proprioception of the knee joint, paradoxical effect of training. *Am J Phys Med.* 63:175-181, 1984.
11. Barrett, D. S. Proprioception and function after anterior cruciate reconstruction. *J Bone Joint Surg Br.* 73:883-897, 1991.
12. Barrett, D. S., Cobb, A.G., Bentley, G. Joint proprioception in normal, osteoarthritic and replaced knees. *J Bone Joint Surg Am.* 73:53-56, 1991.
13. Beck, C., D. Drez, Jr., J. Young, W. D. Cannon, Jr., and M. L. Stone. Instrumented testing of functional knee braces. *Am J Sports Med.* 14:253-256, 1986.
14. Beynnon, B. D., Flemming, B.C., and R. J. Johnson. The effect of functional knee bracing on the anterior cruciate ligament in the weightbearing and nonweightbearing knee. *Am J Sports Med.* 25:353-359, 1997.
15. Beynnon, B. D., R. J. Johnson, and M. A. Risberg. Rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective, randomized, double-blind comparison of programs administered over 2 different time intervals. *Am J Sports Med.* 33:1579-1602, 2005.
16. Beynnon, B. D., M. H. Pope, C. M. Wertheimer, R. J. Johnson, B. C. Fleming, C. E. Nichols, and J. G. Howe. The effect of functional knee-braces on strain on the anterior cruciate ligament in vivo. *J Bone Joint Surg Am.* 74:1298-1312, 1992.
17. Beynnon, B. D., Pope, MH., Wertheim, CM., Johnson, RJ, Fleming, B.C., Nichols, E.C., Howe, J.G. The effect of functional knee braces on strain on the anterior cruciate ligament in vivo. *J Bone Joint Surg Am.* 74:1298-1312, 1990.
18. Beynnon, B. D., Ryder, SH., Konradson, L., Johnson, R.J., Johnson, K., Renstrom, P.A. The effect of anterior cruciate ligament trauma and bracing on knee proprioception. *Am J Sports Med.* 27:150-155, 1999.
19. Birmingham, T., Kramer, J.F, Kirkley, A., Inglis, J.T., Spaulding, S.J.,

- Vandervoort, A. A. Knee bracing after ACL reconstruction: effects on postural control and proprioception. *Med Sci Sports Exerc.* 33:1253-1258, 2001.
20. Birmingham, T. B., J. F. Kramer, A. Kirkley, J. T. Inglis, S. J. Spaulding, and A. A. Vandervoort. Knee bracing for medial compartment osteoarthritis: effects on proprioception and postural control. *Rheumatology (Oxford).* 40:285-289, 2001.
21. Birmingham, T. B., Kramer, J. F., Kirkley, A., Inglis, J. T., Spaulding, S. J., Vandervoort, A. A. Knee bracing after ACL reconstruction: effects on postural control and proprioception. *Med Sci Sports Exerc.* 33:1253-1258, 2001.
22. Birmingham, T. B., Kramer, J. F., Inglis, J. T. Effect of a neoprene sleeve on knee joint position sense during sitting open kinetic chain and supine closed kinetic chain test. *Am J Sports Med.* 26:562-566, 1998.
23. Blauth, W., H. W. Ulrich, and H. J. Hahne. Sinn and Unsinn von Knieorthesen. [Sense and nonsense of knee orthosis]. *Unfallchirurg.* 93:221-227, 1990.
24. Borsa, P. A., Lephardt, S. M., Irrgang, J. J., Safran, M. R., Fu, F. H. The effects of joint position and direction of joint motion on proprioceptive sensibility in anterior cruciate ligament-deficient athletes. *Am J Sports Med.* 25:336-340, 1997.
25. Brand, B. B., A.; Pässler, H. H. Veränderungen des Koordinationsvermögens vor und nach einer Kreuzbandoperation. *Arthroscopy.* 9:91-95, 1996.
26. Brandsson, S., Faxen, E., Kartus, B., Eriksson, B. I., Karlsson, J. Is a knee brace advantageous after anterior cruciate ligament surgery? *Scand J Med Sci Sports.* 11:110-114, 2001.
27. Brindle, T. J., Mizelle, J. C., Lebedowska, M. K., Miller, J. L., Stanhope, S. J. Visual and proprioceptive feedback improves knee joint position sense. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 17:40-47, 2009.

28. Bruns, J., Scherlitz, J., Luessenhop, S. The stabilizing effect of orthotic device on plantar flexion/dorsal extension and horizontal rotation of the ankle joint. *Int J Sports Med.* 17:614-618, 1996.
29. Cawley, P. W., E. P. France, and L. E. Paulos. The current state of functional knee bracing research. A review of the literature. *Am J Sports Med.* 19:226-233, 1991.
30. Chuang, S.-H., Huang, M-H, Chen, T-W, Weng, M-C, Liu, C-W, Chen, C-H. Effect of knee sleeve on static and dynamic balance in patients with knee osteoarthritis. *Kaohsiung J Med Sci.* 23:405-411, 2007.
31. Co, F. H., H. B. Skinner, and W. D. Cannon. Effect of reconstruction of the anterior cruciate ligament on proprioception of the knee and the heel strike transient. *J Orthop Res.* 11:696-704, 1993.
32. Cook, F., Tibone, J., Redfern, F. A dynamic analysis of a functional brace for anterior cruciate ligament insufficiency. *Am J Sports Med.* 17:519-524, 1989.
33. Corrigan, J. P., W. F. Cashman, and M. P. Brady. Proprioception in the cruciate deficient knee. *J Bone Joint Surg Br.* 74:247-250, 1992.
34. Devita, P., P. B. Hunter, and W. A. Skelly. Effects of a functional knee brace on the biomechanics of running. *Med Sci Sports Exerc.* 24:797-806, 1992.
35. DeVita, P., T. Lassiter, Jr., T. Hortobagyi, and M. Torry. Functional knee brace effects during walking in patients with anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 26:778-784, 1998.
36. Eberhardt, C., Jaeger, A., Schwetlick, G., Rauschmann, M. Geschichte der Chirurgie des vorderen Kreuzbandes. *Orthopaede.* 8:702-709, 2002.
37. Fello JF, M. J. The natural history and diagnosis of anterior cruciate ligament insufficiency. *Clin Orthop.* 147:29-38, 1980.
38. Fluhner, G. Biomechanik von Knieorthesen. In: *Justus-Liebig-Universität Giessen.* Giessen, 1996.

39. France, E. P. a. P., L.E. In vitro assesment of prophlactic knee brace funktion. *Clin Sports Med.* 9:823-841, 1990.
40. Freeman, M. Instability of the foot after injuries to the lateral ligaments of the ankle. *J Bone Joint Surg Am.* 47:669-677, 1985.
41. Freeman, M., Wyke, B., Hanham, IMF. Articular reflexes at the ankle joint. An electromyographic study of normal and abnormal influences of ankle joint mechanoreceptors upon reflex activity in the leg muscle. *Br J Surg.* 54:990-1001, 1987.
42. Freiwald, J., Engelhardt, M., Reuter, I., Konrad, P., Gnewuch, A. Die nervöse Versorgung der Kniegelenke. *Wien Med Wochenschr.* 147:531-541, 1997.
43. Fremerey, R., Lobenhoffer, P., Zeichen, J., Skutek, M, Bosch, U, Tscherne, H. Proprioception after rehabilitation and reconstruction in knees with deficiency of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Br.* 82-B:801-806, 2000.
44. Friden, T., D. Roberts, E. Ageberg, M. Walden, and R. Zatterstrom. Review of knee proprioception and the relation to extremity function after an anterior cruciate ligament rupture. *J Orthop Sports Phys Ther.* 31:567-576, 2001.
45. Friden, T., Roberts, D., Zatterstrom R., Lindstrand, A., Moritz, U. Proprioception after an acute knee ligament injury: a longitudinal study on 16 consecutive patients. *J Orthop Res.* 15:637-644, 1997.
46. Friden, T., Roberts, D., Zatterstrom R., Lindstrand, A., Moritz, U. Proprioception in the nearly extended knee. Measurements of position and movement in healthy individuals and in symptomatic anterior cruciate ligament injured patients. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 4:217-224, 1996.
47. Friemert, B., Lübken v., F., Schmidt, R., Jouini, C., Gerngroß, H. Der Einfluss einer aktiven Bewegungsschiene auf die Propriozeption nach vordere Kreuzbandplastik. *Unfallchirurg.* 109:22-29, 2005.

48. Friemert, B., Lübken v., F., Schmidt, R., Jouini, C., Gerngroß, H. Der Einfluss einer aktiven Bewegungsschiene auf die Propriozeption nach vordere Kreuzbandplastik. *Unfallchirurg*. 109:22-29, 2006.
49. Gollhofer, A., Scheuffelen, C., Loherer, H. Neuromuskuläre Stabilisation im oberen Sprunggelenk nach Immobilisation. *Sportverletz Sportschaden*. 7:23-28, 1993.
50. Grace, T. G., Skipper, J.C., Newberry, J.C., Nelson, M.A., Sweetser, E.R., Rothmann, M.L. Prophylactic knee braces and injury to the lower extremity. *J Bone Joint Surg Am*. 70:422-427, 1988.
51. Grifka, J., Krämer, R., Rosenthal, A., Bernsmann, K. Akzeptanz von Knieorthesen nach vorderer Kreuzbandruptur. *Orthop Praxis*. 5:297-306, 1990.
52. Grüber, J., Wolter, D., Lierse, W. Der vordere Kreuzbandreflex. *Unfallchirurg*. 89:551-554, 1986.
53. Halata, Z., Wagner, C., Baumann, K.I. Sensory nerve endings in the anterior cruciate ligament of sheep. *Anat Rec*. 254:13-21, 1999.
54. Hansen, M. S., Dieckmann, B, Jensen, K, Jakobsen, BW. The reliability of balance tests performed on the kinesthetic ability trainer (KAT 2000). *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 8:180-185, 2000.
55. Hassan, B. S., Mockett, S. and Doherty, M. Influence of elastic bandage on knee pain, proprioception and postural sway in subjects with knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*. 61:24-28, 2001.
56. Hassan, B. S., Mockett, S. and Doherty, M. Static postural sway, proprioception and maximal voluntary quadriceps contraction in patients with knee osteoarthritis and normal control subjects. *Ann Rheum Dis*. 60:612-618, 2001.
57. Haus, J., Halata, Z., Refior, H.J. Proprioception in the human anterior cruciate ligament. Basic morphology. A lightmicroscopic, scanning and transmission electron microscopic study. *Z Orthop*. 130:484-494, 1992.

58. Hefti, F. and W. Muller. Heutiger Stand der Evaluation von Kniebandlasi-
onen. Das neue IKDC-Knie-Evaluationsblatt. [Current state of evaluation
of knee ligament lesions. The new IKDC knee evaluation form]. *Orthopade*.
22:351-362, 1993.
59. Hewett, T., Paterno, MV., Myer, GD. Strategies for enhancing propriocep-
tion and neuromuscular control of the knee. *Clin Orthop Relat Res*. 404:76-
94, 2002.
60. Hewson, G. F., Mendini, R.A., Wang, J.B. Prophylactic knee bracing in col-
lege football. *Am J Sports Med*. 14:262-266, 1986.
61. Hirshman, H., Daniel, DM, Miyasaka, K. The fate of unoperated knee liga-
ment injuries. *Raven Press*. 1:481-504, 1990.
62. Jerosch, J. and M. Bischof. Der Einfluss der Propriozeptivitat auf die funk-
tionelle Stabilitat des oberen Sprunggelenkes unter besonderer Berucksich-
tigung von Stabilisierungshilfen. [The effect of proprioception on functional
stability of the upper ankle joint with special reference to stabilizing aids].
Sportverletz Sportschaden. 8:111-121, 1994.
63. Jerosch, J., I. Hoffstetter, H. Bork, and M. Bischof. The influence of ortho-
ses on the proprioception of the ankle joint. *Knee Surg Sports Traumatol*
Arthrosc. 3:39-46, 1995.
64. Jerosch, J., G. Pfaff, L. Thorwesten, and R. Schoppe. Auswirkungen eines
propriozeptiven Trainingsprogramms auf die sensomotorischen Fahigkei-
ten der unteren Extremitat bei Patienten mit einer vorderen Kreuzban-
dinstabilitat. [Effects of a proprioceptive training program on sensorimotor
capacities of the lower extremity in patients with anterior cruciate ligament
instability]. *Sportverletz Sportschaden*. 12:121-130, 1998.
65. Jerosch, J. and M. Prymka. 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*. 115:162-166, 1996.
66. Jerosch, J. and M. Prymka. Knee joint proprioception in patients with post-

- traumatic recurrent patella dislocation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 4:14-18, 1996.
67. Jerosch, J. and M. Prymka. Proprioception and joint stability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 4:171-179, 1996.
68. Jerosch, J. and M. Prymka. Propriozeptive Defizite des Kniegelenks nach Ruptur des medialen Meniskus. [Proprioceptive deficits of the knee joint after rupture of the medial meniscus]. *Unfallchirurg.* 100:444-448, 1997.
69. Jerosch, J. and M. Prymka. Propriozeptive Fähigkeiten des gesunden Kniegelenks: Beeinflussung durch eine elastische Bandage. [Proprioceptive capacities of the healthy knee joint: modification by an elastic bandage]. *Sportverletz Sportschaden.* 9:72-76, 1995.
70. Jerosch, J. and M. Prymka. Propriozeptive Fähigkeiten im Bereich des Kniegelenks bei Patienten nach vorderer Kreuzbandruptur. [Proprioceptive capacity of the knee joint area in patients after rupture of the anterior cruciate ligament]. *Unfallchirurg.* 99:861-868, 1996.
71. Jerosch, J., Prymka, M. Knee proprioception in patients with posttraumatic recurrent patella dislocation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 4:14-18, 1996.
72. Jerosch, J., C. Schaffer, and M. Prymka. Propriozeptive Fähigkeiten bei operativ und konservativ behandelten kreuzbandinsuffizienten Kniegelenken. [Proprioceptive abilities of surgically and conservatively treated knee joints with injuries of the cruciate ligament]. *Unfallchirurg.* 101:26-31, 1998.
73. Jerosch, J., K. Schmidt, and M. Prymka. Propriozeptive Fähigkeiten bei Patienten mit retropatellarem Knieschmerz unter besonderer Berücksichtigung der Beeinflussung durch eine elastische Kniebandage. [Proprioceptive capacities of patients with retropatellar knee pain with special reference to effectiveness of an elastic knee bandage]. *Unfallchirurg.* 100:719-723, 1997.
74. Jerosch, J., Schmidt, K und M. Prymka. Beeinflussung der propriozeptiven Fähigkeit von Kniegelenken mit einer primären Gonarthrose. *Unfallchirurg.*

- 100:219-224, 1997.
75. Jerosch, J., Thorwesten, L., Bork, H. Bischof, M. Is prophylactic bracing of the ankle cost effective? *Orthopedics*. 19:405-414, 1996.
76. Johansson, H. S., P; Sojka, P. Receptors in the knee joint ligaments and their role in the biomechanics of the joint. *Crit Rev Biomed Eng*. 18:341-368, 1991.
77. John, H., Hennecke, M., Kaumenkötter, R. Ein Einsatz von Knieorthesen aus orthopädie-technischer Sicht. *Med Orth Tech*. 115:33-36, 1995.
78. Kannus, P., Järvinen, M. Conservatively treated tears of the anterior cruciate ligament. Long term results. *J Bone Joint Surg Am*. 69:1007-1012, 1987.
79. Kartus, J., Stener, S, Köhler, K, Sernert, N, Eriksson, BI, Karlsson, J. Is bracing after anterior cruciate ligament reconstruction necessary? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 5:157-161, 1997.
80. Knutzen, K., Bates, BT, Schot, P, Hamill, J. A biomechanical analysis of two functional knee braces. *Med Sci Sports Exerc*. 19:303-309, 1987.
81. Kokmen, E., Bossemeyer, RW, Williams, WJ. Quantitative evaluation of joint motion sensation in an aging population. *J gerontol*. 33:62-67, 1978.
82. Kreuz, A., Kohn, D. Gelenkschäden nach Sportverletzungen. *Deut Z Sportmedizin*. 53:45-48, 2002.
83. Kuster, M. S., K. Grob, M. Kuster, G. A. Wood, and A. Gachter. The benefits of wearing a compression sleeve after ACL reconstruction. *Med Sci Sports Exerc*. 31:368-371, 1999.
84. Lee, H., Cheng, CK, Liau, JJ. Correlation between proprioception, muscle strength, knee laxity, and dynamic standing balance in patients with chronic anterior cruciate ligament deficiency. *The Knee*, 2009.
85. Lentell, G., Baas, B., Lopez, D., McGuire, L. The contributions of proprioceptive deficits, muscle function and anatomic laxity to functional instabil-

- ity of the ankle. *J Orthop Sports Phys Ther.* 21:206-215, 1995.
86. Lephardt, S. M., Kocher, M.S., Fu, F.H., Borsa, P.A., Harner, C.D. Proprioception following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Sport Rehabil.* 1:188-196, 1992.
87. Lephardt, S. M., Kocher, M.S., Harner, C.D., Fu, F.H. Quadriceps Strength and functional capacity after anterior cruciate ligament reconstruction. Patellar tendon autograft versus allograft. *Am J Sports Med.* 21:738-741, 1993.
88. Lephardt, S. M., Pincivero, D.M., Rozzi, S.L. Proprioception of the ankle and knee. *Sports Med.* 25:149-155, 1998.
89. Lephardt, S. M., Pincivero, D.M., Rozzi, S.L. The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *Am J Sports Med.* 25:130-137, 1997.
90. Liu, S. H., Daluiski, A., Kabo, J.M. The effects of thigh soft-tissue stiffness on the control of anterior tibial displacement by functional knee orthoses. *J Rehabil Res Dev.* 32:135-140, 1995.
91. Liu, S. H. and R. Mirzayan. Current review. Functional knee bracing. *Clin Orthop:*273-281, 1995.
92. Lobenhoffer, P., Tscherne, H. Rupture of the anterior cruciate ligament: current status of treatment. *Unfallchirurg.* 96:150-168, 1993.
93. Luber, M. B., E.; Schaff, B. Stabilisierungseigenschaften von Hartrahmenorthesen und Bandagen mit Gelenkschienen gegen vordere Schublade- Erste Ergebnisse. *Orthop Technik.* 5:1-5, 1998.
94. MacDonald, P. B., Hedden, D., Pacin, O., Sutherland, K., Clark, P. Proprioception in anterior cruciate ligament-deficient and reconstructed knees. Analysis of proprioception in the posterior cruciate ligament-deficient knee. *Am J Sports Med.* 24:774-778, 1996.
95. Marans, H., Jackson, R.W., Piccinin, J., Silver, R.L., Kennedy, D.K. Functional testing of braces for anterior cruciate ligament-deficient knees. *Can J*

- Surg.* 34:167-172, 1991.
96. Marks, R., Quinney, HA, Wessel J. Proprioceptive sensibility in women with normal and osteoarthritic knee joints. *Clin rheuma.* 12:170-175, 1993.
 97. McDevitt, E. R., D. C. Taylor, M. D. Miller, J. P. Gerber, G. Ziemke, D. Hinkin, J. M. Uhorchak, R. A. Arciero, and P. S. Pierre. Functional bracing after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective, randomized, multicenter study. *Am J Sports Med.* 32:1887-1892, 2004.
 98. McNair, P., Stanley, SN., Strauss GR. Knee bracing: effects of proprioception. *Arch Phys Med Rehab.* 77:287-289, 1996.
 99. Millet, C. W. and D. J. Drez, Jr. Principles of bracing for the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Clin Sports Med.* 7:827-833, 1988.
 100. Millet, C. W., Drez, D Jr., Knee braces. *Orthopedics.* 10:1777-1780, 1987.
 101. Miyasaka, K., Daniel, D., Stone, M., Hirschmann, P. The incidence of knee ligament injuries in the general population. *Am J Knee Surg.* 4:3-9, 1991.
 102. Muellner, T., Alacamlioglu, Y, Nikolic, A., Schabus, R. No benefit of bracing on the early outcome after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 6:88-92, 1998.
 103. Nemeth, G., M. Lamontagne, K. S. Tho, and E. Eriksson. Electromyographic activity in expert downhill skiers using functional knee braces after anterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med.* 25:635-641, 1997.
 104. Osternig, L. R. and R. N. Robertson. Effects of prophylactic knee bracing on lower extremity joint position and muscle activation during running. *Am J Sports Med.* 21:733-737, 1993.
 105. Ott, J. W., Clancy, W.G. Functional knee braces. *Orthopedics.* 16:171-175, 1993.
 106. Pánics, G., Tállay, A, Pavlik, A and I Berkes. Effect of proprioception training on knee joint position sense in female team handball players. *Br J Sports*

- Med.* 42:472-476, 2008.
107. Perla, R., Frank, C., Fick, G. The effect of elastic bandages on human knee proprioception in the uninjured population. *Am J Sports Med.* 23:251-255, 1995.
 108. Quante, M., Hille E. Propriozeption: Ein Überblick über ihre Rolle in der Sportmedizin. *Deut Z Sportmedizin.* 10:306-310, 1999.
 109. Rebel, M. and H. H. Passler. Auswirkungen einer Knieorthese auf die sensorischen Fähigkeiten bei Patienten mit einer VKB-Plastik. [Effects of knee braces on sensorimotor capabilities of patients with ACL reconstruction]. *Sportverletz Sportschaden.* 15:16-21, 2001.
 110. Rebel, M., H. H. Passler, M. S. Hansen, B. Dieckmann, K. Jensen, and B. W. Jakobsen. Auswirkungen einer Knieorthese auf die sensorischen Fähigkeiten bei Patienten mit einer VKB-Plastik. [Effects of knee braces on sensorimotor capabilities of patients with ACL reconstruction]. *Sportverletz Sportschaden.* 15:16-21, 2001.
 111. Reer, R., Jerosch, J. Proprioception of the ankle joint. In: *The Unstable Ankle. Human Kinetics:*36-51, 2002.
 112. Reer, R., Nagel, V., Paul, B., Edelmann, H., Braumann, K.M. Die Anwendung äusserer Kniegelenksstabilisatoren-Einflussnahme auf mechanische Stabilisierung und körperliche Leistungsfähigkeit. *Sportverletz Sportschaden.* 15:62-67, 2001.
 113. Reer, R., Nagel, V., Paul, B., Edelmann, H., Braumann, K.M. Werden durch den Einsatz von Orthesen die mechanische Stabilität bzw. körperliche Leistungsfähigkeit beeinflusst? *Orthop Technik*, 2002.
 114. Risberg, M. A., Beynnon, B.D., Peura, G.D., Uh, B.S. Proprioception after anterior cruciate ligament reconstruction with and without bracing. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 7:303-309, 1999.
 115. Roberts, D., G. Andersson, and T. Friden. Knee joint proprioception in

- ACL-deficient knees is related to cartilage injury, laxity and age: a retrospective study of 54 patients. *Acta Orthop Scand.* 75:78-83, 2004.
116. Rovere, G. D., Haupt, H.A., Yates, C.S. Prophylactic knee bracing in college football. *Am J Sports Med.* 15:111-116, 1987.
117. Rupp, S., Lanta, P., Schulz, H. Begrenzung der vorderen Schublade des Kniegelenkes durch Rehabilitationsorthesen. Vergleich MVP-Orthese vs. Donjoy-Gold-Point-Orthese. *Unfallchirurg.* 98:474-477, 1995.
118. Sahin, N., Baskent, A, Cakmak, A, Salli, A, Ugurlu, H, Berker, E. Evaluation of knee proprioception and effects of proprioception exercise in patients with benign joint hypermobility syndrome. *Rheumatol Int.* 28:995-1000, 2008.
119. Scherer, M. A. Der Stellenwert von Orthesen bei der Therapie der meniskoligamentären Kniegelenksverletzung. *Med Orth Tech.* 115:7-12, 1995.
120. Schultz, R., Miller, DC, Kerr, C, Micheli, L. Mechanoreceptors in human cruciate ligaments. *J Bone Joint Surg Am.* 66:1072-1076, 1984.
121. Sforzo, G. A., Chen, N.M., Gold, C.A., Frye, P.A. The effect of prophylactic knee bracing on performance. *Med Sci Sports Exerc.* 21:254-257, 1989.
122. Sitler, M., J. Ryan, W. Hopkinson, J. Wheeler, J. Santomier, R. Kolb, and D. Polley. The efficacy of a prophylactic knee brace to reduce knee injuries in football. A prospective, randomized study at West Point. *Am J Sports Med.* 18:310-315, 1990.
123. Skinner, H. B., Barrack, RL, Cook, SD. Age-related decline in proprioception. *Clin Orthop Relat Res.* 184:208-211, 1984.
124. Steinbrück, K. Epidemiologie von Sportverletzungen. *Sportverletz Sport-schaden.* 12:38-52, 1999.
125. Steinbrück, K. Rehabilitation des Kniegelenkes nach Kreuzband-Operationen. *Orthop Technik.* 9:1-6, 1997.

126. Steinbrück, K., Mauch, F., Braun, K. Der Einsatz der Softec- Orthese in der postoperativen Phase nach vorderer Kreuzband-Ersatzplastiken. *Orthop Technik*. 5:390-392, 1999.
127. Stephens, D. L. The effects of functional knee braces on speed in collegiate basketball players. *J Orthop Sports Phys Ther*. 22:259-262, 1995.
128. Strasmann, T. J., T. H. Feilscher, K. I. Baumann, and Z. Halata. Distribution of sensory receptors in joints of the upper cervical column in the laboratory marsupial *Monodelphis domestica*. *Ann Anat*. 181:199-206, 1999.
129. Styf, J. R., O. Lundin, and D. H. Gershuni. Effects of a functional knee brace on leg muscle function. *Am J Sports Med*. 22:830-834, 1994.
130. Swanik, C. B., Lephart, S.M., Rubash, H.E. Proprioception, Kinesthesia and Balance after total knee Arthroplasty with cruciate-retaining and posterior stabilized prostheses. *J Bone Joint Surg Br*. 86:328-334, 2004.
131. Takebayashi, T., Yamashita, T., Minaki, Y., Ishii, S. Mechanosensitive afferent units in the lateral ligament of the ankle. *J Bone Joint Surg Br*. 79:490-493, 1997.
132. Teitz, C. C., Hermansons, B.K., Kronmal, A., Diehr, P.H. Evaluation of the use of braces to prevent injury to the knee in collegiate football players. *J Bone Joint Surg Am*. 69:2-9, 1987.
133. Temme, C. S., T.; Yaniv, M.; Imhoff, AB. Orthese nach VKB-Plastik. *Dt Z Sportmed:Sonderheft*: 126, 1998.
134. Tropp, H., Odenrick, P, Gillquist, J. Stabilometry in functional and mechanical instability of the ankle joint. *Int J Sports Med*. 6:180-182, 1985.
135. Tutsch, D. Propriozeption. *Hexal: Lexikon der Medizin*:455, 1981.
136. Vailas, J. C., Pink, M. Biomechanical effects of functional knee bracing. Practical implications. *Sports Med*. 15:210-218, 1993.
137. Van Tiggelen, D., Coorevits, P., Witvrouw, E. 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.* 18:259-265, 2008.
138. Warren, P., Olanlokun, TK, Cobb, AJ, Bentley, G. Proprioception after knee arthroplasty. *Clin Orthop.* 297:182-187, 1993.
139. Wilke, C., Froböse, I. Quantifizierung propriozeptiver Leistungen von Kniegelenken. *Deut Z Sportmedizin.* 54:49-54, 2003.
140. Wojtys, E. M., S. U. Kothari, and L. J. Huston. Anterior cruciate ligament functional brace use in sports. *Am J Sports Med.* 24:539-546, 1996.
141. Wright, R., Fetzer, G. Bracing after ACL Rekonstruktion: A systematic Review. *Clinical Orthopaedic and related research.* 455:162-168, 2007.
142. Wu, G. K., G. Y. Ng, and A. F. Mak. Effects of knee bracing on the sensorimotor function of subjects with anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 29:641-645, 2001.
143. Zätterström, R. F., T; Lindstrand, A; Moritz, U. The effect of the physiotherapy on standing balance in chronic anterior cruciate ligament insufficiency. *Am J Sports Med.* 22:531-536, 1994.

7. Lebenslauf

Name	Gregor Reiter
Geburtsdatum	08.02.1978
Geburtsort	Heidelberg
Schulabschluss	Allgemeine Hochschulreife am Kurfürst-Friedrich-Gymnasium Heidelberg, 1998
Studium	Studium der Humanmedizin an der Universität Hamburg, 10/2000 – 04/2007
Examina	Ärztliche Vorprüfung, 03/2003 Zweiter Abschnitt der ärztlichen Prüfung nach neuer Approbationsordnung, 06/2007 Erteilung der Approbation 06/2007
Beruf	Assistenzarzt in der Abteilung für Chirurgie, Bethesda-Krankenhaus Bergedorf, Prof. Dr. med. Sailer, 07/2007-06/2009 Assistenzarzt in der Abteilung für Chirurgie, St. Adolf-Stift Reinbek, Prof. Dr. Strate, seit 07/2009
Promotion	Unter Prof. Dr. K.M. Braumann am Institut für Sportmedizin der Universität Hamburg 2003-2009

8. Danksagung

Diese Dissertation wurde am Institut für Sport- und Bewegungsmedizin der Universität Hamburg durchgeführt.

Hiermit möchte ich allen danken, die am Zustandekommen dieser Arbeit beteiligt waren.

Ein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Prof. Dr. Braumann, insbesondere für die Bereitstellung des Themas und das schnelle Korrekturlesen des vorgelegten Skriptes.

Ein ganz besonderer Dank gilt meinem Betreuer, Prof. Dr. Rüdiger Reer, der mir auch in den zerfahrensten Situationen immer mit Rat und Tat zur Seite stand, auch danke ich ihm für die schnelle Korrektur der vorliegenden Arbeit.

Allen Studienteilnehmern bin ich zu großem Dank verpflichtet, da ohne diese es nie möglich gewesen wäre, diese Studie überhaupt durchzuführen.

Auf diesem offiziellen Weg möchte ich mich Herzlichst bei meiner Familie bedanken, denen diese Doktorarbeit gewidmet ist. Durch ihre Unterstützung ist mir die Universitätsausbildung erst ermöglicht gewesen. Für ihr Verständnis in den vergangenen Jahren möchte ich mich von ganzem Herzen bedanken.

Dann möchte ich meiner Freundin Diane Ripperger für Ihre Geduld und Ihre Aufmunterung zu jeder Zeit danken, ohne ihren Ansporn wäre diese Arbeit nicht beendet worden.

Abschließend möchte ich mich bei Frau Dr. Annette und Herrn Prof. Dr. Manfred Beer für ihre Unterstützung in vielen Situationen der vergangenen Jahre, insbesondere bei der Entscheidung zur Wahl meines Studienfaches, danken.

9. EIDESSTATTLICHE Erklärung

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die der Universität Hamburg zur Promotion eingereichte Dissertation mit dem Titel:

Der Einfluss von Knieorthesen auf die propriozeptive Leistungsfähigkeit bei Patienten mit Schädigung des vorderen Kreuzbandes

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.

Ich habe bisher an keiner in- oder ausländischen Fakultät ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch diese oder eine andere Arbeit zur Dissertation eingereicht.

Gregor Reiter
Hamburg, 14.08.2009