

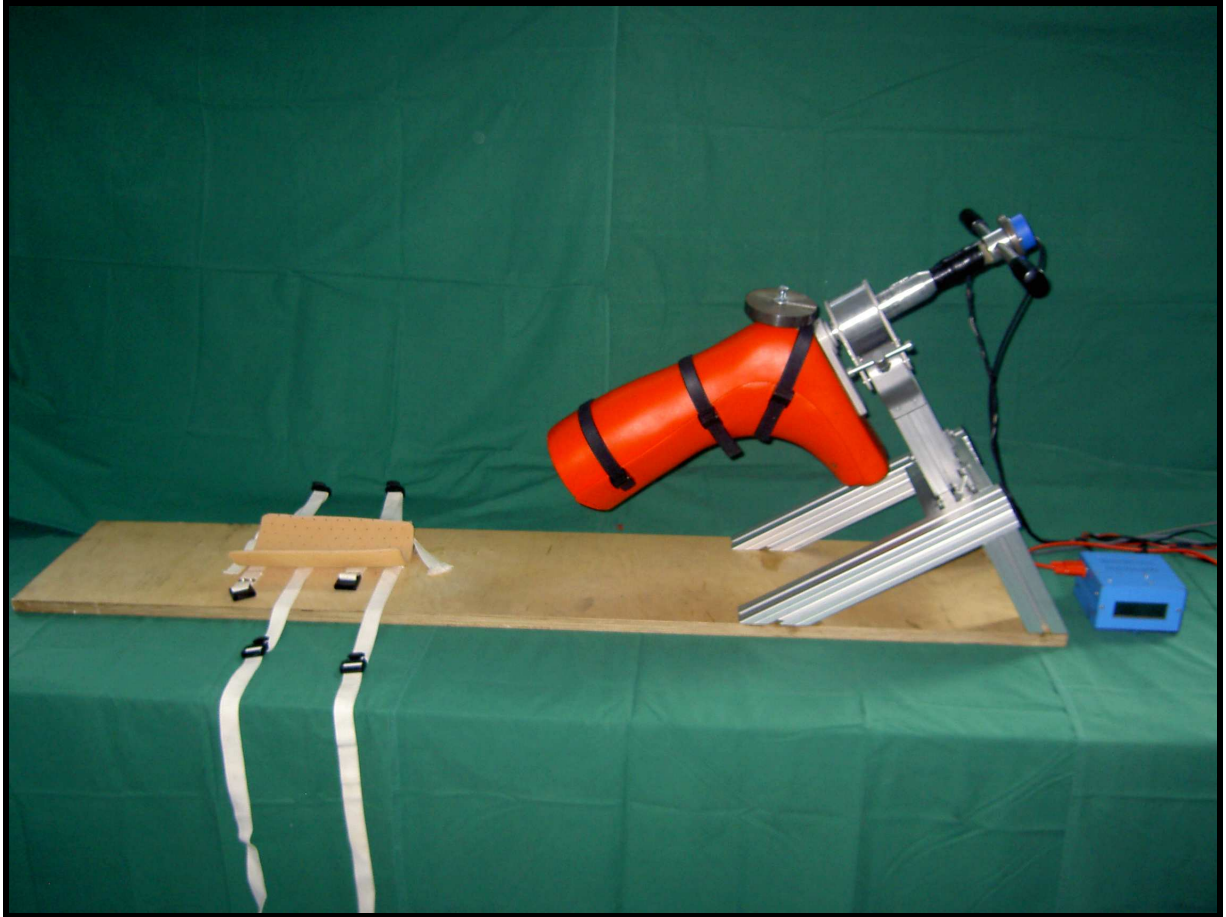
Aus dem Bereich Klinische Medizin
der Medizinischen Fakultät
der Universität des Saarlandes, Homburg/Saar

**Evaluation der Inter- und Intra-Untersucher Reliabilität eines
neuen Instrumentes zur Messung der tibiofemorale Rotation**

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES
2012

Vorgelegt von:
Matthias Johannes Brockmeyer
Geb. am: 08. Februar 1983 in Georgsmarienhütte

Aus der Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie,
Universitätskliniken des Saarlandes, Homburg/Saar
Direktor: Professor Dr. med. D. Kohn



Rotameter

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
BMI	Body-Mass-Index
bzw.	beziehungsweise
cm	Zentimeter
CT	Computertomographie
d.h.	das heißt
HKB	hinteres Kreuzband
ICC	Intraklassen-Korrelationskoeffizient
kg	Kilogramm
Lig.	Ligamentum
Ligg.	Ligamenta
m	Meter
M.	Musculus
MRT	Magnetresonanztomographie
n	Anzahl der Testpersonen
Nm	Newtonmeter
RSA	Röntgenstereophotogrammetrieanalyse
s.	siehe
sog.	sogenannt
Tab.	Tabelle
vgl.	vergleiche
VKB	vorderes Kreuzband
z.B.	zum Beispiel

Inhaltsverzeichnis

1. Zusammenfassung	5
1.1 Zusammenfassung (Deutsch)	5
1.2 Abstract (Englisch)	6
2. Einleitung	7
2.1 Einleitung und Stand der Forschung	7
2.2 Zielsetzung der Studie	9
3. Grundlagen der Kniegelenksanatomie und –biomechanik	10
4. Material und Methoden	15
4.1 Material	15
4.1.1 Probandengut	15
4.1.2 Anamnese und Untersuchung	15
4.1.3 Beighton-Score	16
4.1.4 Rotameter	16
4.2 Methoden	22
4.2.1 Einschlusskriterien	22
4.2.2 Durchführung der Messungen	23
4.2.3 Auswertung der Messdaten	25
4.2.4 Statistik	26
5. Ergebnisse	27
5.1 Probanden	27
5.2 Mittelwerte und Standardabweichungen	27
5.3 Intra-Untersucher Reliabilität	28
5.4 Inter-Untersucher Reliabilität	29
5.5 Seitenvergleich	30
5.6 Einflussfaktoren	31
5.6.1 Geschlecht	31
6. Diskussion	33
6.1 Material und Methoden	33
6.2 Ergebnisse	37
6.3 Anwendbarkeit	42
6.4 Limitierungen	43
7. Schlussfolgerung	46
8. Literaturverzeichnis	47
9. Anhang	58
10. Publikationen	62
11. Danksagung	65
12. Lebenslauf	66

1. Zusammenfassung

1.1 Zusammenfassung (Deutsch)

„Evaluation der Inter- und Intra-Untersucher Reliabilität eines neuen Instrumentes zur Messung der tibiofemorale Rotation“

In der vorliegenden Studie wurde getestet, ob sich mit dem Rotameter, einem neuen digitalen nicht-invasiven Messgerät zur Objektivierung der tibiofemorale Rotation, zuverlässige Messergebnisse erzielen lassen. Es wurden 30 Probanden (15 Männer, 15 Frauen) mit einem durchschnittlichen Alter von 24 [21-27] Jahren untersucht. Gemessen wurde die Außen- und Innenrotation an beiden Kniegelenken in 30° Knieflexion bei einem definierten Drehmoment von 5, 10 und 15 Nm in Bauchlage der Testperson. Die Messungen wurden zu zwei verschiedenen Zeitpunkten und durch zwei unabhängige Untersucher durchgeführt. Sie fanden im Zeitraum von Dezember 2006 bis Juli 2007 in der Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie, Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar statt. Das Rotameter orientiert sich am Dial-Test, einem klinischen Test zur Diagnostik von Verletzungen posterolateraler Strukturen des Kniegelenks. Mit Hilfe einer modifizierten Antiluxationsorthese wurde die Hüftrotation minimiert. Bei der ersten Messung wurde eine Hyperlaxität der Versuchsteilnehmer mit dem Beighton-Score ausgeschlossen. Operationen am Kniegelenk wurden anamnestisch abgeklärt. Die Kniegelenke wurden klinisch untersucht. Der Messvorgang wurde fünfmalig von den beiden Untersuchern durchgeführt. Der höchste und der niedrigste Messwert wurden gestrichen. Aus den verbleibenden drei Messwerten wurde jeweils der Mittelwert zur Reduzierung des Messfehlers gebildet. Eine erneute Messung der Probanden durch die gleichen Untersucher erfolgte im Durchschnitt nach 31 ± 43 Tagen. Es wurden die Mittelwerte und die Standardabweichungen der Messungen bestimmt. Mit Hilfe des Intraklassen-Korrelationskoeffizienten (ICC) wurde die Inter- und Intra-Untersucher Reliabilität ermittelt. Der Pearson Korrelationskoeffizient wurde eingesetzt, um einen Seitenvergleich des linken mit dem rechten Kniegelenk durchzuführen. Es zeigte sich eine hohe Intra-Untersucher Reliabilität (ICC 0.67-0.94) und eine hohe Inter-Untersucher Reliabilität (ICC 0.88-0.98) für die Außen- und Innenrotation sowie für die Gesamtrotation bei einem Drehmoment von 5, 10 und 15 Nm. Im Seitenvergleich wurde ebenfalls eine hohe Korrelation der Messwerte deutlich. Der Pearson Korrelationskoeffizient rangierte zwischen 0.95 und 0.98. Abschließend lässt sich sagen, dass sich mit dem Rotameter zuverlässige und reproduzierbare Messwerte für die tibiofemorale Rotation im Kniegelenk bestimmen lassen.

1.2 Abstract (Englisch)

“Reliability testing of a new device to measure tibial rotation“

The aim of this study was to evaluate the reliability of a newly developed device to measure tibial rotation, the Rotameter. Between December 2006 and July 2007 thirty healthy subjects (15 males, 15 females) with a mean age of 24 [21-27] years were examined with the Rotameter measurement device at the Department of Orthopaedic Surgery, Saarland University, Homburg/Saar. Internal and external rotation of the tibia in relation to the femur was measured in 30° flexion of the knee joint with the testperson lying prone. The measurements were performed at an applied axial tibial torque of 5, 10 and 15 Nm by two independent examiners in order to test the inter-observer reliability. The Rotameter is based upon the Dial-Test which is a clinical testing method for the diagnosis of posterolateral rotatory instability. For minimization of hip rotation a modified antiluxation orthosis was used. Joint hypermobility of the subjects was examined by the Beighton Scoring System. Subjects with a previous surgery of the knee joint were excluded from the study. A clinical examination of the knee joint was performed before the testing. The procedure was repeated for five times and the highest and lowest measurements were deleted. For minimization of the measurement error the mean value of the other three measurements was calculated. The subjects were retested after a mean of 31 ± 43 days by the same examiners to test the intra-observer reliability. The means and the standard deviations of the measurements were determined. By using the intraclass correlation coefficient (ICC) the inter- and intra-observer reliability was assessed. The Pearson correlation coefficient was selected to identify the side-to-side-difference. A high intra-observer reliability (ICC 0.67-0.94) and a high inter-observer reliability (ICC 0.88-0.98) was found at 5, 10 and 15 Nm of applied torque for the external rotation, the internal rotation and the rotational range. High correlations in the Pearson correlation coefficient (0.95-0.98) were also identified for the comparison of left versus right knee joint rotation at all applied torques. In conclusion, the Rotameter testing device for the measurement of tibiofemoral rotation provides reliable results. It is simple, portable and easy to perform. It might be used in a wide field as a non-invasive instrument to objectively determine rotational stability and to investigate the restoration of the rotational stability after surgical procedures.

2. Einleitung

2.1 Einleitung und Stand der Forschung

Die Läsion des vorderen Kreuzbandes (VKB) gehört zu den häufigsten Verletzungen des Kniegelenks [32, 91, 125]. Zumeist sind hiervon jüngere, sportlich aktive Patienten betroffen [125]. Langfristig fördert diese Läsion die Arthroseentwicklung im Kniegelenk [8, 26, 81].

Zur Behandlung dieser Verletzung hat sich seit etwa zwei Jahrzehnten der Kreuzbandersatz mittels autologen Sehnentransplantaten durchgesetzt [40]. Obwohl diese operativen Verfahren mittlerweile weitgehend standardisiert und technisch perfektioniert werden konnten, kommt es in ca. 10-20% der Fälle zu Komplikationen (Instabilität, Schmerzen, erneute Rupturen, Kniesteife, Meniskusläsionen) [23, 56]. Langfristig kann durch den Kreuzbandersatz die Arthrose nicht verhindert werden [48, 73, 126].

In den vergangenen Jahren geriet die klassische Einzelbündeltechnik zur Ersatzplastik des VKB in die Diskussion [42, 47, 57, 66] und parallel hierzu wurden Operationstechniken entwickelt, bei denen das vordere Kreuzband mit 2 oder mehr Sehnenbündeln ersetzt wird [23, 24, 55, 76]. Die Wiederherstellung der nativen Kniegelenksstabilität ist ein wichtiges Ziel bei der Ersatzplastik des VKB. Einige biomechanische Studien haben gezeigt, dass vertikal platzierte Einbündel-VKB-Rekonstruktionen die physiologische Laxität des Kniegelenkes nicht ausreichend wiederherstellen können [47, 134, 135]. Dies wird vor allem unter dynamischen, funktionellen Belastungen wie Laufen, Treppen steigen und Richtungswechsel auffällig [46, 113, 114, 128]. Andere Autoren hingegen konnten zeigen, dass die physiologische Kniegelenkskinematik bei Patienten mit frischer VKB-Ruptur mit der Einzelbündeltechnik wiederhergestellt werden kann [63] bzw. dass keine Unterschiede zwischen der Einbündel- und der Zweibündel-VKB-Rekonstruktion im Hinblick auf die Wiederherstellung der Kniegelenkslaxität bestehen [62]. Als Vorteil der Doppelbündeltechnik wurde hypothetisch und aufgrund von in-vitro Untersuchungen eine im Vergleich zum Einzelbündel verbesserte Wiederherstellung der Rotationsfähigkeit genannt [23, 47]. Klinisch steht die Bestätigung dieser Hypothese nach wie vor aus. Im Rahmen dieser Diskussion wäre ein objektives Gerät zur Messung der tibiofemorale Rotationslaxität von großer Bedeutung, um zum einen eine pathologische Rotationslaxität feststellen zu können und zum anderen die Wiederherstellung der physiologischen Rotationslaxität nach verschiedenen VKB-Rekonstruktionstechniken besser miteinander vergleichen zu können [2].

Zur Beurteilung der Knielaxität in der sagittalen Ebene stehen sowohl subjektive Untersuchungen wie der Lachmantest oder die Schubladentests als auch objektive, validierte Messsysteme zur Verfügung [18]. Zu diesen zählen das KT 1000/2000 Arthrometer® (MEDmetric Corporation, San Diego, Californien) (Abb. 1) [10, 33, 112], das Rolimeter® (Aircast Europe Ltd, London, England) [45, 59, 106], das Genucom Knee Analysis System® (FARO Medical Technologies, Montreal, Canada) [51, 90, 103] und der Stryker Knee Laxity Tester® (Stryker Corp, Kalamazoo, MI) [7, 60, 69].

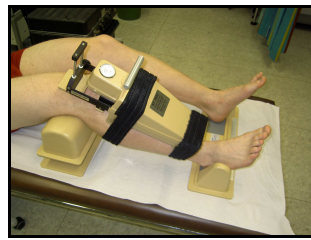


Abb.1: MEDmetric KT 1000 Arthrometer®

Die Rotationsfähigkeit des Kniegelenks lässt sich hingegen bisher lediglich mit subjektiven Tests wie dem Pivot-Shift-Test [21, 78, 123], dem Losee-Test [83] und dem Dial-Test [27, 31, 82] bewerten. Ein objektives Messinstrument ist unseres Wissens zurzeit noch nicht etabliert. In Zusammenarbeit mit der Universität Luxemburg wurde ein Gerät zur Messung der tibiofemorale Rotation entwickelt, welches sich am Dial-Test orientiert. Dieses digitale Messgerät wurde Rotameter genannt [19, 118].

Neben Einsatzmöglichkeiten im Bereich der Kreuzbandchirurgie sind weitere Anwendungen denkbar. Das Rotameter könnte im Rahmen einer prä- und postoperativen Knieevaluation Aufschluss über das Ergebnis von Kapselbandrekonstruktionen in Bezug auf die Wiederherstellung der Rotationslaxität geben. Die Verbesserung der Diagnostik von Verletzungen posterolateraler Strukturen des Kniegelenks mit Hilfe des Rotameters ist denkbar, da das Gerät sich am Dial-Test orientiert und einen quantitativen Vergleich der Rotationswerte zwischen gesunder und verletzter Seite ermöglicht. Der Dial-Test dient der Bewertung der posterolateralen Kniegelenkslaxität [27, 31, 82]. Ein weiterer Einsatzbereich des Rotameters ist im Rahmen der Therapiekontrolle und Rehabilitation sowie der Entwicklung und Verbesserung von funktionellen Kniebandagen vorstellbar. Grundlegend ist die Bestimmung der physiologischen Werte der Knierotation für Männer, Frauen und Kinder. Die Evaluation möglicher Einflussfaktoren auf die tibiofemorale Rotation erscheint ebenso als

sinnvoll wie die Entwicklung eines normalen Gelenkprofils und exakter biomechanischer Kniemodelle.

2.2 Zielsetzung der Studie

Folgende Fragestellung wurde der hier vorliegenden Studie zugrunde gelegt:

„Lassen sich mit dem digitalen Messgerät Rotameter, welches sich am Dial-Test orientiert, zuverlässige Werte für die tibiofemorale Rotation ermitteln?“

Die daraus abgeleitete Arbeitshypothese lautet: Mit dem digitalen Messgerät Rotameter lassen sich reproduzierbare Messwerte der tibiofemorale Rotation erzielen, die sowohl eine hohe Korrelation der Messwerte zwischen den beiden Untersuchern (Inter-Untersucher Reliabilität) sowie zwischen zwei Zeitpunkten der Messung (Intra-Untersucher Reliabilität) als auch eine hohe Korrelation der Messwerte im Seitenvergleich aufweisen.

3. Grundlagen der Kniegelenksanatomie und –biomechanik

Die Bewegung im Kniegelenk setzt sich aus drei Freiheitsgraden der Translation (anterior-posterior, medial-lateral, proximal-distal) und aus drei Freiheitsgraden der Rotation (Flexion-Extension, extern-intern, Abduktion-Adduktion) zusammen [20, 34, 41].

In der Sagittalebene sind Flexion und Extension um eine wandernde transversale Achse möglich. Bedingt durch die Inkongruenz des tibiofemorales Gelenks sind Außen- und Innenrotationsbewegungen um eine longitudinale Achse (Unterschenkelachse) in gebeugter Stellung durchführbar [124, 140]. Während der Knieflexion kommt es ohne Belastung des Beines zu einer Innenrotationsbewegung der Tibia in Relation zum Femur um eine mediale Achse sowie einer Außenrotationsbewegung der Tibia bei zunehmender Knieextension. Dieses Phänomen resultiert aus verstärkter Gleit- und Abrollbewegung des lateralen Femurcondylus nach dorsal im Vergleich zum medialen Femurcondylus bei Knieflexion. Die Rotationsachse befindet sich lateral der Mittellinie des medialen Femurcondylus im Bereich des femoralen Ansatzes des HKB [39, 61, 65, 70]. Die Lokalisation der Rotationsachse ändert sich in Abhängigkeit von der Kniebeugung [88]. Die Kniegelenksbeweglichkeit ist komplex. Während die Flexion des Kniegelenks auf einem Abrollvorgang zwischen Kondylen und Tibiakopf (0-20° Knieflexion) und anschließend folgender passiver Gleitbewegung der Menisken (>20° Knieflexion) beruht [78], erfolgt die Rotationsbewegung vorwiegend durch Verschiebung der Menisken auf dem Tibiakopf.

Das Kniegelenk ist durch die geringe knöchernen Führung auf aktive (Muskulatur) und passive (Bänder, Gelenkkapsel, Menisken) Stabilisatoren angewiesen [93].

Es wird durch die Bandstrukturen, Endsehnen von Oberschenkelmuskeln und durch direkt anliegende Muskeln stabilisiert. Zu diesen zählen ventral die Quadrizepsgruppe mit Patella und Lig. patellae, dorsal das Lig. popliteofibulare, Caput mediale und laterale des M. gastrocnemius und der M. popliteus. Medial sind das Lig. collaterale tibiale, das Retinaculum patellae mediale, die Sehnen der sog. „Hamstring“-Muskeln M. semitendinosus, M. gracilis und M. sartorius (Pes anserinus) [92] und die Sehne des M. semimembranosus von Bedeutung [93]. Lateral und posterolateral erzeugen der Tractus iliotibialis, Lig. popliteofibulare, Lig. collaterale fibulare, Retinaculum patellae laterale, die Sehne des M. biceps femoris und des M. popliteus [89] sowie der laterale Kopf des M. gastrocnemius Stabilität. Sie werden auch als Strukturen der posterolateralen Ecke bezeichnet. Sie verhindern eine tibiale Außenrotation

und treten im Zusammenspiel mit dem HKB und lateralen Kollateralband auf [27, 50, 52]. Der M. popliteus spielt eine wichtige Rolle in der statischen und dynamischen Stabilisierung der lateralen Tibia und des Femurs. Er verhindert neben der posterioren Tibiatranslation die Außen- und Varusrotation der Tibia und trägt dynamisch zur Innenrotation bei [27].

Die Menisken verbessern die Rotationsstabilität [115] und werden als Sekundärstabilisatoren bezeichnet. Bei Rotationsbewegungen der Tibia bewegen sich die Menisken unabhängig voneinander [115]. Der Meniscus lateralis zeigt in sagittaler Richtung eine größere Beweglichkeit als der Meniscus medialis. Hierdurch entstehen vermehrt Scherkräfte, insbesondere im Bereich der mittleren Meniskusanteile. Das Innenmeniskushinterhorn gerät in maximaler Knieflexion unter Kompression, während das Außenmeniskushinterhorn in maximaler Knieflexion hinter das laterale Tibiaplateau gleitet [110].

Aufgrund der bereits beschriebenen größeren Verschieblichkeit des Außenmeniskus im Vergleich zum Innenmeniskus besitzt das laterale femorotibiale Gelenkkompartiment eine größere Mobilität als das mediale Gelenkkompartiment und ist dadurch für Rotationsbewegungen des Unterschenkels von größerer Bedeutung [94].

Zum Bandapparat des Kniegelenks gehören die beiden Seitenbänder Lig. collaterale tibiale und Lig. collaterale fibulare sowie die beiden Kreuzbänder Lig. cruciatum anterius und posterius. Sie dienen der Sicherung der Gelenkfunktion und verleihen dem Gelenk Stabilität.

Das Lig. collaterale tibiale verbindet den Epicondylus medialis femoris mit dem Condylus medialis tibiae. Seine Befestigungsstelle am Femur liegt oberhalb und dorsal des Krümmungsmittelpunktes. Es verläuft breitflächig nach unten vorne und ist mit der Gelenkkapsel und dem Meniscus medialis fest verbunden. In Streckstellung und bei Innenrotation ist das mediale Seitenband angespannt. Es verhindert eine Abduktion im Kniegelenk [87]. Es spielt zusammen mit dem VKB eine entscheidende Rolle bei der Limitation der Innenrotationsbewegung [41, 87].

Das Lig. collaterale fibulare verbindet Epicondylus lateralis femoris und Caput fibulae. Es besitzt einen runden Querschnitt und ist nicht mit der Gelenkkapsel verwachsen. In Extensions- und Außenrotationsstellung ist es gespannt. Es spielt eine entscheidende Rolle bei der Kontrolle der Rotationsstabilität des Kniegelenks. Im Zusammenspiel mit den Strukturen

der posterolateralen Ecke wirkt das Lig. collaterale fibulare Varusrotations- und Außenrotationsbewegungen der Tibia entgegen [50, 87].

Das Lig. cruciatum anterius (VKB) spielt eine entscheidende Rolle bei der Kniestabilität primär als Gegenspieler der anterioren tibialen Translation [108] und sekundär in der Kontrolle der Rotationsstabilität [6, 36]. Es verläuft in der Fossa intercondylaris distoanteromedial von der Medialseite des lateralen Femurkondylus zur Area intercondylaris anterior des Tibiaplateaus [9, 49]. Es besteht aus mehreren Faserbündeln, die man funktionell in zwei große Bündel unterteilt: das anteromediale und das posterolaterale Bündel [5, 9, 109]. Benannt wurden diese Bündel nach der Insertionslokalisation auf der Area intercondylaris des Tibiaplateaus. In Kniestreckung verlaufen die beiden Bündel annähernd parallel. In Knieflexion gerät die femorale Ursprungsregion von einer vertikalen in eine eher horizontale Orientierung, so dass sich die Bündel in Kniebeugung überkreuzen und sich die Fasern verdrillen [28, 139]. Das VKB ist als ein Kontinuum von Faserbündeln anzusehen. Jedes Faserbündel besitzt einen bestimmten Ursprung und eine spezielle Insertionsstelle, so dass die unterschiedlichen Fasern nicht streng parallel verlaufen und eine unterschiedliche Länge aufweisen und somit nicht isometrisch sind [35, 108]. In Abhängigkeit vom Flexionsgrad des Kniegelenks werden unterschiedliche Fasern des VKB rekrutiert [9]. Das kräftigere anteromediale Bündel ist in Knieflexion $>30^\circ$ stärker gespannt als das schwächere posterolaterale Bündel. Der posterolaterale Teil des VKB gerät vor allem in Streckstellung und extensionsnah ($0-30^\circ$ Flexion) unter Spannung [34, 44, 133]. Das anteromediale Bündel verhindert eine anteriore tibiale Translation während der Kniebewegung [133] und das posterolaterale Bündel limitiert neben der anterioren tibialen Translation auch Rotationsbewegungen des Kniegelenks [44, 116, 138].

Das VKB verfügt über intraligamentäre Mechanorezeptoren (Ruffini-Endorgane, Vater-Pacini-Körperchen, Golgi-Mazzoni-Körper), die sich vor allem im proximalen und distalen Drittel befinden [13] und im Rahmen der Propriozeption im Kniegelenk eine Rolle spielen [9, 35, 36].

Das Lig. cruciatum posterius (HKB) verhindert primär die posteriore Tibiatrianlation und verläuft dem VKB entgegengesetzt von der vorderen Innenfläche des medialen Femurkondylus zur Area intercondylaris posterior [41, 49]. Es gerät in Kniebeugung unter Spannung [4, 49] und besitzt geringen Einfluss auf die Rotation des Kniegelenks [43, 50, 52].

Die Kreuzbänder verhindern ein Abgleiten der Femurkondylen vom Tibiakopf und dienen dem Zusammenhalt der Gelenkkörper (Kontakterhaltung) bei Drehbewegungen und Flexion, wenn die Seitenbänder entspannt sind. Sie bestimmen außerdem die Geometrie der Lastübertragung [111]. In Abhängigkeit von der Gelenkstellung und dem Flexionsgrad geraten unterschiedliche Faseranteile der Kreuzbänder unter Spannung.

Bei der Innenrotation winden sich die beiden Ligg. cruciata umeinander [13], das VKB gerät unter Spannung [72] und verhindert dadurch eine zu starke Einwärtsdrehung [41]. Am Ende der Innenrotation geraten die dorsalen Anteile des Lig. collaterale tibiale unter Spannung. Die Innenrotationslaxizität ist nach medialer oder lateraler Meniskektomie erhöht [41].

Bei der Außenrotation wickeln sich die beiden Kreuzbänder voneinander ab [124]. Die Außenrotation wird primär durch das Lig. collaterale tibiale und posterolaterale Strukturen begrenzt [41]. Zu den Faktoren, die außerdem die Außenrotation kontrollieren, zählen des Weiteren die mediale Gelenkkapsel, das VKB, das Hinterhorn des medialen Meniskus und der M. vastus medialis [124]. In der Endstellung der Außenrotationsbewegung bei einer Knieflexion von 90° und mehr windet sich das VKB mediallyseitig um den lateralen Femurcondylus und limitiert dadurch eine weitergehende Außenrotation des Unterschenkels [124].

Die Außenrotation wird zum Großteil durch die Kollateralbänder, die Innenrotation vor allem durch das VKB begrenzt [43].

In Kniestreckung befinden sich die beiden Kollateralbänder sowie das VKB [4] und der hintere Anteil des HKB unter Spannung. Dabei gleiten die Femurkondylen in eine der Extremstellung nahen Lage, wobei sich das Lig. collaterale tibiale vollständig entfaltet. Am Ende der Streckung vor Erreichen der Extremstellung erfolgt die Schlussrotation in Form einer Außenrotationsbewegung der Tibia am Spielbein sowie einer Innenrotationsbewegung des Femurs am Standbein [39, 54]. Die Vorderhörner der Menisken tragen zur Gelenkstabilisierung in Streckstellung bei [4].

In Streckstellung sorgt auch die gespannte dorsale Kapsel für Stabilität. Sie blockiert seitliche Kniebewegungen und Rotationsbewegungen [96].

In Kniebeugung ist das Lig. collaterale fibulare vollständig und ist das Lig. collaterale tibiale zum großen Teil entspannt. Das VKB und HKB sind unter Spannung [43]. In extremer Flexionsstellung befindet sich das HKB im Sulcus intercondylaris. Bei gebeugtem Knie können Rotationsbewegungen unter Führung der Ligg. cruciata durchgeführt werden [43, 78]. Im gebeugten Zustand besitzen die Rotatoren des Kniegelenks ihr größtes Drehmoment, da sie in dieser Stellung senkrecht zur Tibia angreifen. Zu den Innenrotatoren gehören der M. semimembranosus, M. semitendinosus, M. sartorius, M. popliteus und M. gracilis. Der M. biceps femoris und zu einem geringeren Anteil auch der M. tensor fasciae latae sind die Außenrotatoren des Kniegelenks [13].

In 30° Knieflexion ist die posteriore Kapsel entspannt und begrenzt nicht Valgus- oder Varusstress. Das VKB steht bei Innenrotation unter Spannung. Das posterolaterale Bündel des VKB verhindert in 30° Knieflexion die anteriore Tibiatranslation und stabilisiert das Knie gegenüber Rotationsbewegungen. Es zeigt vor allem bei Innenrotation des Kniegelenks eine erhöhte Spannung [138]. Bei Außenrotationsbewegungen nimmt die Spannung der Kreuzbänder ab [124].

Die oben beschriebenen Strukturen der posterolateralen Ecke erzeugen im Zusammenspiel mit dem HKB Stabilität entgegen einer Außenrotationsbewegung der Tibia bei geringen Knieflexionsgraden [27].

In Kniestreckung ist die Rotationsfähigkeit im Kniegelenk gering. Sie nimmt mit ansteigendem Kniebeugungswinkel zu und in 30° Knieflexion erreicht die Rotationsfähigkeit des Kniegelenks das Maximum [88].

4. Material und Methoden

4.1 Material

4.1.1 Probandengut

Es handelte sich um 15 männliche und 15 weibliche kniegesunde Probanden (n=30). Operationen am Kniegelenk wurden anamnestisch und ligamentäre Instabilitäten wurden mittels einer klinischen Untersuchung ausgeschlossen. Die Bestimmung des Beighton-Scores [12] zum Ausschluss einer ligamentären Hyperlaxität erfolgte bei der ersten Messung. Die Messungen wurden in der Zeit vom 20.12.2006 bis 05.07.2007 in der Ambulanz der Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie, Universitätskliniken des Saarlandes, Homburg/Saar durchgeführt.

4.1.2 Anamnese und Untersuchung

Die Probanden wurden vor Beginn der Messung mit Hilfe eines Anamnesebogens (siehe Anhang) aufgenommen, der Beighton-Score wurde erhoben und die Kniegelenke wurden klinisch untersucht. Auf dem Anamnesebogen wurden folgende Daten des Probanden erfasst: Personalien, Alter, Körpergröße, Körpergewicht, Schuhgröße, kurze Anamnese (Operationen, Verletzungen), Beighton-Score, Befunde der klinischen Untersuchung beider Kniegelenke, Datum der beiden Messtermine und die Messergebnisse. Im Rahmen der klinischen Untersuchung wurden beidseits die Kniegelenksbeweglichkeit mit der Neutral-Null-Methode bestimmt, der Lachmantest und der Pivot-Shift-Test durchgeführt sowie Varus- und Valgusstress zur Überprüfung der Stabilität des medialen und lateralen Kollateralbandes ausgeübt. Außerdem wurde die Beinachsenstellung beurteilt. Jeder Studienteilnehmer wurde über die Zielsetzung der Studie sowie über die Durchführung der Messungen informiert und hat der Untersuchung freiwillig zugestimmt.

4.1.3 Beighton-Score

Bei der ersten Messung wurde der Beighton-Score des Probanden bestimmt. Der Beighton-Score [12] dient der Diagnostik des Hypermobilitätssyndroms und lässt eine orientierende Aussage über die generelle Beweglichkeit der Gelenke des Probanden zu. Zur Ermittlung des Scores wurden folgende Tests mit dem Probanden durchgeführt:

9-Punkte Beighton-Score für ligamentäre Hyperlaxität
Jeweils 1 Punkt für jede Körperseite:
- Passive Dorsalflexion des 5. Fingers bis 90°
- Flektierter Daumen bis auf den Unterarm legen
- Hyperextension des Ellenbogens >10°
- Hyperextension des Kniegelenkes >10°
1 Punkt:
- Flexion des Rumpfes mit flach auf den Boden gelegten Händen und gestreckten Kniegelenken
Maximalpunktzahl = 9

Tab.1: Beighton-Score [12]

Die maximal erreichbare Punktzahl des Beighton-Scores beträgt 9. Eine Punktzahl größer als 6 spricht für eine hohe Beweglichkeit der Gelenke und deutet auf eine Hypermobilität hin.

4.1.4 Rotameter

Zusammen mit der Technischen Fakultät der Universität Luxemburg wurde ein digitales Gerät (Rotameter) zur Messung der tibiofemorale Rotation entwickelt [19, 118]. Dabei handelt es sich um eine schmerzlose, nicht-invasive Methode, die theoretisch in jeder ärztlichen Praxis angewendet werden kann. In Pilotstudien wurde der Einfluss von unterschiedlichen Fixierungstechniken zwischen Proband und Gerät auf die Messergebnisse getestet und diese stetig verbessert. Außerdem stellte sich heraus, dass ein appliziertes Drehmoment von maximal 15 Nm gut tolerierbar ist.

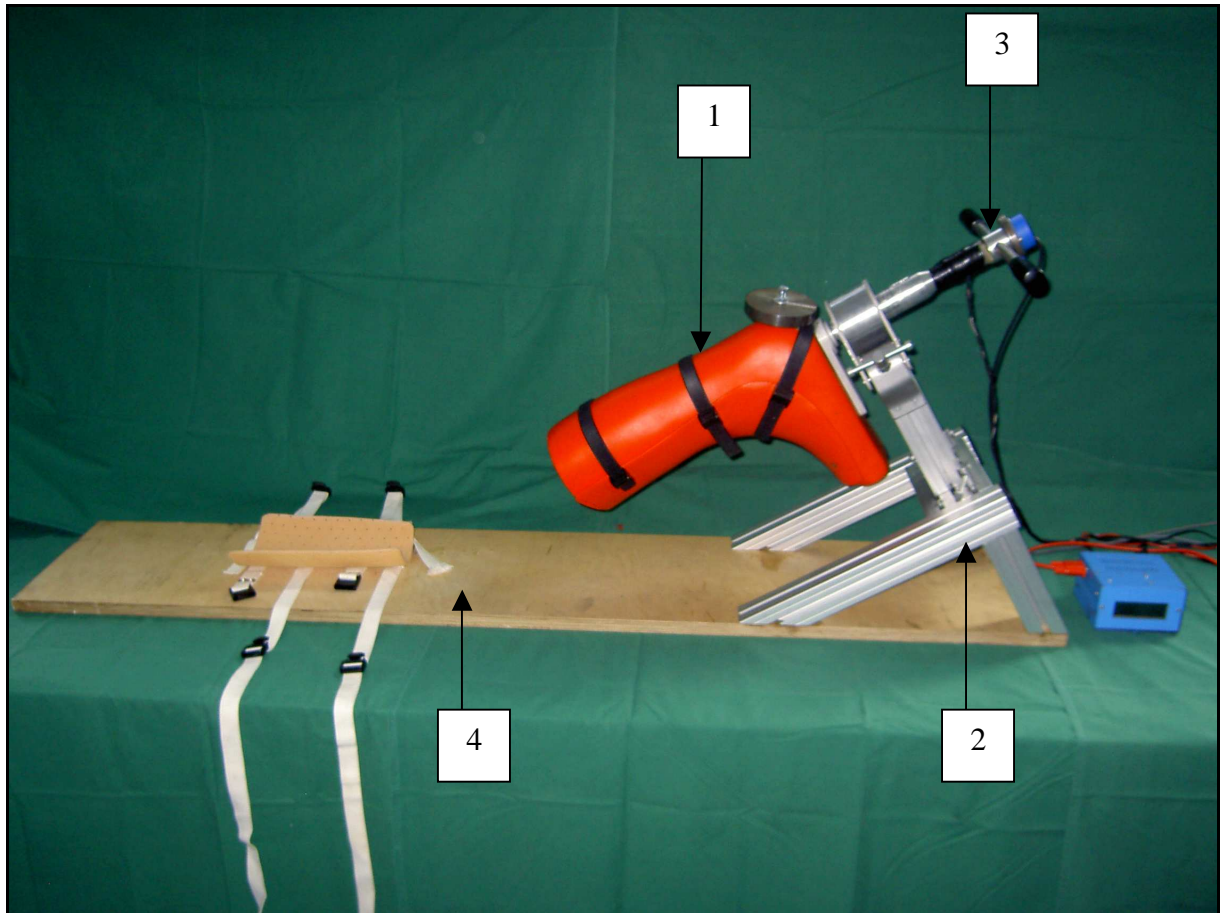


Abb.2: Rotameter

Das Gerät (Abb. 2) besteht aus folgenden Komponenten: Messschuh (1), Schlitten (2), Drehschlüssel (3), Unterlage mit Oberschenkelfixierungsschale (4) sowie Messinstrumenten.

Der Schuh (Abb. 3A) ist eine Sonderanfertigung und besteht aus zwei Polyethylenschalen und einem Schuhinnenteil. Die Hartplastikschalen lassen sich über vier variabel einstellbare Schnellspanner fest miteinander verbinden und individuell an den Probanden anpassen. An der Ferse des Schuhs ist ein Gewicht installiert, welches als Gegengewicht das vom Schuh und Fuß resultierende Drehmoment kompensiert (Abb. 3B). Außerdem befindet sich an der Schuhferse plantar eine Platte mit einem Stab (Abb. 3B). Das Stabende hat eine spezifische Konfiguration, die passgenau in den Drehschlüssel einzuführen ist (Abb. 5A-C).

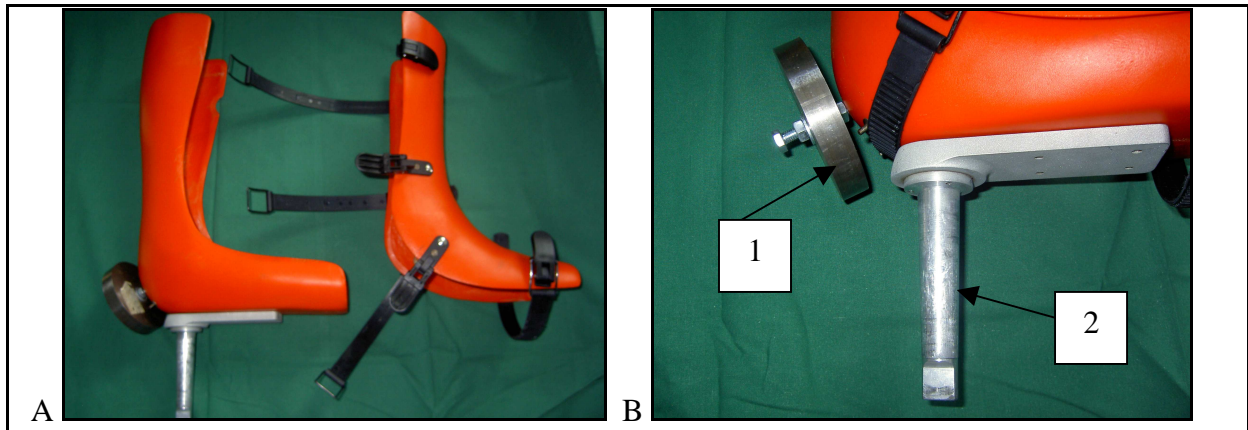


Abb.3 A-B: A: Übersicht Messschuh, B: Schuhferse mit Gegengewicht (1) und Stab (2)

Das Schuhinnenteil (Abb. 4) ist einem Vakuumstützsystem (VACO®ped, OPED GmbH, Valley/Oberlaindern, Deutschland) entnommen. Es dient normalerweise zur Nachbehandlung von Frakturen ohne Gipsverband und ermöglicht vor allem in der Frühphase deutlich bessere funktionelle Ergebnisse als die herkömmliche Gipsruhigstellung bei gleichwertiger Stabilität [127].

Es stand für die Messungen in verschiedenen Größen (Small, Medium, Large) zur Verfügung. Es wird wie ein Strumpf am Fuß und Unterschenkel angezogen und über Klettverschlüsse befestigt. Ein sich selbst formendes Vakuumkissen modelliert sich an die individuelle Fuß- und Unterschenkelform an. Mit Hilfe einer Pumpe kann ein Vakuum erzeugt werden, so dass das Inlay formstabil wird. Somit wird eine feste, möglichst spielfreie Verbindung zwischen Fuß bzw. Unterschenkel des Probanden und dem Messschuh hergestellt.



Abb.4: Schuhinnenteil, Vakuumpumpe

Der Schlitten ist auf der Unterlage befestigt. Er ist in einem Winkel von 30° zur Horizontalen geneigt. Über Schienen ist er in der schrägen Ebene längenvariabel und individuell auf die Größe des Probanden einstellbar. Der Schlitten ist für Personen zwischen 1,50 m und 2,10 m kompatibel.

Auf der Unterlage ist eine Fixierungsschale mit vier Spanngurten für den Oberschenkel des Probanden installiert.

Der Schlüssel ist in zwei Kugellagern gelagert und über Exzenterverschlüsse an dem Schlitten befestigt. Durch Drehbewegungen am Griff des Schlüssels wird die Rotationsbewegung des Messschuhs bewirkt. Die Verbindung zwischen Schuh und Schlüssel wird über eine zentrische Konusverbindung hergestellt (Abb. 5A-C), die eine spielfreie Drehmomentübertragung zwischen Schuh und Schlüssel gewährleistet. Mit Hilfe eines Austreibers ist eine leichte Demontage des Messschuhs möglich.

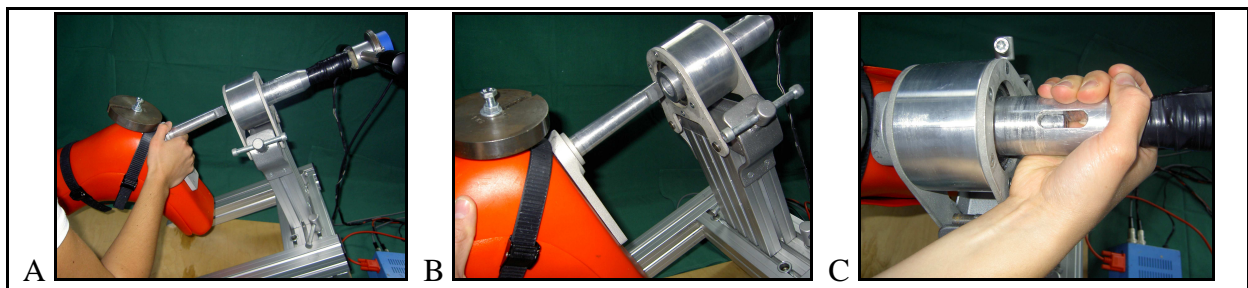


Abb.5 A-C: Einführen des Schuhs in den Schlüssel

Zu den Messinstrumenten gehören ein Neigungssensor, Drucksensoren, eine Kalibrierungseinheit, die Rotametersoftware und ein Computer.

Zur Messung der Rotation bei einem jeweils vorgegebenen Drehmoment wurde ein Neigungssensor der Firma BMC.DR.SCHETTER eingesetzt, welcher den Drehwinkel elektrisch ermittelt (Abb. 6A-B). Die Auflösung des Sensors beläuft sich auf 0,01°. Die Erfassung des Drehmoments erfolgt mit Dehnungsmessstreifen (DMS) als Drucksensoren. Die Messdaten werden auf einen Computer übertragen. Eine für dieses Gerät speziell entwickelte Rotameter-Software wertet die eingehenden Messdaten aus. Die beiden Messparameter Drehmoment und Rotationswinkel sind außerdem auf dem Kalibrierungsgerät digital ablesbar (Abb. 7).

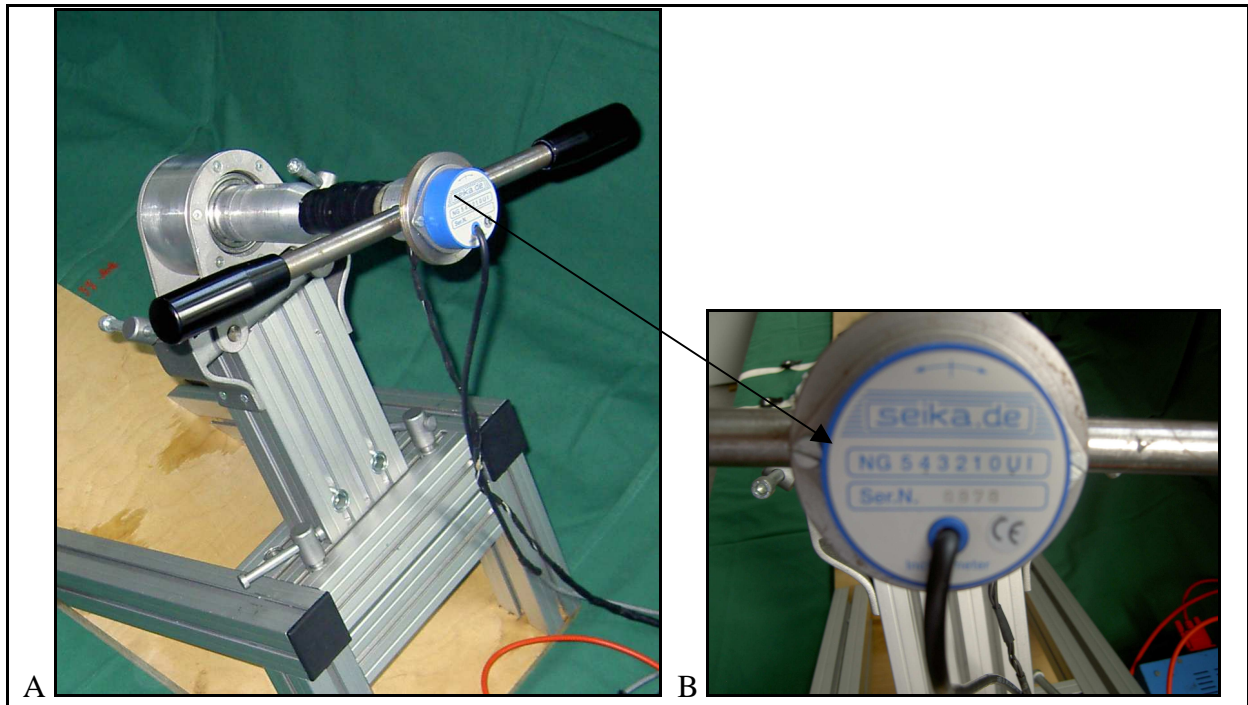


Abb.6 A-B: Neigungswinkelmesser

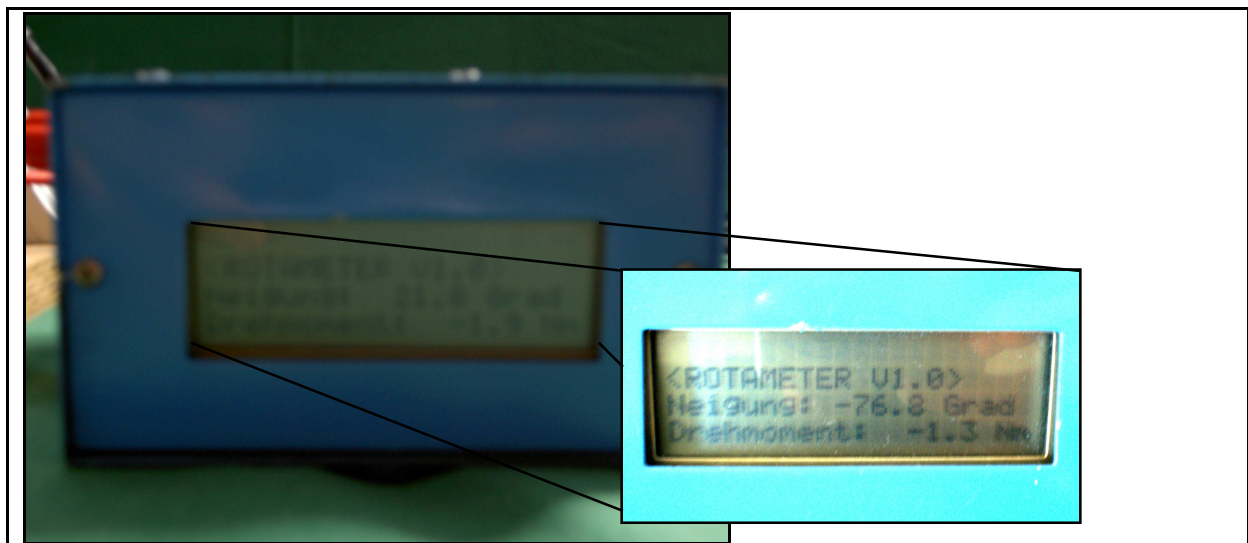


Abb.7: Kalibrierungseinheit mit Angabe von Rotationswinkel und Drehmoment

Die Software (Abb. 8A) verfügt über eine akustische Signalfunktion (Beep Control), die entweder auf einen bestimmten Winkel oder ein bestimmtes Drehmoment einstellbar ist (Abb. 8B). Der Beep Control wird beispielsweise auf 15 Nm eingestellt. Sobald ein Drehmoment von 15 Nm erreicht wird, ertönt ein akustisches Signal.

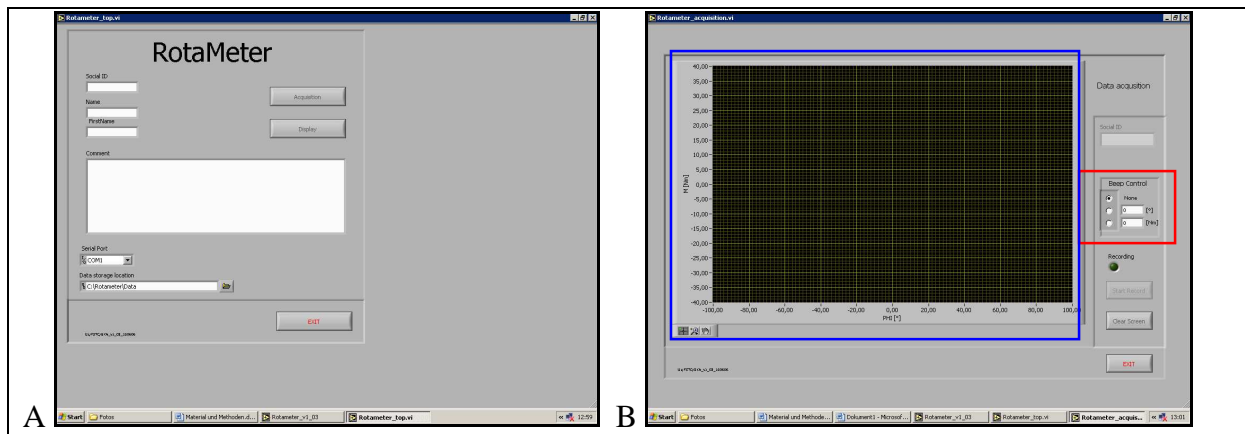


Abb.8 A-B: Software Rotameter: A: Startseite mit Eingabemaske für Probandendaten
 B: Datenakquisitionsseite mit Drehmoment-Winkelgrad-Graph (blaue Markierung) und Beep Control – Funktion (rote Markierung)

Um Rotationsbewegungen im Hüftgelenk zu minimieren, trugen die Probanden bei jeder Messung eine modifizierte Antiluxationsorthese (Newport® III, ORMED GmbH, Freiburg, Deutschland) (Abb. 9A-B). Die Hüftorthese wird normalerweise zur frühfunktionellen Bewegungstherapie und Luxationsprophylaxe bei Hüftgelenkserkrankungen und –operationen eingesetzt [30]. Eine optimale Anpassung wird durch thermoplastisch verformbare Komponenten und ein Fixlockverschlussystem erreicht. Die Weiten- und Neigungseinstellungen der Beckenschale gewährleiten eine maßgenaue Passform. Bei dieser Studie standen Orthesen für beide Körperseiten in den Größen Small, Medium und Large zur Verfügung und wurden dem Probanden individuell angepasst. Eine Schiene besteht aus einer Becken-, einer Oberschenkel- und einer Fußschale, die über längenvariable Metallstangen miteinander verbunden sind. Auf das Fußteil wurde verzichtet. Zur stärkeren Bewegungslimitierung im Hüftgelenk wurden die Orthesen mit zusätzlichen Metallstangen zwischen Becken- und Oberschenkelkomponente verstärkt (Abb. 9 A-B).

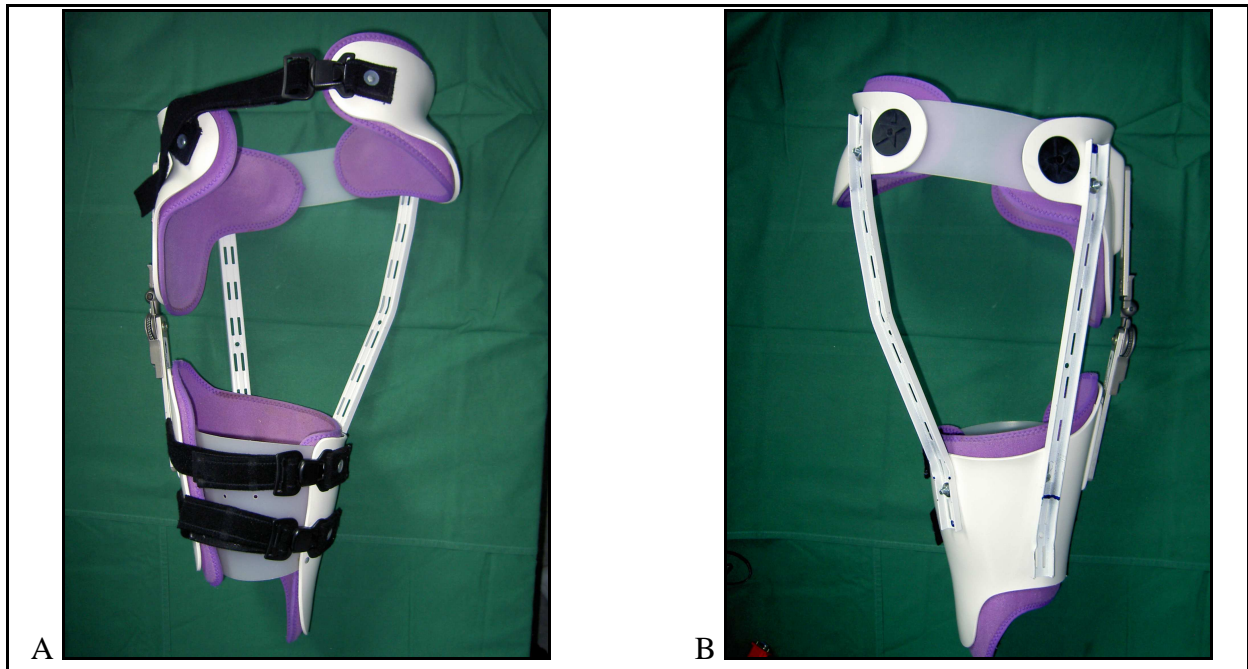


Abb.9 A-B: Modifizierte Antiluxationsorthese (Newport® III, ORMED GmbH)
(links: Ansicht von vorne, rechts: Ansicht von hinten)

4.2 Methoden

4.2.1 Einschlusskriterien

Folgende Einschlusskriterien wurden vor Beginn der Studie festgelegt:

- Alter > 18 Jahre und < 30 Jahre,
- Keine Operationen am Kniegelenk,
- Keine Verletzungen des Bandapparates des Kniegelenks,
- Keine schweren degenerativen Schäden des Kniegelenks (klinisch relevante Knorpel- oder Meniskusschäden),
- Physiologische Beinachse.

4.2.2 Durchführung der Messungen

Die Messungen wurden von zwei voneinander unabhängigen Untersuchern durchgeführt, um die Inter-Untersucher Reliabilität zu bestimmen. Des Weiteren wurden die Messungen zu einem späteren Zeitpunkt erneut durchgeführt, um die Intra-Untersucher Reliabilität zu ermitteln.

Es erfolgte die Messung der Rotationsfähigkeit des Kniegelenks mit dem Rotameter bei einem definierten Drehmoment von 5, 10 und 15 Nm und bei 30° Knieflexion.

Der Proband trug dazu an der zu messenden Körperseite die modifizierte Antiluxationsorthese (Newport® III, ORMED GmbH) sowie den Messschuh jeweils in passender Größe (Abb. 10A-C), um die Hüftrotation sowie das Bewegungsspiel im Messschuh zu minimieren.

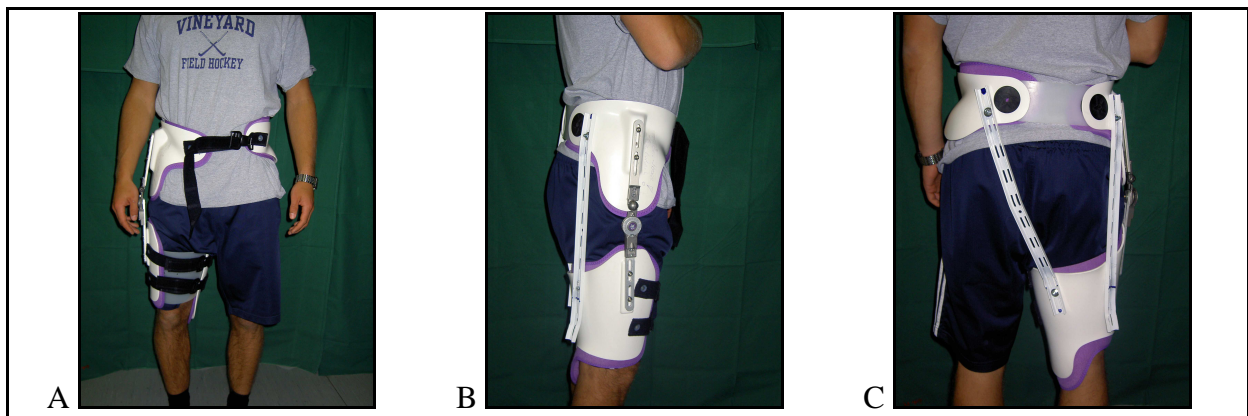


Abb.10 A-C: Proband mit modifizierter Antiluxationsorthese (Newport® III, ORMED GmbH)

Der Proband lag, in Anlehnung an den Dial-Test, in Bauchlage auf der Untersuchungsliege (Abb. 11A) und wurde mit den Spanngurten am Oberschenkel mit der Unterlage des Rotameters fixiert (Abb. 11B). Danach wurde der Schlitten abhängig von der Größe des Probanden in die individuelle Position gebracht, um die 30° Knieflexion zu gewährleisten (Abb. 11C). Durch Einführen des Schuhs in den Schlüssel wurde eine feste Verbindung zwischen den Einzelkomponenten hergestellt (Abb. 5A-C).



Abb.11 A-C: Untersuchungsaufbau: A: Proband mit Newport-Orthese auf Untersuchungsliege
 B: Oberschenkelfixierung
 C: Schuh im Gerät eingespannt, Neutralposition, 30° Knieflexion

Vor Beginn jeder Messreihe wurde das Gerät kalibriert. Dazu wurde der Schuh in die Neutralposition gebracht und das Kalibrierungsgerät genullt. Die Neutralposition wurde als diejenige Position definiert, in der der Schuh senkrecht in Richtung Untersuchungsliege zeigt. Sie war durch Markierungspunkte am Gerät sicher und einfach festzulegen. Nach Aufforderung des Untersuchers an den Probanden, nicht mit Muskelkraft entgegenzuarbeiten und sich zu entspannen, wurde die Messung begonnen. Am Computer wurde das Programm zur Datenaufzeichnung gestartet und der Beep Control auf 15 Nm eingestellt. Der Untersucher stand am Fußende der Untersuchungsliege und drehte mit beiden Händen den Griff in die Außenrotation, bis das Signal ertönte (Abb. 12A) und somit das entsprechende Drehmoment erreicht wurde. Danach drehte der Untersucher zurück in die Ausgangsposition (Abb. 12B). Dann folgte die Innenrotationsmessung (Abb. 12C).

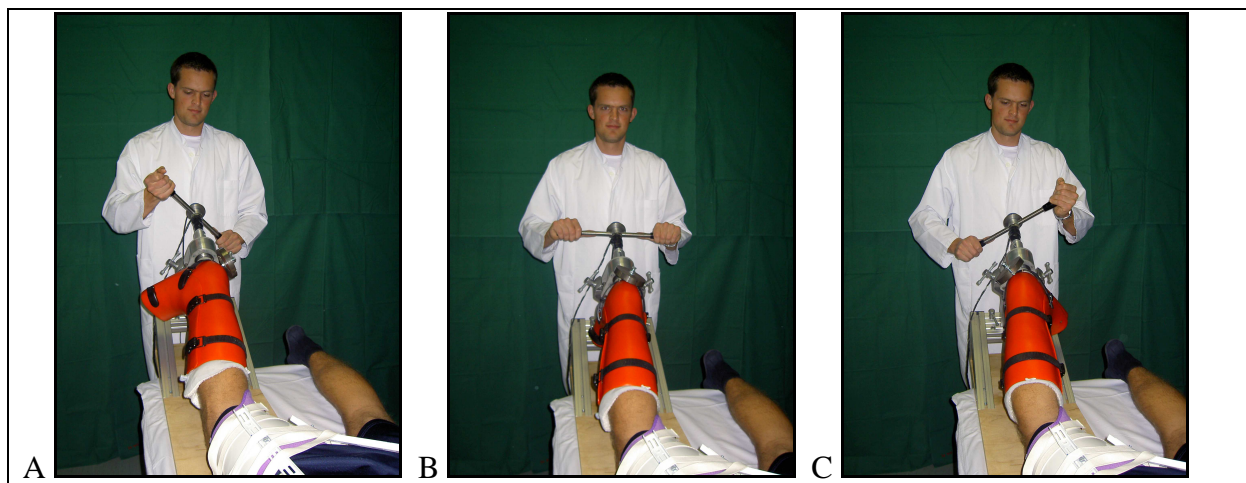


Abb.12 A-C: Ablauf einer Messung: A: Außenrotation, B: Neutralposition, C: Innenrotation

Von diesem Messdurchgang wurden pro Untersucher und pro Körperseite fünf Wiederholungen durchgeführt, um den Messfehler zu minimieren. Der höchste und der niedrigste Messwert wurden gestrichen. Aus den verbleibenden drei Messwerten wurde

jeweils der Mittelwert gebildet. Die Untersucher hatten keine Kenntnis über die Messergebnisse des anderen. Das Anlegen der Orthese und des Messschuhs, die Lagerung und Fixierung des Probanden und das Einführen des Schuhs in das Gerät wurden von jedem Untersucher pro Untersuchung selbst durchgeführt.

Alle Probanden wurden zu einem späteren Zeitpunkt von denselben Untersuchern noch einmal gemessen. Die Nachmessung erfolgte nach dem gleichen Ablauf wie die erste Messung. Mögliche Einflussfaktoren auf die Rotationsfähigkeit wie z.B. Verletzungen des Bandapparates, die in diesem Zeitraum hätten auftreten können, wurden erneut anamnestisch und klinisch ausgeschlossen.

4.2.3 Auswertung der Messdaten

Die Messdaten wurden direkt vom Gerät auf den angeschlossenen Computer übertragen. Eine speziell für das Rotameter entwickelte Software zeichnete die Messdaten auf und zeigte bereits während der Messung einen Graphen mit den Winkelgrößen [Grad] auf der Abszissenachse und dem aufgewendeten Drehmoment [Nm] auf der Ordinatenachse an. Die Graphen zeigen einen charakteristischen Verlauf (Abb. 13).

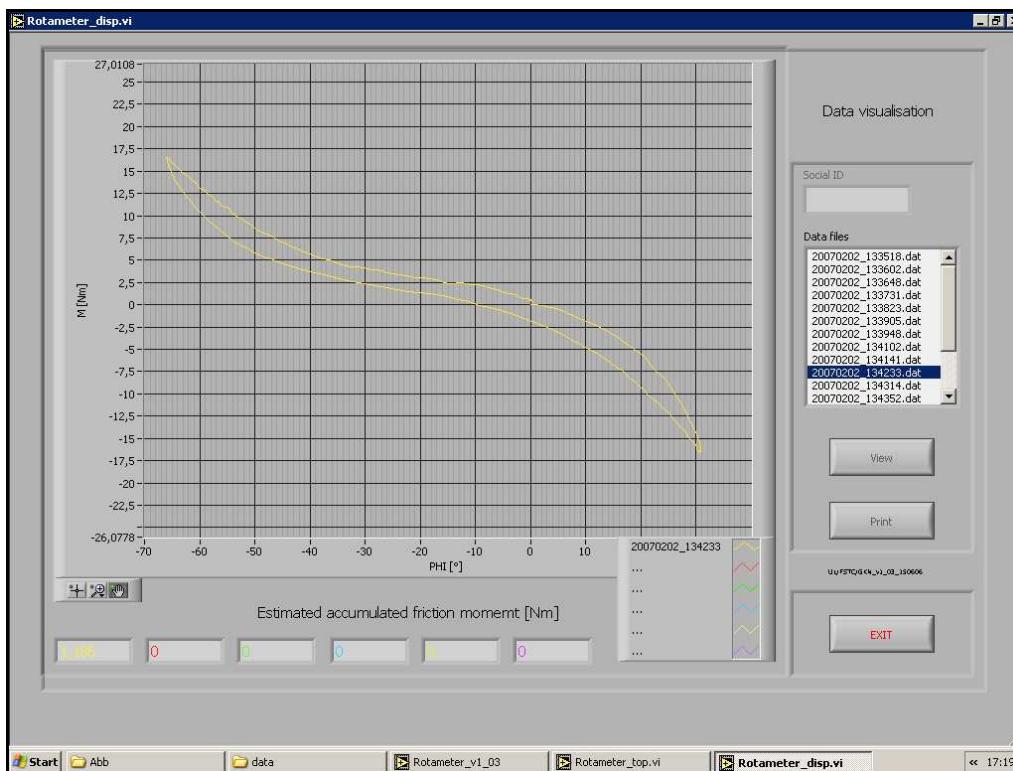


Abb.13: Drehmoment-Winkelgrad-Graph einer Messung

Ausgewertet wurden die gemessenen Neigungswinkelgrade für die Außen- und Innenrotation sowie für die Gesamrotation bei einem definierten Drehmoment von 5, 10 und 15 Nm.

4.2.4 Statistik

Die Daten wurden mit der Statistiksoftware Statistical Package for the Social Sciences (SPSS®) Version 16.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA) und dem Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft Office Excel® Version 2007 (Microsoft Corporation) ausgewertet. Es wurden die Mittelwerte und die Standardabweichungen bestimmt und die Inter- und Intra-Untersucher Reliabilität mit Hilfe des Intraklassen-Korrelationskoeffizienten (Intra-Class-Correlation) [120] errechnet.

Die Intraklassen-Korrelation ist ein statistisches Verfahren zur Quantifizierung der Übereinstimmung zwischen mehreren Beurteilern in Bezug auf mehrere Beobachtungsobjekte. Der Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC) ist das dazugehörige Maß und wird in der Regel berechnet, wenn mehr als zwei Beobachter vorhanden sind und / oder mehrere Beobachtungszeitpunkte miteinander verglichen werden sollen. Er kann Werte zwischen 0 und 1 annehmen. ICC-Werte ≥ 0.8 sprechen für eine adäquate Korrelation der Variablen [95, 120, 130]. Der Intraklassen-Korrelationskoeffizient wurde getrennt für die Innen- und Außenrotation sowie für die Gesamrotation (Innen- und Außenrotation) bei einem definierten Drehmoment von 5, 10 und 15 Nm bestimmt.

Der Seitenvergleich (Side-to-Side-Difference) wurde unter Anwendung des Pearson Korrelationskoeffizienten errechnet. Dieser ist ein dimensionsloses Maß für den Grad des linearen Zusammenhangs zwischen mindestens zwei intervallskalierten Merkmalen. Er kann Werte zwischen +1.0 und -1.0 annehmen [58]. Werte ≥ 0.8 sprechen laut anderen aktuellen Studien für reliable Messungen [95]. Es wurden die Mittelwerte des totalen Rotationsumfangs, also Innen- und Außenrotation addiert, in Winkelgrad [°] verglichen.

5. Ergebnisse

5.1 Probanden

An der Studie nahmen 30 Probanden (15 männliche und 15 weibliche Testpersonen) teil. Weitere Details wie Alter, Größe, Gewicht, Beighton-Score und der Abstand zwischen den beiden Messungen lassen sich aus der Tab. 2 entnehmen.

	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Alter	21	27	24	1,4
Größe [cm]	160	198	175,6	9,9
Gewicht [kg]	48	95	68,7	13,1
Beighton-Score	0	4	0,8	1,1
Abstand der Messungen in Tagen	0	138	31	43

Tab.2: Probandendetails

5.2 Mittelwerte und Standardabweichungen

Die Tab. 3 zeigt die Mittelwerte und Standardabweichungen der durchgeführten Messungen aller Probanden.

	Untersucher 1						Untersucher 2					
	Innenrotation			Außenrotation			Innenrotation			Außenrotation		
	5 Nm	10 Nm	15 Nm	5 Nm	10 Nm	15 Nm	5 Nm	10 Nm	15 Nm	5 Nm	10 Nm	15 Nm
Messung 1	22 ± 1,1	36,2 ± 1	46,8 ± 0,7	39,1 ± 2,2	58,8 ± 2	71 ± 1,1	22,9 ± 1	37,7 ± 0,6	48 ± 0,6	40,1 ± 1,3	60,5 ± 1	72,9 ± 0,8
Messung 2	23,1 ± 1,5	38,6 ± 1	49 ± 0,7	39,6 ± 1,8	60,9 ± 1,8	74,2 ± 1,2	25,5 ± 0,7	40,4 ± 0,6	50,7 ± 0,6	39,8 ± 1,7	62,4 ± 1,3	75,3 ± 1
	Untersucher 1						Untersucher 2					
	Innenrotation			Außenrotation			Innenrotation			Außenrotation		
	5 Nm	10 Nm	15 Nm	5 Nm	10 Nm	15 Nm	5 Nm	10 Nm	15 Nm	5 Nm	10 Nm	15 Nm
Messung 1	22,5 ± 1,5	39 ± 1,2	50,4 ± 1	41,4 ± 1,8	59,7 ± 1,7	72,3 ± 1,3	22,8 ± 1,2	39,4 ± 0,7	50,7 ± 0,5	43,8 ± 1,4	62,8 ± 1,3	75,3 ± 1
Messung 2	24,9 ± 1,4	41,3 ± 1,3	52,7 ± 0,9	40,3 ± 1,8	59 ± 1,3	71,5 ± 1,1	26 ± 0,9	42,1 ± 0,7	53,2 ± 0,5	42,8 ± 1,2	62,6 ± 1,1	74,7 ± 0,9

Tab.3: Werte für Innen- und Außenrotation aller Probanden in Winkelgrad [°] (Mittelwerte und Standardabweichungen)

Grundsätzlich ist anzumerken, dass die erhobenen Messwerte mit steigendem Drehmoment größer wurden. Es fiel auf, dass die Innenrotationswerte im Vergleich zu den Außenrotationswerten bei gleichem Drehmoment und Untersucher geringer ausfielen. So

wurden die geringsten Drehwinkel bei der Messung 1 der Innenrotation der rechten Kniegelenke durch Untersucher 1 bei einem Drehmoment von 5 Nm erzielt ($22^\circ \pm 1.1$). Die größten Messwerte zeigten sich bei der Außenrotationsbestimmung bei einem Drehmoment von 15 Nm durch den Untersucher 2 ($75.3^\circ \pm 1$).

Die Abb. 14 zeigt am Beispiel von fünf verschiedenen Testpersonen die interindividuelle Variationsbreite der tibiofemorale Rotation. Die Messkurven wichen deutlich voneinander ab.

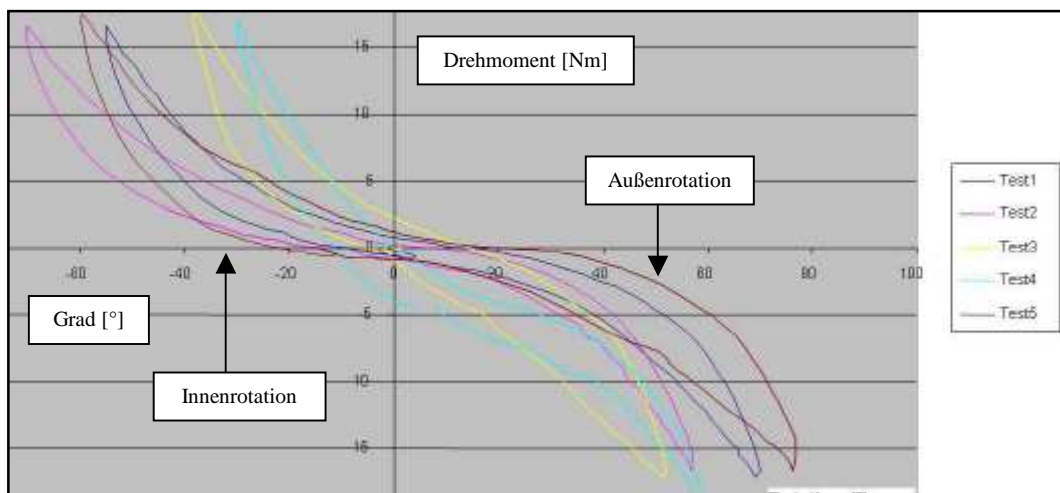


Abb.14: Vergleich der Messkurven von verschiedenen Testpersonen (Test1-Test5)

5.3 Intra-Untersucher Reliabilität

Die Tab. 4 zeigt den Intraklassen-Korrelationskoeffizienten (ICC) für die Innen- und Außenrotation sowie für die Gesamrotation bei 5, 10 und 15 Nm in Bezug auf die Intra-Untersucher Reliabilität.

Innenrotation	5 Nm	10 Nm	15 Nm
ICC	0.67	0.79	0.83
Außenrotation	5 Nm	10 Nm	15 Nm
ICC	0.81	0.88	0.93
Gesamtrotation	5 Nm	10 Nm	15 Nm
ICC	0.92	0.94	0.84

Tab.4: Intra-Untersucher Reliabilität für Innen- und Außenrotation sowie Gesamrotation bei 5, 10 und 15 Nm (ICC = Intraclass-Correlation-Coefficient)

Die ermittelten ICC-Werte rangierten zwischen 0.67 und 0.94. Ein ICC-Wert ≥ 0.8 spricht für eine starke Korrelation zwischen den Messwerten der beiden Messtage und somit für eine hohe Intra-Untersucher Reliabilität. Dies war mit Ausnahme von zwei Messwerten (Innenrotation bei 5 und 10 Nm) jedes Mal der Fall.

5.4 Inter-Untersucher Reliabilität

Die Tab. 5 zeigt den Intraklassen-Korrelationskoeffizienten (ICC) für die Innen- und Außenrotation sowie für die Gesamtrotation bei 5, 10 und 15 Nm in Bezug auf die Inter-Untersucher Reliabilität.

Innenrotation	5 Nm	10 Nm	15 Nm
ICC	0.94	0.97	0.98
Außenrotation	5 Nm	10 Nm	15 Nm
ICC	0.94	0.95	0.95
Gesamtrotation	5 Nm	10 Nm	15 Nm
ICC	0.96	0.97	0.88

Tab.5: Inter-Untersucher Reliabilität für Innen- und Außenrotation sowie Gesamtrotation bei 5, 10 und 15 Nm (ICC = Intraclass-Correlation-Coefficient)

Die ermittelten ICC-Werte bewegten sich zwischen 0.88 und 0.98. Ein ICC-Wert ≥ 0.8 spricht für eine starke Korrelation zwischen den Messwerten der beiden Untersucher und somit für eine hohe Inter-Untersucher Reliabilität.

Die Abb. 15 verdeutlicht graphisch die Intra- und Inter-Untersucher Reliabilität am Beispiel der Messkurven eines Probanden an zwei verschiedenen Zeitpunkten durch zwei Untersucher. Die Messkurven sind annähernd deckungsgleich.

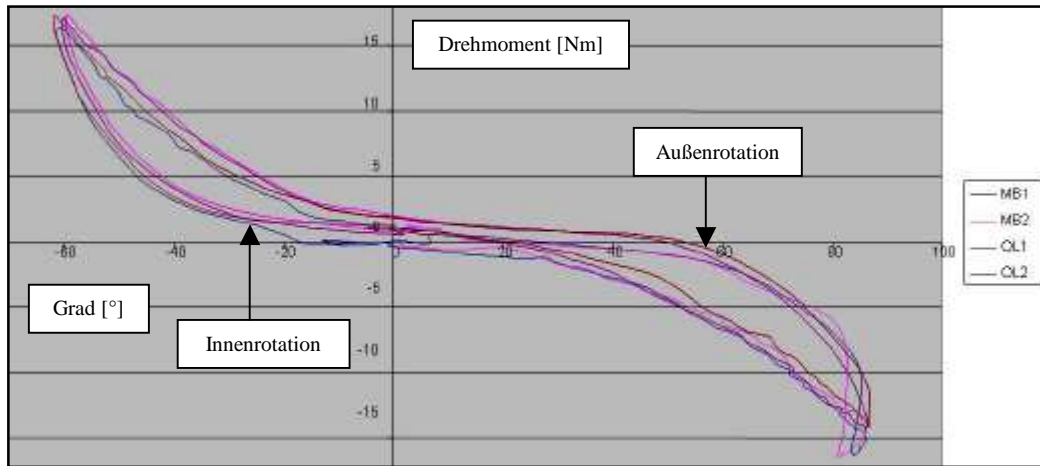


Abb.15: Messungen des linken Kniegelenks eines Probanden; zwei Untersucher (MB, OL) führten Messungen an zwei verschiedenen Zeitpunkten (1, 2) durch.

5.5 Seitenvergleich

Die Tab. 6 führt die Mittelwerte und die Standardabweichungen des totalen Rotationsumfangs im Seitenvergleich sowie den Pearson Korrelationskoeffizienten rechts versus links für 5, 10 und 15 Nm auf.

	Gesamtrotation [°]		
	5 Nm	10 Nm	15 Nm
Rechtes Knie	61.1 ± 2.8	95.0 ± 3.5	115.6 ± 4.5
Linkes Knie	63.9 ± 3.1	98.7 ± 3.7	120.8 ± 4.8
	Pearson Korrelationskoeffizient		
	5 Nm	10 Nm	15 Nm
Rechts vs. Links	0.95	0.97	0.98

Tab.6: Gesamtrotation [°] (Innen- plus Außenrotation) im Seitenvergleich (Mittelwerte und Standardabweichungen; Pearson Korrelationskoeffizient)

Im Seitenvergleich zeigte sich für alle definierten Drehmomentwerte (5, 10 und 15 Nm) eine hohe Korrelation zwischen den Messwerten für das rechte Knie und denen für das linke Knie. Der Pearson Korrelationskoeffizient rangierte zwischen 0.95 und 0.98. Für das linke Kniegelenk zeigten sich durchgängig für alle definierten Drehmomentwerte höhere Messwerte im Vergleich zur Gegenseite.

Die Abb. 16 veranschaulicht die hohe Korrelation der Messwerte im Seitenvergleich. Hier sind exemplarisch die Messkurven für das linke und rechte Knie einer Testperson dargestellt. Sie zeigen annähernd Deckungsgleichheit.

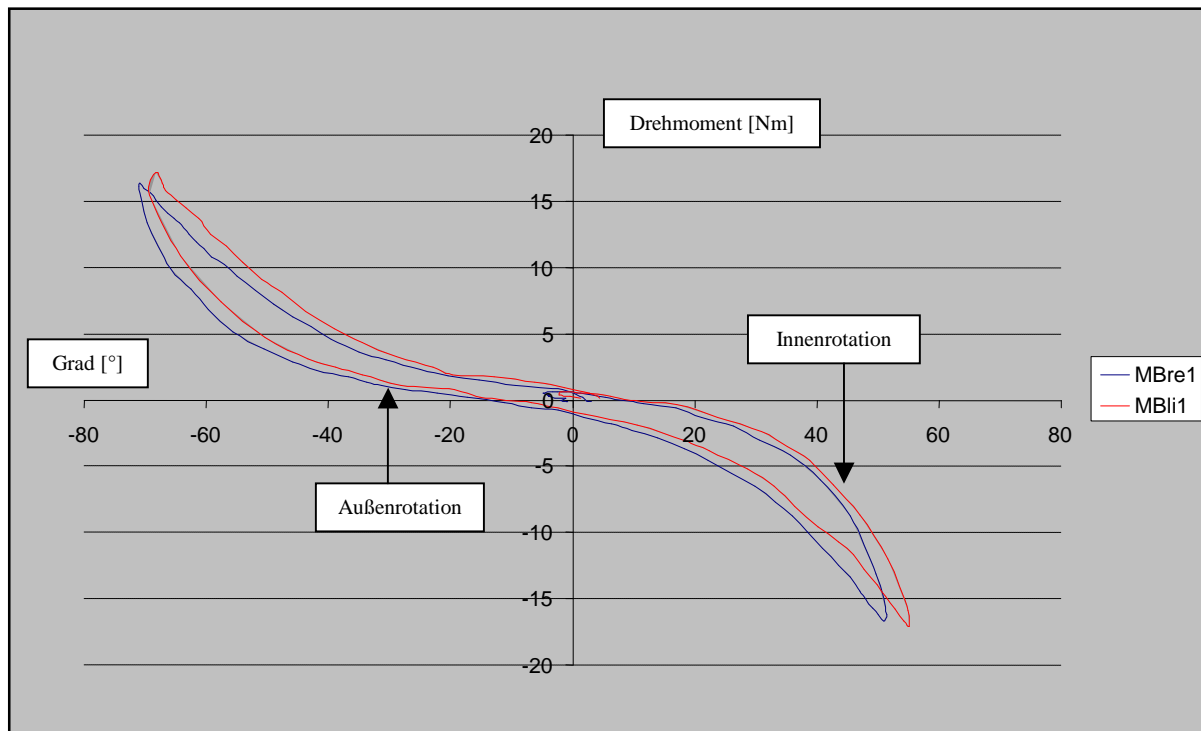


Abb.16: Vergleich der Messkurven des rechten (re1) und linken (li1) Kniegelenks einer Testperson bei einem Untersucher (MB)

5.6 Einflussfaktoren

5.6.1 Geschlecht

Geschlecht	Innenrotation						Außenrotation					
	Weiblich			Männlich			Weiblich			Männlich		
Drehmoment [Nm]	5	10	15	5	10	15	5	10	15	5	10	15
Mittelwert ± Standardabweichung [°]	27.8 ± 7.2	45.1 ± 7.6	55.9 ± 8	19.6 ± 7.8	31.9 ± 9.3	43.2 ± 10.2	48.9 ± 10.9	71.2 ± 11	85.9 ± 11.5	32.7 ± 8.9	50.5 ± 7.5	60.9 ± 7.4

Tab.7: Mittelwerte der Winkelgrade [°] und Standardabweichung der Innen- und Außenrotation abhängig vom Drehmoment [Nm] getrennt nach Geschlecht

Die Tab. 7 sowie die Abb. 17 zeigen die Mittelwerte der Winkelgrade der Innen- und Außenrotation der männlichen und weiblichen Testpersonen im Vergleich. Dabei ist auffällig, dass die weiblichen Testpersonen im Vergleich zu den männlichen Probanden im Durchschnitt sowohl für die Innen- als auch für die Außenrotation bei den gemessenen Drehmomenten von 5, 10 und 15 Nm höhere Winkelgrade aufwiesen. Je größer das Drehmoment, desto größer wurde die Differenz der Winkelgrade zwischen den Geschlechtern. Diese Differenz war bei der Außenrotation größer als bei der Innenrotation.

Die Differenz zwischen den Werten für die Innen- und Außenrotation war bei den weiblichen Probanden größer als bei den männlichen Testpersonen.

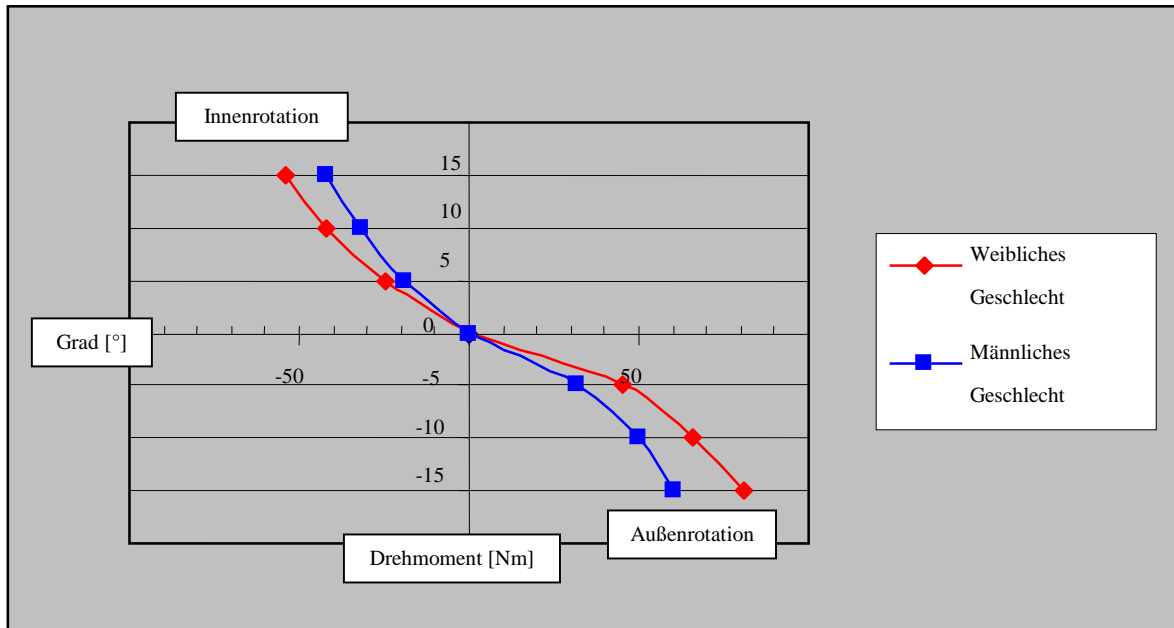


Abb.17: Darstellung der Mittelwerte der Winkelgrade [°] für Innen- und Außenrotation abhängig vom Drehmoment [Nm] getrennt nach Geschlecht

6. Diskussion

6.1 Material und Methoden

In dieser Studie wurde ein neues Gerät zur objektiven Erfassung der tibiofemorale Rotation getestet. Die Messungen wurden an 30 Probanden (15 weibliche, 15 männliche Testpersonen) durchgeführt. Die Probandenanzahl zeigt sich im Vergleich zu anderen Studien als umfangreich. *Shultz et al. (2007)* [121, 122] erzielten mit dem Vermont Knee Laxity Device (VKLD; University of Vermont, Burlington, Vermont, USA) reliable Messergebnisse für die Varus-Valgus-Laxizität und für die Innen- und Außenrotationslaxizität an 20 Testpersonen. *Tsai et al. (2008)* [129] entwickelten und untersuchten ein neues Gerät zur Messung der Rotationslaxizität des Kniegelenks an 11 Probanden (vgl. auch Übersichtstabelle im Anhang). Aufgrund der beschriebenen Einschlusskriterien der Studie und des Ausschlusses einer Hyperlaxität der Testpersonen mittels des Beighton-Scores konnten mögliche Einflussfaktoren auf die tibiofemorale Rotationslaxizität minimiert werden. Die Messung der gleichen Anzahl an weiblichen wie männlichen Testpersonen ermöglicht den Vergleich zwischen den Geschlechtern, die Messung beider Kniegelenke den Seitenvergleich.

Das Rotameter ist eine nicht-invasive und schmerzlose Methode zur Bestimmung der tibiofemorale Rotation. Andere nicht-invasive Messmethoden, wie die von *Chouliaras et al. (2007)* [29] und *Dyrby et al. (2004)* [37] benutzten optoelektronischen Systeme, weisen Nachteile in Bezug auf die Messgenauigkeit auf. Es besteht aus Kameras und reflektierenden Hautmarkern, die an bestimmten Landmarken der unteren Extremität und der Hüfte angebracht werden. Diese Technik birgt jedoch die Gefahr von Artefakten. Die knöchernen Bewegungen werden nicht exakt wiedergegeben. Insbesondere bei adipösen Personen ist es schwierig die anatomischen Landmarken exakt zu definieren. *Patel et al. (2004)* [107] benutzten in ihren Versuchsreihen die MRT und einen speziellen Belastungsapparat. Die Methode liefert eine gute nicht-invasive Evaluation der Kniegelenksbewegungen unter dynamischer Belastung. Die schlechte Verfügbarkeit und die hohen Kosten einer MRT-Untersuchung erscheinen als nachteilig und verhindern einen Einsatz dieser Methode im klinischen Alltag zur Detektion einer Rotationsinstabilität. Das Rotameter hingegen ist kompakt, transportierbar und dadurch auch im klinischen Alltag in einem großen Feld zur Untersuchung der Rotationsstabilität des Kniegelenks einsetzbar. Invasive Messverfahren, wie das Einbringen von Tantalum-Markern für RSA-Messungen [71] oder das intrakortikale Implantieren von Kirschnerdrähten [64], sichern präzisere Messungen der tibiofemorale

Rotation, sind aber sehr zeit- und kostenaufwendig sowie unter Umständen mit Schmerzen für die Testpersonen verbunden. Des Weiteren ist dabei an die Strahlenbelastung für die Probanden zu denken, insbesondere bei Testverfahren, bei denen die CT zum Einsatz kommt [97]. Daher erscheinen invasivere Methoden als unbrauchbar im Hinblick auf den breiten, klinischen Einsatz an Patienten oder größeren Probandenzahlen.

Bei der instrumentierten Messung der Rotationslaxität sind verschiedene Lagerungspositionen der Probanden denkbar. *Zarins et al. (1983)* [141] führten Rotationsmessungen in Seitenlage der Probanden durch. Dabei ergaben sich Schwierigkeiten bei der Festlegung der Neutralstellung der Rotation sowie bei der Stabilisierung der Extremität bei besonders adipösen Testpersonen [3, 141]. *Tsai et al. (2008)* [129] hingegen positionierten die Probanden in Rückenlage, um die Untersuchungen durchzuführen (vgl. auch Übersichtstabelle im Anhang). In unserer Studie wurden die Messungen in Anlehnung an den Dial-Test in Bauchlage der Untersuchungsperson ausgeführt. Diese Position besitzt unserer Meinung nach den Vorteil, dass sie sowohl für die Testperson als auch für den Untersucher komfortabel ist. In dieser Haltung ist der Proband in der Lage sich zu entspannen und bei der Messung nicht willkürlich muskulär entgegenzuarbeiten. Dies ist von besonderer Bedeutung bei der Verwendung des Gerätes an älteren, weniger aktiven Patienten z.B. nach Implantation einer Knieendoprothese und bei der Durchführung einer großen Anzahl von Messungen.

Die Rotationsmessung erfolgte in unserer Studie in 30° Knieflexion, um den Dial-Test zu imitieren und um eine Knieflexionsstellung einzunehmen, in der unserer Meinung nach häufig Rupturen des VKB auftreten. In Kadaverstudien konnte gezeigt werden, dass sowohl das anteromediale als auch das posterolaterale Bündel des VKB in 30° Knieflexion ihre maximale Verkürzung erreichen [77]. In Kniestreckung ist die Rotationsfähigkeit im Kniegelenk gering. Sie steigt mit ansteigendem Kniebeugungswinkel an [88]. *Matsumoto et al. (2000)* [88] zeigten mit Hilfe biplanarer Photographie ein Maximum der tibiofemorale Rotation in 30° Knieflexion. *Bae et al. (2008)* [11] zeigten die Reliabilität des Dial-Tests in 30° Knieflexion zur Detektion einer posterolateralen Rotationsinstabilität bei Verletzung von mehr als zwei Strukturen der posterolateralen Ecke. Andere Studien nutzten unterschiedliche Flexionsgrade [129] (vgl. auch Übersichtstabelle im Anhang).

Die in dieser Studie vorgegebenen Drehmomentwerte von 5, 10 und 15 Nm resultieren aus den Ergebnissen von Voruntersuchungen mit dem Rotameter. Diese zeigten, dass

Drehmomentwerte bis 15 Nm für die Testpersonen sicher und gut tolerierbar sind. *Almquist et al. (2002)* [3] wendeten in ihrer Studie mit dem sog. Rottometer definierte Drehmomentwerte von 3, 6 und 9 Nm auf. *Tsai et al. (2008)* [129] legten das Drehmoment auf 2, 4 und 6 Nm fest. *Noyes et al. (1984, 1987)* [98, 101] beschrieben eine mittlere Reißfestigkeit des VKB von 1730 Newton. Unter extremen Krafteinwirkungen von mehr als 1000 Newton sei mit strukturellen Schädigungen bis hin zu einer Ruptur des Bandes zu rechnen [98].

Die Rotationsstabilität lässt sich mit klinischen Tests beurteilen, die stark abhängig von den Fertigkeiten und Erfahrungen des Untersuchers sind. Die aufgewendete Kraft bleibt undefiniert und variiert zwischen den Untersuchern. Es kann keine genaue quantitative, sondern lediglich eine qualitative visuelle oder taktile Bewertung der tibiofemorale Beweglichkeit abgegeben werden, die somit von der Subjektivität des Untersuchers geprägt ist. Dieses gilt insbesondere für den Pivot-Shift-Test, der komplexe Bewegungsabläufe beinhaltet [100]. *Yagi et al. (2006)* [137] und *Kubo et al. (2007)* [75] führten den Pivot-Shift-Test an Probanden durch und quantifizierten die Kniebewegungen mit einem elektromagnetischen Messsystem. Die Durchführung des Tests zeigte eine starke Variabilität zwischen den Untersuchern [100]. *Okazaki et al. (2007)* [102] beurteilten die anterolaterale Rotationsinstabilität nach Ruptur des VKB mittels eines offenen MRT-Systems. Sie konnten Veränderungen der Kniegelenkskinematik nach Ruptur des VKB im Vergleich zur normalen Kniegelenkskinematik aufweisen und wichtige Informationen über die komplexe Kniekinematik erbringen, jedoch erscheinen die genannten Methoden kosten- und zeitintensiver und schwieriger anwendbar. Das Rotameter hingegen ist durch definierte Drehmomentwerte und einfache Bewegungsabläufe sicher zu bedienen. Es erfordert keine spezifischen Vorkenntnisse oder klinische Erfahrung des Untersuchers. Die Messergebnisse sind unabhängig von den Fertigkeiten des Untersuchers.

In Bezug auf die einfache Bedienbarkeit ist das sog. Lars Rotational Laxiometer (Lars Inc., Dijon, France), ein elektronisches Goniometer zur Diagnostik einer posterolateralen Rotationsinstabilität, mit dem Rotameter vergleichbar. Es wurde von *Bleday et al. (1998)* [17] getestet. Als nachteilig erwiesen sich jedoch die unzureichende Fixierung des Gerätes durch Klettverschlüsse am Unterschenkel, die Variation des applizierten Drehmomentes zwischen den Untersuchern und die Verfälschung der Messergebnisse durch Inversions- sowie Eversionsbewegungen im Bereich des Fußes und der Sprunggelenke. Eine Messung der Innenrotation kann mit dem Gerät nicht vorgenommen werden.

Ein simples Messgerät zur Evaluation der dreidimensionalen Kniegelenkskinematik wurde von *Favre et al. (2006)* [38] genutzt. Es besteht aus zwei Gyroskopen, die an Unterschenkel und Oberschenkel fixiert werden, und einer tragbaren Datenregistriereinrichtung. Das Gerät ist einfach zu bedienen und liefert reproduzierbare Ergebnisse. Im Unterschied zum Rotameter werden mit diesem Gerät kombinierte und komplexe Kniebewegungen unter dynamischen Bedingungen aufgezeichnet. In Bezug auf eine passive Außen- und Innenrotationsbewegung lagen keine Daten vor. Schwieriger zu bedienen ist das von *Chao et al. (1980)* [25] validierte, triaxiale Goniometer zur Messung dreidimensionaler Kniegelenksbewegungen. Es setzt ausreichende Erfahrung des Untersuchers bei der Installation des Gerätes voraus. Ebenfalls einen gut geschulten Untersucher erfordert das von *Zarins et al. (1983)* [141] eingesetzte Potentiometer zur Quantifizierung der axialen Rotation des Kniegelenks. Auch der in verschiedenen Studien von *Markolf et al. (1978, 1984, 1987)* [84-86] und *Shoemaker et al. (1982)* [119] benutzte UCLA (University of California, Los Angeles) Clinical Testing Apparatus bedarf einiger Kenntnis zur präzisen Anwendung. Das Gerät besteht aus einem modifizierten Zahnarztstuhl, auf dem die Testperson sitzt. Es ist unhandlich und schwer zu transportieren. *Shultz et al. (2007)* [121, 122] erzielten mit dem Vermont Knee Laxity Device (VKLD; University of Vermont, Burlington, Vermont, USA) reliable Messergebnisse für die Varus-Valgus-Laxizität und für die Innen- und Außenrotationslaxizität. Nachteilig und unpraktisch erscheinen auch bei diesem Gerät die Unhandlichkeit und das große Ausmaß des Messgeräts. Im Gegensatz dazu wirkt das Rotameter kompakter und lässt sich einfacher transportieren.

In einigen Studien kamen elektromagnetische Messverfahren zum Einsatz [22, 75, 129]. *Tsai et al. (2008)* [129] nutzten ein elektromagnetisches Detektiersystem zur Messung der Rotationslaxizität des Kniegelenks. Es besteht aus einem Schuh, der mit einem Drehmomentsensor zur Detektion der applizierten Kraft versehen ist. An dem Schuh können über einen Handgriff ähnlich wie beim Rotameter axiale Rotationsbewegungen zwischen Tibia und Femur durchgeführt werden. In einer Kadaverstudie von *Musahl et al. (2007)* [95] zeigte das Gerät bereits eine akzeptable Test-Retest-Reliabilität. Gemessen wurde die Außen- und Innenrotation des Kniegelenks an 11 Probanden in 30° und 90° Knieflexion bei einem vorgegebenen Drehmoment von 2, 4 und 6 Nm durch zwei Untersucher. Die Messungen wurden in Rückenlage der Testperson durchgeführt. Das Gerät wurde in Bezug auf Inter- und Intra-Untersucher Reliabilität untersucht, welche sich nach Angaben der Verfasser in

tolerierbaren Grenzen im Hinblick auf den klinischen Einsatz bewege. Im Vergleich zum Rotameter sind einige Unterschiede anzumerken. Das Rotameter misst in Bauchlage und bedient sich höherer Drehmomentwerte. Unsere Studie hat eine deutlich größere Anzahl an Testpersonen aufzuweisen (n=30). Ein elektromagnetisches Detektiersystem, wie es in der oben beschriebenen Studie angewandt wurde, ist im Gegensatz zum Rotameter an mögliche Fehlerquellen durch Interferenz mit anderen metallischen oder elektromagnetischen Gegenständen während der Messung gebunden. Das in unserer Studie getestete Messgerät kann ebenfalls an Kniegelenken mit einer implantierten Totalendoprothese oder einliegenden Interferenzschrauben eingesetzt werden.

6.2 Ergebnisse

Die in der Literatur beschriebenen Messwerte für die Innen- und Außenrotation sowie für die Gesamtrotation divergieren sehr stark. Die Ergebnisse für die tibiofemorale Gesamtrotation variieren demnach zwischen $18,5^\circ$ und 70° (vgl. auch Übersichtstabelle im Anhang). Dies liegt an den unterschiedlichen Messmethoden und Messgeräten, die zur Quantifizierung der tibiofemorale Rotation angewandt wurden. Unterschiedliche Drehmomente und Kräfte wurden aufgewandt, es wurde in verschiedenen Knieflexionsgraden gemessen und die Testpersonen unterschiedlich gelagert. Neben statischen, passiven Messmethoden wurden Messverfahren unter aktiven, dynamischen Bedingungen aufgeführt, was die große Varianz der Messergebnisse ebenso begründet. Außerdem waren deutliche Unterschiede zwischen Messungen *in vitro* und *in vivo* zu erkennen. Zu ähnlichen Schlussfolgerungen kamen *Zarins et al. (1983)* [141], denen ebenfalls die große Variationsbreite der in der Literatur verfügbaren Rotationswerte auffiel. Sie berichteten von Messwerten der totalen Rotation, die sich von 6° bis zu 74° bewegen. *Osternig et al. (1980)* [104] beschrieben Werte von 6° bis 90° für die maximale tibiale Rotation. Die in Tab. 6 aufgeführten Mittelwerte der tibiofemorale Gesamtrotation dieser Studie sind höher als in der Literatur bisher beschrieben, insbesondere bei hohen Drehmomentwerten von 15 Nm [84, 85, 121, 129]. So gab *Mc Quade et al. (1989)* [90] Werte für die Gesamtrotation von $54,3^\circ \pm 4,9^\circ$ an. Diese wurden jedoch in 20° Flexion und bei einem Drehmoment von 8 Nm erfasst. *Almqvist et al. (2002)* [3] führten bei Messungen mit dem Rotameter Gesamtrationswerte von $65^\circ \pm 7^\circ$ bei 60° Knieflexion und 9 Nm Drehmoment auf. Ähnliches zeigt sich ebenfalls beim Vergleich der in Tab. 3 aufgeführten Mittelwerte für die Innen- und Außenrotation mit Werten aus der Literatur. *Nordt et al. (1999)* [97] fanden Innenrotationswerte von $10,8^\circ$ bei 5 Nm und 20° Knieflexion

heraus. Es ist davon auszugehen, dass die gemessenen Werte nicht ausschließlich der realen tibiofemorale Rotation entsprechen, sondern einem Fehler unterliegen, der auf Weichteildeformierung und ungenügende Fixierung von Oberschenkel und Fuß bei den Messungen zurückzuführen ist. *Almquist et al. (2002)* [3] verglichen ihre Rotationsmesswerte des Rottometers mit simultanen RSA-Messungen und stellten Unterschiede der Gesamtrotation von bis zu $35^\circ \pm 15^\circ$ fest. Das Rottometer überschätzte die Rotation um 100%. Dennoch erweist sich dieser mögliche Messfehler bei wiederholten Messungen als konstant, so dass er als ein systematischer Fehler angesehen werden kann. Daher ist dieser Fehler vorhersehbar und kompensierbar.

Die in dieser Studie erhobenen Messwerte werden mit steigendem Drehmoment größer. Diese Erkenntnis deckt sich mit unseren Erwartungen. Die Außenrotationswerte sind im Vergleich zu den Werten für die Innenrotation bei gleichem Drehmoment und Untersucher durchweg größer (vgl. Tab. 3 und 7). Diese Beobachtung wurde ebenfalls sowohl von *Almquist et al. (2002)* [3] als auch *Zarins et al. (1983)* [141] bei ihrer Untersuchung zur tibiofemorale Rotation beschrieben. Dieses Phänomen lässt sich mit Blick auf die Anatomie und Biomechanik des Kniegelenkes erklären. In 30° Knieflexion ist die posteriore Kapsel entspannt und das VKB steht bei Innenrotation unter Spannung. Das posterolaterale Bündel des VKB stabilisiert das Knie gegenüber Rotationsbewegungen. Es zeigt vor allem bei Innenrotation des Kniegelenkes eine erhöhte Spannung [138] und limitiert einen größeren Umfang der Innenrotationsbewegung. Bei Außenrotationsbewegungen nimmt die Spannung der Kreuzbänder ab [124] und ermöglicht dadurch einen größeren Bewegungsspielraum.

Die Messergebnisse dieser Studie zeigen eine große interindividuelle Variationsbreite der tibiofemorale Rotation (s. Abb. 14). Eine individuelle physiologische Variationsbreite der Rotationslaxizität wurde bereits in einigen anderen Studien beschrieben [117, 122, 124, 131]. So kamen bereits *Wang et al. (1974)* [131] und *Hallén et al. (1965)* [53] zu ähnlichen Schlussfolgerungen, die mit einem Testapparat die Rotationslaxizität an Kadavergelenken testeten und ebenfalls eine große Variationsbreite der tibiofemorale Rotationswerte feststellten.

Die Resultate dieser Studie zeigen für das neue Messinstrument eine hohe Inter- und Intra-Untersucher Reliabilität für die Innen- und Außenrotation sowie für die Gesamtrotation bei fast allen applizierten Drehmomenten (s. Tab. 4 und 5 sowie Abb. 15) und sind damit die

wichtigsten Daten im Hinblick auf die Arbeitshypothese dieser Studie. Die ermittelten ICC-Werte für die Intra-Untersucher Reliabilität rangieren zwischen 0.67 und 0.94. Die ermittelten ICC-Werte für die Inter-Untersucher Reliabilität liegen zwischen 0.88 und 0.98. ICC-Werte ≥ 0.8 sprechen für eine hohe Korrelation der Messwerte. Insbesondere das gesamte Rotationsausmaß, d.h. Innen- und Außenrotation addiert, zeigt hoch reproduzierbare Ergebnisse. Der totale Rotationsumfang zeigte für 5 Nm einen ICC von 0.96 für die Inter- und 0.92 für die Intra-Untersucher Reliabilität. Bei 10 Nm wurde ein ICC von 0.97 für die Inter- und 0.94 für die Intra-Untersucher Reliabilität gefunden. Ein ICC von 0.88 wurde für die Inter- und 0.84 für die Intra-Untersucher Reliabilität bei 15 Nm ermittelt. Dies unterstreicht die Hypothese, dass das Rotameter verlässliche Resultate sowohl für die Inter- als auch für die Intra-Untersucher Reliabilität liefert. Diese Ergebnisse sind vergleichbar mit denen vorangegangener Studien [121, 129]. *Tsai et al. (2008)* [129] ermittelten die Inter-Untersucher Reliabilität ebenfalls mit dem Intraklassen-Korrelationskoeffizienten. Sie beschrieben einen ICC zwischen 0.81-0.88 in Abhängigkeit vom Ausmaß der Knieflexion. In Bezug auf die Test-Retest Reliabilität führten die Autoren einen ICC von 0.77 an. *Shultz et al. (2007)* [121] entwickelten ein Messinstrument mit elektromagnetischen Sensoren zur Detektion der Varus-, Valgus- und Rotationslaxizität. Der ICC rangierte zwischen 0.68-0.96. *Van der Esch et al. (2006)* [130] testeten die Varus-Valgus-Laxität des Kniegelenks mit einem neuen Messgerät. Die Inter-Untersucher Reliabilität zeigte ICC-Werte von 0.65-0.88, die Intra-Untersucher Reliabilität wies ICC-Werte von 0.84-0.93 auf. Die geringen Abweichungen der Messwerte an zwei verschiedenen Messzeitpunkten deuten des Weiteren daraufhin, dass das Gerät reproduzierbare Ergebnisse der Rotation im Hinblick auf Messung an verschiedenen Zeitpunkten liefert (s. Tab. 3, 4 und Abb. 15). Dies ist von großer Bedeutung, wenn man mit Hilfe des Rotameters den Einfluss verschiedener Operationstechniken auf die tibiofemorale Rotation vergleichen möchte.

Im direkten Vergleich der ICC-Werte zwischen der Inter- und Intra-Untersucher Reliabilität fällt auf, dass die ICC-Werte für die Inter-Untersucher Reliabilität für die Innen- und Außenrotation sowie die Gesamtrotation für alle gemessenen Drehmomentwerte über denen für die Intra-Untersucher Reliabilität liegen. Es besteht folglich eine höhere Korrelation der Messwerte zwischen den beiden Untersuchern als zwischen den beiden Messtagen bei gleichem Untersucher. Dies lässt sich mit einem möglichen Gewöhnungseffekt der Probanden am Nachuntersuchungstermin erklären. Bereits *Wroble et al. (1990)* [136] berichteten, dass sich der Patient und der Untersucher an den Untersuchungsablauf gewöhnen und ein

Routineprozess stattfindet. Des Weiteren sind geringe Abweichungen in der Positionierung der Probanden auf der Untersuchungsfläche in Relation zum Messgerät zwischen den verschiedenen Messtagen möglich.

Die zuverlässigsten Resultate wurden für die Gesamtrotation bei einem Drehmoment von 10 Nm erzielt. Bei 10 Nm wurde ein ICC von 0.97 für die Inter- und 0.94 für die Intra-Untersucher Reliabilität in Bezug auf die Gesamtrotation gefunden. Für 5 Nm und 15 Nm wurde ein geringerer ICC ermittelt. Die Gesamtrotation besitzt den Vorteil unabhängig von der Neutral- bzw. Startposition der Rotation zu sein. Ferner werden hypothetisch die Messungen bei einem Drehmoment von 10 Nm weder durch eine zufällig kurz überhöhte Muskelanspannung noch durch einen erhöhten Messfehler aufgrund von massiver Weichteilbewegung beeinflusst.

Im Seitenvergleich zeigte sich für alle definierten Drehmomentwerte (5, 10 und 15 Nm) eine hohe Korrelation zwischen den Messwerten für das rechte Knie und denen für das linke Knie. Der Pearson Korrelationskoeffizient rangierte zwischen 0.95 und 0.98 (s. Tab. 6 und Abb. 16). Dies könnte benutzt werden, um mögliche Unterschiede der Rotationsfähigkeit eines verletzten Beines im Vergleich zur kontralateralen, gesunden Seite zu messen. Ähnliche Ergebnisse fanden *Shultz et al. (2007)* [121] und *Markolf et al. (1978)* [85]. Sie berichteten eine geringe Seitendifferenz von 1-3° bei ungefähr 70% der Testpersonen. *Tsai et al. (2008)* [129] beschrieben eine Seitendifferenz der totalen Innen- und Außenrotation von 3,5°.

Die Tab. 7 und Abb. 17 veranschaulichen die Mittelwerte der Innen- und Außenrotation der männlichen und weiblichen Testpersonen im Vergleich. Dabei zeigen sich bei den weiblichen Versuchspersonen höhere Messwerte sowohl für die Innen- als auch für die Außenrotation bei allen gemessenen Drehmomentwerten im Vergleich zu den männlichen Probanden. Je größer das Drehmoment, desto größer ist die Differenz der Messwerte zwischen den Geschlechtern. In Bezug auf geschlechtsspezifische Unterschiede der tibiofemorale Rotationslaxität liegen in der Literatur keine absoluten Messwerte vor, die unsere Resultate bestätigen oder widerlegen. Es gilt jedoch als erwiesen, dass Frauen im Vergleich zu Männern eine größere Laxität der Kniegelenke in der anteroposterioren Richtung besitzen [15]. *Schmitz et al. (2008)* [117] konnten eine größere Kniegelenkslaxität bei Frauen im Vergleich zu Männern bei niedrigen Drehmomentwerten nachweisen. Auch *Shultz et al. (2007)* [122] stellten bei ihren Versuchen eine höhere Kniegelenksbeweglichkeit bei Frauen im Vergleich zu Männern in

Bezug auf die anterior-posteriore Richtung, Varus-Valgus-Stress und Innen- sowie Außenrotation fest. *Wojtys et al. (2003)* [132] zeigten eine größere maximale Rotation der Tibia bei Athletinnen im Paarvergleich zu Athleten sowohl im passiven als auch aktiven Zustand. Athletinnen aus Hochrisikosportarten wie z.B. Basketball zeigten einen geringeren muskulären Schutz der Kniebänder bei Kraftereinwirkung von außen auf das Kniegelenk als die Vergleichsgruppe der Athleten. Dies beruht auf physiologischen und anatomischen Differenzen zwischen den Geschlechtern. Frauen zeigen ebenso eine höhere Inzidenz an Bänderverletzungen des Kniegelenkes als Männer [1, 32]. Die Gelenklaxität der Frauen scheint unter dem Einfluss weiblicher Geschlechtshormone zu stehen [16]. Demnach ist das Geschlecht als ein Einflussfaktor auf die tibiofemorale Rotation anzusehen.

Außerdem zeigen sich hier ebenfalls, wie bereits beschrieben, unabhängig vom Geschlecht der Testperson höhere Winkelgradzahlen für die Außenrotation als für die Innenrotation bei allen gemessenen Drehmomentwerten.

Das in dieser Studie getestete Messinstrument vermag wertvolle Informationen bei der Untersuchung VKB-insuffizienter Kniegelenke oder bei Verletzungen von posterolateralen Strukturen des Kniegelenks zu geben. In in vivo-Studien wurde eine erhöhte tibiofemorale Rotation nach Ruptur des VKB beschrieben [46]. Die Rotationsstabilität spielt eine wichtige Rolle bei der Wiederherstellung einer normalen Kniefunktion nach einer VKB-Plastik [47, 114, 128]. Die Langzeitergebnisse einer Einbündelrekonstruktion nach VKB-Ruptur sind in der Regel gut [67, 79]. Dennoch korreliert eine objektiv gut wiederhergestellte Stabilität in anteroposteriorer Richtung nicht mit der Patientenzufriedenheit und dem klinischen Outcome nach einer VKB-Einbündelrekonstruktion. *Kocher et al. (2004)* [74] zeigten, dass die postoperativen Messungen mit dem KT 1000 Arthrometer® (MEDmetric Corporation, San Diego, Californien) keine strenge Korrelation mit dem subjektiven Outcome nach Einbündelrekonstruktionen des VKB aufwiesen. Im Gegensatz dazu zeigte sich allerdings eine signifikante Korrelation zwischen dem Pivot-Shift-Test und dem funktionellen Outcome nach herkömmlicher VKB-Rekonstruktion. *Jonsson et al. (2004)* [68] zeigten, dass Patienten, die nach einer VKB-Rekonstruktion einen positiven Pivot-Shift-Test aufwiesen, zwei Jahre postoperativ vermehrte szintigraphische Aktivität im subchondralen Knochen und ein niedriges subjektives funktionelles Outcome hatten. Ähnliche Ergebnisse zeigten sich in einer Studie von *Leitze et al. (2005)* [80]. Dies unterstreicht die Wichtigkeit der Wiederherstellung der Rotationsstabilität und deren objektive Beurteilung durch ein Messgerät nach VKB-Ruptur im Hinblick auf eine funktionelle Genesung und Prävention der Osteoarthritis.

Unsere Ergebnisse haben gezeigt, dass das Rotameter eine hohe Inter-Untersucher Reliabilität und eine geringe Intra-Untersucher Varianz aufweist. Daneben erzielt das Messgerät eine gute Korrelation der Messungen im Seitenvergleich. Es könnte valide Informationen über die Rotationsstabilität eines verletzten Kniegelenkes im Vergleich mit der gesunden kontralateralen Seite liefern. Außerdem könnten prä- und postoperative Messergebnisse verglichen werden, um die Wiederherstellung der Rotationsstabilität durch bestimmte Operationstechniken zu bewerten.

Die Ermittlung der Inter- und Intra-Untersucher Reliabilität zeigte viel versprechende Ergebnisse. Der nächste Schritt ist nun die klinische Genauigkeit, also die Validität des Messgerätes zu untersuchen. In weiteren Studien sollen die Messergebnisse unseres Messinstrumentes mit denen anderer standardisierter invasiver Messtechniken wie dem CT oder der Navigation verglichen werden, um den Einfluss der Weichteilbewegungen auf die Rotationsmessung herauszufinden.

6.3 Anwendbarkeit

An das Rotameter werden folgende Anforderungen gestellt: Es muss zunächst die drei Gütekriterien Objektivität, Reliabilität und Validität erfüllen. Des Weiteren sollte es nicht-invasiv, praktisch, handlich, kompakt und möglichst einfach zu bedienen und zu transportieren sein.

Das Rotameter ist ein objektives, reliables Messgerät zur Messung der tibiofemorale Rotation im Kniegelenk. Es ermöglicht eine Quantifizierung der Rotationsbewegung in Winkelgraden bei einem vorgegebenen Drehmoment in 30° Kniebeugung. Das Rotameter liefert reproduzierbare Ergebnisse und zeigt eine gute Inter- und Intra-Untersucher Reliabilität für fast alle angewendeten Drehmomentwerte sowie eine hohe Korrelation im Seitenvergleich. Des Weiteren ist es nicht-invasiv, schmerzlos und leicht zu bedienen. Das Gerät lässt sich in jeder Arztpraxis einsetzen. Es ist transportierbar und benötigt zur Bedienung keine spezifischen Kenntnisse. Es kann zur Objektivierung einer Rotationsinstabilität und zur Überprüfung der Wiederherstellung der Rotationsstabilität nach operativen Eingriffen breite Anwendung finden.

6.4 Limitierungen

Die vorliegende Studie besitzt folgende Limitierungen:

Das Gerät misst nicht-invasiv, d.h. es besteht die Möglichkeit, dass die gemessenen Werte für die tibiofemorale Rotation durch Deformationen und Bewegungen der Haut- und Weichteile, besonders im Bereich des Unterschenkels, beeinflusst werden. *Benoit et al. (2006)* [14] beschrieben in ihrer Studie eine Differenz zwischen Haut- und Knochenbewegung von bis zu 13° bei der Messung der tibiofemorale Rotation. *Almquist et al. (2002)* [3] haben die Messwerte ihres Testgeräts mit den Ergebnissen einer simultan durchgeführten RSA verglichen. Sie unterschieden sich in der totalen Rotation bis zu $35^\circ \pm 15^\circ$ abhängig vom Ausmaß der Kniebeugung und dem aufgewendeten Drehmoment. Die Autoren erklärten das Ausmaß des systematischen Fehlers durch Weichteildeformationen und Rotationsbewegungen in Hüfte, Fuß und Fußgelenk. Sie folgerten aus ihren Ergebnissen, dass circa 50% der gemessenen Gesamtrotation nicht auf Bewegungen im tibiofemorale Gelenk beruhen.

Rotationsbewegungen in angrenzenden Gelenken lassen sich trotz optimaler Fixierung und Lagerung des Probanden nicht verhindern. Mit Hilfe der modifizierten Newport-Orthesen ließ sich die Hüftrotationsbewegung auf ein Minimum reduzieren, aber niemals komplett ausschließen. Dies gilt ebenfalls für die Oberschenkelbefestigung und die Fixierung des Unterschenkels im Messschuh. Dieses Problem trat bei einigen vergleichbaren Studien ebenfalls zu Tage [3, 17, 119]. *Bleday et al. (1998)* [17] beschrieben Inversions- und Eversionsbewegungen im Bereich der Sprunggelenke als Fehlerquelle bei der Messung der tibiofemorale Rotation. Geringe Abweichungen in der Positionierung der Probanden auf der Untersuchungsfläche in Relation zum Messgerät zwischen den Untersuchern und zwischen verschiedenen Messtagen lassen sich nicht unterbinden. Dem Ziel einer identischen Installation der Probanden lässt sich nicht gänzlich nachkommen.

Der Grad der Muskelanspannung der Probanden während der Messung stellt ebenfalls eine gewisse Fehlerquelle dar. Die Testpersonen wurden aufgefordert, sich während des Messvorgangs zu entspannen. Ein muskulärer Gegenspann könnte Einfluss auf die Messwerte haben und ist von der Testperson willkürlich beeinflussbar. *McQuade et al. (1989)* [90] bezeichneten die ungenügende Relaxierung der Testperson sowie deren inkorrekte Fixierung als die größten Fehlerquellen bei der Knieuntersuchung mit einem Messgerät.

Ebenso ist ein möglicher Gewöhnungseffekt nach einigen Messdurchgängen nicht auszuschließen. Bereits *Wroble et al. (1990)* [136] berichteten, dass sich der Patient und der Untersucher an den Untersuchungsablauf gewöhnen und ein Routineprozess stattfindet.

In unserer Studie wurde die Neutralposition definiert als diejenige Stellung, in der der Messschuh senkrecht zum Boden zeigt. Sichtbar gemacht wurde diese Position durch Markierungen am Schuh und am Gerät. Sie erlaubt eine sichere und vor allem reproduzierbare Bestimmung der Neutralposition. Allerdings wurde sie nicht individuell an den jeweiligen Probanden angepasst, sondern war für alle Probanden identisch. Diskutiert wurde ebenfalls eine Startposition, die der Proband spontan ohne Muskelanspannung im Messgerät einnimmt [3]. Das Problem der Neutralstellung bei der Messung der Rotation des Kniegelenkes wurde bereits von *Osternig et al. (1980)* [104] und *Almquist et al. (2002)* [3] beschrieben.

Des Weiteren ist zu beachten, dass bei unserem Messgerät lediglich die Rotationsgrade mit Hilfe eines Neigungssensors bei einem definierten Drehmoment gemessen werden. Bei einer Rotationsbewegung kommt es allerdings nicht ausschließlich zu einer Rotationsbewegung zwischen Tibia und Femur im Sinne einer tibialen Außen- und Innenrotation, sondern kombiniert auch zu Translationsbewegungen in der anteroposterioren Richtung, die mit diesem Messgerät nicht erfasst werden können. *Zarins et al. (1983)* [141] wiesen in ihrer Studie auch auf diese Limitation hin. Komplexe Rotationsbewegungen wie der Pivot-Shift-Test können demnach mit diesem Gerät nicht gemessen werden. *Kubo et al. (2007)* [75] setzten ein neues Messsystem mit elektromagnetischen Markern ein, um die Kniebewegungen während des Pivot-Shift-Tests zu detektieren. *Okazaki et al. (2007)* [102] benutzten ein offenes MRT-System, um die Rotationsinstabilität von VKB-insuffizienten Kniegelenken zu quantifizieren und zu bewerten. Beide Studien geben nützliche Informationen im Hinblick auf komplexe Kniebewegungen. Zu den Limitationen der Studien zählt jedoch, dass die angewendeten Verfahren höhere Kosten produzieren, zeitaufwendiger und schwieriger auszuführen sind. Außerdem sind die Tests, die in den beiden Studien durchgeführt werden, äußerst untersucherabhängig und zeigen eine große Variabilität zwischen den Untersuchern [100]. Hingegen werden in unserer Studie keine komplexen Kniegelenksbewegungen mit dem Gerät gemessen, sondern es wird lediglich der Unterschenkel nach innen und nach außen rotiert. Der Test ist also einfach durchführbar und kann ebenso von einer Person angewendet werden, die keine Untersuchungserfahrung besitzt.

Außerdem ist anzumerken, dass dieses Messverfahren passiv und statisch ist und in Ruhestellung durchgeführt wird. Der Patient relaxiert die Muskulatur. Daher ist eine Aussage über die funktionelle Stabilität des Kniegelenks während dynamischer Aktivitäten wie Laufen, Gehen oder Springen, die durch die Muskelkraft und –spannung sowie über neuromotorische Kontrolle mitbeeinflusst wird, nur in geringem Maße möglich. Das bedeutet, dass ein Kniegelenk, welches sich bei der Untersuchung mit dem Rotameter als rotationsinstabil erweist, nicht zwangsläufig auch unter dynamischen und aktiven Anforderungen Instabilität aufweisen muss [99].

Die Messung der tibiofemorale Rotation mit Hilfe des Rotameters erfolgt lediglich in 30° Knieflexion, da die gemessene Rotation in hohem Maße nicht nur vom applizierten Drehmoment abhängt, sondern auch vom Flexionsgrad des Kniegelenks. Da in 30° Knieflexion unseres Erachtens die meisten Rupturen des VKB auftreten und in 30° Knieflexion die Rotationsfähigkeit des Kniegelenks das Maximum erreicht [88], wurde für unsere Messungen dieser Knieflexionswinkel gewählt. Geplante Modifikationen sollen eine individuelle Einstellung der Knieflexion ermöglichen, um das Spektrum der Untersuchungen zu erweitern.

7. Schlussfolgerung

Das Rotameter ist ein neu entwickeltes, objektives und nicht-invasives Messgerät zur Erfassung der tibiofemorale Rotation. Es zeigte eine hohe Inter- und Intra-Untersucher Reliabilität sowie eine hohe Korrelation im Seitenvergleich und könnte daher zur Untersuchung der Rotationsstabilität des Kniegelenks breite Anwendung finden.

8. Literaturverzeichnis

1. Agel J, Arendt EA, Bershadsky B (2005) Anterior cruciate ligament injury in national collegiate athletic association basketball and soccer: a 13-year review. *Am J Sports Med* 33:524-530
2. Aglietti P, Giron F, Cuomo P, Losco M, Mondanelli N (2007) Single-and double-incision double-bundle ACL reconstruction. *Clin Orthop Relat Res* 454:108-113
3. Almqvist PO, Arnbjornsson A, Zatterstrom R, Ryd L, Ekdahl C, Friden T (2002) Evaluation of an external device measuring knee joint rotation: an in vivo study with simultaneous Roentgen stereometric analysis. *J Orthop Res* 20:427-432
4. Amiri S, Cooke D, Kim IY, Wyss U (2007) Mechanics of the passive knee joint. Part 2: interaction between the ligaments and the articular surfaces in guiding the joint motion. *Proc Inst Mech Eng [H]* 221:821-832
5. Amis AA, Dawkins GP (1991) Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg Br* 73:260-267
6. Andersen HN, Dyhre-Poulsen P (1997) The anterior cruciate ligament does play a role in controlling axial rotation in the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 5:145-149
7. Anderson AF, Snyder RB, Federspiel CF, Lipscomb AB (1992) Instrumented evaluation of knee laxity: a comparison of five arthrometers. *Am J Sports Med* 20:135-140
8. Andriacchi TP, Briant PL, Bevill SL, Koo S (2006) Rotational changes at the knee after ACL injury cause cartilage thinning. *Clin Orthop Relat Res* 442:39-44
9. Arnoczky SP (1983) Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop Relat Res* 19-25
10. Bach BR, Jr., Warren RF, Flynn WM, Kroll M, Wickiewicz TL (1990) Arthrometric evaluation of knees that have a torn anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am* 72:1299-1306
11. Bae JH, Choi IC, Suh SW, Lim HC, Bae TS, Nha KW, Wang JH (2008) Evaluation of the reliability of the dial test for posterolateral rotatory instability: a cadaveric study using an isotonic rotation machine. *Arthroscopy* 24:593-598
12. Beighton P, Solomon L, Soskolne CL (1973) Articular mobility in an African population. *Ann Rheum Dis* 32:413-418

13. Benninghoff A, Drenckhahn D (2003) Anatomie Band 1. Urban & Fischer Verlag München.
14. Benoit DL, Ramsey DK, Lamontagne M, Xu L, Wretenberg P, Renstrom P (2006) Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. *Gait Posture* 24:152-164
15. Beynnon BD, Bernstein IM, Belisle A, Brattbakk B, Devanny P, Risinger R, Durant D (2005) The effect of estradiol and progesterone on knee and ankle joint laxity. *Am J Sports Med* 33:1298-1304
16. Beynnon BD, Johnson RJ, Braun S, Sargent M, Bernstein IM, Skelly JM, Vacek PM (2006) The relationship between menstrual cycle phase and anterior cruciate ligament injury: a case-control study of recreational alpine skiers. *Am J Sports Med* 34:757-764
17. Bleday RM, Fanelli GC, Giannotti BF, Edson CJ, Barrett TA (1998) Instrumented measurement of the posterolateral corner. *Arthroscopy* 14:489-494
18. Bonnaire F, Berwarth H, Munst P, Eichinger S, Kuner EH (1995) [Can the results of cruciate ligament operations be arthrometrically evaluated? A comparison of subjective assessment, Lysholm score, clinical stability classification and measuring stability with the KT 1000 after complex knee injuries]. *Unfallchirurgie* 21:83-91
19. Bossers T, Maas S, Zürbes A, Seil R (2006) Messung der Rotationsstabilität des Kniegelenks. *Revue Technique Luxembourgeoise* 1:31-35
20. Bull AM, Amis AA (1998) Knee joint motion: description and measurement. *Proc Inst Mech Eng [H]* 212:357-372
21. Bull AM, Andersen HN, Basso O, Targett J, Amis AA (1999) Incidence and mechanism of the pivot shift. An in vitro study. *Clin Orthop Relat Res* 219-231
22. Bull AM, Earnshaw PH, Smith A, Katchburian MV, Hassan AN, Amis AA (2002) Intraoperative measurement of knee kinematics in reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Br* 84:1075-1081
23. Buoncristiani AM, Tjoumakaris FP, Starman JS, Ferretti M, Fu FH (2006) Anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 22:1000-1006
24. Cha PS, Brucker PU, West RV, Zelle BA, Yagi M, Kurosaka M, Fu FH (2005) Arthroscopic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: an anatomic approach. *Arthroscopy* 21:1275
25. Chao EY (1980) Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation. *J Biomech* 13:989-1006

26. Chaudhari AM, Briant PL, Bevill SL, Koo S, Andriacchi TP (2008) Knee kinematics, cartilage morphology, and osteoarthritis after ACL injury. *Med Sci Sports Exerc* 40:215-222
27. Chen FS, Rokito AS, Pitman MI (2000) Acute and chronic posterolateral rotatory instability of the knee. *J Am Acad Orthop Surg* 8:97-110
28. Chhabra A, Starman JS, Ferretti M, Vidal AF, Zantop T, Fu FH (2006) Anatomic, radiographic, biomechanical, and kinematic evaluation of the anterior cruciate ligament and its two functional bundles. *J Bone Joint Surg Am* 88 Suppl 4:2-10
29. Chouliaras V, Ristanis S, Moraiti C, Stergiou N, Georgoulis AD (2007) Effectiveness of reconstruction of the anterior cruciate ligament with quadrupled hamstrings and bone-patellar tendon-bone autografts: an in vivo study comparing tibial internal-external rotation. *Am J Sports Med* 35:189-196
30. Clayton ML, Thirupathi RG (1983) Dislocation following total hip arthroplasty. Management by special brace in selected patients. *Clin Orthop Relat Res* 154-159
31. Cooper DE (1991) Tests for posterolateral instability of the knee in normal subjects. Results of examination under anesthesia. *J Bone Joint Surg Am* 73:30-36
32. Csintalan RP, Inacio MCS, Funahashi TT (2008) Incidence Rate of Anterior Cruciate Ligament Reconstructions. *The Permanente Journal* 12:17-21
33. Daniel DM, Malcom LL, Losse G, Stone ML, Sachs R, Burks R (1985) Instrumented measurement of anterior laxity of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 67:720-726
34. Dienst M, Burks RT, Greis PE (2002) Anatomy and biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Orthop Clin North Am* 33:605-20
35. Dodds JA, Arnoczky SP (1994) Anatomy of the anterior cruciate ligament: a blueprint for repair and reconstruction. *Arthroscopy* 10:132-139
36. Duthon VB, Barea C, Abrassart S, Fasel JH, Fritschy D, Menetrey J (2006) Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 14:204-213
37. Dyrby CO, Andriacchi TP (2004) Secondary motions of the knee during weight bearing and non-weight bearing activities. *J Orthop Res* 22:794-800
38. Favre J, Luthi F, Jolles BM, Siegrist O, Najafi B, Aminian K (2006) A new ambulatory system for comparative evaluation of the three-dimensional knee kinematics, applied to anterior cruciate ligament injuries. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 14:592-604
39. Freeman MA, Pinskerova V (2003) The movement of the knee studied by magnetic resonance imaging. *Clin Orthop Relat Res* 35-43

40. Fu FH, Bennett CH, Ma CB, Menetrey J, Lattermann C (2000) Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part II. Operative procedures and clinical correlations. *Am J Sports Med* 28:124-130
41. Fu FH, Harner CD, Johnson DL, Miller MD, Woo SL (1994) Biomechanics of knee ligaments: basic concepts and clinical application. *Instr Course Lect* 43:137-148
42. Fu FH, Shen W, Starman JS, Okeke N, Irrgang JJ (2008) Primary anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a preliminary 2-year prospective study. *Am J Sports Med* 36:1263-1274
43. Fuss FK (1991) Voluntary rotation in the human knee joint. *J Anat* 179:115-125
44. Gabriel MT, Wong EK, Woo SL, Yagi M, Debski RE (2004) Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads. *J Orthop Res* 22:85-89
45. Ganko A, Engebretsen L, Ozer H (2000) The rolimeter: a new arthrometer compared with the KT-1000. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 8:36-39
46. Georgoulis AD, Papadonikolakis A, Papageorgiou CD, Mitsou A, Stergiou N (2003) Three-dimensional tibiofemoral kinematics of the anterior cruciate ligament-deficient and reconstructed knee during walking. *Am J Sports Med* 31:75-79
47. Georgoulis AD, Ristanis S, Chouliaras V, Moraiti C, Stergiou N (2007) Tibial rotation is not restored after ACL reconstruction with a hamstring graft. *Clin Orthop Relat Res* 454:89-94
48. Gillquist J, Messner K (1999) Anterior cruciate ligament reconstruction and the long-term incidence of gonarthrosis. *Sports Med* 27:143-156
49. Girgis FG, Marshall JL, Monajem A (1975) The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop Relat Res* 216-231
50. Gollehon DL, Torzilli PA, Warren RF (1987) The role of the posterolateral and cruciate ligaments in the stability of the human knee. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am* 69:233-242
51. Granberry WM, Noble PC, Woods GW (1990) Evaluation of an electrogoniometric instrument for measurement of laxity of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 72:1316-1322
52. Grood ES, Stowers SF, Noyes FR (1988) Limits of movement in the human knee. Effect of sectioning the posterior cruciate ligament and posterolateral structures. *J Bone Joint Surg Am* 70:88-97
53. Hallen LG, Lindahl O (1965) Rotation in the knee-joint in experimental injury to the ligaments. *Acta Orthop Scand* 36:400-407

54. Hallen LG, Lindahl O (1966) The "screw-home" movement in the knee-joint. *Acta Orthop Scand* 37:97-106
55. Hara K, Kubo T, Suginoshta T, Shimizu C, Hirasawa Y (2000) Reconstruction of the anterior cruciate ligament using a double bundle. *Arthroscopy* 16:860-864
56. Harner CD, Giffin JR, Dunteman RC, Annunziata CC, Friedman MJ (2001) Evaluation and treatment of recurrent instability after anterior cruciate ligament reconstruction. *Instr Course Lect* 50:463-474
57. Harner CD, Poehling GG (2004) Double bundle or double trouble? *Arthroscopy* 20:1013-1014
58. Hartung J (1999) *Statistik*. Oldenbourg Verlag.
59. Hatcher J, Hatcher A, Arbuthnot J, McNicholas M (2005) An investigation to examine the inter-tester and intra-tester reliability of the Rolimeter knee tester, and its sensitivity in identifying knee joint laxity. *J Orthop Res* 23:1399-1403
60. Highgenboten CL, Jackson A, Meske NB (1989) Genucom, KT-1000, and Stryker knee laxity measuring device comparisons. Device reproducibility and interdevice comparison in asymptomatic subjects. *Am J Sports Med* 17:743-746
61. Hill PF, Vedi V, Williams A, Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MA (2000) Tibiofemoral movement 2: the loaded and unloaded living knee studied by MRI. *J Bone Joint Surg Br* 82:1196-1198
62. Ho JY, Gardiner A, Shah V, Steiner ME (2009) Equal kinematics between central anatomic single-bundle and double-bundle anterior cruciate ligament reconstructions. *Arthroscopy* 25:464-472
63. Isberg J, Faxen E, Brandsson S, Eriksson BI, Karrholm J, Karlsson J (2006) Early active extension after anterior cruciate ligament reconstruction does not result in increased laxity of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 14:1108-1115
64. Ishii Y, Terajima K, Terashima S, Koga Y (1997) Three-dimensional kinematics of the human knee with intracortical pin fixation. *Clin Orthop Relat Res* 144-150
65. Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MA (2000) Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. *J Bone Joint Surg Br* 82:1189-1195
66. Jarvela T (2007) Double-bundle versus single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective, randomized clinical study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 15:500-507

67. Johnson RJ, Eriksson E, Haggmark T, Pope MH (1984) Five- to ten-year follow-up evaluation after reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop Relat Res* 122-140
68. Jonsson H, Riklund-Ahlstrom K, Lind J (2004) Positive pivot shift after ACL reconstruction predicts later osteoarthritis: 63 patients followed 5-9 years after surgery. *Acta Orthop Scand* 75:594-599
69. Jorn LP, Friden T, Ryd L, Lindstrand A (1998) Simultaneous measurements of sagittal knee laxity with an external device and radiostereometric analysis. *J Bone Joint Surg Br* 80:169-172
70. Karrholm J, Brandsson S, Freeman MA (2000) Tibiofemoral movement 4: changes of axial tibial rotation caused by forced rotation at the weight-bearing knee studied by RSA. *J Bone Joint Surg Br* 82:1201-1203
71. Karrholm J, Elmqvist LG, Selvik G, Hansson LI (1989) Chronic anterolateral instability of the knee. A roentgen stereophotogrammetric evaluation. *Am J Sports Med* 17:555-563
72. Kennedy JC, Weinberg HW, Wilson AS (1974) The anatomy and function of the anterior cruciate ligament. As determined by clinical and morphological studies. *J Bone Joint Surg Am* 56:223-235
73. Kessler MA, Behrend H, Henz S, Stutz G, Rukavina A, Kuster MS (2008) Function, osteoarthritis and activity after ACL-rupture: 11 years follow-up results of conservative versus reconstructive treatment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*
74. Kocher MS, Steadman JR, Briggs KK, Sterett WI, Hawkins RJ (2004) Relationships between objective assessment of ligament stability and subjective assessment of symptoms and function after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 32:629-634
75. Kubo S, Muratsu H, Yoshiya S, Mizuno K, Kurosaka M (2007) Reliability and usefulness of a new in vivo measurement system of the pivot shift. *Clin Orthop Relat Res* 454:54-58
76. Kubo T, Hara K, Suginoshita T, Shimizu C, Tsujihara T, Honda H, Hirasawa Y (2000) Anterior cruciate ligament reconstruction using the double bundle method. *J Orthop Surg (Hong Kong)* 8:59-63
77. Kurosawa H, Yamakoshi K, Yasuda K, Sasaki T (1991) Simultaneous measurement of changes in length of the cruciate ligaments during knee motion. *Clin Orthop Relat Res* 233-240
78. Larson RL (1983) Physical examination in the diagnosis of rotatory instability. *Clin Orthop Relat Res* 38-44

79. Lebel B, Hulet C, Galaud B, Burdin G, Locker B, Vielpeau C (2008) Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament using bone-patellar tendon-bone autograft: a minimum 10-year follow-up. *Am J Sports Med* 36:1275-1282
80. Leitze Z, Losee RE, Jokl P, Johnson TR, Feagin JA (2005) Implications of the pivot shift in the ACL-deficient knee. *Clin Orthop Relat Res* 229-236
81. Lohmander LS, Englund PM, Dahl LL, Roos EM (2007) The long-term consequence of anterior cruciate ligament and meniscus injuries: osteoarthritis. *Am J Sports Med* 35:1756-1769
82. Loomer RL (1991) A test for knee posterolateral rotatory instability. *Clin Orthop Relat Res* 235-238
83. Losee RE (1983) Concepts of the pivot shift. *Clin Orthop Relat Res* 45-51
84. Markolf KL, Amstutz HC (1987) The clinical relevance of instrumented testing for ACL insufficiency. Experience with the UCLA clinical knee testing apparatus. *Clin Orthop Relat Res* 198-207
85. Markolf KL, Graff-Radford A, Amstutz HC (1978) In vivo knee stability. A quantitative assessment using an instrumented clinical testing apparatus. *J Bone Joint Surg Am* 60:664-674
86. Markolf KL, Kochan A, Amstutz HC (1984) Measurement of knee stiffness and laxity in patients with documented absence of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am* 66:242-252
87. Markolf KL, Mensch JS, Amstutz HC (1976) Stiffness and laxity of the knee--the contributions of the supporting structures. A quantitative in vitro study. *J Bone Joint Surg Am* 58:583-594
88. Matsumoto H, Seedhom BB, Suda Y, Otani T, Fujikawa K (2000) Axis location of tibial rotation and its change with flexion angle. *Clin Orthop Relat Res* 178-182
89. Maynard MJ, Deng X, Wickiewicz TL, Warren RF (1996) The popliteofibular ligament. Rediscovery of a key element in posterolateral stability. *Am J Sports Med* 24:311-316
90. McQuade KJ, Sidles JA, Larson RV (1989) Reliability of the Genucom Knee Analysis System. A pilot study. *Clin Orthop Relat Res* 216-219
91. Miyasaka KC, Daniel D, Stone ML, Hirshman P (2008) The incidence of knee ligament injuries in the general population. *Am J Knee Surg* 4:3-8

92. More RC, Karras BT, Neiman R, Fritschy D, Woo SL, Daniel DM (1993) Hamstrings-an anterior cruciate ligament protagonist. An in vitro study. *Am J Sports Med* 21:231-237
93. Muller W (1975) [Rotational stability in the knee joint]. *Hefte Unfallheilkd* 51-68
94. Muller W (1994) [Menisci and knee stability]. *Orthopade* 23:93-97
95. Musahl V, Bell KM, Tsai AG, Costic RS, Allaire R, Zantop T, Irrgang JJ, Fu FH (2007) Development of a simple device for measurement of rotational knee laxity. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 15:1009-1012
96. Nielsen S, Rasmussen O, Ovesen J, Andersen K (1984) Rotatory instability of cadaver knees after transection of collateral ligaments and capsule. *Arch Orthop Trauma Surg* 103:165-169
97. Nordt WE, III, Lotfi P, Plotkin E, Williamson B (1999) The in vivo assessment of tibial motion in the transverse plane in anterior cruciate ligament-reconstructed knees. *Am J Sports Med* 27:611-616
98. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS (1984) Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg Am* 66:344-352
99. Noyes FR, Grood ES, Butler DL, Malek M (1980) Clinical laxity tests and functional stability of the knee: biomechanical concepts. *Clin Orthop Relat Res* 84-89
100. Noyes FR, Grood ES, Cummings JF, Wroble RR (1991) An analysis of the pivot shift phenomenon. The knee motions and subluxations induced by different examiners. *Am J Sports Med* 19:148-155
101. Noyes FR, Mangine RE, Barber S (1987) Early knee motion after open and arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 15:149-160
102. Okazaki K, Miura H, Matsuda S, Yasunaga T, Nakashima H, Konishi K, Iwamoto Y, Hashizume M (2007) Assessment of anterolateral rotatory instability in the anterior cruciate ligament-deficient knee using an open magnetic resonance imaging system. *Am J Sports Med* 35:1091-1097
103. Oliver JH, Coughlin LP (1987) Objective knee evaluation using the Genucom Knee Analysis System. Clinical implications. *Am J Sports Med* 15:571-578
104. Osternig LR, Bates BT, James SL (1980) Patterns of tibial rotary torque in knees of healthy subjects. *Med Sci Sports Exerc* 12:195-199
105. Osternig LR, Bates BT, James SL, Larson RL (1978) Rotary mechanics after pes anserinus transplant: a method for dynamic assessment. *Am J Sports Med* 6:173-179

106. Papandreou MG, Antonogiannakis E, Karabalis C, Karliftis K (2005) Inter-rater reliability of Rolimeter measurements between anterior cruciate ligament injured and normal contra lateral knees. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 13:592-597
107. Patel VV, Hall K, Ries M, Lotz J, Ozhinsky E, Lindsey C, Lu Y, Majumdar S (2004) A three-dimensional MRI analysis of knee kinematics. *J Orthop Res* 22:283-292
108. Petersen W, Tillmann B (2002) [Anatomy and function of the anterior cruciate ligament]. *Orthopade* 31:710-718
109. Petersen W, Zantop T (2007) Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles. *Clin Orthop Relat Res* 454:35-47
110. Pinskerova V, Samuelson KM, Stammers J, Maruthainar K, Sosna A, Freeman MA (2009) The knee in full flexion: an anatomical study. *J Bone Joint Surg Br* 91:830-834
111. Putz R, Muhlhofer H, Ercan Y (2007) [Ligaments of the knee]. *Orthopade* 36:612, 614-612, 619
112. Rangger C, Daniel DM, Stone ML, Kaufman K (1993) Diagnosis of an ACL disruption with KT-1000 arthrometer measurements. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1:60-66
113. Ristanis S, Giakas G, Papageorgiou CD, Moraiti T, Stergiou N, Georgoulis AD (2003) The effects of anterior cruciate ligament reconstruction on tibial rotation during pivoting after descending stairs. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 11:360-365
114. Ristanis S, Stergiou N, Patras K, Vasiliadis HS, Giakas G, Georgoulis AD (2005) Excessive tibial rotation during high-demand activities is not restored by anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 21:1323-1329
115. Rupp S, Seil R, Kohn D (2002) [Meniscus lesions]. *Orthopade* 31:812-828
116. Sakane M, Fox RJ, Woo SL, Livesay GA, Li G, Fu FH (1997) In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads. *J Orthop Res* 15:285-293
117. Schmitz RJ, Ficklin TK, Shimokochi Y, Nguyen AD, Beynon BD, Perrin DH, Shultz SJ (2008) Varus/valgus and internal/external torsional knee joint stiffness differs between sexes. *Am J Sports Med* 36:1380-1388
118. Seil R, Bossers T, Kuhn P, Krecke R, Maas S (2005) Le Rotametre: principes de construction d'un dispositif de mesure des laxites rotatoires du genou. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 91:56
119. Shoemaker SC, Markolf KL (1982) In vivo rotatory knee stability. Ligamentous and muscular contributions. *J Bone Joint Surg Am* 64:208-216

120. Shrout PE, Fleiss JL (1979) Intraclass correlation: Uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin* 86:420-428
121. Shultz SJ, Shimokochi Y, Nguyen AD, Schmitz RJ, Beynon BD, Perrin DH (2007) Measurement of varus-valgus and internal-external rotational knee laxities in vivo-- Part I: assessment of measurement reliability and bilateral asymmetry. *J Orthop Res* 25:981-988
122. Shultz SJ, Shimokochi Y, Nguyen AD, Schmitz RJ, Beynon BD, Perrin DH (2007) Measurement of varus-valgus and internal-external rotational knee laxities in vivo-- Part II: relationship with anterior-posterior and general joint laxity in males and females. *J Orthop Res* 25:989-996
123. Slocum DB, James SL, Larson RL, Singer KM (1976) Clinical test for anterolateral rotary instability of the knee. *Clin Orthop Relat Res* 63-69
124. Slocum DB, Larson RL (1968) Rotatory instability of the knee. Its pathogenesis and a clinical test to demonstrate its presence. *J Bone Joint Surg Am* 50:211-225
125. Steinbrück K (1999) [Epidemiology of sports injuries--25-year-analysis of sports orthopedic-traumatologic ambulatory care]. *Sportverletz Sportschaden* 13:38-52
126. Stergiou N, Ristanis S, Moraiti C, Georgoulis AD (2007) Tibial rotation in anterior cruciate ligament (ACL)-deficient and ACL-reconstructed knees: a theoretical proposition for the development of osteoarthritis. *Sports Med* 37:601-613
127. Stockle U, König B, Tempka A, Sudkamp NP (2000) [Cast immobilization versus vacuum stabilizing system. Early functional results after osteosynthesis of ankle joint fractures]. *Unfallchirurg* 103:215-219
128. Tashman S, Collon D, Anderson K, Kolowich P, Anderst W (2004) Abnormal rotational knee motion during running after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 32:975-983
129. Tsai AG, Musahl V, Steckel H, Bell KM, Zantop T, Irrgang JJ, Fu FH (2008) Rotational knee laxity: reliability of a simple measurement device in vivo. *BMC Musculoskelet Disord* 9:35
130. van der EM, Steultjens M, Ostelo RW, Harlaar J, Dekker J (2006) Reproducibility of instrumented knee joint laxity measurement in healthy subjects. *Rheumatology (Oxford)* 45:595-599
131. Wang CJ, Walker PS (1974) Rotatory laxity of the human knee joint. *J Bone Joint Surg Am* 56:161-170
132. Wojtys EM, Huston LJ, Schock HJ, Boylan JP, Shotton-Miller JA (2003) Gender differences in muscular protection of the knee in torsion in size-matched athletes. *J Bone Joint Surg Am* 85-A:782-789

133. Woo SL, Fox RJ, Sakane M, Livesay GA, Rudy TW, Fu FH (1998) Biomechanics of the ACL: Measurements of in situ force in the ACL and knee kinematics. *Knee* 5:267-288
134. Woo SL, Kanamori A, Zeminski J, Yagi M, Papageorgiou C, Fu FH (2002) The effectiveness of reconstruction of the anterior cruciate ligament with hamstrings and patellar tendon . A cadaveric study comparing anterior tibial and rotational loads. *J Bone Joint Surg Am* 84-A:907-914
135. Woo SL, Wu C, Dede O, Vercillo F, Noorani S (2006) Biomechanics and anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Surg* 1:2
136. Wroble RR, Van Ginkel LA, Grood ES, Noyes FR, Shaffer BL (1990) Repeatability of the KT-1000 arthrometer in a normal population. *Am J Sports Med* 18:396-399
137. Yagi M, Kuroda R, Nagamune K, Yoshiya S, Kurosaka M (2007) Double-bundle ACL reconstruction can improve rotational stability. *Clin Orthop Relat Res* 454:100-107
138. Zantop T, Herbort M, Raschke MJ, Fu FH, Petersen W (2007) The role of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament in anterior tibial translation and internal rotation. *Am J Sports Med* 35:223-227
139. Zantop T, Petersen W, Sekiya JK, Musahl V, Fu FH (2006) Anterior cruciate ligament anatomy and function relating to anatomical reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 14:982-992
140. Zantop T, Schumacher T, Diermann N, Schanz S, Raschke MJ, Petersen W (2007) Anterolateral rotational knee instability: role of posterolateral structures. Winner of the AGA-DonJoy Award 2006. *Arch Orthop Trauma Surg* 127:743-752
141. Zarins B, Rowe CR, Harris BA, Watkins MP (1983) Rotational motion of the knee. *Am J Sports Med* 11:152-156

9. Anhang

Untersuchungsprotokoll
 „Evaluation der Inter- und Intra-Untersucher Reliabilität eines neuen Instrumentes zur
 Messung der tibiofemorale Rotation“

Datum:

Proband:

Name:

Vorname:

Adresse:

Telefon:

Handy:

Alter:Jahre

Körpergröße:cm

Körpergewicht:kg

Schuhgröße:

Anamnese:

- Alter > 18 Jahre, < 30 Jahre ja / nein

- Voroperationen/Verletzungen des Bandapparates im Kniegelenk ja / nein

- schwere degenerative Veränderungen im Kniegelenk (relevante Knorpel- oder Meniskusschäden) ja / nein

Untersuchung:

Beighton – Score (Gelenkhyperlaxität):

- Jeweils 1 Punkt für jede Körperseite:
- passive Dorsalflexion des 5. Fingers bis 90°
- flektierter Daumen bis auf den Unterarm zu legen
- Hyperextension des Ellbogens
- Hyperextension des Kniegelenkes

Rechts	Links

- 1 Punkt:

Flexion des Rumpfes mit flach aufgelegten Händen auf dem Boden und gestreckten Knien

Ergebnis: / 9 Punkte

Klinische Untersuchung/Test	Knie rechts	Knie links
Beweglichkeit Ext/Flex [°]		
Beinachsenstellung		
Lachmantest		
Pivot-Shift-Test		
Varusstress		
Valgusstress		

Messung 1

Datum:

Proband:

Untersucher 1

		<u>Rechts</u>						<u>Links</u>					
		5 N/m		10 N/m		15 N/m		5 N/m		10 N/m		15 N/m	
Flexion	Nr.	Innen	Außen	Innen	Außen	Innen	Außen	Innen	Außen	Innen	Außen	Innen	Außen
	1												
	2												
30°	3												
	4												
	5												

Messung 1

Datum:

Proband:

Untersucher 2

		<u>Rechts</u>						<u>Links</u>					
		5 N/m		10 N/m		15 N/m		5 N/m		10 N/m		15 N/m	
Flexion	Nr.	Innen	Außen	Innen	Außen	Innen	Außen	Innen	Außen	Innen	Außen	Innen	Außen
	1												
	2												
30°	3												
	4												
	5												

Messung 2

Datum:

Proband:

Untersucher 1

		<u>Rechts</u>						<u>Links</u>					
		5 N/m		10 N/m		15 N/m		5 N/m		10 N/m		15 N/m	
Flexion	Nr.	Innen	Außen	Innen	Außen	Innen	Außen	Innen	Außen	Innen	Außen	Innen	Außen
	1												
	2												
30°	3												
	4												
	5												

Messung 2

Datum:

Proband:

Untersucher 2

		<u>Rechts</u>						<u>Links</u>					
		5 N/m		10 N/m		15 N/m		5 N/m		10 N/m		15 N/m	
Flexion	Nr.	Innen	Außen	Innen	Außen	Innen	Außen	Innen	Außen	Innen	Außen	Innen	Außen
	1												
	2												
30°	3												
	4												
	5												

Übersichtstabelle der Studienergebnisse in Bezug auf tibiofemorale Rotationsmessung in vivo an gesunden Kniegelenken

Studie	Methodik	n	Lagerung	Nm	Knieflexion	Rotation (Mittelwert, Standardabweichung)
<i>Almquist et al.</i> [3]	Digitales Goniometer (Rottometer), RSA	5	Sitzend	3, 6, 9	60°, 90°	<u>Gesamtrotation</u> <u>Rottometer:</u> 60°: 65°±7°(9Nm) 90°: 66°±15°(9Nm) <u>RSA:</u> 60°: 28°±8° (9Nm) 90°: 32°±9°(9Nm)
<i>Bleday et al.</i> [17]	Digitales Goniometer (Lars Rotational Laxiometer)	90	Rückenlage	-	30°, 90°	<u>Seitendifferenz</u> <u>Außenrotation:</u> 30°: 5.5° 90°: 4.4°
<i>Markolf et al.</i> [84, 86]	Digitales Goniometer (UCLA Clinical Testing Apparatus)	20	Sitzend	10	20°	<u>Gesamtrotation:</u> 40.6°±9.7°
<i>Mc Quade et al.</i> [90]	Digitales Goniometer (Genucom Knee Analysis System)	5	Rückenlage	8	20°, 80°	<u>Gesamtrotation:</u> 20°: 54.3°±4.9° 80°: 44.6°±2.8°
<i>Nordt et al.</i> [97]	Digitales Potentiometer, CT	21	Seitenlage	5	20°	<u>Innenrotation:</u> 10.8°
<i>Osternig et al.</i> [104, 105]	Dynamometer, Potentiometer	28	Sitzend, maximale aktive tibiale Rotation	-	45°, 90°	<u>Gesamtrotation:</u> 45°: 50°±7.7° 90°: 58°±7.1°
<i>Shultz et al.</i> [121]	Digitales Goniometer (Vermont Knee Laxity Device)	20	Rückenlage	5	20°	<u>Gesamtrotation:</u> 21.6°±7.1°
<i>Tsai et al.</i> [129]	Elektromagnetisches System	11	Rückenlage	2, 4, 6	30°, 90°	<u>Gesamtrotation:</u> 30°: 25.8°±5.9° 90°: 18.5°±4.7°
<i>Zarins et al.</i> [141]	Potentiometer	36	Seitenlage	-	30°, 90°	<u>Außenrotation:</u> 45° <u>Innenrotation:</u> 25° <u>Gesamtrotation:</u> 70°

10. Publikationen

Publikationen:

Lorbach O, Wilmes P, Theisen D, **Brockmeyer M**, Maas S, Kohn D, Seil R
Reliability testing of a new device to measure tibial rotation.
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. (2009) 17: 920-926.

Brockmeyer M, Seil R, Kohn D, Lorbach O

Evaluation der Inter- und Intra-Untersucher Reliabilität eines neuen Instrumentes zur
Messung der tibiofemorale Rotation.
Orthopädische Praxis (2012) 2 (1).

Lorbach O, **Brockmeyer M**, Kieb M, Zerbe T, Pape D, Seil R

Objective measurement devices to assess static rotational knee laxity: focus on the Rotameter.
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. (2012) Jan 14. [Epub ahead of print]

Vorträge:

Lorbach O, Wilmes P, Maas S, **Brockmeyer M**, Kohn D, Seil R

Inter- and Intra Observer Reliability of a New Measurement Device for Tibiofemoral
Rotation.
13th ESSKA Congress, May 21st -24th, Porto, Portugal

Lorbach O, Wilmes P, Maas S, **Brockmeyer M**, Kohn D, Seil R

Die Inter- und Intra- Untersucher Reliabilität eines neuen Gerätes zur Messung der
Tibiofemorale Rotation.
Kongress der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin (GOTS),
22.-24.06.2008, München, Deutschland

Lorbach O, Wilmes P, Maas S, **Brockmeyer M**, Kohn D, Seil R

Rotational Laxity measurements of the knee joint.
2nd Schengen Sports Medicine Symposium
29th April 2008 Schengen, Luxembourg

Lorbach O, Wilmes P, Maas S, **Brockmeyer M**, Kohn D, Seil R

Die Inter- und Intra- Untersucher-Reliabilität eines neuen Gerätes zur Messung der Tibiofemorale Rotation.

25. Kongress der Deutschsprachigen Arbeitsgemeinschaft für Arthroskopie (AGA)

September 2008, Interlaken, Schweiz

Lorbach O, Wilmes P, Maas S, **Brockmeyer M**, Kohn D, Seil R

Inter- and Intra-Observer Reliability of a New Measurement Device for Tibiofemoral Rotation.

EISCSA-SPORTMEDICA Congress, 16th -18th October 2008, Luxembourg, Luxembourg

Lorbach O, Wilmes P, Maas S, **Brockmeyer M**, Kohn D, Seil R

Précision inter- et intraindividuelle d'un appareil de mesure des laxités rotatoires du genou.

Congrès annuel de la SFA (Société Française d'Arthroscopie) 2008

Décembre 11-13, Paris, France

Lorbach O, Wilmes P, Maas S, **Brockmeyer M**, Kohn D, Seil R

Inter- and Intra-Observer Reliability of a New Measurement Device for Tibiofemoral Rotation.

10th EFORT Congress, Vienna, Austria, June 3-6th 2009

Brockmeyer M, Lorbach O, Wilmes P, Theisen D, Maas S, Kohn D, Seil R

Evaluation der Inter- und Intra-Untersucher Reliabilität eines neuen Instrumentes zur Messung der tibiofemorale Rotation.

59. Jahrestagung der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen e.V.

28. April – 01. Mai 2011, Baden-Baden

Prämiert mit dem VSOU Nachwuchsförderpreis 2011

Poster:

Lorbach O, Wilmes P, Maas S, **Brockmeyer M**, Kohn D, Seil R

Inter- and Intra Observer Reliability of a New Measurement Device for Tibiofemoral Rotation.

AANA Annual Meeting 2008, April 24th-27th, Washington D.C., USA

Lorbach O, Wilmes P, Maas S, **Brockmeyer M**, Kohn D, Seil R

Die Inter- und Intra- Untersucher Reliabilität eines neuen Gerätes zur Messung der Tibiofemorale Rotation.

Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie Oktober 2008, Berlin, Deutschland

11. Danksagung

Meine Danksagung gilt Herrn Prof. Dr. med. Romain Seil, Chefarzt der Orthopädie und Traumatologie des Centre Hospitalier de Luxembourg, Clinique d'Eich, für die Überlassung des interessanten Themas dieser Dissertationsschrift und für die freundliche Unterstützung und wertvolle Hilfestellung im Verlaufe der Arbeit.

Weiterhin danke ich Herrn Prof. Dr. med. Dieter Kohn, Direktor der Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie, Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar, für die freundliche Unterstützung des Projektes und die Möglichkeit, die Arbeit in seiner Klinik durchführen zu können.

Herrn Dr. med. Olaf Lorbach danke ich für die intensive, unermüdliche und freundschaftliche Betreuung der Arbeit und für die wertvollen Ratschläge und Hilfestellungen bei der Erstellung des Manuskripts.

Ich danke Herrn Prof. Dr. Ing. Stefan Maas von der Universität Luxemburg für die Bereitstellung des Rotameters und für die gute Kooperation bei der Durchführung der Studie. Außerdem gilt mein Dank Herrn Dipl.-Math. Dr. rer. med. Thomas Georg für die Hilfe bei der statistischen Auswertung der Messdaten sowie der Firma Doppler (Homburg/Saar, Deutschland) für die Bereitstellung der Newport-Orthesen.

Des Weiteren möchte ich mich bei Frau Tina Zerbe für die kompetente Unterstützung und Assistenz bei der Durchführung der Messungen bedanken.

Meinen Eltern möchte ich Danke sagen für die großartige Unterstützung während meines gesamten Studiums. Ohne sie wäre diese Arbeit nie möglich gewesen.

Ein großer Dank gilt meiner Ehefrau Nadja für Ihre Geduld, Treue und bedingungslose Unterstützung und Liebe.

12. Lebenslauf

Persönliche Angaben

Name: Brockmeyer, Matthias Johannes

Geburtsdatum: 08.02.1983

Geburtsort: Georgsmarienhütte

Nationalität: deutsch

Familienstand: verheiratet

Ausbildung

seit 01/2010	Assistenzarzt an der Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie, Universität des Saarlandes, Direktor: Prof. Dr. med. D. Kohn
Ende 2009	Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
10/2005-2009	Studium der Humanmedizin, Klinischer Abschnitt, Universität des Saarlandes, Homburg
09/2005	Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
2003-2005	Studium der Humanmedizin, Vorklinischer Abschnitt, Universität des Saarlandes, Homburg
06-07/2003	Anstellung bei der Kinderhilfsorganisation „terre des hommes“ in Osnabrück
08/2002-05/2003	Zivildienst bei der Kinderhilfsorganisation „terre des hommes“ in Osnabrück
06/2002	Erwerb der Allgemeinen Hochschulreife (Hauptfächer: Mathematik, Biologie)
1995-2002	Gymnasium Angelaschule, Osnabrück
1993-1995	Orientierungsstufe der Thomas–Morus–Schule, Osnabrück
1989-1993	Grundschule Haste, Osnabrück

Praktika

Praktisches Jahr

06-07/2009	Klinik für Kardiologie, Angiologie und internistische Intensivmedizin Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg
04-05/2009	Klinik für Pneumologie, Allergologie, Beatmungs- und Umweltmedizin Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg
12/2008-04/2009	Klinik für Chirurgie (Schwerpunkt Unfallchirurgie) Kantonsspital Winterthur, Winterthur, Schweiz
08-12/2008	Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg

Famulaturen

08-09/2007	Poliklinik HIS-Site Baron Lambert, Brüssel, Belgien Orthopädisch-traumatologische Ambulanz
02-03/2007	Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg
07-08/2006	Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg
02-03/2006	Klinik für Innere Medizin Marienhospital Osnabrück

Wissenschaftliche Arbeit

Promotion:

„Evaluation der Inter- und Intra-Untersucher Reliabilität eines neuen Instrumentes zur Messung der tibiofemorale Rotation“

Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie (Prof. Dr. med. D. Kohn),
Universitätsklinikum des Saarlandes, in Kooperation mit dem Centre Hospitalier de Luxembourg
(Prof. Dr. med. R. Seil)

Zusatzinformationen

<u>Wahlfächer:</u>	Orthopädie, Unfallchirurgie, Sportmedizin, Diagnostische Radiologie, Röntgenanatomie des Bewegungsapparates, Elektrokardiographie
<u>Zertifikate:</u>	Medical English, Grundlagen der Medizinischen Statistik und statistische Auswertungen mit SPSS
<u>Sprachen:</u>	Deutsch (Muttersprachler), Englisch (fließend), Französisch (gute Kenntnisse)
<u>Interessen:</u>	Tennis (seit 1991, aktuell TC Blau-Weiß Homburg), Triathlon, Ski alpin

Matthias Johannes Brockmeyer

Homburg, den 18.01.2012