

Aus der Orthopädischen Klinik, Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar

Direktor: Prof. Dr. Dieter Kohn

# **Verifikation eines neuen Messgerätes zur Messung der tibiofemorale Rotation des Kniegelenks**

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

der Medizinischen Fakultät der Universität des Saarlandes

2012

Vorgelegt von Tina Zerbe

Geboren am 10.10.1983 in Gießen

# Inhaltsverzeichnis

<b>1. Zusammenfassung</b>	<b>4</b>
1.1 Deutsche Zusammenfassung	4
1.2 Summary	6
<b>2. Einleitung</b>	<b>8</b>
2.1 Einblick in die Thematik	8
2.2 Anatomie des Kniegelenks	11
<b>3. Material und Methoden</b>	<b>13</b>
3.1 Anatomische Präparate	13
3.2 Rotameter	14
3.3 Navigation	16
3.4 Versuchsdurchführung	17
3.5 Knochendichtemessung	19
3.6 Statistik	20
<b>4. Ergebnisse</b>	<b>21</b>
4.1 Ergebnisse der Rotationslaxizitäten	21
4.1.1 Rotameter	21
4.1.2 Navigation	24
4.1.3 Teilresektionen am vorderen Kreuzband	27
4.1.3.1 Analyse des Rotationsgewinns nach Resektion des PL-Bündels	28
4.1.3.2 Analyse des Rotationsgewinns nach kompletter Resektion des VKB	29
4.1.3.3 Vergleich von intaktem und komplett reseziertem VKB	30
4.2 Vergleich von Rotameter und Navigation	31
4.2.1 Quantitativer Vergleich der Messwerte von Rotameter und Navigation	31
4.2.2 Korrelation	34
4.3 Geschlechterspezifische Unterschiede der Rotationslaxizitäten	38
4.4 Knochendichtemessung	39
<b>5. Diskussion</b>	<b>41</b>
5.1 Diskussion der Messergebnisse des Rotameters	41
5.2 Diskussion der Teilresektionen am vorderen Kreuzband	47
5.3 Diskussion der geschlechterspezifischen Unterschiede der Rotationslaxizitäten	51
5.4 Diskussion der Messergebnisse der Knochendichtemessung	53
<b>6. Literaturverzeichnis</b>	<b>55</b>
<b>7. Abkürzungen</b>	<b>63</b>

<b>8. Danksagung</b>	<b>65</b>
<b>9. Publikationen</b>	<b>67</b>
9.1 Wissenschaftliche Veröffentlichungen	67
9.2 Wissenschaftliche Vorträge	68
9.3 Poster-Präsentationen	68
<b>10. Lebenslauf</b>	<b>69</b>

# 1. Zusammenfassung

## 1.1 Deutsche Zusammenfassung

Die Laxizität des Kniegelenks kann mit verschiedenen manuellen Tests oder invasiven Messverfahren beurteilt werden. Im Rahmen der Diagnostik einer tibiofemorale Instabilität, wie sie beispielsweise im Zusammenhang mit Verletzungen des Kapselbandapparates auftritt, mangelt es jedoch bisher an objektiven, nicht-invasiven Messmethoden. In einer vorausgegangenen Studie zeigte sich das sog. Rotameter als präzises Untersuchungsgerät, sowohl was die Inter- als auch die Intra-Untersucher-Variabilität anging. Es konnte ferner gezeigt werden, dass eine hohe Korrelation zwischen den Messwerten von 2 gesunden Kniegelenken bestand. Demnach eignet sich die kontralaterale Seite als ideale Referenz bezüglich der physiologischen Rotation.

Die vorliegende Studie setzte sich mit der Verifikation eines neu entwickelten Messgerätes zur nicht-invasiven Messung der statischen tibiofemorale Rotationslaxizität in intakten und pathologischen Kniegelenken auseinander. Hierzu wurden Rotationsmessungen an 20 humanen Kniepräparaten mit dem Rotameter durchgeführt und mit den Messergebnissen einer als Standard definierten computerassistierten Navigation verglichen. An den anatomischen Präparaten wurde zunächst für die Messungen das Weichteilgewebe bis auf die Gelenkkapsel entfernt. Die Knochenpräparate wurden distal mit einer eigens angefertigten Unterschenkelprothese über bikortikale Schrauben verbunden und in den Schuh des Rotameters eingespannt, um die Bewegungen der distalen Präparatabschnitte so gering wie möglich zu halten. Spezielle Referenzmarker der Navigation wurden an Tibia- und Femurknochen befestigt, die Akquisition intra-artikulärer Punkte zur Verifikation der Knieavigation erfolgte über eine laterale Kapsel-Inzision. Es wurde bei vorgegebener Position von 30° Flexion und definierten Drehmomenten von 5Nm, 10Nm und 15Nm die interne sowie die externe Rotation gemessen. Die Übereinstimmung der Messergebnisse beider Messgeräte wurde statistisch überprüft.

Die gewonnenen Messergebnisse zeigten systematisch höhere Werte des Rotameters im Vergleich zur Navigation. Der gemessene Unterschied stieg mit zunehmendem Drehmoment an. Dennoch fand sich eine signifikant hohe Korrelation (Pearson-Korrelationskoeffizient  $\geq 0,80$ ) zwischen den Werten des Rotameters und denen der Navigation für die Innenrotation, die Aussenrotation, sowie für die Gesamrotation der Messwerte.

Dies deutete darauf hin, dass das Rotameter für Laxizitätsmessungen im klinischen Alltag in Betracht gezogen werden könnte sofern es sich um Seit-zu-Seit-Vergleiche handelt. Es konnten ebenfalls signifikante geschlechtsspezifische Unterschiede festgestellt werden, wobei die Laxizitätswerte der weiblichen Präparate in den meisten Fällen denen der männlichen Präparate überlegen waren. Ein negativer Einfluss der aufgrund des hohen Alters der Spender geringen Knochendichte auf die Ergebnisse der Laxizitätsmessungen fand sich nicht.

Im zweiten Teil der Studie wurde die Funktion des vorderen Kreuzbandes und dessen funktioneller Bündel während der isolierten tibiofemorale Rotation untersucht. Durch die Resektion des posterolateralen und dann des anteromedialen Bündels (das heißt des kompletten vorderen Kreuzbandes) mit jeweils anschließender Messung von interner und externer Rotation bei festgelegtem Drehmoment von 5Nm, 10Nm und 15Nm sollte das veränderte Bewegungsausmaß der Rotation bestimmt werden. Mittels T-Test und Varianzanalyse konnte nach dem ersten Resektionsschritt eine signifikant höhere Beweglichkeit der tibiofemorale Rotation ermittelt werden. Nach kompletter Resektion des vorderen Kreuzbandes wurde in allen Fällen ebenfalls eine signifikante Steigerung ( $p \leq 0,05$ ) der Rotation festgestellt.

Zusammenfassend konnte für das Rotameter als nicht-invasives, objektives Messgerät für die tibiofemorale Rotation eine hochsignifikante Korrelation der Messergebnisse im Vergleich zu den Messergebnissen der Knieavigation als invasives Standardverfahren ermittelt werden. Die bedeutendste Erkenntnis dieser Arbeit war der gemessene signifikante Einfluss des posterolateralen Bündels des vorderen Kreuzbandes auf die isolierte statische tibiofemorale Rotation in 30° Kniebeugstellung.

## **1.2 Summary**

### **Verification of a new device to measure tibiofemoral rotation of the knee:**

Laxity of the knee joint can be evaluated by several manual tests in the sagittal plane. However, there is a lack of objective, non-invasive measurement devices in order to assess static rotational laxity, especially when it comes to an increased pathologic knee laxity as it might follow a soft tissue injury of the knee.

In a previous study a new device to objectively measure tibiofemoral rotation, the Rotameter, has shown a high inter- and intra-observer reliability. Furthermore, a high correlation in the measurements of the examined knee and the contra-lateral side was found which indicated that the contra-lateral side can be used as a reference in order to evaluate anatomic tibiofemoral rotation. The purpose of the present study was the verification of a new device by correlating the measured results of the Rotameter in comparison with the measurements of an invasive knee navigation system, which was defined as a standard method.

All soft tissues were removed from 20 human cadaveric knees, leaving only the intact capsule and the bone. Distally the bone was fixed to a custom-made inside-boot to keep movements of the reconstruction inside the Rotameter as small as possible. Specific tracers were fixed bicortically in the bone in order to measure tibial rotation with the knee navigation system. In 30° of knee flexion, internal and external rotation values were measured at an applied torque of 5Nm, 10Nm and 15Nm. The Pearson Correlation Coefficient was used to compare the measured values of the Rotameter testing device and the knee navigation system.

The rotational values were systematically higher with the Rotameter as compared to the navigation system. The difference between both measurement methods increased with the applied torque. Nevertheless high correlations were found for the internal rotation, external rotation and the entire rotational range between both methods assuming that the Rotameter can be of clinical use when side-to-side comparisons are considered. Furthermore significant gender-specific laxity differences could be found. The values were generally higher in female knees. There was presumably no negative influence of the low bone density which was related to the high age of the donors.

The second purpose of the study aimed to get further information about the influence of the anterior cruciate ligament, especially the posterolateral bundle on isolated tibiofemoral rotation. Through a lateral incision, a partial resection of the anterior cruciate ligament (posterolateral bundle) was made and the measurement was repeated. Finally, a total resection of the anterior cruciate ligament was created following the measurement of internal and

external rotation at 5Nm, 10Nm and 15Nm torque. The measured rotational values revealed a significant increase ( $p \leq 0,05$ ) of isolated tibiofemoral rotation after partial and total resection of the anterior cruciate ligament.

To conclude, the Rotameter has shown a high correlation of the measured results in comparison with an invasive standard measuring device. The most important finding of the current study was the significant influence of the posterolateral bundle of the anterior cruciate ligament on isolated tibiofemoral rotation at 30° of knee flexion.

## 2. Einleitung

### 2.1 Einblick in die Thematik

Aufgrund der zunehmenden Bedeutung von Leistungs- und Freizeitsport ist in den letzten Jahren eine hohe Anzahl von Kniegelenksverletzungen und sich daran anschließende stationäre Krankenhausaufenthalte zu verzeichnen. Die Zahl dieser Kniebinnenverletzungen lag in Deutschland im Jahr 2008 bei 57.334 Patienten (Destatis 2009). Am häufigsten betreffen die Verletzungen den Bandapparat oder die Menisken des Kniegelenkes, seltener auch knöcherne Strukturen. Besonders junge, aktive Menschen erhöhen ihr Verletzungsrisiko durch die Ausübung so genannter Risikosportarten wie Skifahren oder Ballsportarten mit typischen Sprung- und Drehbewegungen.

Das vordere Kreuzband ist das am häufigsten verletzte Band des Gelenks (Lohmander *et al.* 2007). In den Industrieländern schätzt man die jährliche Inzidenz auf eine VKB-Läsion pro 1000 Einwohner (Rupp Kohn 2002). Kreuzbandverletzungen können die Funktion des Gelenks stark beeinträchtigen mit Gangunsicherheit und Instabilitätsgefühl, die bei komplexeren Bewegungen auftreten können. Instabilität kann bedeuten, dass eine erhöhte Verschiebbarkeit zwischen Femur und Tibia in anterioposteriorer Ebene besteht. Es kann aber auch zu einer verstärkten Laxizität im Rahmen einer Rotationsbewegung kommen. Durch diese erweiterte Bewegungsfreiheit kommt es zu unphysiologischen Abläufen von Bewegungen und einer vermehrten Belastung von Arealen, die nicht typischerweise starker Belastung ausgesetzt sein sollten. Dies kann zu Veränderungen in der Artikulation der medialen und lateralen Gelenkflächen (Scarvell *et al.* 2006) und zur Entstehung degenerativer Veränderungen beitragen (Petersen Tillmann 2002; Herzog *et al.* 2003). Es entstehen repetitive Mikrotraumen (Sakane *et al.* 1999; Allen *et al.* 2000) und nicht selten ist einige Zeit nach VKB-Läsion auch ein Meniskusschaden feststellbar. Auffällig ist die sehr häufige Korrelation zwischen Meniskusschäden und voraus gegangener VKB-Läsion (Finsterbush *et al.* 1990; Cipolla *et al.* 1995; Shelton *et al.* 1997). Man geht davon aus, dass es sich um ein Zusammenspiel von initialem Trauma und chronischer Instabilität in Folge der VKB-Ruptur handelt, welches in der Ausbildung einer Sekundärarthrose enden kann (Petersen Tillmann 2002; Scarvell *et al.* 2005). Bei dem betroffenen Patientengut handelt es sich vorwiegend um junge, erwerbsfähige Menschen. Aufgrund dessen ist diese Art der Verletzung letztlich auch ein volkswirtschaftliches Problem, da diese Patienten ihre Kniearthrose zehn bis zwanzig

Jahre früher entwickeln als Patienten mit einer Primärarthrose. Konservative Therapieverfahren haben in der Vergangenheit nur unbefriedigende Ergebnisse erzielt (Barrack *et al.* 1990). Heute ist bei klinischer und subjektiver Instabilität die operative Versorgung des Kreuzbands, der Kreuzbandersatz mittels Patellarsehnentransplantat (Rupp *et al.* 2002) oder mittels Semitendinosus-Grazilis-Transplantat, Standard. Ziel der Therapie sollte die Wiederherstellung der physiologischen Kinematik des Kniegelenkes sein (Rupp Kohn 2002). Es hat sich jedoch gezeigt, dass Kniegelenke auch nach erfolgreicher Wiederherstellung der anteroposterioren Stabilität mittels vorderer Kreuzband-Ersatzplastik noch eine veränderte Kniegelenks-Kinematik aufwiesen (Georgoulis *et al.* 2003; Ristanis *et al.* 2003; Tashman *et al.* 2004). Ein Grund dafür könnte die ungenügende Wiederherstellung der Rotationslaxizität darstellen.

In der klinischen Untersuchung stehen verschiedene subjektive Tests wie der „Pivot-Shift“ oder der „Dial-Test“ zur Evaluation der Rotationslaxizität zur Verfügung. Diese sind jedoch stark von der Erfahrung und den Fähigkeiten des Untersuchers abhängig (Daniel *et al.* 1985; Rupp Kohn 2002; Musahl *et al.* 2007), lassen nur eine ungenaue Erfassung der Rotationslaxizität zu und werden in der Regel nicht blind durchgeführt. Dies kann ebenfalls zu einer Beeinflussung der Resultate führen. Des Weiteren konnte gezeigt werden, dass eine vordere Kreuzbandplastik auch zu einer Überkorrektur der Rotationswiederherstellung führen kann (Markolf *et al.* 2008), ein negativer „Pivot-Shift-Test“ ist daher nicht mit einer anatomischen Wiederherstellung der Rotationslaxizität gleichzusetzen.

Zur objektiven Beurteilung der AP-Laxizität stehen mit dem KT-1000 Arthrometer® (MEDmetric Corp. San Diego, Kalifornien) (Daniel *et al.* 1985; Bach *et al.* 1990; Wroble *et al.* 1990; Rijke *et al.* 1994), dem Rolimeter (Aircast Europa, Neubeuern, Deutschland) (Ganko *et al.* 2000; Schuster *et al.* 2004; Papandreou *et al.* 2005; Pollet *et al.* 2005), dem Stryker knee laxity Tester (Stryker Corp., Kalamazoo, MI) (Anderson *et al.* 1992; Jorn *et al.* 1998) oder dem GNRB® (Genourob, Montenay, Frankreich) (Robert *et al.* 2009) eine Reihe von Messgeräten zur Verfügung. Sie geben folglich keine Information über die Rotationslaxizität. Die Erfassung der Rotationslaxizität wird jedoch zunehmend als Standard zur Beurteilung der Kinematik gefordert (Tsai *et al.* 2008).

Für die Beurteilung des Ausmaßes der Rotationslaxizität werden bildgebende Verfahren wie die Magnetresonanz und die dynamische Radiostereometrie (Jorn *et al.* 1998) sowie die computerassistierte Navigation (Colombet *et al.* 2007; Fu Zelle 2007) eingesetzt. Diese Verfahren haben jedoch entscheidende Nachteile, wie z.B. die Notwendigkeit einer invasiven Anbringung von Markern an anatomischen Strukturen oder die reversible Anbringung von Markern an Weichteilgeweben mit der Gefahr der Translokation. Somit sind sie nur bedingt

in der Praxis einsetzbar (Bull Amis 1998; Fu Zelle 2007; Tsai *et al.* 2008). Zudem sind die genannten Verfahren aufwendig und kostspielig.

In diesem Zusammenhang wird deutlich, dass gegenwärtig Bedarf an einem nicht-invasiven klinischen Messgerät zur objektiven Erfassung der Rotation im Kniegelenk besteht (Almquist *et al.* 2002; Colombet *et al.* 2007; Fu Zelle 2007; Tsai *et al.* 2008).

In Zusammenarbeit mit der Universität Luxemburg wurde ein Messgerät zur Objektivierung der tibiofemorale Rotation entwickelt. Das sog. „Rotameter“ orientiert sich am „Dial-Test“ (Bae *et al.* 2008), bei dem in Bauchlage des Patienten eine forcierte Außenrotation im Unterschenkel bei 30° Flexion herbeigeführt wird. Im Vergleich zu den anderen Untersuchungsmethoden hat diese Art der Messung den Vorteil, dass sie im Seitenvergleich erfolgen kann. In einer ersten Arbeit konnte für das Rotameter eine hohe Validität der Messwerte an gesunden Kniegelenken festgestellt werden. Des Weiteren wurde eine hohe Korrelation der Messwerte im Vergleich zum kontralateralen Knie der Probanden gefunden, welche sich somit als Referenz zur Beurteilung der tibiofemorale Rotation eignen.

Die folgende Arbeit befasst sich mit der Verifikation der Messergebnisse des Rotameters. Zu diesem Zweck wurden im Rahmen einer humanen Präparate-Studie Messungen der tibiofemorale Rotation mit dem Rotameter durchgeführt und mit den Messergebnissen eines als Standard definierten Messverfahrens verglichen. Als invasives Standardverfahren diente eine computerassistierte Navigation. Nach Messung der tibiofemorale Rotation mit dem Rotameter bei intaktem VKB wurde dann das PL-Bündel durchtrennt und später das gesamte VKB reseziert. Nach jedem Schritt wurden Messungen wiederholt um den Einfluss des vorderen Kreuzbandes und insbesondere des PL-Bündels des VKB auf die isolierte tibiofemorale Rotation zu evaluieren.

Zusammenfassend wurden folgende zentralen Fragestellungen bearbeitet:

1. Inwieweit korrelieren die mit dem Rotameter gemessenen Werte der tibiofemorale Rotation mit den Werten, die ein bewährtes, invasives Messgerät zeigt?
2. Welchen Einfluss haben das vordere Kreuzband und das PL-Bündel des VKB auf die isolierte tibiofemorale Rotation am Leichenpräparat?
3. Eignet sich das Rotameter als nicht-invasives und objektives Messgerät zur Beurteilung des Status des vorderen Kreuzbandes?

## **2.2 Anatomie des Kniegelenks**

Im Kniegelenk artikulieren die beiden Femurkondylen mit dem Plateau des Tibiakopfes. Zusätzlich besteht ein Gelenk zwischen Femur und der Facies articularis der Patella. Die knöcherne Führung des Gelenkes ist relativ gering, so dass die Stabilität durch zahlreiche Bandstrukturen, Muskulatur und Weichteile gewährleistet werden muss. Das Gelenk ist in mehreren Freiheitsgraden beweglich. In der Rotationsebene lassen sich die Flexion und die Extension, die Innenrotation und die Außenrotation sowie die Abduktion und die Adduktion durchführen. In der Translationsebene sind Bewegungen in anteroposteriorer Richtung, von medial nach lateral und von proximal nach distal möglich. Somit besitzt das Gelenk sechs Freiheitsgrade (Ishii *et al.* 1997; Bull Amis 1998). Von der Streckstellung hin zur Beugung kommt es zu einer Art Roll-Gleitbewegung zwischen Femurkondylen und dem artikulierenden Tibiaplateau. Allgemein betrachtet rollen sich die Kondylen auf der glatten, tibialen Gelenkfläche ab und artikulieren dann mit dem konvexeren hinteren Teil ihrer Gelenkflächen. In gebeugtem Zustand ist nun die Rotation möglich. Freeman *et al.* (Freeman Pinskerova 2003) beschreiben genauer, dass nur der laterale Kondylus eine Bewegung in posteriorer Richtung vollzieht. Der mediale Kondylus bleibt in anteroposteriorer Richtung unbeweglich. Dadurch kommt es im weiteren Verlauf der Flexion zu einer Innenrotation der Tibia. Diese tibiale Innenrotation findet im Bereich von ca. 10° bis 30° Flexion statt (Freeman Pinskerova 2003).

Eine entscheidende Rolle für die Stabilität innerhalb des Bewegungsablaufes spielen die Kreuzbänder, denn sie bewahren auch bei entspannten Seitenbändern den präzisen Kontakt der Gelenkkörper. Sie befinden sich in der Fossa intercondylaris und verlaufen schräg von proximal nach distal. Das vordere Kreuzband (VKB) verläuft von der medialen Seite des lateralen Kondylus nach ventral an das Tibiaplateau. Das hintere Kreuzband (HKB) verläuft dem entgegen gesetzt von der lateralen Seite des medialen Kondylus nach dorsal an das Plateau. Aus dieser knöchernen Verankerung resultiert der charakteristische Verlauf ihrer Fasern. Hierdurch kommt es bei Innenrotation zur Verwringung der beiden Bänder. Sie wirken somit unter anderem Rotationsbewegungen entgegen. Im Allgemeinen wird das VKB als primäre Gegenkraft gegenüber anteriorer, tibialer Translation angesehen (Petersen Zantop 2007). Darüber hinaus scheint es zur Beschränkung der Valgusrotation beizutragen und in Extension einer Innenrotation entgegen zu wirken (Girgis *et al.* 1975; Markolf *et al.* 1990; Fleming *et al.* 2001; Matsumoto *et al.* 2001).

Der femorale Ursprung des VKB ist am dorsalen Teil der medialen Fläche des lateralen Kondylus lokalisiert (Girgis *et al.* 1975; Harner *et al.* 1999; Petersen Tillmann 2002). Die

tibiale Insertion ist etwa zehn bis vierzehn Millimeter hinter der anterioren Tibiakante lokalisiert und dehnt sich in Richtung des medialen und lateralen Tuberculum intercondylare aus (Petersen Zantop 2007). Das VKB lässt sich in zwei funktionelle Hauptbündel, das anteromediale (AM) und das posterolaterale (PL) Bündel, unterteilen. Die Bezeichnung der beiden Bündel lässt sich auf deren tibiale Insertionsstellen zurückführen (Harner *et al.* 1999; Petersen Tillmann 2002; Petersen Zantop 2007). Das anteromediale Bündel entspricht dem proximalen, femoralen Ursprung des VKB und inseriert als anteromedialer Anteil an der Tibia. Das posterolaterale Bündel hat seinen Ursprung als distaler, femoraler Anteil und verläuft zum posterolateralen Pol des tibialen Ansatzes des VKB (Girgis *et al.* 1975).

Abhängig von der Stellung im Kniegelenk sind vermehrt Fasern des posterolateralen oder des anteromedialen Bündels gespannt. Sie haben vermutlich unterschiedliche Funktionen (Gabriel *et al.* 2004; Zantop *et al.* 2006). Bei gestrecktem Knie ist vor allem das PL-Bündel gespannt, das AM-Bündel ist locker. Bei Beugung wird das AM-Bündel zunehmend gespannter, es entwickelt bei einer Flexion von 90° ein Maximum an Spannung (Amis Dawkins 1991). Das PL-Bündel verliert Spannung und wird schlaffer. Beiden Bündeln wird eine wichtige Rolle bei der Begrenzung der ventralen Verschiebbarkeit der Tibia zugestanden, jedoch bei unterschiedlichem Ausmaß an Beugung im Kniegelenk. Es wird außerdem beschrieben, dass das PL-Bündel zusätzlich kombinierten, rotatorischen Bewegungen entgegenwirkt, dies wiederum mit maximaler Wirkung bei geringer Beugung von 0°-30° (Zantop *et al.* 2007).

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

#### ***3.1 Anatomische Präparate***

In der vorliegenden Studie wurden 10 Paare humaner Kniepräparate verwendet. Bei den Spendern handelte es sich um fünf Frauen und fünf Männer mit einem mittleren Sterbealter von 78,1 Jahren (Frauen 83,4 Jahre, Männer 72,8 Jahre).

Für die Messung wurden die Präparate über 24 Stunden unter Abdeckung mit Zellophan langsam aufgetaut. Es erfolgte eine Resektion der Weichteile bis auf die intakte Kapsel. Distal und proximal des Kniegelenkes blieben zwei 15cm lange Knochenstümpfe bestehen (Abb. 1).



**Abb. 1: Anatomisches Frischpräparat nach Entfernung von Muskel- und Weichteilgewebe.**

### 3.2 Rotameter

Das Rotameter (Abb. 2) ist ein nicht-invasives Messgerät zur Bestimmung der tibiofemorale Rotation. Es wurde in Zusammenarbeit mit der Universität Luxemburg entwickelt und ist in Anlehnung an den „Dial-Test“ konzipiert worden. Der Patient befindet sich während der Anwendung in Bauchlage bei gleichzeitiger Flexion von 30° im Kniegelenk. Das Gelenk ist in dieser Situation anfällig für Verletzungen, vor allem für Läsionen des VKB.

Am Rotameter lassen sich über eine Kurbel verschiedene Drehmomente auf den Unterschenkel applizieren. In der klinischen Anwendung des Gerätes in vivo wird ein Innenschuh verwendet, um eine optimale Fixierung des Unterschenkels im Schuh zu gewährleisten. In der vorliegenden Studie hingegen wurde für die biomechanischen Versuche mit den Leichenpräparaten eine speziell angefertigte Gipsprothese (siehe Abb. 3A) verwendet, um die Rotation des Unterschenkels im Rotameter-Schuh zu minimieren.

Zu den Messgeräten des Rotameters gehören ein Neigungssensor (DR. SCHETTER BMC Puchheim, Deutschland), Drucksensoren, eine Kalibrierungseinheit, die Rotameter-Software und eine Computereinheit. Der Messbereich des Neigungssensors beträgt  $\pm 80^\circ$ . Er hat eine Auflösung von  $0,01^\circ$ . Die Erfassung des Drehmoments erfolgt über Dehnungstreifen als Drucksensoren. Die Messdaten werden in den Computer übertragen und mit Hilfe der speziell entwickelten Software ausgewertet.

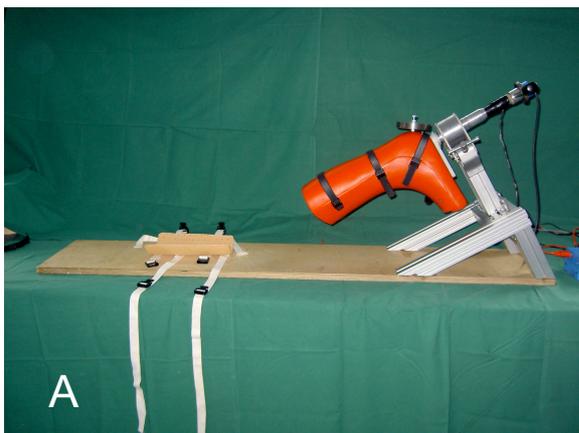
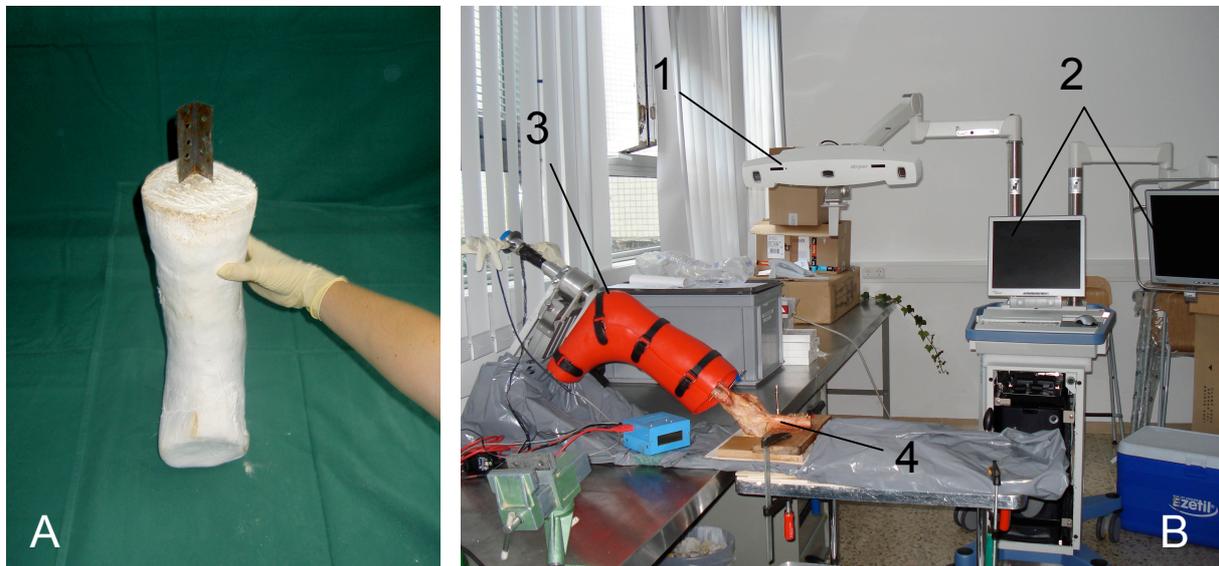


Abb. 2: (A) Rotameter. (B) Rotameter mit Präparat. Das Präparat ist distal mit der Gipsprothese verbunden und darüber im Schuh fixiert. Proximal erfolgt die Fixierung mittels fester Verschraubung mit der Unterlage.

Die speziell angefertigte Gipsprothese (Abb. 3A) verhindert die Bewegungen im Schuh. Proximal wurde eine Winkelplatte aus Metall zur Fixierung der Tibia einzementiert. Die tibiale Fixierung erfolgte mittels bikortikalen, in 90° angulierten Schrauben, um ebenfalls die Rotation zwischen Messgerät und Knochen auszuschließen.



**Abb. 3: A) Gipsprothese mit Winkelplatte. B) Versuchsaufbau. Navigation mit hochauflösender Infrarotkamera (1) und Bildschirmen (2), sowie Rotameter (3) und anatomisches Kniepräparat (4).**

### **3.3 Navigation**

Das Stryker® Navigationssystem (Freiburg, Deutschland) ist ein computergesteuertes, interaktives Operationsüberwachungssystem, welches entwickelt wurde, um die Effizienz des chirurgischen Eingriffs im Bereich der Endoprothetik zu verbessern. Es arbeitet auf der Basis aktiver Instrumente, die bidirektional mit einer hoch auflösenden Kamera kommunizieren. Es ermöglicht somit die Darstellung der Gelenkkinematik des Patienten auf einem Bildschirm. Das Kamerasystem FP6000 (Eigenentwicklung von Stryker) setzt sich aus drei Kameras zusammen und sendet Infrarotstrahlen aus, die von speziellen Markern (Abbildung 4.A2/3), welche auf die bikortikal eingebrachten Schrauben in Femur und Tibia aufgesetzt wurden, empfangen werden können. Diese senden dann ebenfalls ein Signal an die Kamera zurück. Somit kann nach Angaben von Stryker eine Positionsbestimmung im Raum auf 0,07mm bzw. 0,07° genau bestimmt werden. Der Erfassungsbereich der Kamera entspricht einer Kugel mit dem Durchmesser von 1,25m. Der sog. „Pointer“ (Abbildung 4.A1) dient zur Fernsteuerung aller Funktionen. Im Rahmen der Messungen wurde das Programm PrecisoN Knee Modul verwendet. Das Programm besteht aus der genannten Software „PrecisoN Knee Navigation“, der Navigationsplattform Navigation System II Cart eNlite und den navigierten Instrumenten, dem Ortho Grip Knie-Pointer, dem Femurtracker und dem Tibiatracker.

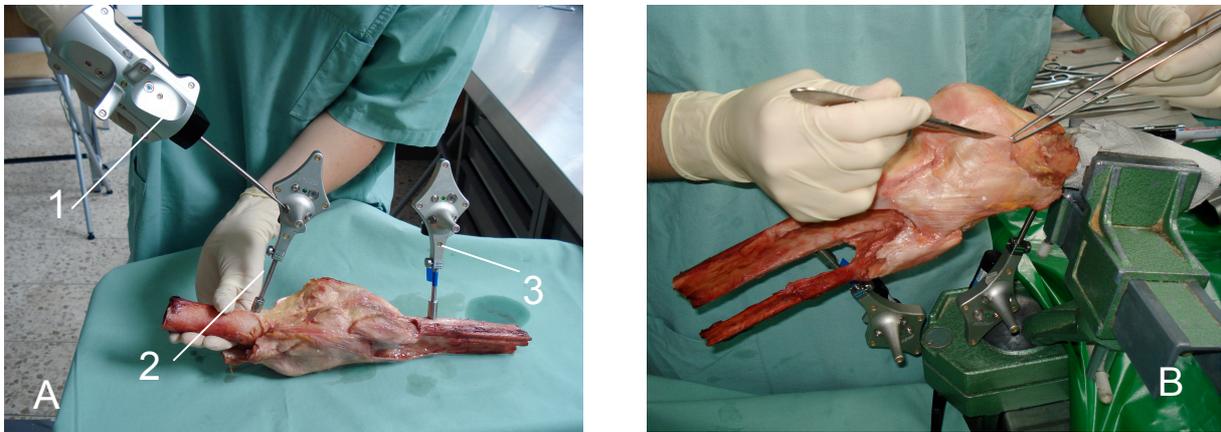
Zur Fixierung der beiden Tracker wurden bikortikal Schanz-Schrauben mittels eines speziellen Einföhrungswerkzeuges im Knochen verankert. Auf diese Weise konnten die Tracker angebracht und mit Hilfe des Pointers innerhalb des Erfassungsbereiches der Kamera ausgerichtet und registriert werden.

(Verfügbar unter:

[http://www.stryker.de/index/de\\_pag\\_anwenderinfo/de\\_pag\\_produktporfolio/de\\_pag\\_navigation-on-main/de\\_pag\\_navigationssysteme.htm](http://www.stryker.de/index/de_pag_anwenderinfo/de_pag_produktporfolio/de_pag_navigation-on-main/de_pag_navigationssysteme.htm))

### 3.4 Versuchsdurchführung

Die Versuchsdurchführung (Abb. 4) begann zunächst mit der Registrierung von oberflächlichen Landmarken. Dann erfolgte eine acht Zentimeter lange, parapatellare Inzision der Kniegelenkkapsel (Abb. 4B), um entsprechende anatomische Strukturen (z.B. die mediale und laterale Femurkondyle, das Tibiazentrum sowie das laterale und mediale Tibiaplateau) durch den Pointer an das Kamerasystem übertragen zu können. Der Verschluss der Inzision erfolgte durch eine fortlaufende Naht mit nicht resorbierbarem Faden. Während der Anwendung wurden alle knöchernen Landmarken, die im Programm der Navigation vorgesehen sind, registriert. Die Fixierung des Präparates an der Prothese verlief wie oben beschrieben mittels bikortikaler Schrauben.



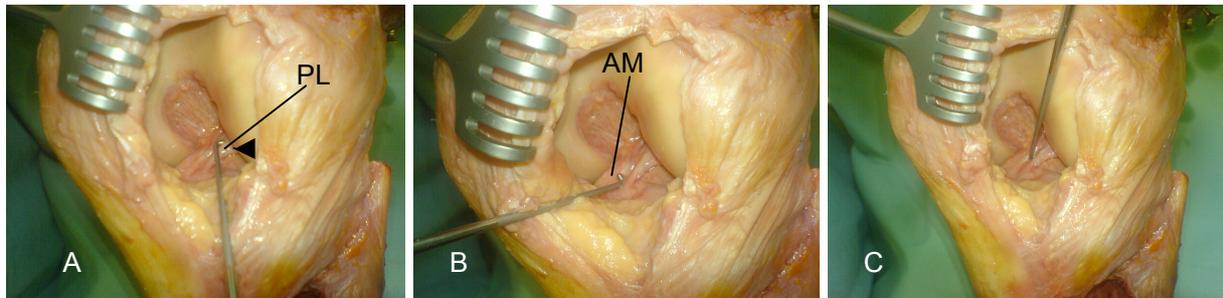
**Abb. 4: (A) Initialisierung der Tracker. 1: Pointer, 2: Femurtracker, 3: Tibiatracker. (B) Parapatellare Inzision.**

Zu Beginn eines jeden Messvorgangs wurde das Rotameter mit Hilfe eines Kalibrierungsgeräts auf die Nullposition geeicht. Entsprechend der Navigation wurde dessen sog. Nullposition, d.h. die Stellung bei der  $0^\circ$  Innenrotation bzw.  $0^\circ$  Außenrotation angegeben werden, für das Rotameter übernommen. Von dieser Nullposition ausgehend erfolgten die Messvorgänge. Insgesamt waren drei Messvorgänge vorgesehen, wobei jeweils dreimal die Außen- und Innenrotation bei 5Nm, 10Nm und 15Nm bestimmt wurde. Zwischen jedem Messvorgang wurde das Rotameter in Abstimmung mit der Angabe der Navigation auf eine Gelenkstellung von null Grad geeicht.

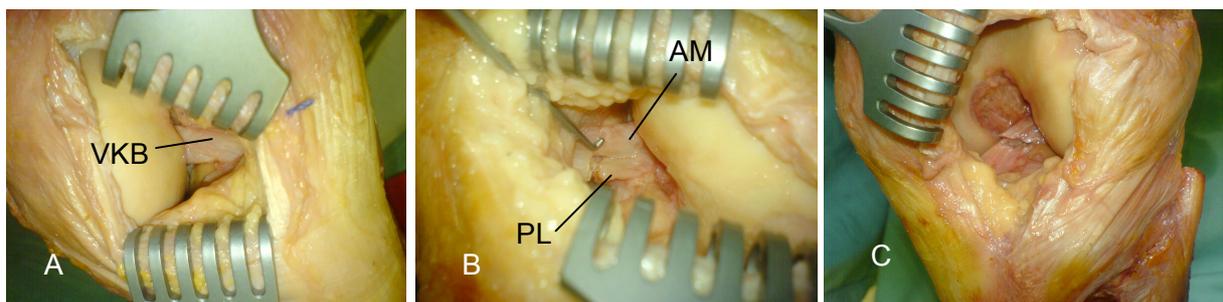
Im Hinblick auf die Fragestellung nach der Bedeutung der Rotationslimitierung des VKB bzw. des posterolateralen Bündels wurden die Messungen wiederholt. Nach einem wie oben beschriebenen Messdurchlauf erfolgten erneute Messdurchgänge mit teildurchtrenntem (Durchtrennung des PL Bündels des VKB) und total durchtrenntem VKB.

Die Messung mit teildurchtrenntem VKB beinhaltete die Durchtrennung des posterolateralen Anteils bzw. Bündels des VKB. Es wurde nach Auftrennung der Naht über den zur Registrierung der Landmarken genutzten, parapatellaren Zugang erreicht. Das PL-Bündel wurde optisch nach dem Verlauf seiner Fasern identifiziert. Außerdem wurde seine Funktion mittels „Durchbewegen“ des Gelenkes geprüft.

Vor dem letzten Messdurchgang wurde das komplette VKB reseziert.



**Abb. 5:** A: Eröffnetes Kniegelenk. Sonde ist auf das PL-Bündel gerichtet. B: Sonde ist auf das AM-Bündel gerichtet. C: Sonde steckt zwischen den beiden Bündel des VKB.



**Abb. 6:** A: Intaktes vorderes Kreuzband (VKB). B: Teildurchtrenntes VKB. Das posterolaterale Bündel wurde durchtrennt. Das anteromediale Bündel ist noch intakt. C: Totaldurchtrenntes vorderes Kreuzband.

### 3.5 Knochendichtemessung

Zum Ausschluss von Inkongruenzen der Knochendichte und zum weiteren Informationsgewinn über die Beschaffenheit der anatomischen Präparate wurde vor Beginn der mechanischen Testungen eine Knochendichtemessung durchgeführt. Das Knochendensitometer (QDR® DISCOVERY W von HOLOGIC Belford, USA) (Abb.7) basiert auf der Nutzung eines linearen Röntgenstrahles und besteht aus einer motorisierten Patientenliege und einem C-Bogen. Das Röntgensystem arbeitet mit einer pulsartig wechselnden Energie von 100kVp/140kVp. Die Knochenmineraldichte (BMD) wird mit einer Präzision von <1,0% bestimmt.

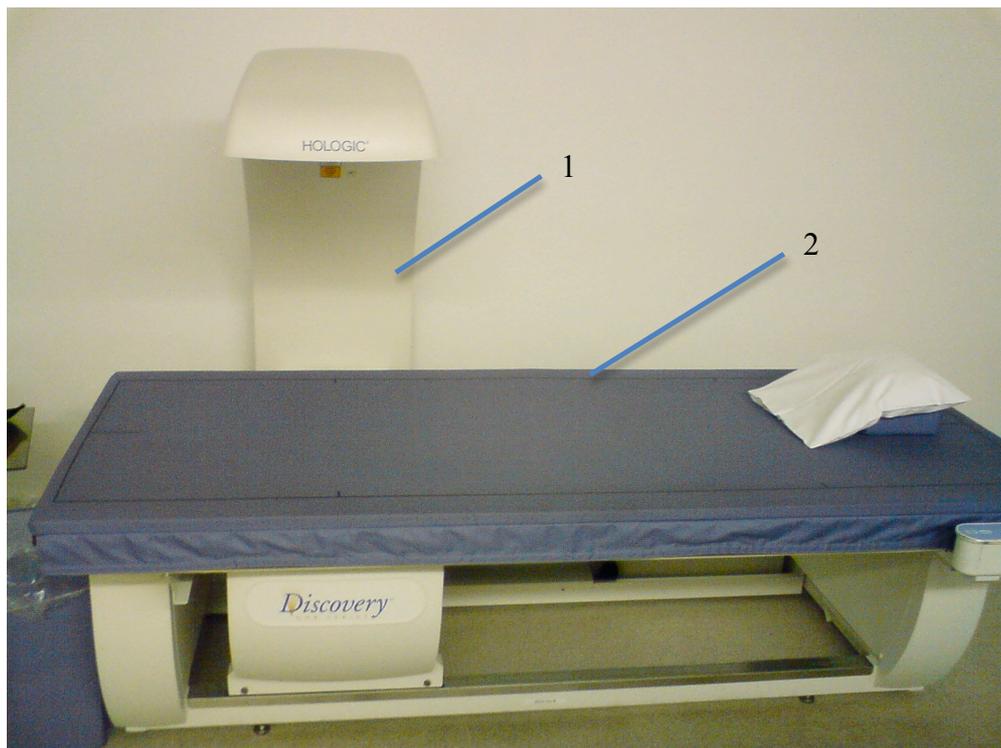


Abb. 7: Knochendensitometer mit C-Bogen (1) und motorisierter Patientenliege (2).

### 3.6 Statistik

Nach Erfassung der Daten und Übertragung in das Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft Office Excel® wurden diese mit dem Statistikprogramm SPSS® Version 16 (SPSS Inc.) bearbeitet und ausgewertet. Um signifikante Gruppenunterschiede feststellen zu können, wurden die Daten einer Varianzanalyse unterzogen. Mittelwerte (MW) und Standardabweichung (SD) wurden errechnet. Es folgten weitere Mehrfachvergleiche durch die Anwendung des Post-Hoc-Tests (Scheffé), um zu ermitteln, welche Fallgruppenpaare genau (intakt versus teildurchtrennt versus total durchtrennt) sich signifikant unterscheiden. Die Korrelation der Rotameterwerte und der Navigation wurden mit dem Pearson Korrelationskoeffizienten  $r$  bewertet (Tab. 1). Die graphische Aufbereitung der Daten erfolgte mit Hilfe von Säulen- und Punktdiagrammen. Das Signifikanzniveau wurde bei  $p < 0,05$  festgelegt.

$r > 0,8$	stark
$r > 0,6 - 0,8$	mäßig
$r > 0,3 - 0,6$	schwach
$r \leq 0,3$	kein linearer Zusammenhang

**Tab. 1: Bewertungsschema der Korrelation nach Pearson.**

Das Ausmaß der Korrelation wurde nach diesem Schema (Chan 2003) und über eine Prüfung der Signifikanz bewertet.

## 4. Ergebnisse

### 4.1 Ergebnisse der Rotationslaxizitäten

#### 4.1.1 Rotameter

##### Analyse der Gesamtergebnisse

Die Messung der tibiofemorale Rotation (AR und IR) an allen zehn humanen Kniepräparaten mittels Rotameter zeigte folgende Ergebnisse:

	Stadium	Mittelwert	Median	SD	Min.	Max.
<b>Außenrotation</b>						
5Nm	1	19,4	20,3	8,2	6,9	33,2
5Nm	2	22,2	21	7,8	9,3	34,7
5Nm	3	24,4	24,3	8,3	12,2	37,3
10Nm	1	29,9	31,3	11,1	14	46,2
10Nm	2	33,5	33,4	10,4	17,3	48,6
10Nm	3	36	35,3	10,3	18,7	52,3
15Nm	1	40,6	41,4	14	19,2	60
15Nm	2	43,3	42,3	12,2	22,5	61,8
15Nm	3	45,4	47,3	13,4	23,9	65,7
<b>Innenrotation [°]</b>						
5Nm	1	24	23,4	8,3	9,7	36,8
5Nm	2	27	28,6	6,9	15,6	36,9
5Nm	3	29,2	31,3	6,8	18,1	40
10Nm	1	33,7	31,6	10,2	21,2	52,7
10Nm	2	38,3	38	9,9	24	55,1
10Nm	3	39,9	40,3	9,9	27,2	57,6
15Nm	1	39,1	38,9	9,2	27,3	60,1
15Nm	2	43,1	40,7	10,5	28,9	61,2
15Nm	3	45,9	44,4	9,4	31,6	62,9
<b>Gesamtrotation</b>						
5Nm	1	43,4	44,6	8,6	26,2	54,3
5Nm	2	49,2	49,1	9,2	36,1	66,3
5Nm	3	53,6	54,1	8,9	37,5	68,3
10Nm	1	63,6	62,5	12,6	47,3	83,4
10Nm	2	71,8	72,5	12,6	50	93,5
10Nm	3	75,9	77,8	13,5	53,3	97,8
15Nm	1	79,7	83,6	16,1	58	101
15Nm	2	86,4	87	18	60	119,9
15Nm	3	91,3	92,2	18	63	124,1

Tab. 2: Lagemaße der Messwerte des Rotameters bei 5Nm, 10Nm und 15Nm Drehmoment während Außenrotation, Innenrotation und der Gesamttrotation bei unterschiedlichem Stadium der Teilresektion des VKB (Stadium 1 = intakt, Stadium 2 = teildurchtrennt, Stadium 3 = totaldurchtrennt).

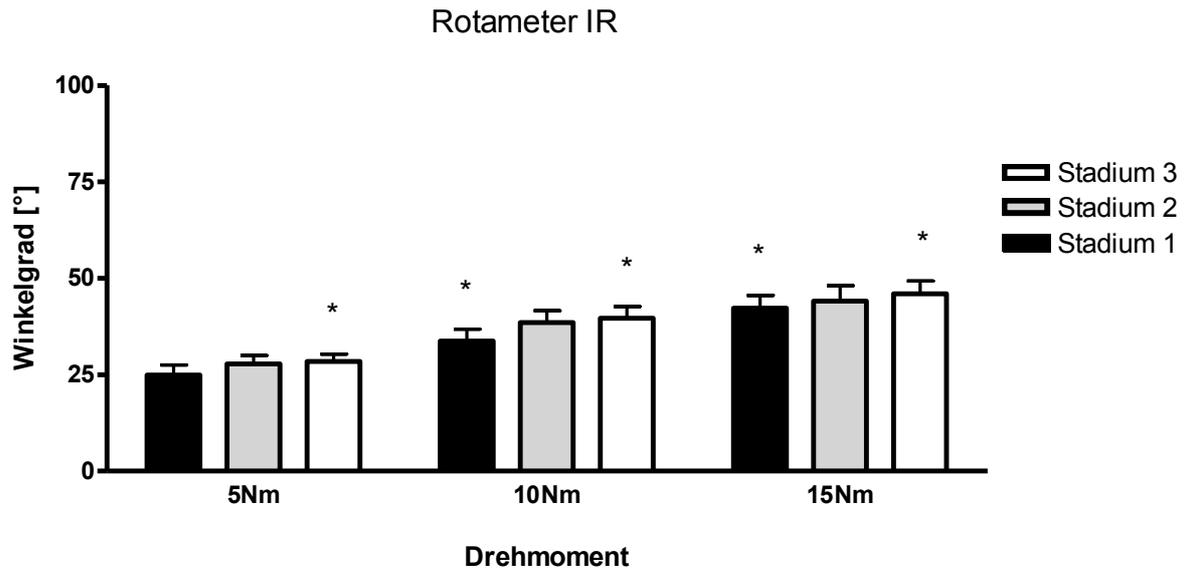


Abb. 8: Graphische Darstellung der Messwerte des Rotameters bei unterschiedlichem Drehmoment in Innenrotation, während der unterschiedlichen Resektionsschritte Stadium 1-3 (s.o.).

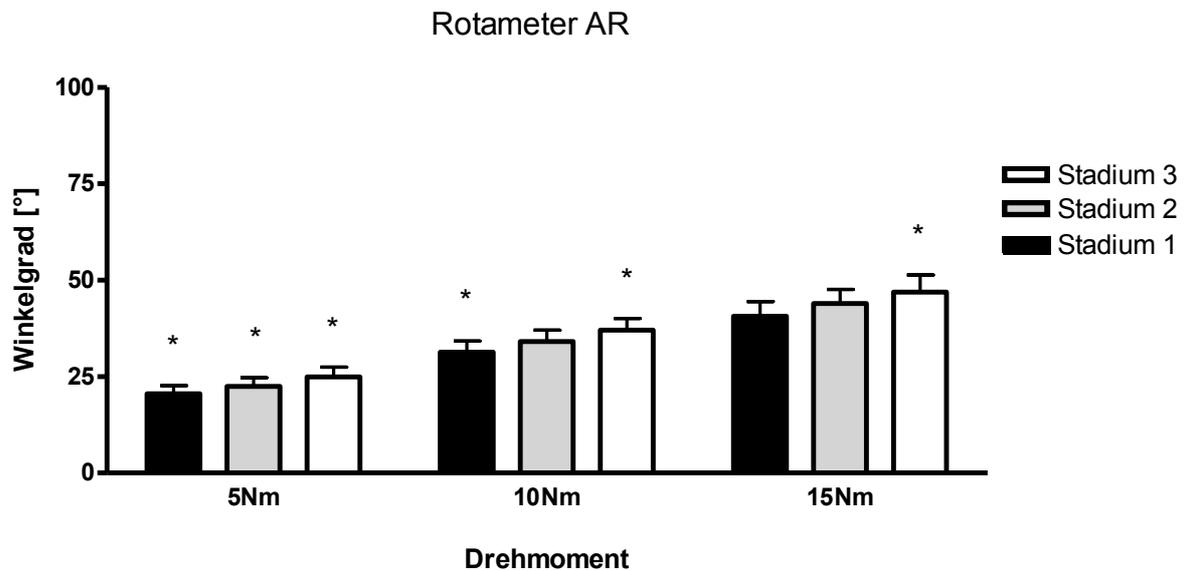


Abb. 9: Graphische Darstellung der Messwerte des Rotameters bei unterschiedlichem Drehmoment in Außenrotation, während der unterschiedlichen Resektionsschritte Stadium 1-3 (s.o.).

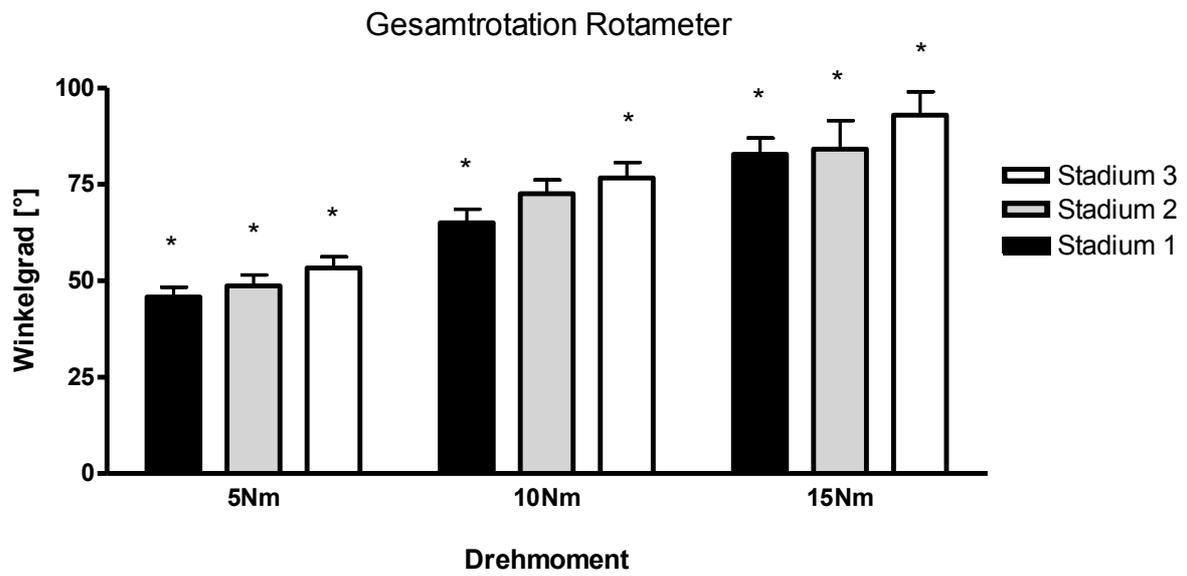


Abb. 10: Graphische Darstellung der Gesamtrotation des Rotameters bei unterschiedlichem Drehmoment während der unterschiedlichen Resektionsschritte Stadium 1-3 (s.o.).

## 4.1.2 Navigation

### Analyse der Gesamtergebnisse

Die Messung mittels Navigation zeigte folgende Lagemaße:

	Stadium	Mittelwert	Median	SD	Min.	Max.
<b>Außenrotation</b>						
<b>[°]</b>						
5Nm	1	15,8	17	7,6	4,5	27,5
5Nm	2	18	18	7,6	4,8	30
5Nm	3	19,6	20,3	8,5	5,8	31,5
10Nm	1	20,6	21,8	8,7	7,7	31,8
10Nm	2	23,3	23,8	9,2	8,3	34
10Nm	3	24	24,5	9,7	9	35,7
15Nm	1	26	27,9	10,3	10	37,8
15Nm	2	27,6	28,1	9,5	12,2	39
15Nm	3	28,7	30,2	10,7	12,2	41,3
<b>Innenrotation [°]</b>						
5Nm	1	22,8	21,2	8	12,3	41
5Nm	2	24,5	23,6	7,6	15,5	41,2
5Nm	3	25,6	25,1	7,5	16	41,7
10Nm	1	27,8	26,2	9,2	16	46,5
10Nm	2	29	27,6	9,1	19,3	47,2
10Nm	3	30,1	29,5	8,9	19,5	47,3
15Nm	1	29,4	28,2	8,7	18,2	49,8
15Nm	2	30	28,3	8,3	21,5	50
15Nm	3	31,6	30,8	8,4	22	51
<b>Gesamtrotation</b>						
<b>[°]</b>						
5Nm	1	38,5	36,5	9,6	25,2	56
5Nm	2	42,5	42,2	8,5	28,5	57,3
5Nm	3	45,3	44,9	8,6	29,2	57,7
10Nm	1	48,4	50	10,1	31,5	66,3
10Nm	2	52,3	54,5	9,7	34,8	68
10Nm	3	54,1	55,8	9,7	35	68
15Nm	1	55,4	60,8	12,8	35,7	73
15Nm	2	57,5	60,8	11,6	39	73,3
15Nm	3	60,3	64,8	12	39	74,5

**Tab.3: Lagemaße der Messwerte der Navigation bei 5Nm, 10Nm und 15Nm Drehmoment während Außenrotation, Innenrotation und der gesamten Spannweite jeweils bei unterschiedlichem Stadium der Teilresektion des VKB (Stadium 1= intakt, Stadium 2 = teildurchtrennt, Stadium 3 = totaldurchtrennt).**

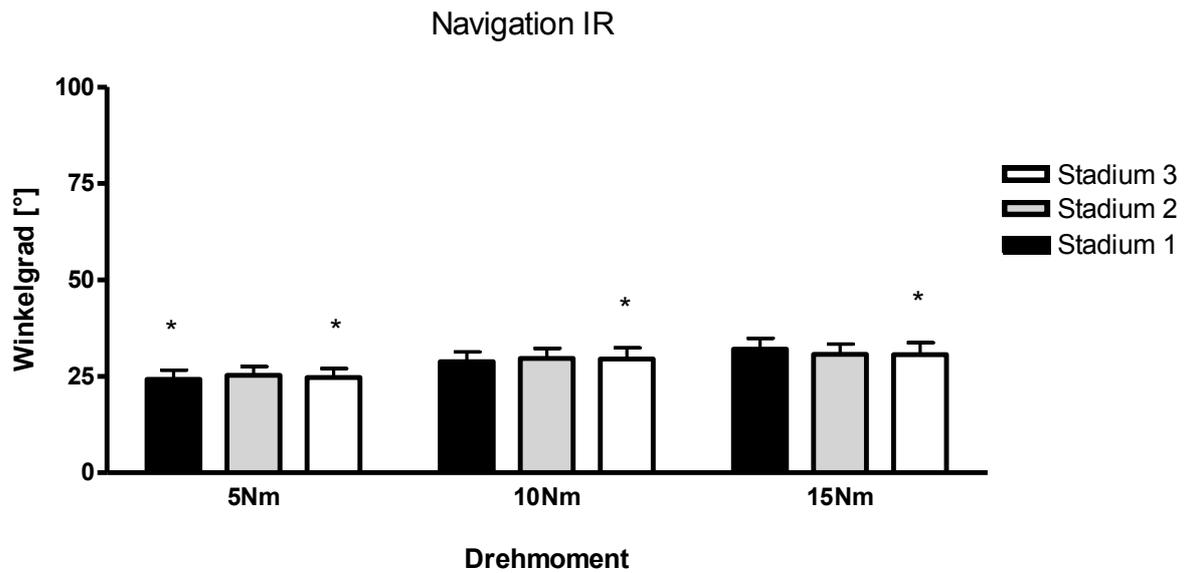


Abb. 11: Graphische Darstellung der Messwerte der Navigation bei unterschiedlichem Drehmoment in Innenrotation während der unterschiedlichen Resektionsschritte Stadium 1-3 (s.o.).

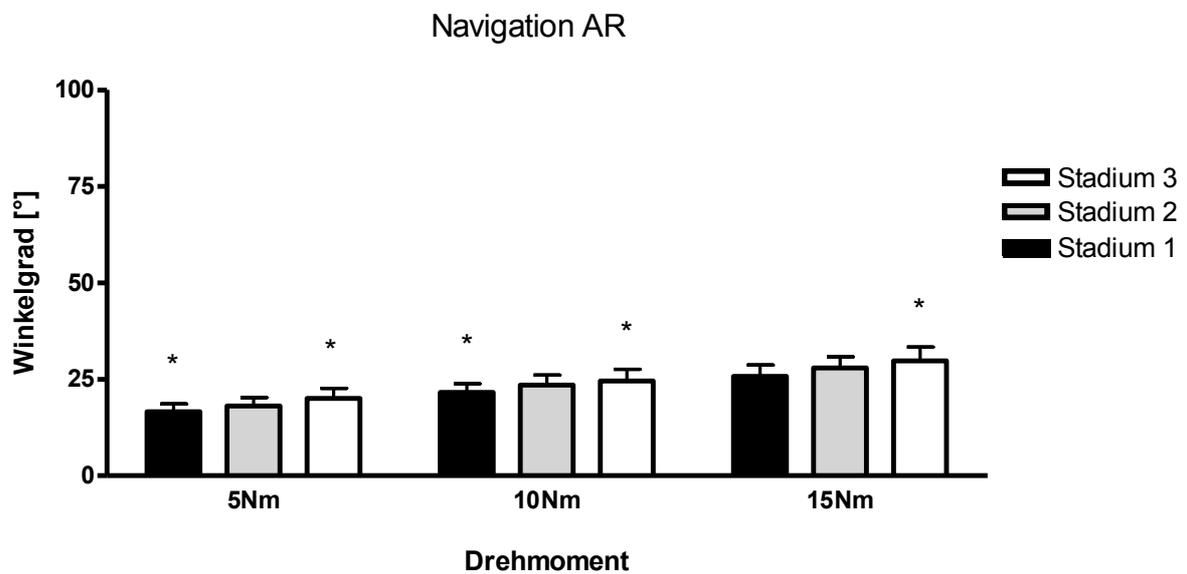


Abb. 12: Graphische Darstellung der Messwerte der Navigation bei unterschiedlichem Drehmoment in Außenrotation, während der unterschiedlichen Resektionsschritte Stadium 1-3 (s.o.).

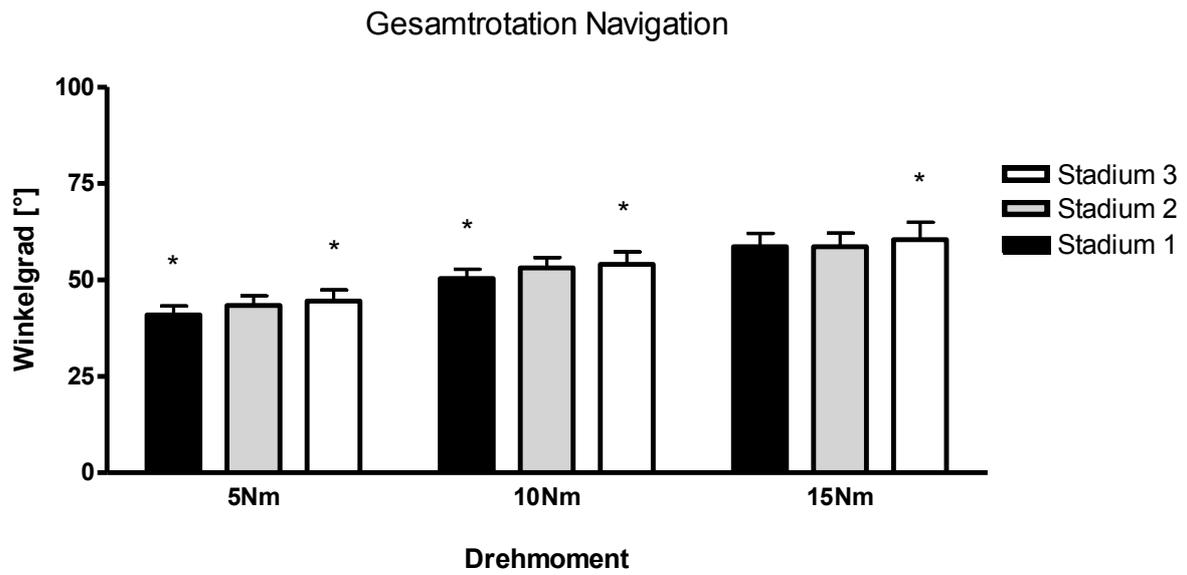


Abb. 13: Graphische Darstellung der Gesamtrotation der Navigation bei unterschiedlichem Drehmoment während der unterschiedlichen Resektionsschritte Stadium 1-3 (s.o.).

### 4.1.3 Teilresektionen am vorderen Kreuzband

Neben dem Vergleich der Messwerte der beiden Messgeräte wurde in einem anderen Teil der Studie überprüft, ob eine signifikant gesteigerte Rotationsfähigkeit nach Teildurchtrennung (Resektion des posterolateralen Bündels) und totaler Resektion des VKB besteht.

Mittels einer Varianzanalyse wurden die drei Stufen der Resektion (intakt, teildurchtrennt und totaldurchtrennt) auf signifikante Gruppenunterschiede getestet. Die Nullhypothese wurde bei einer Signifikanz von  $p \leq 0,05$  bei allen Messdurchgängen (5Nm, 10Nm und 15Nm) und für beide Messgeräte (Rotameter und Navigation) abgelehnt. Somit konnte von einem signifikanten Unterschied innerhalb dieser drei Gruppen ausgegangen werden.

Zur weiteren Analyse der Gruppenunterschiede wurden nun die Untergruppen paarweise mit einem T-Test für abhängige Variablen auf signifikante Unterschiede untersucht.

Hier zeigten sich teilweise deutlich signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Stadien der Resektion des VKB. Bei einigen Resektionsschritten wurde keine statistisch signifikante Differenz der Messwerte vor und nach der Resektion erreicht. Insgesamt konnte jedoch auch hier ein Trend zu vermehrter Beweglichkeit nach Teilresektion gezeigt werden.

#### 4.1.3.1 Analyse des Rotationsgewinns nach Resektion des PL-Bündels

Nach der ersten Teilresektion (intakt versus teildurchtrennt), welche der Resektion des PL-Bündels entsprach, konnte sowohl bei den Messungen mittels Rotameter als auch bei den Messungen mit der Navigation (jeweils AR und IR) in der Mehrzahl der Fälle eine signifikante Zunahme des Bewegungsausmaßes der Tibia gegenüber dem Femur bestimmt werden (siehe auch mit Stern (\*) gekennzeichnete Werte in Tabelle 4). Einige Differenzen erreichten statistische Werte nahe der Signifikanzgrenze von  $p \leq 0,05$ .

Intakt vs. teildurchtrennt	Nm	Rotations-			Rotations-		
		Differenz Rotameter	Signifikanz	zunahme [%]	Differenz Navigation	Signifikanz	zunahme [%]
Außenrotation	5	2,8°±2,5°	0,003(*)	11,5	2,3±2,6°	0,023(*)	11,2
	10	3,5°±3,8°	0,015(*)	10	2,7°±2,6°	0,007(*)	11,3
	15	2,7°±3,5°	0,070	6	1,5°±2,6°	0,194	5,6
Innenrotation	5	3,1°±4,1°	0,052	10,3	1,7°±2,0°	0,016(*)	6,6
	10	4,6°±4,1°	0,003(*)	11,5	1,2°±1,7°	0,061	4
	15	2,7°±4,3°	0,031(*)	8,7	0,6°±2,0°	0,653	1,9
Spannweite	5	5,9°±5,0°	0,002(*)	10,8	4,0°±3,7°	0,004(*)	8,8
	10	8,1°±5,8°	0,000(*)	12,8	3,9°±3,4°	0,003(*)	7,2
	15	6,7°±5,4°	0,004(*)	7,3	2,1°±3,5°	0,190	3,5

Tab. 4: Differenzen der Messergebnisse nach Teildurchtrennung (Resektion) des PL-Bündels des VKB.

#### 4.1.3.2 Analyse des Rotationsgewinns nach kompletter Resektion des VKB (zusätzliche AM-Bündel-Resektion)

Der zweite Resektionsschritt entsprach der totalen Resektion des VKB (teildurchtrennt versus totaldurchtrennt), da nun das verbleibende AM-Bündel und somit das komplette VKB reseziert wurde. Hier konnte nur bei drei Messungen mittels Rotameter eine signifikante Zunahme der tibiofemorale Rotation bestimmt werden. Die Messergebnisse der Navigation zeigten Werte nahe der Signifikanzgrenze (Tabelle 5).

Teil- totaldurchtrennt	vs. Nm	Differenz			Rotations- zunahme		
		Rotameter	Signifikanz	[%]	Navigation	Signifikanz	[%]
Außenrotation	5	2,2°±2,5°	0,023(*)	9	1,6±2,6°	0,126	8,2
	10	2,6°±3,8°	0,086	6,9	0,7°±2,6°	0,659	2,9
	15	2,1°±3,5°	0,188	4,6	1,2°±2,6°	0,374	3,8
Innenrotation	5	2,2°±4,1°	0,204	7,5	1,1°±1,9°	0,145	4,3
	10	1,6°±4,1°	0,439	4	1,1°±1,7°	0,095	3,6
	15	2,8°±4,3°	0,157	6,1	1,6°±2,0°	0,058	5,1
Spannweite	5	4,3°±5,0°	0,022(*)	8,2	2,7°±3,7°	0,055	6,2
	10	4,1°±5,8°	0,065	5,4	1,8°±3,4°	0,217	3,3
	15	4,9°±5,4°	0,035(*)	5,4	2,8°±3,5°	0,067	4,2

Tab. 5: Differenzen der Messergebnisse nach kompletter Resektion des VKB.

### 4.1.3.3 Vergleich von intaktem und komplett reseziertem VKB

Der Vergleich zwischen intaktem und total durchtrenntem VKB zeigte für beide Messgeräte (Rotameter und Navigation) bei allen Messergebnissen (5Nm, 10Nm und 15Nm) eine signifikant vergrößerte tibiofemorale Rotation (Tabelle 6).

Intakt vs. totaldurchtrennt Nm	Rotations-			Rotations-		
	Differenz Rotameter	Signifikanz	zunahme [%]	Differenz Navigation	Signifikanz	zunahme [%]
<b>Außenrotation</b>						
5	5,0°±2,5°	0,000(*)	20,5	3,9°±2,6°	0,000 (*)	19,4
10	6,1°±3,8°	0,000(*)	16,9	3,4°±2,6°	0,001 (*)	14,2
15	4,8°±3,5°	0,001(*)	10,6	2,7°±2,6°	0,013 (*)	9,4
<b>Innenrotation</b>						
5	5,3°±4,1°	0,001(*)	17,8	2,9°±1,9°	0,000 (*)	10,9
10	6,2°±4,1°	0,000(*)	15,5	2,3°±1,7°	0,000 (*)	7,6
15	6,8°±4,3°	0,000(*)	14,8	2,2°±2,0°	0,009 (*)	7
<b>Spannweite</b>						
5	10,2°±5,0°	0,000(*)	19	6,7°±3,7°	0,000 (*)	15
10	12,3°±5,6°	0,000(*)	16,2	5,7°±3,4°	0,000 (*)	10,5
15	11,6°±3,7°	0,000(*)	12,7	4,9°±3,5°	0,001 (*)	7,7

**Tab. 6: Differenzen der Messergebnisse zwischen intaktem und totaldurchtrenntem VKB.**

In der graphischen Aufarbeitung der Messergebnisse wurde auch die Zunahme der Messwerte nach den einzelnen Teilresektionen sichtbar (siehe Abb. 8-10 und Abb. 11-13). Sowohl bei Außenrotation als auch bei Innenrotation nahmen die Mediane steigende Zahlenwerte an. Auch die Diagramme der Gesamtrotation zeigten für die Ergebnisse beider Messverfahren, dem Rotameter und der Navigation, steigende Werte bei zunehmender Resektion des vorderen Kreuzbandes.

## 4.2 Vergleich von Rotameter und Navigation

### 4.2.1 Quantitativer Vergleich der Messwerte von Rotameter und Navigation

Bei jedem Messvorgang wurden Werte des Rotameters und der Navigation als Zahlenwert der Winkelgrade digital aufgezeichnet.

Die oben aufgeführten Tabellen der Messergebnisse zeigen deutlich, dass die mittels Rotameter erhobenen Werte sich von denen der Navigation unterschieden. Das Rotameter zeigte tendenziell höhere Messwerte als die Navigation, welche mit zunehmendem Drehmoment grösser wurden.

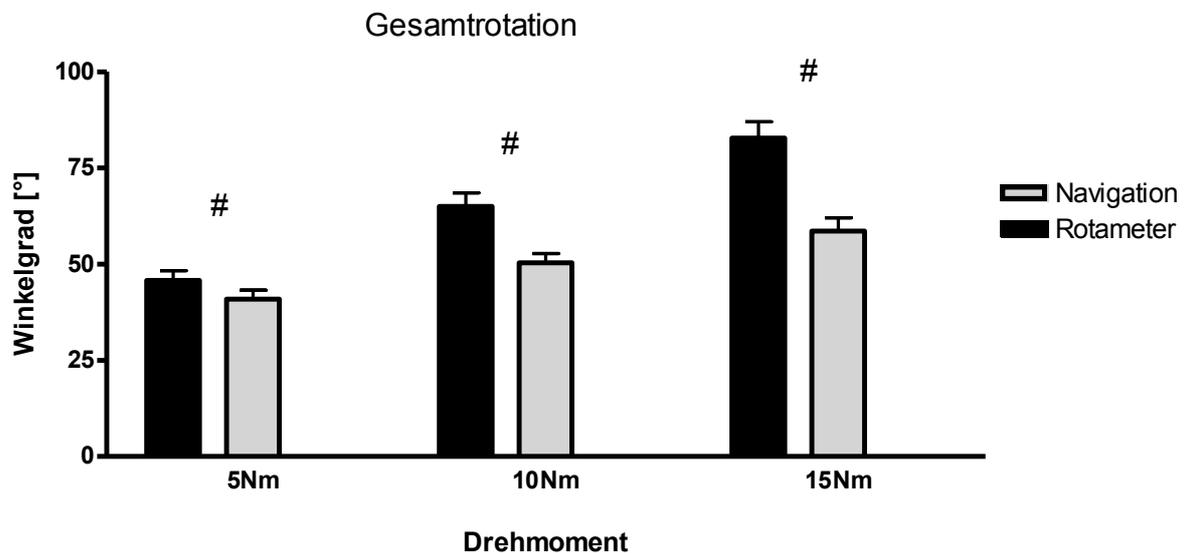


Abb. 14: Vergleich der Gesamtrotation in [°] von Rotation und Navigation bei intaktem vorderem Kreuzband (Stadium 1) und unterschiedlichem appliziertem Drehmoment von 5Nm, 10Nm und 15Nm.

Tabelle 7 gibt einen Überblick über die prozentualen Unterschiede der Messwerte zwischen den beiden Messgeräten.

		<b>Differenz [%]</b>
<b>Innenrotation</b>		
	5Nm	5,3
	10Nm	21,2
	15Nm	33
<b>Außenrotation</b>		
	5Nm	22,8
	10Nm	45,1
	15Nm	56,2
<b>Gesamtrotation</b>		
	5Nm	12,7
	10Nm	31,4
	15Nm	43,7

**Tab. 7: Prozentuale Unterschiede der Messwerte von Rotameter und Navigation (Resektionsstadium 1).**

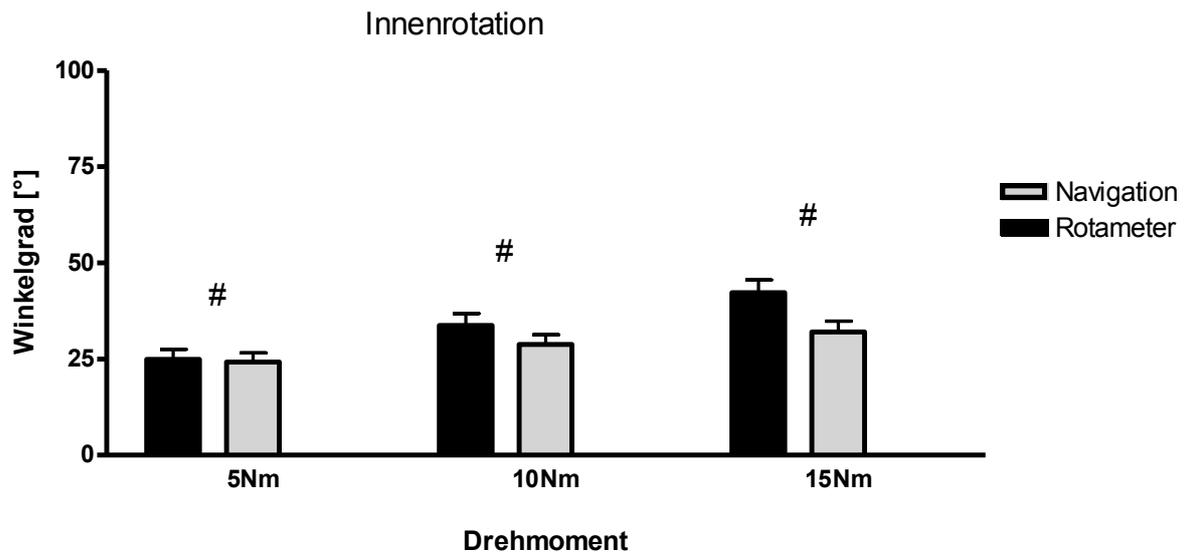


Abb. 15: Gegenüberstellung der Messwerte von Rotameter und Navigation bei unterschiedlichem Drehmoment in Innenrotation bei intaktem VKB (Stadium 1).

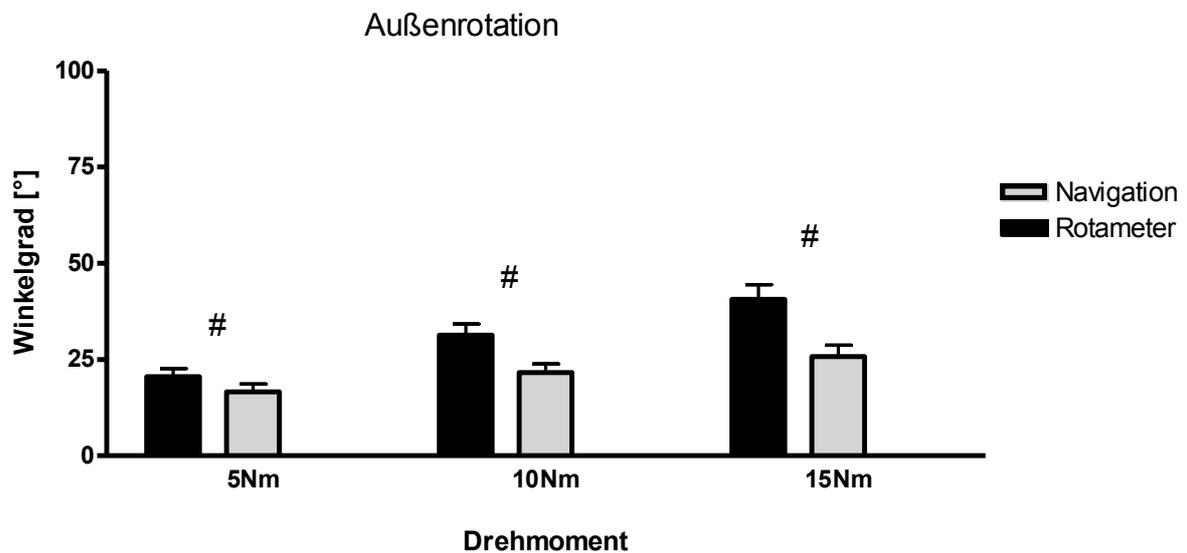
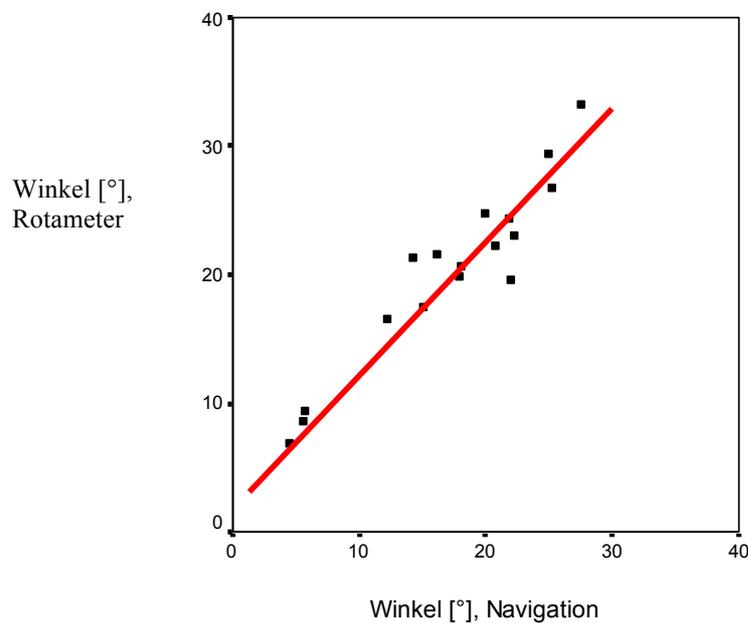


Abb. 16: Gegenüberstellung der Messwerte von Rotameter und Navigation bei unterschiedlichem Drehmoment in Außenrotation bei intaktem VKB (Stadium 1).

## 4.2.2 Korrelation

Um die Werte des Rotameters zu verifizieren, erfolgte die Korrelation der Messwerte mit den Messwerten der Navigation. Mittels statistischer Tests sollte zunächst die Übereinstimmung der beiden Messwerte ermittelt werden. Für beide Messgeräte wurden Messungen bei 5Nm, 10Nm und 15Nm durchgeführt. Das vorgegebene Drehmoment wurde jeweils im Sinne einer Innenrotation und im Sinne einer Außenrotation im Kniegelenk appliziert. In der graphischen Darstellung des Zusammenhanges der beiden Variablen (z. B. Wert des Rotameters bei 5Nm in Innenrotation und Wert der Navigation bei 5Nm in Innenrotation) wurde eine positive Tendenz deutlich, d.h. die resultierende Regressionsgerade zeigte eine positive Steigung (Abb. 17).



**Abb. 17: Das Diagramm zeigt einen positiven Zusammenhang zwischen Werten des Rotameters und den mittels Navigation gemessenen Werten in [°] bei 5Nm Außenrotation. Die Punkte nähern sich einer Geraden mit positiver Steigung an.**

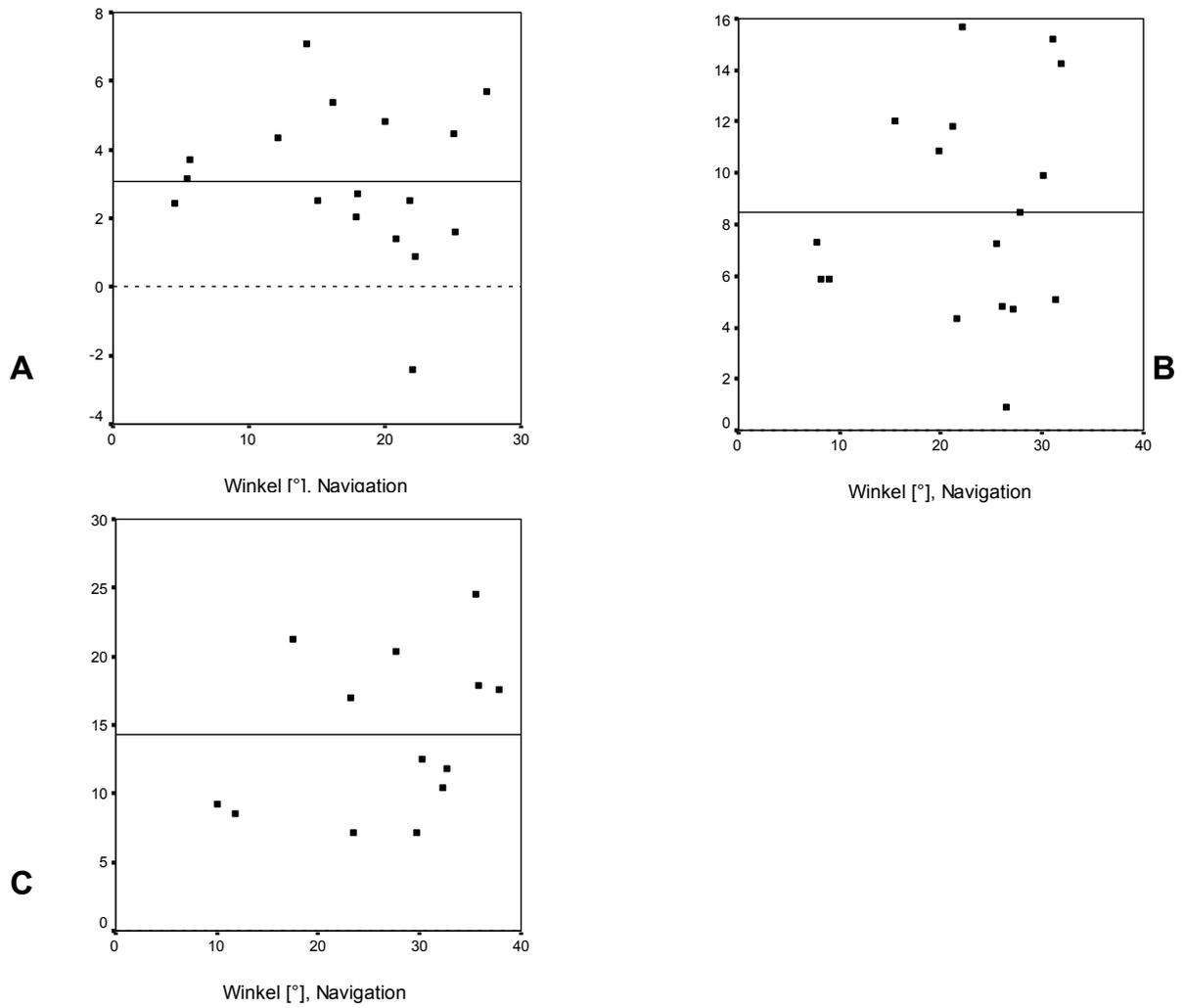
Die weitere Beurteilung der Korrelation wurde mit dem Pearson-Korrelationskoeffizienten ermittelt. Dieser zeigte bei allen applizierten Drehmomenten sowohl in Innenrotation als auch in Außenrotation eine starke, signifikante Korrelation. Alle Variablenpaare erreichten einen Korrelationskoeffizienten  $r \geq 0,8$  (siehe auch in Abb.14, 15 und 16 mit # gekennzeichnet) und waren auf dem Niveau von 0,01 zweiseitig signifikant. Auch der Vergleich der Gesamtrotation (IR+AR, Abb. 14) zeigte bei allen Drehmomenten eine starke Korrelation.

Das Rotameter zeigte tendenziell größere Werte als die Navigation. (siehe Abb. 14).

Um diesen Sachverhalt statistisch beurteilen zu können, wurde die Winkeldifferenz zwischen Werten der Navigation und Werten des Rotameters (N-R) in Verhältnis zu den gemessenen Werten der Navigation (Standard) gesetzt. Die Wertepaare wurden einer Regressionsanalyse unterzogen. Dieselben Untersuchungen fanden mit den Differenzen der Winkelgrade der Gesamtrotation des Rotameters und der Gesamtrotationsdifferenz der Navigation statt.

	<b>Außenrotation</b>	<b>Innenrotation</b>	<b>Gesamtrotation</b>
	Pearson Korrelationskoeffizient	Pearson Korrelationskoeffizient	Pearson Korrelationskoeffizient
5Nm	0,952	0,886	0,882
10Nm	0,901	0,928	0,853
15Nm	0,897	0,895	0,860

**Tab. 8: Überprüfung des Zusammenhanges zwischen den gemessenen Winkeln des Rotameters und denen der Navigation. Der Pearson-Korrelationskoeffizient wird bei allen Messungen als signifikant hoch beschrieben. Ein Korrelationskoeffizient  $r > 0,8$  bedeutet starke Korrelation (s.o.).**



**Abb. 18: Punktwolke der Korrelation zwischen Werten der Winkeldifferenz R-N in Abhängigkeit der mittels Navigation gemessenen Werte [°] und Regressionsgerade bei 5Nm (A), 10Nm (B) und 15Nm (C) Außenrotation.**

Die Diagramme (Abb.18 A-C) zeigen, dass die Wertepaare, bestehend aus der Winkeldifferenz (N-R) und den Werten der Navigation, keine Punktwolke bilden. Die eingefügte Regressionsgerade verläuft parallel zur X-Achse. Dies bedeutet, dass kein positiver oder negativer Trend einer Korrelation besteht. Es kann nicht von einem linearen Zusammenhang ausgegangen werden. Zur weiteren statistischen Überprüfung dieser Erkenntnisse dient die oben genannte Regressionsanalyse.

Das Ergebnis der Analyse zeigt, dass die Winkeldifferenzen unabhängig von den Werten der Navigation sind. Die ermittelten Signifikanzen liegen zwischen 0,19 und 0,737 (Mittelwert: 0,467) und werden daher als nicht-signifikant eingestuft. Die Nullhypothese, die Annahme, dass die Variablen nicht von einander abhängig sind, kann beibehalten werden. Dies tritt bei den Messungen bei 5Nm, 10Nm und 15Nm, bei Innenrotation und Außenrotation auf. Auch die Gesamtrotationdifferenzen zeigen solche Ergebnisse.

Bei der gemessenen Abweichung der Werte des Rotameters von denen der Navigation scheint es sich folglich um einen konstanten Fehlerwert zu handeln.

### 4.3 Geschlechterspezifische Unterschiede der Rotationslaxizitäten

Im Rahmen der Messungen fielen deutliche Unterschiede bezüglich des Ausmaßes der Rotationslaxizitäten bei den Präparaten der männlichen Spender und denen der weiblichen Spender auf. Es erfolgte die statistische Gegenüberstellung der Messwerte mittels T-Test, die am intakten vorderen Kreuzband (Stadium 1) bei 5Nm, 10Nm und 15Nm appliziertem Drehmoment erhoben wurden. Bei allen Messungen konnte eine signifikant unterschiedliche Rotationslaxizität nachgewiesen werden. Sowohl bei Präparaten männlicher Spender als auch bei Präparaten weiblicher Spender wurden teilweise signifikant höhere Ausmaße an Rotationslaxizität im Vergleich mit den Werten des jeweils anderen Geschlechts gemessen. Bei geringem Drehmoment von 5Nm wurden sowohl in Innenrotation als auch in Außenrotation signifikant höhere Werte bei den männlichen Probanden erhoben. Bei zunehmend höherem Drehmoment von 10Nm und 15Nm wurden überwiegend bei den weiblichen Probanden höhere Messwerte verzeichnet.

	Mittelwert [°]	SD [°]	Signifikanz
<b>AR 5Nm</b>			
♀:	29,9	15,3	
♂:	35,0	29,2	0,004
<b>AR 10Nm</b>			
♀:	34,7	9,9	
♂:	28,0	8,3	0,004
<b>AR 15Nm</b>			
♀:	46,8	12,2	
♂:	33,3	9,1	0,000
<b>IR 5Nm</b>			
♀:	24,3	7,1	
♂:	31,4	24,9	0,003
<b>IR 10Nm</b>			
♀:	34,9	8,2	
♂:	38,4	23,1	0,001
<b>IR 15Nm</b>			
♀:	43,9	10,4	
♂:	40,0	10,4	0,000

**Tab. 9: Mittelwerte und Standardabweichung (SD) der an weiblichen Spendern (♀) und männlichen Spendern (♂) erhobenen Messdaten im Vergleich. Die statistische Signifikanz ist bei einem Signifikanzniveau von  $p \leq 0,05$  festgelegt.**

#### 4.4 Knochendichtemessung

Im Mittel konnte für die Präparate eine Knochendichte von  $0,5889 \pm 0,27 \text{ g/cm}^2$  bestimmt werden. Für die Gruppe der männlichen Spender wurde eine Dichte von  $0,7050 \pm 0,28 \text{ g/cm}^2$ , für die weiblichen Spender von  $0,4728 \pm 0,21 \text{ g/cm}^2$  gemessen. Die Werte wurden folgendermaßen erhoben: Es wurde zur Messung der Präparate eine spezielle Software (Version 12.01:7, Subregion Array Spine) benutzt. Dazu wurden in jedem Präparat zwei Felder fokussiert (Abb. 8), eines am distalen Femur (R1) unter Aussparung der Patella, ein weiteres an der proximalen Tibia (R2). Die Ergebnisse der Dichtemessungen dieser Felder (in  $[\text{g/cm}^2]$ ) wurden gemittelt und als NET-Wert dargestellt (siehe Tab.2-4). Außerdem erstellte das Gerät einen Dichtewert für den gesamten Teil des Präparates (Gesamt), der sich im Fenster des Röntgenstrahls befand. Die folgenden Tabellen 2-4 zeigen die Daten im Überblick. Schon aus den errechneten Mittelwerten der Daten wird sichtbar, dass die Knochendichte der Femura der weiblichen Spender deutlich geringer war als die der männlichen. Auch im statistischen Test (T-Test für abhängige Variablen) konnte diese Differenz als signifikant nachgewiesen werden.

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung
Gesamt	20	0,12	1,19	0,6476	0,2721
R1	20	0,14	1,35	0,6373	0,2826
R2	20	0,06	1,06	0,5483	0,2626
NET	20	0,09	1,19	0,5889	0,2685

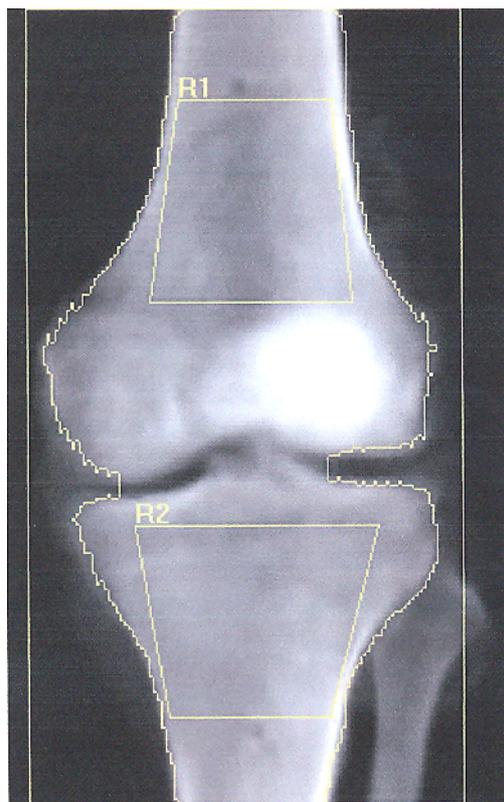
**Tab. 10: Ergebnisse der Knochendichtemessung aller Präparate.**

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung
Gesamt	10	0,43	1,19	0,7902	0,2580
R1	10	0,39	1,35	0,7651	0,3078
R2	10	0,23	1,06	0,6556	0,2612
NET	10	0,30	1,19	0,7050	0,2781

**Tab. 11: Ergebnisse der Knochendichtemessung der Präparate von männlichen Spendern.**

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung
Gesamt	10	0,12	0,71	0,5050	0,2110
R1	10	0,14	0,68	0,5096	0,1939
R2	10	0,06	0,75	0,4409	0,2274
NET	10	0,09	0,71	0,4728	0,2119

**Tab. 12: Ergebnisse der Knochendichtemessung der Präparate von weiblichen Spendern.**



**Abb. 19: Darstellung der knöchernen Strukturen des Kniegelenkes im Rahmen der Knochendichtemessung. Das Fenster R1 dient als Grundlage für die Dichtebestimmung des Femurknochens, das Fenster R2 für die des Tibiaknochens.**

## 5. Diskussion

### 5.1 Diskussion der Messergebnisse des Rotameters

Im Rahmen der Erfassung des Bewegungsausmaßes des Kniegelenkes und der Diagnostik von Knieinstabilität wurde zunächst die AP-Translation gemessen.

Es wurde erkannt, dass sich die AP-Translation zur Diagnostik einer VKB-Ruptur eignet (Daniel *et al.* 1985; Daniel *et al.* 1994). In den meisten Fällen konnten mit den derzeitigen Rekonstruktionstechniken gute Ergebnisse bezüglich der Wiederherstellung einer adäquaten AP-Translation erreicht werden. Neuere Studien (Mae *et al.* 2001; Yagi *et al.* 2002), Gang-Analysen (Georgoulis *et al.* 2003) und dynamische Studien mit RSA (Tashman *et al.* 2004) zeigten jedoch, dass die Kinematik nicht wieder völlig hergestellt wird und eine Rotationsinstabilität verbleiben kann (Yagi *et al.* 2002; Tashman *et al.* 2004). Weiterhin haben Studien gezeigt, dass die Erlangung rotatorischer Stabilität bei Patienten, die sich zuvor einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes unterzogen hatten, eine entscheidende Rolle bei der Wiederherstellung einer normalen Funktion des Kniegelenkes spielte (Fu Zelle 2007).

Die Rotation im Kniegelenk ist eine komplexe Bewegung, an der viele Strukturen beteiligt sind. Das Ausmaß der Rotation ist abhängig von der Beugung des Gelenkes (Kanamori *et al.* 2000; Rudy *et al.* 2000). Es besteht eine große individuelle Breite an Rotationsfähigkeit, und somit fällt es insgesamt schwer, genauere Angaben zu machen. Versuchen von Zarins *et al.* (Zarins *et al.* 1983) zufolge können für die Außenrotation Werte von 45° und für die Innenrotation Werte von 25° erreicht werden. Diese wurden bei einer Stellung des Gelenkes zwischen 30° und 90° Flexion erreicht. Bei fast gestrecktem Gelenk (5° Flexion) werden deutlich geringere Werte von 23° Außenrotation und 10° Innenrotation angegeben (Zarins *et al.* 1983). Kanamori *et al.* (Kanamori *et al.* 2000) haben 20,5°±3,5° Innenrotation bei 15° Flexion und 26,0°±6,3° bei 90° Flexion im Kniegelenk gemessen. Ross *et al.* (Ross 1932) wiederum erzielten 9-36° für die Außenrotation und 8-39° für die Innenrotation. Sie fanden keinen Zusammenhang zwischen der totalen Reichweite (Innen- und Außenrotation) der Rotation und dem Winkel der Kniebeugung. Die Variabilität der Messwerte wird deutlich.

In Zusammenarbeit mit der Technischen Universität Luxemburg wurde ein Messgerät zur Erfassung der tibiofemorale Rotation entwickelt. Lorbach *et al.* (Lorbach *et al.* 2009) stellten in ihren Versuchen eine hohe Inter- und Intra- Untersuchervarianz und damit eine Wiederholbarkeit der Messungen für das Rotameter fest. In der vorliegenden Arbeit sollte das

Rotameter als objektives und nicht-invasives Messgerät durch die Korrelation der Messwerte im Vergleich zu einem standardisierten invasiven Verfahren verglichen werden. Da die computerassistierte Navigation ein Verfahren ist, welches sich in der VKB Rekonstruktion bewährt hat (Colombet *et al.* 2007) und eine akkurate Messmethode für die tibiofemorale Rotation darstellt (Pearle *et al.* 2007; Steckel *et al.* 2007), wurde sie als invasive Referenzmethode gewählt.

Schon in der graphischen Darstellung wurde eine positive Tendenz des Zusammenhangs zwischen den Werten des Rotameters und den Werten der Navigation deutlich. Die Auswertung der statistischen Tests zeigte bei allen Messungen (5Nm, 10Nm und 15Nm) einen Korrelationskoeffizienten von  $r > 0,8$  an. Daraus lässt sich schließen, dass eine starke Korrelation zwischen den Werten besteht (Chan 2003). Es wurde für alle Messungen eine deutliche Signifikanz der Werte nachgewiesen. Die Werte sind zwar nicht exakt identisch, jedoch sehr ähnlich.

Das untersuchte nicht-invasive Messgerät zur Messung der tibiofemorale Rotation zeigt somit nicht nur eine Wiederholbarkeit der Messungen (Lorbach *et al.* 2009), sondern auch eine hohe Korrelation im Vergleich mit dem invasiven Standardverfahren, der Navigation.

Obwohl die Werte stark miteinander korrelieren, zeigte das Rotameter tendenziell höhere Werte an als die der Navigation. Es ist daher von Bedeutung, ob sich diese bestehende Differenz der Werte in Abhängigkeit von den durch ein höheres appliziertes Drehmoment hervorgerufenen steigenden Werten der Navigation verändert.

Die statistische Analyse zeigte, dass bei keinem Drehmoment eine signifikante Abhängigkeit zwischen der Differenz der Werte von Rotameter und den im Vergleich als Standard definierten Werten der Navigation bestand.

Folglich besteht eine Abweichung für die Werte des Rotameters, die keinerlei signifikante Änderung erfährt und somit als konstanter Messfehler betrachtet werden kann, abhängig vom applizierten Drehmoment.

Almquist *et al.* (Almquist *et al.* 2002) verglichen in einer ähnlichen Studie ein Messgerät für die tibiofemorale Rotation (Rottometer) mit dem Standardverfahren der RSA.

In ihren Ergebnissen konnte eine hohe Korrelation im Vergleich mit den Werten der RSA berechnet werden. Im Mittel zeigte es eine Erhöhung der Messwerte um 100%. Dieser Fehler konnte ebenfalls als konstant befunden werden und stieg in Abhängigkeit des applizierten Drehmomentes. Die Autoren (Almquist *et al.* 2002) führten diese erhöhten Werte des Rottometers auf bestimmte Fehlerquellen innerhalb der Messungen zurück. Diese Fehler werden ihrer Meinung nach durch Weichteilbewegungen und zusätzliche Bewegungen im Hüft- und Fußgelenk hervorgerufen. In der vorliegenden Studie an Kniepräparaten konnte ein

möglicher Einfluss der Weichteile auf die tibiofemorale Rotation durch den zugrundeliegenden Versuchsaufbau ausgeschlossen werden. Dennoch zeigte unser Messgerät insgesamt größere Werte als das Gerät von Almquist et al. (Almquist *et al.* 2002).

Dabei ist jedoch zu bedenken, dass die Messungen in unterschiedlichen Positionen durchgeführt wurden. Das Rottometer lieferte Werte bei 60° und 90° Beugung im Kniegelenk, das Rotameter hingegen setzt eine Beugung von 30° voraus. Außerdem wurden unterschiedliche Drehmomente appliziert (5Nm und 10Nm vs. 3Nm und 9Nm). Das Messgerät Rottometer sieht für den Probanden im Gegensatz zum Rotameter (Extension in der Hüfte) eine sitzende Position vor. Dieser Einfluss der Kniegelenkstellung auf die Rotation wird in der Literatur ebenfalls beschrieben. Shoemaker et al. (Shoemaker Markolf 1982) erläutern in ihrer Studie eine klare Abhängigkeit des Bewegungsausmaßes der Rotation von der Stellung des Kniegelenkes sowie der angrenzenden Gelenke. Weiterhin wurde in ihrer Studie festgestellt, dass sich die Werte sowohl bei zunehmendem Drehmoment als auch bei zunehmender Flexion vergrößerten. Sowohl der Flexionsgrad als auch die Stellung des Hüftgelenks während der Messung nehmen demnach auf die Ergebnisse Einfluss. Dies wurde unter anderem auf die Bedeutung von antagonistisierenden Strukturen, vor allem dem M. quadriceps femoris, zurückgeführt. Bei gebeugter Hüfte ist nach Meinung der Autoren dieser Muskel eher angespannt und begrenzt somit die Rotation in größerem Maße. Sie konnten in ihren Messungen bei gestreckter Hüfte (und 20° Flexion im Knie) höhere Messwerte der tibialen Rotation erreichen (Shoemaker Markolf 1982). Bei einer Versuchskonstellation von 20° Flexion im Kniegelenk und gestrecktem Hüftgelenk kamen sie zu einem Messergebnis von  $40,6 \pm 11,5^\circ$  für die Außenrotation und  $28,9 \pm 10,9^\circ$  für die Innenrotation.

Daniel et al. (Daniel 1991) haben hingegen sehr viel geringere Werte an ihren Probanden gemessen. Sie ermittelten bei einer Flexion im Kniegelenk von 25° ein Bewegungsausmaß von 22° Außenrotation und 10° Innenrotation.

Musahl et al. (Musahl *et al.* 2007) ermittelten mit Hilfe ihres Messgerätes ähnlich hohe Werte wie das Rotameter. Die Messungen wurden in ihrer Studie bei 30°, 60° und 90° Flexion durchgeführt. Die Werte bei 30° waren für die beiden Messgeräte fast identisch. Das Rotameter zeigte 24° ( $23,9 \pm 8,4^\circ$ ), der „Foam Walker Boot“ 22° ( $22,1 \pm 0,63^\circ$ ) für die Außenrotation. Für die Innenrotation zeigten sie beide Werte von 19° ( $19,4 \pm 8,2^\circ$  und  $19,4 \pm 0,73^\circ$ ). Genau wie in der vorliegenden Studie wurden die Untersuchungen von Musahl et al. an Kadaverpräparaten durchgeführt. Auch Kanamori et al. (Kanamori *et al.* 2000) arbeitete mit Kadaverpräparaten und erhielt für ihre an ihnen gemessene Innenrotation Werte von  $20,5 \pm 3,5^\circ$  (bei 30° Flexion im Kniegelenk und 10Nm appliziertem Drehmoment). Aufgrund der Tatsache, dass Almquist et al. (Almquist *et al.* 2002) ihre Versuche in vivo mit

Probanden durchführten, ist zu bedenken, dass ihre niedrigeren Werte ggf. durch Anspannung von Muskulatur und erhöhter Bandstabilität zustande kamen. Bei den Kadaverstudien waren einige dieser Strukturen nicht mehr vorhanden. Dies erschwert die Vergleichbarkeit unserer Versuchsergebnisse mit denen, die an Probanden erhoben wurden.

Im Allgemeinen fällt es aufgrund sehr hoher Variabilität schwer, das Bewegungsausmaß von gesunden Probanden zu beurteilen (Schuster *et al.* 2004).

Die in unseren Untersuchungen als Standardreferenz benutzte computerassistierte Navigation konnte in weiteren Studien als reliables Messverfahren bestätigt werden (Colombet *et al.* 2007; Pearle *et al.* 2007; Robinson *et al.* 2007; Steckel *et al.* 2007). Pearle *et al.* (Pearle *et al.* 2007) befanden die Navigation als präzises Messgerät zur intraoperativen Messung von Beweglichkeit und Knieinstabilität. Sie testeten die Navigation in einer in-vitro Studie im Vergleich mit einem „robotic UFS testing system“ und berechneten eine nahezu vollständige, statistisch signifikante Korrelation der beiden Messgeräte. Steckel *et al.* (Steckel *et al.* 2007) benutzten ein optisches Navigationssystem in einer Kadaverstudie zum Vergleich der Kinematik von intaktem VKB und mittels verschiedener Rekonstruktionsverfahren erneuerten VKB (single-bundle Rekonstruktion vs. double-bundle Rekonstruktion). Sie berichten, dass sich die Navigation zur Evaluation und genauen Beschreibung der verschiedenen Bewegungsmuster eignet. Robinson *et al.* (Robinson *et al.* 2007) nutzten die Navigation zur Untersuchung des AM-Bündels und des PL-Bündels während verschiedener manueller Tests (Lachman vs. Pivot-shift vs. vordere Schublade). Sie berichteten, dass sich die Navigation in diesem Kontext zur objektiven Beurteilung der Funktion der beiden Bündel bewährt. Auch Colombet *et al.* (Colombet *et al.* 2007) benutzten in ihren Versuchen zum Vergleich von Rekonstruktionsmethoden die computerassistierte Navigation, welche ihrer Meinung nach eine praktische Methode für objektive Messungen darstellt.

Zusammenfassend ist hervorzuheben, dass sich in den Messungen mit dem neu entwickelten nicht-invasiven Messgerät, dem Rotameter, eine statistisch signifikante Korrelation mit den Werten der als Standard gewählten computerassistierten Navigation zeigte. Ein systematischer, konstanter, vom applizierten Drehmoment abhängiger Fehler wurde gefunden. Hier bedarf es einer genaueren Analyse zur quantitativen Bestimmung der Differenz.

Zum jetzigen Zeitpunkt ist es somit nicht möglich, mit Hilfe des Rotameters exakte, absolute Werte zu bestimmen, allerdings kann der konstante Messfehler gegebenenfalls mathematisch korrigiert werden.

Für die klinische Anwendung des Gerätes bedeutet dies jedoch keine Einschränkung, da keine absoluten Werte, sondern in erster Linie Unterschiede bestimmt werden sollen. Dass sich die

kontralaterale Seite des Probanden als Referenz zur Messung der tibiofemorale Rotation eignet, konnte bereits in klinischen Versuchen gezeigt werden (Lorbach *et al.* 2009).

Externe Messmethoden können nicht die Genauigkeit von invasiven Methoden, die im direkten Kontakt mit knöchernen Strukturen stehen, erreichen (Almquist *et al.* 2002). Das vorliegende Messgerät eignet sich dennoch als nicht-invasives Messinstrument für klinische Untersuchung und Diagnostik am Patienten. Es erlaubt eine Aussage über eine mögliche Rotationsinstabilität bzw. über die Wiederherstellung der Rotationsstabilität vor allem im Rahmen von Vergleichen zwischen gesunder Seite als Referenz und verletzter Seite. Aber auch in der Beobachtung und Nachsorge verschiedener operativer Verfahren im Vergleich zur nicht operierten Seite oder zum Vergleich mit den Werten vor der Operation und stellt es eine neue, objektive und nicht-invasive Möglichkeit der Diagnostik dar.

Durch die Nutzung des Rotameters an gesunden Probanden könnte des Weiteren die rotatorische Beweglichkeit im Kniegelenk in ihrer physiologischen Bandbreite weiter erfasst werden und somit Information über Normwerte in der Bevölkerung erlangt werden.

	<b>Drehmoment</b>	<b>Flexion</b>	<b>IR</b>	<b>AR</b>	<b>Studien- Aufbau</b>
<b>Autoren</b>					
Zarins et al.		30°-90°	25°	45°	
		5°	10°	23°	
Kanamori et al.		15°	20,5+/- 3,5°		
		90°	26+/-6,3°		
Ross et al.			8-39°	3-36°	
Almquist et al.	3 Nm	60°	11+/-5°	16+/-6°	Rottometer vs. RSA
	3 Nm	90°	11+/-4°	18+/-6°	
	9 Nm	60°	31+/-3°	34+/-5°	
	9 Nm	90°	30+/-9°	36+/-7°	
Shoemaker u. Markolf		20°	28,9+/- 10,9°	40,6+/- 11,5°	
Daniel et al.		25°	10°	22°	
Musahl et al.		30°	19°	22°	„Foam- Walker- Boot“
Kanamori et al.	10Nm	30°	20,5+/- 3,5°		

**Tab. 13: Überblick über die Messungen der Innenrotation und der Außenrotation verschiedener Autoren.**

## **5.2 Diskussion der Teilresektionen am vorderen Kreuzband**

Im zweiten Teil der vorliegenden Arbeit wurden Daten erhoben, mittels derer die Frage zur Rolle des VKB und speziell dessen posteriolateralen Bündels (PL-Bündel) während der tibiofemorale Rotationsbewegung weiter geklärt werden sollte.

Dem vorderen Kreuzband wird primär die Aufgabe zuteil, vordere tibiale Translation im Kniegelenk zu begrenzen (Shoemaker Daniel 1990; Beynnon J. 1994). Zusätzlich konnte festgestellt werden, dass es die Fähigkeit zur Einschränkung von Rotation besitzt (Dienst *et al.* 2002). In einigen Studien konnte für die interne Rotation eine solche begrenzende Eigenschaft des VKB, vor allem in Gelenkstellungen nahe der Extension, festgestellt werden (Markolf *et al.* 1990; Shoemaker Daniel 1990; Beynnon *et al.* 1997; Bach Hull 1998; Fleming *et al.* 2001). In Bezug auf die externe Rotation gibt es Untersuchungen mit unterschiedlichen Ergebnissen, so dass eine eindeutige Aussage über die Begrenzung der externen Rotation durch das VKB zunächst vage bleibt und diesbezüglich unterschiedliche Auffassungen bestehen (Ahmed *et al.* 1987; Bach *et al.* 1990; Markolf *et al.* 1990; Beynnon *et al.* 1997).

Markolf *et al.* (Markolf *et al.* 1990) untersuchten die Spannung im vorderen Kreuzband während unterschiedlicher Rotationsbewegungen. Sie fanden sowohl in interner als auch in externer Rotation Anspannung des vorderen Kreuzbands und interpretierten dies als Beweis für begrenzende Eigenschaften des VKB in beiden Rotationsrichtungen. Sie stellten jedoch fest, dass in interner Rotation deutlich höhere Kräfte in der Bandstruktur erreicht wurden. Diese Entdeckung machten auch Beynnon *et al.* (Beynnon *et al.* 1997). Es zeigten sich in ihren Versuchen keine erhöhten Spannungen im VKB während einer externen Rotation. Im Gegensatz dazu konnten sie bei einer applizierten internen Rotationsbewegung deutlich ansteigende Spannungswerte im VKB messen.

Die vorliegende Studie untersuchte die Funktion des vorderen Kreuzbandes in diesem Zusammenhang durch eine schrittweise Resektion von Bandstrukturen und der sich anschließenden Messung des Bewegungsausmaßes. Hierbei konnte zunächst festgestellt werden, dass bei einer kompletten Resektion des VKB eine signifikante Steigerung der isolierten tibiofemorale Rotation im Kniegelenk zu beobachten ist. Dies bestätigt die Ergebnisse vorausgegangener biomechanischer Arbeiten (Andersen Dyhre-Poulsen 1997). Die Ergebnisse der Gesamtrotation zeigten für alle angewandten Drehmomente (5Nm, 10Nm, 15Nm) diese Signifikanz. Dienst *et al.* (Dienst *et al.* 2002) beschreiben in ihren Untersuchungen zur Funktion des VKB, abgesehen von der Funktion tibiale Translation zu begrenzen, eine weitere sekundäre Funktion, die Begrenzung von Rotation. In Bezug auf

diese Funktion stellen sie fest, dass die Begrenzung von interner Rotation eine größere Rolle spielt als die Begrenzung von externer Rotation. Da in unseren Versuchen eine manuelle Festlegung des Nullpunktes zwischen der internen und externen Rotationsbewegung vorgesehen ist, fällt es schwer, eine genaue Aussage darüber zu treffen, welche Teilfunktion als prominenter an zu sehen ist. Bei in-vivo Versuchen müsste der Nullpunkt individuell auf die physiologische neutrale Rotationsstellung jedes Probanden angepasst werden, was sicherlich nur schwierig umzusetzen wäre. In der Rotationsmessung ist daher die komplette Gesamtrotation, insbesondere in der Erfassung von Unterschieden von Vorteil, da er unabhängig vom gewählten Nullpunkt ist.

Nach Meinungen mehrerer Autoren ist das VKB in zwei funktionell und biomechanisch synergistisch arbeitende anatomische Strukturen, das anteromediale und das posterolaterale Bündel, zu unterteilen (Girgis *et al.* 1975; Sakane *et al.* 1999; Petersen Tillmann 2002; Woo *et al.* 2002; Yasuda *et al.* 2004). Obwohl auf histologischer Ebene keine Unterscheidung der beiden Bündel möglich ist (Odensten Gillquist 1985), wird grundsätzlich erkannt, dass das VKB sich nicht als ein einfaches, isometrisches Band verhält. Die Unterteilung in die beiden Bündel ist von mehreren Autoren akzeptiert worden (Girgis *et al.* 1975; Bach *et al.* 1997; Yagi *et al.* 2002). Um weiterhin Auskunft über die Aufgaben dieser Teilstrukturen des vorderen Kreuzbands, im Speziellen über das PL-Bündel, zu erlangen, wurde nach Messungen mit dem intakten VKB zunächst das PL-Bündel reseziert. Durch den größeren Abstand seines femoralen Ursprungs zur vertikalen Gelenkachse spielt das PL-Bündel eine wichtige Rolle bei der Begrenzung von tibialer Rotation (Robinson *et al.* 2007). In der von uns vorgegebenen Stellung von 30° Flexion im Kniegelenk sollen vermehrt Fasern des PL-Bündels das Knie stabilisieren (Petersen Zantop 2007). Wir vermuteten daher eine signifikante Steigerung des Bewegungsausmaßes schon nach Resektion des PL-Bündels, was wiederum seiner Wichtigkeit bei der Begrenzung von Rotation Ausdruck verleihen sollte. Es zeigte sich in den Ergebnissen größtenteils eine signifikante Steigerung der Rotationswerte nach Teilresektion des PL-Bündels. Die mittels Rotameter erbrachten Ergebnisse des Range (IR+ER) zeigten alle die erwünschte signifikante Steigerung nach Teilresektion. Bei den Ergebnissen, welche durch Messungen mit der Navigation (Standard) erzielt wurden, zeigte sich bei allen Messungen, außer denen mit 15Nm appliziertem Drehmoment, eine signifikante Steigerung der Messwerte. Es wurde kein Unterschied der Signifikanz in den Messungen zwischen interner und externer Rotation erkennbar.

Eine Limitierung der Arbeit ist sicherlich die begrenzte Anzahl an zur Verfügung stehenden humanen Präparaten. Des Weiteren wurden die Messungen nicht in vivo durchgeführt. Ein

möglicher Einfluss der resezierten Weichteile (Muskeln, Fettgewebe etc.) auf die tibiofemorale Rotation lässt sich daher nicht ermitteln.

Es scheint aber dennoch deutlich zu werden, dass das vordere Kreuzband und insbesondere das PL-Bündel einen signifikanten Anteil an der Begrenzung der isolierten tibialen Rotation hat. Das Rotameter eignet sich daher nicht nur zur Evaluation der Rotationsinstabilität, sondern könnte zusätzlich im klinischen Alltag zur Detektion einer vorderen Kreuzbandläsion bzw. einer Partiailläsion nützlich sein.

Auch in der aktuellen Diskussion über Kreuzbandersatztechniken wird die Rolle des PL-Bündels für die Wiederherstellung normaler Kinematik des Kniegelenkes hervorgehoben.

Die derzeitig weit verbreitete Einbündel-Technik bildet nach Angaben einiger Autoren nur die Anatomie des anteromedialen Bündels nach (Yagi *et al.* 2002; Yasuda *et al.* 2004; Colombet *et al.* 2006; Petersen Zantop 2007). Dem posteriolateralen Bündel hingegen wurde bisher nur wenig Beachtung geschenkt (Petersen Zantop 2007). Obwohl durch den Ersatz des vorderen Kreuzbands mit Hilfe der Einbündelrekonstruktion die anteriore tibiale Translation gut begrenzt werden kann, mangelt es diesem Transplantat nach Aussage mancher Autoren an der Fähigkeit, die tibiale Rotation zu kontrollieren (Woo *et al.* 2002; Yagi *et al.* 2002; Georgoulis *et al.* 2003; Tashman *et al.* 2004). Die Rekonstruktion beider Bündel ahmt nach Meinung einiger Autoren die ursprüngliche Anatomie und Funktion des vorderen Kreuzbandes besser nach als die alleinige Rekonstruktion mit nur einem Bündel, dem anteriomedialen Bündel (Yagi *et al.* 2002; Tashman *et al.* 2004; Colombet *et al.* 2007).

Insbesondere in der klinischen Evaluation der Stabilität nach vorderer Kreuzbandersatzplastik wird im Hinblick auf die Wiederherstellung der Rotationsstabilität der Pivot-Shift Test eingesetzt. Ein negativer Pivot-Shift ist aber nicht mit der anatomischen Wiederherstellung der Rotation des vorderen Kreuzbandes gleichzusetzen, da auch eine Überkorrektur der Rotation auftreten kann, was in einer biomechanischen Arbeit gezeigt werden konnte (Markolf *et al.* 2008).

In diesem Zusammenhang wird deutlich, dass die weitere Erkenntnisgewinnung über die anatomische Wiederherstellung der tibialen Rotation zur Verbesserung der operativen Versorgung der Läsion des vorderen Kreuzbandes beitragen kann.

Die vorliegende Studie hebt hervor, dass sowohl das vordere Kreuzband als auch das alleinige posteriolaterale Bündel signifikanten Einfluss auf die isolierte tibiofemorale Rotation haben.

Ergänzend zu den Ausführungen zur Verifikation des Rotameters zeigte der zweite Teil der vorliegenden Studie, dass abgesehen von einer kompletten VKB-Ruptur zusätzlich auch

schon eine Partialruptur des posteriolateralen Bündels mit dem Rotameter erfasst werden kann. Es wird in diesem Zusammenhang deutlich, dass für die klinische Untersuchung keine komplexen Tests, welche schwer reproduzierbar oder subjektiv von den Fähigkeiten des Untersuchers abhängig sind, benötigt werden. Durch die einfache Messung der Rotationsbewegung können Erkenntnisse über den Status des VKB erlangt werden und insbesondere nach rekonstruktiver Bandchirurgie wichtige Hinweise bezüglich der Wiederherstellung der Rotationsstabilität gewonnen werden.

### **5.3 Diskussion der geschlechterspezifischen Unterschiede der Rotationslaxizität**

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurden die Messwerte der Rotationsmessungen auch im Hinblick auf geschlechtsspezifische Unterschiede betrachtet. Die statistische Auswertung konnte zeigen, dass die jeweils bei einem Geschlecht gemessenen Werte signifikant unterschiedliche Werte zu denen des anderen Geschlechts bei gleichem applizierten Drehmoment waren. Bei der Außenrotation zeigten hier die Präparate männlicher Spender bei kleinstem Drehmoment von 5Nm die höheren Messwerte, wohingegen bei 10Nm und 15Nm die Präparate weiblicher Spender signifikant höhere Messwerte erreichten. Bei der Messung der Innenrotation zeigten die männlichen Spender sowohl bei 5Nm als auch bei 10Nm die höheren Werte, bei 15Nm waren die Messwerte der weiblichen Spender größer. In der Literatur wurde diese geschlechtsspezifisch unterschiedliche Laxizität der Gelenke ebenfalls beschrieben. So wie in der vorliegenden Studie arbeiteten Hsu et al. (Hsu *et al.* 2006) mit Kadaverpräparaten. Sie testeten die Gelenke auf Laxizität bei kombinierten Drehbewegungen und anteroposterioren Translationsbewegungen, und fanden eine signifikant höhere Laxizität bei den weiblichen Präparaten bezüglich der Drehbewegungen. Bei Translation in anteroposteriorer Richtung gab es hingegen keine Unterschiede zwischen weiblichen und männlichen Präparaten.

Schmitz et al. (Schmitz *et al.* 2008) untersuchen in ihrer Studie die Steifigkeit des Kniegelenks bei lebenden Probanden. Sie arbeiteten im Gegensatz zu unseren Messergebnissen eine höhere Laxizität im Kniegelenk bei kleinem Drehmoment von 1-5Nm für die Frauen heraus. Auch Wojtys et al. (Wojtys *et al.* 2003) konnten diesen Trend sowohl bei aktiven als auch passiven Bewegungen des Kniegelenks von Frauen und Männern feststellen.

Im Rahmen unserer Messungen an anatomischen Präparaten konnte diese beschriebene deutlich erhöhte Laxizität bei Innen- und Außenrotation des Kniegelenks bei weiblichen Personen bei hohen Drehmomenten bestätigt werden. Genau wie in der Studie von Hsu et al. konnten jedoch bei fehlendem Weichteilmantel an den Präparaten demnach nur Aussagen über die passive Beweglichkeit bzw. Laxizität gemacht werden. Die Ursache für die höheren Laxizitätswerte der männlichen Präparate bei geringem Drehmoment ist nicht klar. Am ehesten können die veränderte Gewebequalität der Spendergelenke oder technische Messfehler in Betracht gezogen werden. Auch der hormonelle Einfluss, besonders der des

Östrogens, kann sicher nicht ausreichend betrachtet werden, da sich die Spenderinnen bei einem mittleren Sterbealter von 83 Jahren in der Postmenopause befanden.

Als Ursache für den geschlechtsspezifischen Laxizitätsunterschied wurde der bei Frauen verhältnismäßig geringere Anteil an Muskulatur als protektiver Faktor vermutet. Zusätzlich ging man von einer unterschiedlichen Zusammensetzung der Muskulatur und des Weichteilgewebes zur Stabilisation des Gelenkes bei den beiden Geschlechtern aus (Wojtys *et al.* 2003). Interessant ist der in den Studien von Beynnon *et al.* (Beynnon *et al.* 2006) betrachtete Einflussfaktor des hormonellen Zyklus auf die Stabilität des Kniegelenks bei Frauen. Sie fanden ein dreifach erhöhtes Risiko für Verletzungen des VKB bei Skifahrerinnen in der preovulativen Phase im Vergleich zur postovulativen Phase. In einer anderen Untersuchung wurde der Einfluss des Progesteron- und Östrogenspiegels auf die Laxizität des Kniegelenks betrachtet (Beynnon *et al.* 2005). Hier ließ sich jedoch kein direkter Zusammenhang zwischen der Hormonkonzentration im Blut und der Laxizität in Knie- und Sprunggelenk nachweisen. Mehrfach wurde ein bis zu achtfach erhöhtes Risiko für Frauen genannt eine Verletzung des Bandapparates des Kniegelenks zu erleiden (Arendt *et al.* 1999; de Loes *et al.* 2000; Griffin *et al.* 2000).

## **5.4 Diskussion der Messergebnisse der Knochendichtemessung**

Die den Rotationsmessungen vorausgegangene Knochendichtemessung sollte Informationen über die Stärke und Qualität der knöchernen Anteile der Präparate liefern. Es stellte sich die Frage, ob sich die Messergebnisse der vorliegenden Präparate im Rahmen einer normalen Bandbreite bewegten und ob hinsichtlich dieser Strukturen erkennbare Qualitätsunterschiede zwischen den einzelnen Präparaten bestanden.

Die Knochendichtemessung mit dem Densitometer und der Zwei-Röntgenabsorptiometrie-Technik (DXA) ist derzeit die am weitesten entwickelte und am einfachsten zugängliche Methode zur Bestimmung der Knochenmineraldichte bzw. des Knochenmineralsalzgehaltes (Murphy *et al.* 2001). Veränderungen in der Dichte und Beschaffenheit des Knochengewebes können mit konventionellem Röntgen erst bei einem Verlust von 20-40% der Knochendichte erfasst werden (Mintzer *et al.* 1990; Robertson *et al.* 1994). Die Beurteilung unterliegt bei diesem Verfahren dem persönlichen Ermessen des Arztes und kann die Quantität des Verlustes nicht erfassen (Murphy *et al.* 2001). Das DXA-Verfahren kann hingegen Dichteänderungen unter 8% ermitteln (Robertson *et al.* 1994).

Die Einordnung der erhobenen Knochendichtewerte ist generell von verschiedenen Faktoren abhängig. Richey *et al.* (Richey *et al.* 2004) beschreiben in ihrer Studie die Abhängigkeit der Werte von Geschlecht und Alter der Probanden. .

Die WHO bewertet in ihren Diagnosekriterien für Osteoporose einen sog. T-score Wert von  $\leq -2,5$  als Grenzwert für eine medikamentös zu behandelnde Osteoporose. Die Firma Hologic gibt mittels ihrer zu Grunde liegenden Referenzdaten einen Grenzwert [g/cm<sup>2</sup>] vor, der rechnerisch einem T-score von  $\leq -2,5$  entspricht. Der Grenzwert beträgt für Männer 0,656 g/cm<sup>2</sup> (gesamtes Femur) bzw. 0,59 g/cm<sup>2</sup> (Schenkelhals). Für Frauen werden Werte von 0,637 g/cm<sup>2</sup> (gesamtes Femur) bzw. 0,572 g/cm<sup>2</sup> (Schenkelhals) angegeben. Diese Werte beziehen sich jeweils auf ein Patientengut im Alter von 25 Jahren (Richey *et al.* 2004).

In diesem Zusammenhang liessen sich die Messwerte unserer männlichen Probanden als oberhalb der angegebenen Osteoporosegrenze liegend beurteilen. Die Werte der weiblichen Spender lagen jedoch unterhalb dieses vorgegebenen Grenzwertes. Dennoch ist diese Beurteilung kritisch zu betrachten, da es sich bei unserem Patientengut um deutlich ältere Probanden mit einem durchschnittlichen Alter von 83 Jahren (weiblich) handelt. Somit ist von einer physiologisch erniedrigten Knochendichte gegenüber den 25-jährigen Probanden auszugehen (Dachverband Osteologie 2006). Die untersuchten Knochen schienen demnach eine dem Lebensalter der Spender entsprechende strukturelle Beschaffenheit ohne besondere

Auffälligkeit aufzuweisen. Es konnten keine weiteren Auswirkungen der Knochenstabilität auf die Messungen festgestellt werden.

Für unsere Studie konnten wir somit von einer homogenen, altersentsprechend entwickelten Spenderpopulation ausgehen und in der jeweiligen geschlechtsbezogenen Versuchsgruppe vergleichbare Präparate für die Messungen verwenden.

## 6. Literaturverzeichnis

- Ahmed AM, Hyder A, Burke DL, Chan KH (1987). "In-vitro ligament tension pattern in the flexed knee in passive loading." *J Orthop Res* 5: 217-230.
- Allen CR, Wong EK, Livesay GA, Sakane M, Fu FH, Woo SL (2000). "Importance of the medial meniscus in the anterior cruciate ligament-deficient knee." *J Orthop Res* 18: 109-115.
- 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: 427-32.
- 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.
- 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: 145-9.
- 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.
- Arendt EA, Agel J, Dick R (1999). "Anterior cruciate ligament injury patterns among collegiate men and women." *J Athl Train* 34: 86-92.
- 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.
- Bach JM, Hull ML (1998). "Strain inhomogeneity in the anterior cruciate ligament under application of external and muscular loads." *J Biomech Eng* 120: 497-503.
- Bach JM, Hull ML, Patterson HA (1997). "Direct measurement of strain in the posterolateral bundle of the anterior cruciate ligament." *J Biomech* 30: 281-283.
- Bae JM, Choi IC, Suh SW, Lim HC, Bae TS, Nha KW, Wang JH (2008). "Evaluation of the dial test for posterolateral rotatory instability: a cadaveric study using an isotonic machine." *Arthroscopy* 24: 593-598.
- Barrack RL, Bruckner JD, Kneisl J, Inman WS, Alexander AH (1990). "The outcome of nonoperatively treated complete tears of the anterior cruciate ligament in active young adults." *Clin Orthop Relat Res*: 192-199.

- Beynon 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.
- Beynon BD , J. JR (1994). "Relevant biomechanics. ." *Orthopaedic sports medicine*: 1113-1133.
- Beynon 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.
- Beynon BD, Johnson RJ, Fleming BC, Peura GD, Renstrom PA, Nichols CE , Pope MH (1997). "The effect of functional knee bracing on the anterior cruciate ligament in the weightbearing and nonweightbearing knee." *Am J Sports Med* 25: 353-359.
- Bull AM , Amis AA (1998). "Knee joint motion: description and measurement." *Proc Inst Mech Eng [H]* 212: 357-372.
- Chan YH (2003). "Biostatistics 104: Correlational Analysis " *Singapore Medical Journal* 44: 614-619.
- Cipolla M, Scala A, Gianni E , Puddu G (1995). "Different patterns of meniscal tears in acute anterior cruciate ligament (ACL) ruptures and in chronic ACL-deficient knees. Classification, staging and timing of treatment." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 3: 130-134.
- Colombet P, Robinson J, Christel P, Franceschi JP , Djian P (2007). "Using navigation to measure rotation kinematics during ACL reconstruction." *Clin Orthop Relat Res* 454: 59-65.
- Colombet P, Robinson J, Christel P, Franceschi JP, Djian P, Bellier G , Sbihi A (2006). "Morphology of anterior cruciate ligament attachments for anatomic reconstruction: a cadaveric dissection and radiographic study." *Arthroscopy* 22: 984-992.
- Dachverband Osteologie eV (2006). "DVO-Leitlinie 2006 zur Prophylaxe, Diagnostik und Therapie der Osteoporose bei Frauen ab der Menopause, bei Männern ab dem 60. Lebensjahr." *arthritis + rheuma* 26: 248-260.
- Daniel DM (1991). "Assessing the limits of knee motion." *Am J Sports Med* 19: 139-147.
- 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.
- Daniel DM, Stone ML, Dobson BE, Fithian DC, Rossman DJ , Kaufman KR (1994). "Fate of the ACL-injured patient. A prospective outcome study." *Am J Sports Med* 22: 632-644.

- de Loes M, Dahlstedt LJ , Thomee R (2000). "A 7-year study on risks and costs of knee injuries in male and female youth participants in 12 sports." *Scand J Med Sci Sports* 10: 90-97.
- Destatis (2009). *Diagnosedaten der Krankenhauspatientinnen und Patienten (einschl. Sterbe- und Stundenfälle) 2008*. Sb Wiesbaden.
- Dienst M, Burks RT , Greis PE (2002). "Anatomy and biomechanics of the anterior cruciate ligament." *Orthop Clin North Am* 33: 605-620, v.
- Finsterbush A, Frankl U, Matan Y , Mann G (1990). "Secondary damage to the knee after isolated injury of the anterior cruciate ligament." *Am J Sports Med* 18: 475-479.
- Fleming BC, Renstrom PA, Beynon BD, Engstrom B, Peura GD, Badger GJ , Johnson RJ (2001). "The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain." *J Biomech* 34: 163-170.
- Freeman MA , Pinskerova V (2003). "The movement of the knee studied by magnetic resonance imaging." *Clin Orthop Relat Res*: 35-43.
- Fu FH , Zelle BA (2007). "Rotational Instability of the Knee. Editorial Comment." *Clin Orthop Relat Res* 454: 3-4.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- Griffin LY, Agel J, Albohm MJ, Arendt EA, Dick RW, Garrett WE, Garrick JG, Hewett TE, Huston L, Ireland ML, Johnson RJ, Kibler WB, Lephart S, Lewis JL, Lindenfeld TN, Mandelbaum BR, Marchak P, Teitz CC , Wojtys EM (2000). "Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies." *J Am Acad Orthop Surg* 8: 141-50.
- Harner CD, Baek GH, Vogrin TM, Carlin GJ, Kashiwaguchi S , Woo SL (1999). "Quantitative analysis of human cruciate ligament insertions." *Arthroscopy* 15: 741-749.

- Herzog W, Clark A , Wu J (2003). "Resultant and local loading in models of joint disease." *Arthritis Rheum* 49: 239-247.
- Hsu WH, Fisk JA, Yamamoto Y, Debski RE , Woo SL (2006). "Differences in torsional joint stiffness of the knee between genders: a human cadaveric study." *Am J Sports Med* 34: 765-70.
- 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.
- 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.
- Kanamori A, Woo SL, Ma CB, Zeminski J, Rudy TW, Li G , Livesay GA (2000). "The forces in the anterior cruciate ligament and knee kinematics during a simulated pivot shift test: A human cadaveric study using robotic technology." *Arthroscopy* 16: 633-639.
- 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.
- Lorbach O, Wilmes P, Maas S, Zerbe T, Busch L, Kohn D , Seil R (2009). "A non-invasive device to objectively measure tibial rotation: verification of the device." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 17: 756-762.
- Lorbach O, Wilmes P, Theisen D, Brockmeyer M, Maas S, Kohn D , Seil R (2009). "Reliability testing of a new device to measure tibial rotation." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 17: 920-926.
- Mae T, Shino K, Miyama T, Shinjo H, Ochi T, Yoshikawa H , Fujie H (2001). "Single- versus two-femoral socket anterior cruciate ligament reconstruction technique: Biomechanical analysis using a robotic simulator." *Arthroscopy* 17: 708-716.
- Markolf KL, Gorek JF, Kabo JM , Shapiro MS (1990). "Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique." *J Bone Joint Surg Am* 72: 557-567.
- Markolf KL, Park S, Jackson SR , McAllister DR (2008). "Simulated pivot-shift testing with single and double-bundle anterior cruciate ligament reconstructions." *J Bone Joint Surg Am* 90: 1681-1689.
- Matsumoto H, Suda Y, Otani T, Niki Y, Seedhom BB , Fujikawa K (2001). "Roles of the anterior cruciate ligament and the medial collateral ligament in preventing valgus instability." *Journal of orthopaedic science* 6: 28-32.

- Mintzer CM, Robertson DD, Rackemann S, Ewald FC, Scott RD , Spector M (1990). "Bone loss in the distal anterior femur after total knee arthroplasty." *Clin Orthop Relat Res*: 135-43.
- Murphy E, Bresnihan B , FitzGerald O (2001). "Validated measurement of periarticular bone mineral density at the knee joint by dual energy x-ray absorptiometry." *Ann Rheum Dis* 60: 8-13.
- 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.
- Odensten M , Gillquist J (1985). "Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction." *J Bone Joint Surg Am* 67: 257-262.
- 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: 592-297.
- Pearle AD, Solomon DJ, Wanich T, Moreau-Gaudry A, Granchi CC, Wickiewicz TL , Warren RF (2007). "Reliability of navigated knee stability examination: a cadaveric evaluation." *Am J Sports Med* 35: 1315-1320.
- Petersen W , Tillmann B (2002). "Anatomy and function of the anterior cruciate ligament." *Der Orthopäde* 31: 710-718.
- Petersen W , Zantop T (2007). "Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles." *Clin Orthop Relat Res* 454: 35-47.
- Pollet V, Barrat D, Meirhaeghe E, Vaes P , Handelberg F (2005). "The role of the Rolimeter in quantifying knee instability compared to the functional outcome of ACL-reconstructed versus conservatively-treated knees." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 13: 12-18.
- Richy F, Gourlay ML, Garrett J, Hanson L , Reginster JY (2004). "Osteoporosis prevalence in men varies by the normative reference." *J Clin Densitom* 7: 127-133.
- Rijke AM, Perrin DH, Goitz HT , McCue FC, 3rd (1994). "Instrumented arthrometry for diagnosing partial versus complete anterior cruciate ligament tears." *Am J Sports Med* 22: 294-298.
- 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.

- Robert H, Nouveau S, Gageot S , Gagniere B (2009). "A new knee arthrometer, the GNRB: experience in ACL complete and partial tears." *Orthop Traumatol Surg Res* 95: 171-176.
- Robertson DD, Mintzer CM, Weissman BN, Ewald FC, LeBoff M , Spector M (1994). "Distal loss of femoral bone following total knee arthroplasty. Measurement with visual and computer-processing of roentgenograms and dual-energy x-ray absorptiometry." *J Bone Joint Surg Am* 76: 66-76.
- Robinson J, Carrat L, Granchi C , Colombet P (2007). "Influence of anterior cruciate ligament bundles on knee kinematics: clinical assessment using computer-assisted navigation." *Am J Sports Med* 35: 2006-2013.
- Ross RF (1932). "A quantitative study of rotation of the knee joint in man." *The anatomical record* 52: 209-223.
- Rudy TW, Sakane M, Debski RE , Woo SL (2000). "The effect of the point of application of anterior tibial loads on human knee kinematics." *J Biomech* 33: 1147-1152.
- Rupp S , Kohn D (2002). "The anterior cruciate ligament as focus of interest." *Der Orthopäde* 31: 701.
- Rupp S, Seil R, Jager A , Kohn D (2002). "Replacement of the anterior cruciate ligament with a patellar tendon transplant." *Der Orthopäde* 31: 751-757.
- Sakane M, Livesay GA, Fox RJ, Rudy TW, Runco TJ , Woo SL (1999). "Relative contribution of the ACL, MCL, and bony contact to the anterior stability of the knee." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 7: 93-97.
- Scarvell JM, Smith PN, Refshauge KM, Galloway HR , Woods KR (2005). "Association between abnormal kinematics and degenerative change in knees of people with chronic anterior cruciate ligament deficiency: a magnetic resonance imaging study." *The Australian journal of physiotherapy* 51: 233-240.
- Scarvell JM, Smith PN, Refshauge KM, Galloway HR , Woods KR (2006). "Does anterior cruciate ligament reconstruction restore normal knee kinematics?: A prospective MRI analysis over two years." *J Bone Joint Surg Br* 88: 324-330.
- Schmitz RJ, Ficklin TK, Shimokochi Y, Nguyen AD, Beynnon 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.
- Schuster AJ, McNicholas MJ, Wachtl SW, McGurty DW , Jakob RP (2004). "A new mechanical testing device for measuring anteroposterior knee laxity." *Am J Sports Med* 32: 1731-1735.

- Shelton WR, Barrett GR , Dukes A (1997). "Early season anterior cruciate ligament tears. A treatment dilemma." *Am J Sports Med* 25: 656-658.
- Shoemaker SC , Daniel DM (1990). The limits of knee motion. In vitro studies. Raven Press Ldt. New York: 153-161.
- Shoemaker SC , Markolf KL (1982). "In vivo rotatory knee stability. Ligamentous and muscular contributions." *J Bone Joint Surg Am* 64: 208-216.
- Steckel H, Murtha PE, Costic RS, Moody JE, Jaramaz B , Fu FH (2007). "Computer evaluation of kinematics of anterior cruciate ligament reconstructions." *Clin Orthop Relat Res* 463: 37-42.
- 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.
- 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.
- Wojtys E, Huston L, Shock H, Boylan J , Ashton-Miller J (2003). "Gender Differences In Muscular Protection Of The Knee In Torsion In Size-Matched Athletes." *J Bone Joint Surg* 83 A: 782-789.
- 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.
- Wroble RR, Grood ES, Noyes FR , Schmitt DJ (1990). "Reproducibility of Genucom knee analysis system testing." *Am J Sports Med* 18: 387-395.
- Yagi M, Wong EK, Kanamori A, Debski RE, Fu FH , Woo SL (2002). "Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction." *Am J Sports Med* 30: 660-666.
- Yasuda K, Kondo E, Ichiyama H, Kitamura N, Tanabe Y, Tohyama H , Minami A (2004). "Anatomic reconstruction of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament using hamstring tendon grafts." *Arthroscopy* 20: 1015-1025.
- 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.

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.

Zarins B, Rowe CR, Harris BA , Watkins MP (1983). "Rotational motion of the knee." *Am J Sports Med* 11: 152-156.

## 7. Abkürzungen

◦	Winkelgrad
Abb.	Abbildung
AM	anteromedial
AM-Bündel	anteromediales Bündel
AP-Translation	anteroposteriore Translation
AR	Außenrotation
BMD	bone mineral density, Knochendichte
cm	Zentimeter
cm <sup>2</sup>	Quadratcentimeter
Corp.	Corperation,
d.h.	das heißt
DXA	Dual-X-ray
et al.	et alumnos
etc.	et cetera
ges.	gesamt
g	Gramm
HKB	hinteres Kreuzband
Inc.	Incorporated
IR	Innenrotation
Max.	maximaler Wert
Min.	minimaler Wert
mm	Milimeter
MW	Mittelwert
N	Newton
Nm	Newtonmeter
PL	posterolateral
PL-Bündel	posteriolateres Bündel
RSA	radiosteriometric analysis
SD	standard deviation, Standardabweichug
sek.	Sekunde

s.o.	siehe oben
sog.	so gennante/r/s
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
Tab.	Tabelle
v.a.	vor allem
VKB	vorderes Kreuzband
vs.	versus
z. B.	Zum Beispiel
♀	weiblich
♂	männlich

## 8. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen, die an der Fertigstellung der vorliegenden Arbeit mitgewirkt haben, recht herzlich bedanken.

Zunächst danke ich Herrn Professor Dr. med. Romain Seil für die Überlassung des Leitthemas dieser Arbeit und für die Verbesserungsvorschläge im Rahmen der Korrektur meiner Arbeit.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. rer. nat. Lüder C. Busch des Instituts für Anatomie der Universität zu Lübeck für die freundliche Spende der in dieser Arbeit verwendeten anatomischen Präparate.

Des Weiteren möchte ich Herrn Professor Dr. med. Dieter Kohn für die Bereitstellung der Räumlichkeiten während der Versuchsdurchführung und die Betreuung in seiner Klinik danken.

Die Unterstützung durch meinen Betreuer Dr. Olaf Lorbach, seine Mühen und wertvollen Ratschläge während des Schreibens und bei der Korrektur der Arbeit haben es mir ermöglicht die vorliegende Arbeit zu vervollständigen. Vielen Dank für die gute Zusammenarbeit!

Mein Dank gilt auch Herrn Dipl.-Math. Dr. rer. med. Thomas Georg, der mir bei der statistischen Bearbeitung der Messergebnisse sehr geholfen hat.

Eine wertvolle Hilfe bei den Vorbereitungen für die Versuchsdurchführung war mir Herr Martin Lang.

Darüber hinaus möchte ich mich bei Herrn Matthias Brockmeyer bedanken. Durch seine tatkräftige Unterstützung bei den Vorbereitungen sowie seine Assistenz bei der Durchführung der Messungen konnte der praktische Teil der Arbeit zügig abgeschlossen werden.

Danke an Herrn Professor Dr. med. Arno Bücken, Direktor der Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie sowie seinen Mitarbeiter Herrn Dr. med. Manfred Hermes für die Nutzungsmöglichkeit und Erläuterungen zur Handhabung des Densitometers.

Mein Dank gilt außerdem der Firma Stryker für die Bereitstellung des verwendeten Standardmessgerätes, der Navigation.

Schließlich möchte ich mich bei meiner Familie und meinen Freunden für die hilfreiche Unterstützung und Ermunterung während des Entstehungsprozesses dieser Arbeit sehr bedanken.

## 9. Publikationen

### 9.1 Wissenschaftliche Veröffentlichungen

**Lorbach O**, Wilmes P, Maas S, Zerbe T, Busch L, Kohn D, Seil R

A non-invasive device to objectively measure tibial rotation: verification of the device.

Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2009 Jul;17(7):756-62. Epub 2009 Mar 6.

(Impact Factor 1.7)

**Lorbach O**, Pape D, Maas S, Zerbe T, Busch L, Kohn D, Seil R

The Influence of the Anteromedial and Posterolateral Bundles of the Anterior Cruciate Ligament on External and Internal Tibiofemoral Rotation

American Journal of Sports Medicine. In press

(Impact Factor 3.4)

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.

## **9.2 Wissenschaftliche Vorträge**

**Lorbach O**, Pape D, Zerbe T, Maas S, Busch L, Kohn D, Seil R  
Der Einfluss des anteromedialen und posterolateralen Bündels  
des vorderen Kreuzbandes auf die isolierte tibiofemorale Rotation  
Jahreskongress der Gesellschaft für orthopädisch-traumatologische Sportmedizin (GOTS)  
19.-21. Juni 2009, München, Deutschland

**Lorbach O**, Wilmes P, Maas S, Zerbe T, Busch L, Kohn D, Seil R  
Verifikation eines Gerätes zur Messung der tibiofemorale Rotation  
26. Kongress der deutschsprachigen Arbeitsgemeinschaft für Arthroskopie (AGA)  
17.-19.09.2009, Leipzig, Deutschland

**Lorbach O**, Pape D, Zerbe T, Maas S, Busch L, Kohn D, Seil R  
Der Einfluss des anteromedialen und posterolateralen Bündels  
des vorderen Kreuzbandes auf die isolierte tibiofemorale Rotation  
26. Kongress der deutschsprachigen Arbeitsgemeinschaft für Arthroskopie (AGA)  
17.-19.09.2009, Leipzig, Deutschland

**Lorbach O**, Pape D, Zerbe T, Maas S, Busch L, Kohn D, Seil R  
Der Einfluss des anteromedialen und posterolateralen Bündels  
des vorderen Kreuzbandes auf die isolierte tibiofemorale Rotation  
Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DGOU)  
20.-24.10.2009, Berlin, Deutschland

## **9.3 Poster-Präsentationen**

**Lorbach O**, Wilmes P, Maas S, Zerbe T, Kohn D, Seil R  
Verification of a New Measurement Device for Tibiofemoral Rotation  
AANA Annual Meeting 2009, April 30<sup>th</sup> - May 3rd, San Diego, USA

# 10. Lebenslauf

## PERSÖNLICHE

### DATEN:

Name: Zerbe  
Vorname: Tina  
Geburtsdatum: 10.10.1983  
Geburtsort: Gießen  
Adresse: Sattlerstraße 11, 97421 Schweinfurt  
Telefon: 09721-7933160  
E-Mail: tina.zerbe@hotmail.de  
Familienstand: ledig

### AUSBILDUNG:

#### Schulbildung:

1989 bis 1991 Grundschule Naunheim  
1991 bis 1994 Grundschule Niederweimar  
1994 bis 2003 Gymnasium Landschulheim Steinmühle  
Juni 2003 Abitur

#### Hochschulausbildung:

Oktober 2003 Immatrikulation an der Universität des Saarlandes,  
Studiengang Humanmedizin  
September 2005 Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung  
Oktober 2005 bis  
Juli 2006 Auslandsstudium im Rahmen des ERASMUS-Programmes  
an der Universidad de Oviedo (Spanien)  
Sommer 2007 Doktorarbeit in der Orthopädischen Klinik,  
Universitätsklinikum Homburg/Saar  
Juni 2010 Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung und Approbation als Ärztin  
Oktober 2010 Assistenzärztin an der Klinik für Anästhesiologie und operative  
Intensivmedizin, Leopoldina-Krankenhaus Schweinfurt  
(Chefarzt Prof. Dr. H. Rensing)