

**Aus der**  
**Klinik für Unfallchirurgie und Orthopädie am**  
**Bundeswehrkrankenhaus Ulm**  
(Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. med. B. Friemert)

**Beeinflussen Meniskusverletzungen  
die posturale Stabilität und kann diese  
durch Bandagen verbessert werden?**

Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin  
der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

**Christine Laufer**

**Bielefeld**

**2014**

Amtierender Dekan: Prof. Dr. rer. nat. Thomas Wirth

1. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Benedikt Friemert

2. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Michael Kramer

Tag der Promotion: 19. Juni 2015

Die Widmung ist in der Online-Version aus Gründen des Datenschutzes nicht  
enthalten.

## Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis .....	III
1 Einleitung.....	1
1.1    Allgemeines zu Meniskusverletzungen .....	1
1.2    Anatomie und Funktion des Meniskus .....	3
1.2.1    Anatomischer Aufbau des Meniskus.....	3
1.2.1.1    Vaskuläre Versorgung .....	4
1.2.2    Funktion der Menisken im gesunden Kniegelenk.....	6
1.2.2.1    Propriozeptive Funktion der Menisken.....	7
1.3    Bandagen.....	12
1.4    Das Biodex Stability System (BSS) als System zur Computerunterstützten Dynamischen Posturographie (CDP).....	13
1.5    Zielsetzung.....	14
2    Patienten und Methoden .....	15
2.1    Patienten.....	15
2.2    Computerunterstützte Dynamische Posturographie (CDP).....	16
2.3    Studienprotokoll .....	19
2.3.1    Elastische Kniebandagen .....	21
2.3.2    Scores.....	21
2.3.2.1    Aktivitätsscore nach Tegner.....	22
2.3.2.2    KSS Knee Society Score .....	22
2.3.2.3    KOS (Knee Outcome Survey)-Score ADL nach Irrgang .....	23
2.3.2.4    WOMAC.....	24
2.4    Statistik .....	25
3    Ergebnisse .....	26
3.1    Patienten.....	26
3.1.1    Verteilungsmuster der Meniskusläsionen .....	26
3.2    Vergleich zwischen gesunden und verletzten Knie .....	27
3.2.1    Messung der posturalen Kontrolle von gesundem und krankem Bein im Level 8.....	27

3.2.2	Bestimmung der posturalen Standfähigkeit im instabileren Level 4	28
3.3	Bandagen.....	29
3.3.1	Beeinflussung der Stabilität durch Bandagen im Level 8 .....	29
3.3.2	Veränderung der Stabilität durch Bandagen im Level 4.....	33
3.4	Scores.....	36
3.4.1	Aktivitätsscore nach Tegner.....	36
3.4.2	Knee Society Score (KSS).....	36
3.4.3	Knee Outcome Survey (KOS).....	37
3.4.4	WOMAC Score .....	37
4	Diskussion.....	38
4.1	Einfluss der Läsionen.....	38
4.2	Einfluss von Bandagen .....	43
4.3	Zusammenhang zwischen den Stabilitätsindizes und den Scores.....	47
4.3.1	Auswertung der einzelnen Scores .....	47
4.4	Ausblick.....	50
5	Zusammenfassung.....	51
6	Literaturverzeichnis .....	53
7	Anhang.....	59
7.1	Erfassungsbogen Unfallchirurgische Forschungsgruppe – Tegner Aktivitätsscore.....	59
7.2	Erfassungsbogen Unfallchirurgische Forschungsgruppe Knee Society Score (KSS).....	60
7.3	Erfassungsbogen Unfallchirurgische Forschungsgruppe WOMAC .....	62
7.4	Erfassungsbogen Unfallchirurgische Forschungsgruppe KOS - Score 64	
	Danksagung.....	66
	Lebenslauf.....	67

**Abkürzungsverzeichnis**

Abb.	Abbildung
ADL	Activities of daily living (Alltagsaktivitäten)
AL	anterolateral
AM	anteromedial
a.p.	anterior posterior
APSI	anterior-posterior Stabilitätsindex
ASK	Arthroskopie
BBS	Biodex Balance System
BMI	Body-Mass-Index
BSS	Biodex Stability System (entspricht BBS)
CDP	Computerunterstützte dynamische Posturographie
HKB	hinteres Kreuzband
kg	Kilogramm
kg / m <sup>2</sup>	Kilogramm / Quadratmeter
KK	Korrelationskoeffizient
KOS	Knee Outcome Survey
KSS	Knee Society Score
Lig	Ligamentum
M.	Musculus
m	Meter
max.	Maximalwert
min.	Minimalwert
MLSI	medio-lateraler Stabilitätsindex
MRT	Magnetresonanztomographie
ms	Millisekunden
MW	Mittelwert
n	Anzahl an Probanden
OP	Operation
OSI	Overall Stability Index
PL	Posterlateral
PM	Posteromedial
ROM	range of motion (Bewegungsausmaß)
SA	Standardabweichung

SF	Standardfehler
SI	Stabilitätsindex
Std	Stunden
VKB	Vorderes Kreuzband
WRT	Winkelreproduktionstest
WOMAC-Score	Western Ontario and McMaster Osteoarthritis Index
ZNS	Zentrales Nervensystem

## **1 Einleitung**

### **1.1 Allgemeines zu Meniskusverletzungen**

Verletzungen des Kniegelenkes sind die am häufigsten diagnostizierten Gelenkverletzungen des Menschen (Jerosch J. and Castro, 1995). Nicht selten stellen diese Verletzungen Läsionen des medialen oder lateralen Meniskus dar. Sportunfälle sind die Hauptursache für Knieverletzungen mit Meniskusbeteiligung. Die Sportarten mit der höchsten Rate von Meniskusverletzungen sind dabei Fußball, American Football, Basketball und Baseball, bei denen das Knie besonders oft intensiven Dreh- und Scherbewegungen ausgesetzt ist (Peterson and Renström, 2002). Außerdem entstehen Meniskusläsionen durch degenerative Prozesse im Alter.

Die genaue Bestimmung von Prävalenz und Inzidenz gestaltet sich jedoch schwierig, da nicht alle in der Bevölkerung bestehenden Meniskusläsionen diagnostiziert werden (Mohr, 2000). Bei Untersuchungen an Leichen mit einem Durchschnittsalter von 65 Jahren wurden bei 60% der untersuchten Verstorbenen vorher nicht entdeckte horizontale Meniskusrisse festgestellt. Es wird angenommen, dass diese entweder keine Symptome verursachten oder als Arthrose fehl gedeutet wurden (Noble and Hamblen, 1975). Eine Untersuchung von mehr als 10.000 Kniearthroskopien konnte zeigen, dass Männer 2,8-mal häufiger als Frauen von Meniskusverletzungen betroffen sind (Becker, 2002),(Poehling et al., 1990). Die jährliche Inzidenz von Meniskusverletzungen, die zu einer Meniskektomie führen, liegt bei 61 von 100.000 Einwohnern (Peterson and Renström, 2002).

Die operative Behandlung von Meniskusrissen hängt von der Art und Lokalisation der Läsion ab und hat neben dem Erreichen der Schmerzfreiheit die Wiederherstellung seiner Funktion zum Ziel. Dabei hat das Ausmaß der Meniskusresektion (partiell oder total) einen direkten Einfluss auf die Arthroseprognose (Englund and Lohmander, 2004). Folglich möchte man den Meniskus möglichst weitgehend erhalten. Bei der zum Teil noch in den siebziger Jahren üblichen operativen totalen Meniskektomie besteht eine sehr hohe Gefahr der Entwicklung einer Gonarthrose. 30 Jahre nach einer solchen Operation konnten im Röntgenbild bei 36% der Patienten signifikante

Gelenkspaltverschmälerungen nachgewiesen werden. Im Vergleich dazu liegt der Anteil im gesunden Knie bei nur 11% (McNicholas et al., 2000).

Zur Diagnose der Meniskusverletzung gibt es verschiedene Möglichkeiten. Eine sichere, aber invasive diagnostische Methode ist die Arthroskopie (Ockert et al., 2010). Als zuverlässigstes nicht invasives diagnostisches Verfahren wird heute die Magnetresonanztomographie (MRT) betrachtet (Jerosch and Riemer, 2004). Sie hat insbesondere bei Rissen, die nicht die Oberfläche erreichen, immer mehr an Bedeutung gewonnen. Engel et al. konnten bei der Untersuchung von insgesamt 170 Kniegelenken für den medialen Meniskus einen positiven prädikativen Wert von 91-94% und für den lateralen Meniskus von 88-100% auf T1 gewichteten Bildern in der MRT feststellen (Engel et al., 1994). Durch Verwendung von Kontrastmittel lässt sich die Treffsicherheit weiter steigern (Engel et al., 1994). Zu vergleichbaren Ergebnissen für den positiven Vorhersagewert kommen auch Runkel et al. in ihrer prospektiven Studie über 172 Patienten (Runkel et al., 2000).

Die klinische Untersuchung bei Verdacht auf eine Meniskusverletzung führt häufig nicht zu einer sicheren Diagnose: Die durch den Arzt oft praktizierten Tests, wie z.B. McMurray und der Druckschmerz über dem Gelenkspalt zeigen nur eine Sensitivität von 51 bzw. 64% und die Spezifität beträgt 78 bzw 61% (Ockert et al., 2010). In einer Studie von Jerosch et al. konnten nur 72% der nach der klinischen Untersuchung vermuteten Meniskuskäsionen auch arthroskopisch bestätigt werden. Die Beschwerden der weiteren Patienten waren durch andere Kniebinnenverletzungen verursacht (Jerosch and Riemer, 2004).

Bei einer Verletzung des Kniegelenks ist es für den untersuchenden Arzt dementsprechend schwierig, die Stabilität des betroffenen Gelenks objektiv zu beurteilen. Mit Hilfe verschiedener Fragebögen (Scores) kann lediglich eine subjektive Einschätzung des Patienten erfasst werden. Die Vergleichbarkeit der verschiedenen Scores ist bislang nicht zufriedenstellend. Bei Patienten mit Kreuzbandruptur findet man eine breite Verwendung des KT-1000 Knie-Arthrometers. Dieses Gerät ist in der Lage, die anteriore Tibiatranslation relativ zum Femur objektiv zu messen (Arneja and Leith, 2009), (Pugh et al., 2009). Ein vergleichbares objektives Messgerät für Patienten mit Meniskusverletzungen existiert bislang nicht.

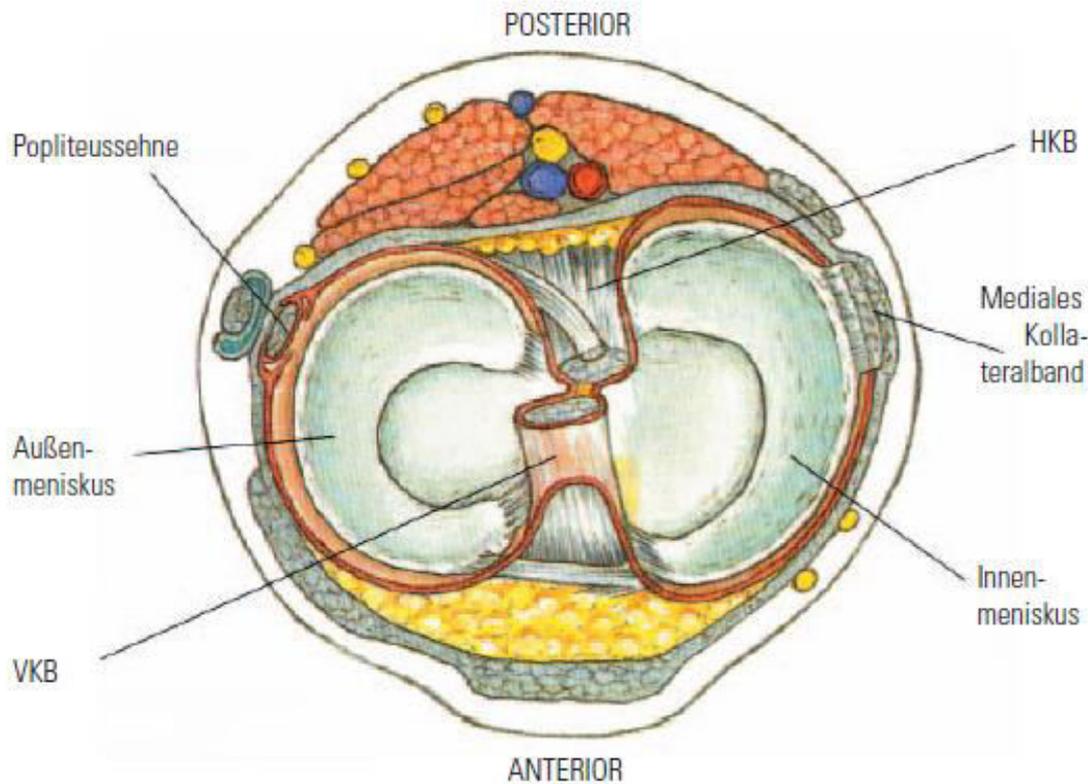
Auch häufige klinische Standarduntersuchungen korrelieren oft nicht mit dem subjektiven Empfinden des Patienten (Barrett, 1991), (Beard et al., 1994), (Skinner et al., 1984). Es konnte jedoch nachgewiesen werden, dass das subjektive Stabilitätsgefühl mit den propriozeptiven Fähigkeiten im Kniegelenk des Patienten korreliert (Jerosch and Prymka, 1996c).

## **1.2 Anatomie und Funktion des Meniskus**

### **1.2.1 Anatomischer Aufbau des Meniskus**

Der Innen- und Außenmeniskus sind verformbare, c-förmige, fibrocartilaginäre Strukturen, die sich keilförmig zwischen den Femurkondylen und der Tibia befinden. Während der laterale Meniskus einen nahezu geschlossenen Ring bildet, ist der mediale Meniskus halbmondförmig (Frick et al., 1992). Verankerungen der Menisken im Vorder- und Hinterhornbereich am Tibiaplateau sind die wichtigsten Befestigungsstellen (Lengsfeld et al., 1991). Bei Bewegungen im Kniegelenk werden die Menisken mit ihrer planen freien Unterfläche auf der proximalen Tibiagelenkfläche verschoben. So bilden sie mobile Gelenkpfannen für die Femurkondylen und verteilen den umschriebenen Druck auf die größeren Gelenkflächen der Tibia (Peterson and Renström, 2002), (Frick et al., 1992). Die Menisken werden durch einen Band-, Kapsel und Sehnenapparat passiv und aktiv gezügelt. Beide Menisken werden durch das Lig. transversum genus, die Ligg. meniscopatellaria und Sehnenanteile des M. semimembranosus gesichert.

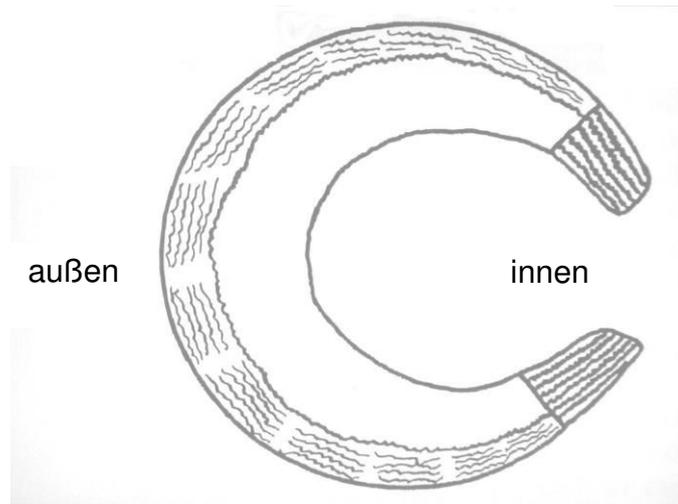
Außerdem ist der Innenmeniskus mit der Gelenkkapsel und dem darin eingelassenen Innenband verwachsen. Der laterale Meniskus ist zusätzlich durch das meistens vorhandene Lig. meniscofemorale gesichert (Lengsfeld et al., 1991). Die Bewegungsmöglichkeiten des medialen Meniskus sind somit stärker eingeschränkt als die des lateralen, der nicht mit der Kapsel und dem Außenband verwachsen ist. Folglich ist der mediale Meniskus wesentlich häufiger von Verletzungen betroffen. Vor allem bei maximaler Beugung und gleichzeitiger Außenrotation des Unterschenkels kommt es zu Ein- oder Abrissen in dem schwächeren vorderen Sichelrand des weniger beweglichen medialen Meniskus (Peterson and Renström, 2002), (Neurath and Stofft, 1992), (Frick et al., 1992).



**Abbildung 1: Der Innen- und Außenmeniskus** (Peterson and Renström, 2002, S.295)  
 HKB= hinteres Kreuzband, VKB= vorderes Kreuzband  
 Mit freundlicher Genehmigung der Taylor & Francis Group

### 1.2.1.1 Vaskuläre Versorgung

Die Versorgung des Meniskus erfolgt durch Blutgefäße im peripheren Anteil (so genannte rote Zone) und durch Diffusion von Synovialflüssigkeit im gelenkzentralen Anteil (so genannte weiße Zone). Die Vorder- und Hinterhörner des Meniskus sind sehr gut vaskularisiert (Day et al., 1985) (Abbildung 2). Die Blutversorgung der Menisken nimmt mit fortschreitendem Alter ab. Im Alter von 50 Jahren beschränkt sich die Blut- und Lymphversorgung nur noch auf einen Anteil von 10% am gesamten Meniskus (Gray, 1999).



**Abbildung 2: Schematischer Längsschnitt durch den Meniskus**, zeigt die Blut- und Lymphversorgung des Meniskuskörpers und der –hörner (Day et al., 1985; Gray, 1999)

Die Verteilung der Blutversorgung bildet die Grundlage für die operative Versorgung von Meniskusrissen. Verletzungen in den avaskulären Regionen des Meniskus besitzen nicht die Fähigkeit zur Reparatur oder zum Remodelling (Gray, 1999). Im Gegensatz dazu ist in peripheren, besser vaskularisierten Bereichen ein Heilungspotential vorhanden, in denen die Blutversorgung eine regenerierende Entzündungsreaktion ermöglicht (Gray, 1999). Diese bewirkt, dass sich ein Fibrinkonglomerat mit Entzündungszellen bildet und als Stützgewebe für die Proliferation des Kapillarplexus fungiert. Dieses zieht undifferenzierte mesenchymale Zellen an, die sich in Fibroblasten bzw. Chondroblasten differenzieren. Dieser Vorgang vervollständigt den Heilungsprozess (Gray, 1999). Ziel in der Therapie von Meniskusverletzungen ist der Erhalt des Meniskus bei gleichzeitiger Schmerzfreiheit. Die Naht eines akuten Längsriss an diesen reich vaskularisierten peripheren Gebieten zeigt vor allem bei jungen Patienten mit ansonsten stabilem Kniegelenk den größten Erfolg (Cooper et al., 1991).

### 1.2.2 Funktion der Menisken im gesunden Kniegelenk

Der Meniskus besitzt eine Vielzahl wichtiger Aufgaben. Er hat als gewichtverteilende Struktur eine schützende Pufferfunktion für das Gelenk und vermindert so die auf das Kniegelenk einwirkende Druckbelastung. Die im belasteten Zustand im Meniskusgewebe vorherrschenden zirkulären Zugspannungen werden außerhalb der eigentlichen Gelenkfläche auf das Tibiaplateau übertragen. Durch die Umverteilung der Kräfte wird insbesondere der unter dem Meniskus liegende Gelenkflächenanteil entlastet (Kummer, 1987). Die Menisken übertragen 30 bis 70 % der Belastungen, die auf das Gelenk einwirken. Weiterhin unterstützen die Menisken zusammen mit dem subchondralen Knochen den Knorpel in seiner stoßdämpfenden Wirkung (Peterson and Renström, 2002).

Das Kniegelenk kann mit Hilfe der Menisken großen axialen Belastungen widerstehen. Wenigstens 50% dieser Belastung im Kniegelenk werden bei Extension durch den Meniskus übertragen, bei 90° Beugung sind es sogar 85% (Ahmed and Burke, 1983). Die Fähigkeit des Gelenkes, Belastungen zu verteilen, wird so durch Meniskektomie deutlich vermindert. Weiterhin verbessern die Menisken die Gelenkkongruenz zwischen Tibia und Femur (Peterson and Renström, 2002). Dadurch wird die Tragfläche des Kniegelenks im Vergleich zur reinen Kontaktfläche zwischen den beiden Knochen um das Doppelte vergrößert (Kummer, 1987). Bei der früher üblichen operativen Totalresektion des Meniskus besteht eine sehr hohe Gefahr der Entwicklung einer Gonarthrose. Dies erklärt sich durch die postoperativ wesentlich verkleinerte Kontaktfläche zwischen Femurkondyle und Tibiaplateau, was zu einer Erhöhung der Flächenpressung um den Faktor drei und damit zu einer schädlichen Überbelastung des Gelenkknorpels führt (Aagaard and Verdonk, 1999), (Muller, 1994).

Die Menisken erhöhen höchstwahrscheinlich auch die mechanische Stabilität des Gelenks (Aagaard and Verdonk, 1999). Ob der stabilisierende Effekt auch im gesunden Knie eine wesentliche Rolle spielt wird diskutiert. Die stabilisierende Funktion der Menisken im Kniegelenk mit insuffizientem vorderen Kreuzband (VKB) ist aber unumstritten (Aagaard and Verdonk, 1999), (Thompson and Fu, 1993), (Peterson and Renström, 2002).

In diesem Fall ist der Translationsweg verlängert und die Menisken werden bei der Bremsung in a.p. Richtung vermehrt belastet. Eine totale Resektion des medialen Meniskus führt zu einer vermehrten anteromedialen Rotationsfreiheit des Tibiaplateaus und in Folge dessen zu einer verminderten Gelenkstabilität (Thompson and Fu, 1993).

Eine Stabilisierung der posterioren Translation bewirkt über das Lig. meniscofemorale der laterale Meniskus. Eine objektive Messung der mechanischen Stabilität des Kniegelenkes gestaltet sich durch das Zusammenspiel mehrerer Faktoren schwierig. Das gilt insbesondere für den lateralen Meniskus auf Grund der größeren Beweglichkeit (Muller, 1994).

In Bezug auf das Thema dieser Arbeit ist diese Funktion der Gelenksstabilisierung von besonderem Interesse. Sie steht in unmittelbarem Zusammenhang mit der propriozeptiven Funktion der Menisken, auf welche im Folgenden eingegangen werden soll.

### **1.2.2.1 Propriozeptive Funktion der Menisken**

Wie oben bereits erwähnt, ist eine weitere wichtige Aufgabe der Menisken die Gelenkpropriozeption. Unter Tiefensensibilität bzw. Propriozeption versteht man eine komplexe Sinneswahrnehmung, mit welcher das Gehirn über die Position bzw. den Aktivitätszustand der Gelenke, Muskeln und Sehnen informiert wird. Sie umfasst die drei Qualitäten: den Stellungs-, Bewegungs- und Kraftsinn (Schmidt et al., 2004). Bewegung oder Positionsänderung eines Gelenkes stimuliert eine Vielzahl von Rezeptoren, welche eine Einschätzung der Position in Relation zum Körper ermöglichen. Die sensorischen Eingänge, die die Informationen liefern, befinden sich in Muskulatur, Haut und Gelenksstrukturen (McLaughlin et al., 1994). Spezialisierte Mechanorezeptoren der Gelenkkapsel spielen dabei eine wichtige Rolle (Barrack et al., 1989). 1992 beschrieben Assimakopoulos et al. erstmals freie Nervenendigungen in der Peripherie und im medialen Drittel des Meniskus, sowie drei Typen von eingekapselten Mechanorezeptoren im Vorder- und Hinterhorn (Assimakopoulos et al., 1992; Jerosch and Prymka, 1996b).

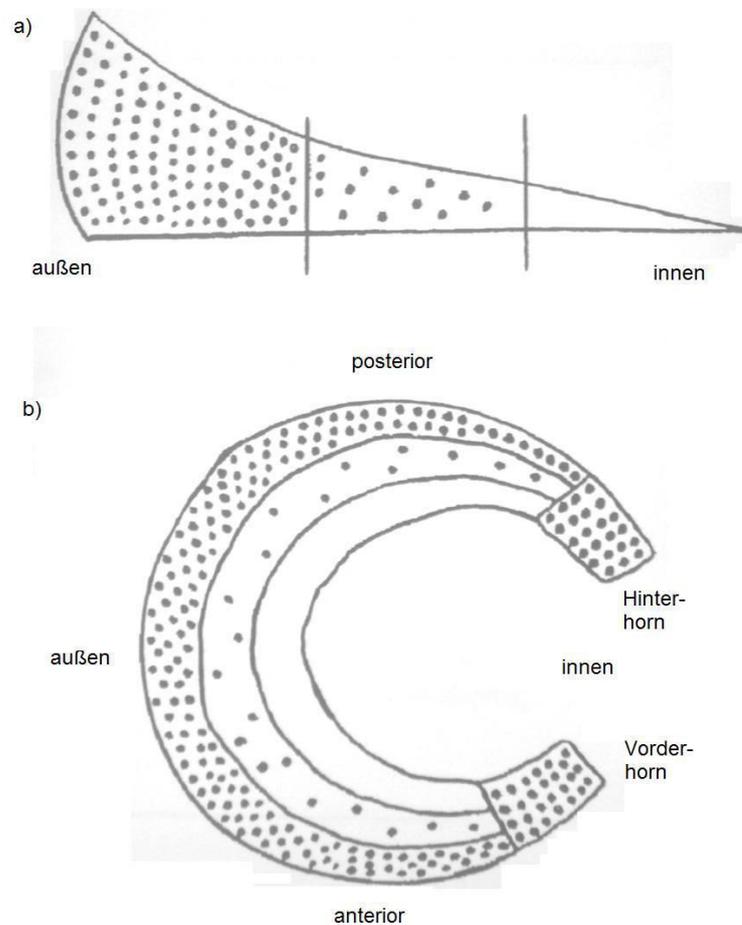
Im Einzelnen sind dies die schnell adaptierenden Pacinikörperchen (Typ II Rezeptoren), die in die Verarbeitung von Informationen über die Position einbezogen sind, langsam adaptierende Ruffini-Körperchen (Typ I Rezeptoren) und Golgi-Organen (Typ III Rezeptoren), die die Muskelspannung messen (Zimny, 1988). Eine Übersicht gibt Tabelle 1 (Gray, 1999).

**Tabelle 1: Charakteristische Merkmale der Mechanorezeptoren und freier Nervenendigungen** (Gray, 1999) Unter Aktivierungsschwelle versteht man die Empfindlichkeit eines Rezeptors, bei der dieser auf spezifische Reize (hier Bewegung) reagiert. Bedeutung der einzelnen Qualitäten: statisch: Aktivierung auch in Ruhe, dynamisch: Aktivierung bei Gelenkbewegung, traumatisch: Aktivierung als Antwort auf Verletzung, Entzündung oder Gewebeerstörung

Typ	Funktion	Qualität	Aktivierungsschwelle	Adaption
<b>Typ I Mechanorezeptoren (Ruffinikörperchen)</b>	Versorgt das ZNS mit Informationen über die statische Gelenkposition, Änderungen des intraartikulären Drucks und der Bewegungsrichtung	Statisch und dynamisch	Niedrig	Langsam
<b>Typ II Mechanorezeptoren (Pacini-Körperchen)</b>	Liefern Informationen über die Geschwindigkeit und Beschleunigung	Dynamisch	Niedrig	Schnell
<b>Typ III Mechanorezeptoren (Golgi-Sehnenorgane)</b>	Liefern Informationen über den Spannungszustand der Muskeln. Die Wirkung ist vor allem hemmend auf das Motoneuron des Agonisten	Dynamisch	Hoch	Langsam
<b>Typ IV Nozizeptoren (freie Nervenendigungen)</b>	Gibt einen elektrischen Impuls, den das Gehirn als Schmerz interpretiert.	Traumatisch	Hoch	Langsam oder gar nicht

Lokalisiert sind die Mechanorezeptoren vor allem in den äußeren zwei Dritteln des Meniskuskörpers und in Vorder- und Hinterhörnern (Assimakopoulos et al., 1992; Day et al., 1985; Zimny, 1988) (vgl. Abbildung 3). Vergleicht man diese Abbildung mit Abbildung 2, so deckt sich das Verteilungsmuster der nervalen Strukturen mit der vaskulären Versorgung. Vor allem Vorder- und Hinterhorn erfahren eine reiche Blutversorgung (Day et al., 1985) und in diesem Bereich ist die Dichte der Rezeptoren besonders hoch.

Die Verteilung der Mechanorezeptoren deutet weiterhin darauf hin, dass bei extremen Bewegungen, wie endgradiger Flexion oder Extension, bei denen die Meniskushörner belastet werden, eine afferente Rückkopplung aus dem Knie in besonderem Ausmaß notwendig ist (Gray, 1999). Dadurch sollen solche unphysiologischen Bewegungen vermieden werden. Eine funktionierende Gelenkpropriozeption stellt somit einen Mechanismus zur Prophylaxe von Verletzungen durch Extrembewegungen dar (Jerosch and Prymka, 1996c).



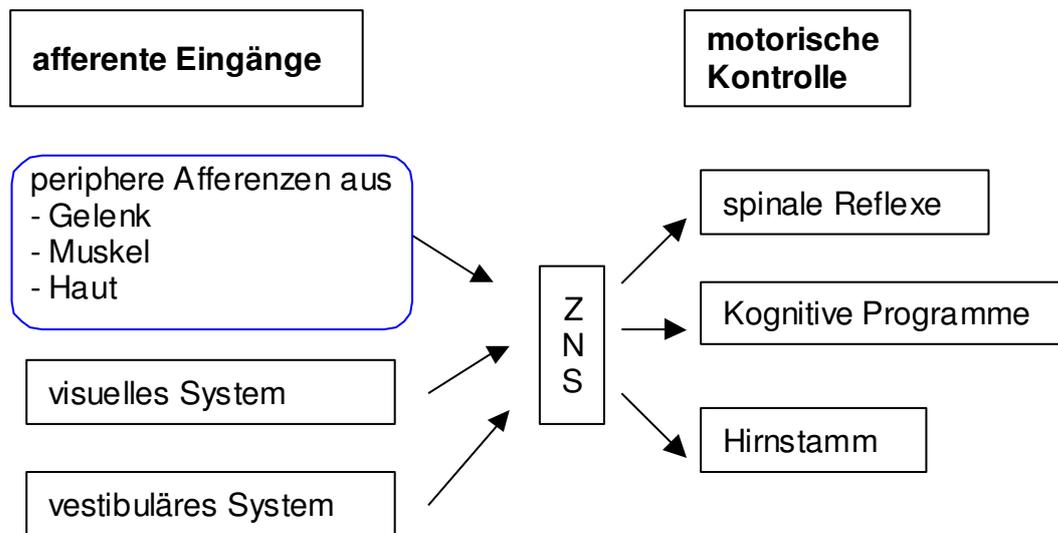
**Abbildung 3: Nerveninnervation des Meniskus**

a) schematischer Querschnitt b) schematischer Längsschnitt (Gray, 1999)

Nun ist es aufgrund der vorbeschriebenen Aufgaben nicht verwunderlich, dass es bei einer Läsion des Meniskus zu einer Verminderung der propriozeptiven Funktionen kommt. So zeigt eine klinische Studie von Jerosch et al. bei Verwendung des Winkelreproduktionstest (WRT) eine schlechtere Propriozeption bei Patienten mit einer isolierten Verletzung des medialen Meniskus, verglichen mit der gesunden Kontrollgruppe. Durch eine partielle Meniskusresektion konnte die Propriozeption des verletzten Beines gebessert werden. Die postoperativen Resultate zeigten nun keinen signifikanten Unterschied zur gesunden Kontrollgruppe mehr (Jerosch and Prymka, 1997). Ebenfalls tritt nach der Ruptur des vorderen Kreuzbandes (VKB) eine Verschlechterung des Stellungssinns im Kniegelenk im Vergleich mit einer Kontrollgruppe auf. Die Messung des WRT nach VKB-Plastik zeigt hier eine tendenzielle Verbesserung, aber kein signifikantes Ergebnis (Jerosch and Prymka, 1997). In einer aktuellen Studie konnten Palm et al. zeigen, dass sich bei Patienten mit VKB-Ruptur nach Plastik des vorderen Kreuzbandes die posturale Kontrolle deutlich verbesserte und das Stabilitätsniveau des kontralateralen gesunden Kniegelenkes erreicht werden konnte (Palm et al., 2014b). Barrack et al. stellten bei ihrer Untersuchung von Patienten mit einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes beim Vergleich mit dem kontralateralen Gelenk fest, dass die propriozeptiven Fähigkeiten des gesunden Knies erwartungsgemäß besser als die des Verletzten sind. Postoperativ war die Propriozeption des VKB-defizienten Knies besser als vor der Operation, aber noch signifikant schlechter als die der Kontrollgruppe. Auffallend ist, dass die Ergebnisse des gesunden, kontralateralen Beins signifikant schlechter sind, als die einer Kontrollgruppe ohne Ruptur des kontralateralen vorderen Kreuzbandes (Arockiaraj et al., 2013; Barrack et al., 1989). Diese Beobachtung konnten auch Jerosch et al. bei Patienten mit traumatischer Patelladislokationen bei der Überprüfung der Propriozeptionsfähigkeit mit Hilfe des Winkelreproduktionstest machen. Auch hier waren die Ergebnisse des verletzten Knies erwartungsgemäß schlechter, aber auch die des kontralateralen, gesunden Knies waren verglichen mit einer gesunden Kontrollgruppe vermindert (Jerosch and Prymka, 1996b). Ursächlich werden hier zum einen von den Autoren die durch die Verletzung gestörten Koppelungen zwischen den Reflexbögen genannt. Hier wären für die genauen Zusammenhänge weitere elektrophysiologische Untersuchungen notwendig.

Eine weitere Hypothese ist, dass die Patelladislokation den Gelenkstellungssinn des Kniegelenkes verschlechtert. Eine Beeinflussung der Propriozeption auch des kontralateralen Gelenkes ist denkbar.

Mehrere Studien zeigen somit, dass Verletzungen der Knieinnenstrukturen, insbesondere auch isolierte Meniskusläsionen, die propriozeptiven Funktionen des Kniegelenkes vermindern. Zusätzlich scheinen auch die propriozeptiven Fähigkeiten des gesunden, kontralateralen Beines geschädigt zu sein.



**Abbildung 4: neuromuskuläre Kontrollwege/ posturale Kontrolle** (Lephart et al., 1997)

Betrachten wir nun die posturale Kontrolle: diese stellt einen dynamischen Prozess dar, der dem aufrechten Stand und Gang des Menschen dient. Wie in Abbildung 4 zu sehen, werden in diesem Prozess ständig zahlreiche Afferenzen aus vestibulären, visuellen und auch propriozeptiven Rezeptoren zentral verarbeitet. So würde es nicht überraschen, wenn ein propriozeptives Defizit mit einer Verschlechterung der posturalen Stabilität einherginge.

In wieweit propriozeptive Informationen die reale Muskelsteuerung und damit die Kinetik und Stabilität beeinflussen, ist aber bei der derzeitigen Studienlage völlig unklar. Somit ist es Ziel unserer Studie, diese Fragestellung genauer zu beleuchten, d.h. ob sich eine durch eine isolierte Meniskusläsion bedingte propriozeptive Störung negativ auf die posturale Stabilität auswirkt.

### 1.3 Bandagen

Elastische Bandagen finden in der Praxis bei unterschiedlichsten Verletzungen des Kniegelenks eine weite Anwendung, ohne dass über deren tatsächlichen Nutzen bzw. deren Effekt viel bekannt ist. Die Studienlage zu diesem Thema ist zudem uneindeutig. Ein Grund dafür ist unter anderem die Vielzahl der verwendeten unterschiedlichen Bandagen.

Bei 54 unverletzten Probanden untersuchten Perla et al. den Effekt von Bandagen und zeigten durch diese eine signifikante Verbesserung der Winkelreproduktion. Wurden die Bandagen entfernt, war der Effekt nicht mehr nachweisbar (Perla et al., 1995). Eine Verbesserung durch Bandagen beim gesunden Kniegelenk konnten auch Jerosch et al. nachweisen (Jerosch and Prymka, 1995). Zum Einfluss der Bandage auf das Kniegelenk bei Läsion des vorderen Kreuzbandes (VKB) gibt es keine eindeutigen Ergebnisse. Eine Verbesserung der Propriozeption bei VKB-defizienten Knien durch Benutzung einer Bandage wird von Jerosch et al. beobachtet, ebenso bei traumatischer Patelladisllokation (Jerosch and Prymka, 1996a; Jerosch and Prymka, 1996b). Eine andere Studie sieht einen sinnvollen Einsatz der Bandagen für Patienten mit Verletzung des vorderen Kreuzbandes nur bei geringer Belastung (Branch and Hunter, 1990). Zum Einfluss von Bandagen bei Meniskusläsionen gibt es bislang nur eine Publikation, in der Jerosch et al. keinen Einfluss auf die Winkelreproduktionsfähigkeit des verletzten Knies durch die elastische Bandage feststellen konnten (Jerosch and Prymka, 1997).

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass es Hinweise für die Wirksamkeit von Bandagen in Bezug auf die Verbesserung der Propriozeption und der Winkelreproduktionsfähigkeit gibt, diese aber bislang nicht eindeutig belegbar sind.

Der Einfluss von Bandagen auf die posturale Kontrolle als dynamischen Prozess wurde bislang noch nicht untersucht. Bei Kniegelenken mit Meniskusläsionen konnte bislang kein Nachweis einer objektiven Verbesserung erbracht werden. Wir verfolgen nun einen ganzheitlichen Ansatz mit Blick auf die Gesamtstatik. Von Patienten mit Läsionen der Knieinnenstrukturen, insbesondere auch der Menisken, wird oft über ein subjektives Instabilitätsgefühl berichtet.

Dieses lässt sich oftmals durch den Gebrauch von Bandagen minimieren, ebenso wie bestehende Schmerzen. Interessant für uns ist nun, ob sich die subjektiven Wahrnehmungen der Patienten mit Hilfe einer standardisierten Messung posturalen Kontrolle objektivieren lassen.

#### 1.4 Das Biodex Stability System (BSS) als System zur Computerunterstützten Dynamischen Posturographie (CDP)

Wie bereits erläutert, handelt es sich bei der posturalen Kontrolle um einen dynamischen Prozess zur Regulation des stabilen Standes und Ganges. Ein objektives Messverfahren stellt die Computerunterstützte dynamische Posturographie (CDP) dar, die der Beurteilung der posturalen Stabilität dient und Störungen des Gleichgewichts somit quantifizieren kann. Wir bedienen uns dabei einem Gerät der neuesten Generation der CDP, dem Biodex Balance System® (BBS). Beim BBS handelt es sich um eine zirkuläre Plattform, welche simultan freie passive Beweglichkeit in Richtung der medio-lateralen und antero-posterioren Achse aufweist. Sensoren können die dynamische Auslenkung der Platte auf  $0,1^\circ$  genau registrieren (bis max. 20 Grad) und die Abweichung vom Zentrum berechnen. Entsprechend der im zeitlichen Verlauf gemessenen Auslenkungsgrade werden drei Indizes ausgerechnet. Näheres hierzu im Teil 2 (Probanden und Methoden).



**Abbildung 5: Biodex Stability System**

Mit freundlicher Genehmigung von Biodex Medical Systems, Inc.

## 1.5 Zielsetzung

Meniskusverletzungen sind ein häufiges Verletzungsmuster im unfallchirurgischen Alltag. Oft treten diese in Kombination mit Verletzungen des vorderen Kreuzbandes (VKB) und des Innenbandes auf. In der vorliegenden Studie werden isolierte Meniskusverletzungen untersucht, von der insbesondere sportlich aktive Menschen betroffen sind.

Dass Meniskuläsionen mit einer Reduktion der propriozeptiven Fähigkeiten einhergehen, konnte bereits gezeigt werden (Jerosch and Prymka, 1996c; Jerosch and Prymka, 1997). Auch wenn die Vermutung nahe liegt, wurde bisher nicht bewiesen, ob diese verminderte Propriozeption mit einer erhöhten funktionellen Instabilität bei Kombinationsbewegungen einhergeht. Diese benötigen im besonderen Ausmaß die propriozeptiven Fähigkeiten eines Gelenks zur Kontrolle von Muskeltonus und der Reflex-Muskel-Koordination (Zimny, 1988).

Unklar ist, inwieweit Meniskusverletzungen die posturale Stabilität beeinträchtigen, welche wesentliche Informationen der Propriozeption verarbeitet. Ziel dieser prospektiven, klinisch-experimentellen Studie ist es daher, zu untersuchen, ob Meniskusverletzungen auch einen messbaren Einfluss auf den stabilen Stand haben. Außerdem ist bislang nicht klar, ob elastische Bandagen einen stabilisierenden Effekt bei Patienten mit Meniskuläsion aufweisen. Ein weiteres Ziel unserer Studie war daher zu ermitteln, inwiefern Bandagen einen Einfluss auf die Stabilität des Kniegelenkes bei Meniskusverletzungen haben. Dabei bietet das Biodex Stability System<sup>TM</sup> eine Möglichkeit, objektiv die Stabilität des Kniegelenkes zu testen. Zusätzlich war es Interesse dieser Arbeit zu untersuchen, inwieweit diese Messergebnisse mit den subjektiven Bewertungen der Patienten in standardisierten Fragebögen korrelieren.

## 2 Patienten und Methoden

### 2.1 Patienten

An der Studie nahmen 27 Patienten mit einseitigen Meniskusverletzungen teil. Davon waren 23 Männer (Alter:  $34 \pm 17$  Jahre, Größe:  $179 \pm 8$  cm, Gewicht:  $84,5 \pm 10,5$  kg) und 4 Frauen (Alter:  $51 \pm 10$  Jahre, Größe:  $165 \pm 3$  cm, Gewicht:  $71,0 \pm 6,2$  kg). Somit war die mehrheitlich von Meniskusverletzungen betroffene Gruppe, Männer zwischen 31 und 40 Jahren, in unserer Untersuchung am häufigsten vertreten (Becker, 2002),(Poehling et al., 1990). Alle Probanden hatten keine Erkrankungen des orthopädischen, neurologischen, vestibulären, optischen oder akustischen Systems. Eingeschlossen wurden Patienten mit Innen- oder Außenmeniskusläsion und gesunden kontralateralen Gelenk, die nach vorhergehender Aufklärung in die Studienteilnahme einwilligt hatten. Es wurde neben einer standardisierten Befragung eine klinische Untersuchung des Bewegungs- und Stützapparates durchgeführt. Anhand von MRT-Bildern oder einer Arthroskopie, wenn klinisch indiziert, wurde die Diagnose gesichert. 24 wurden arthroskopiert, drei hatten nur eine MRT. Bei Vorliegen beider Befunde galt die Arthroskopie als Goldstandard für die Diagnosestellung bzw. Bestätigung der Meniskusläsion.

Die Ein- und Ausschlusskriterien sind in Tabelle 2 dargestellt.

Die Studie war zuvor durch die Ethikkommission der Universität Ulm genehmigt worden (Antrag Nr. 323/08). Die Rechte der Probanden wurden gemäß der Deklaration von Helsinki von 1964 geschützt.

**Tabelle 2: Ein- und Ausschlusskriterien**

<b>Einschlusskriterien</b>
- Verletzung des Außen/Innenmeniskus an einem Kniegelenk, das andere Gelenk ist gesund
- Alter > 18 Jahre
- Keine Erkrankung der unteren Extremität, des optischen oder vestibulären Systems

Ausschlusskriterien
- Metabolische Grunderkrankung
- Neurologische Grunderkrankung
- Dauermedikation (mit Ausnahme oraler Kontrazeptiva)
- Akute/chronische Erkrankung oder Verletzung der kontralateralen unteren Extremität, der Wirbelsäule oder des Beckens
- Schmerzen oder Bandläsionen des betroffenen Gelenks
- Erkrankungen des audiovisuellen Systems

## 2.2 Computerunterstützte Dynamische Posturographie (CDP)



**Abbildung 6: CDP**

Dargestellt ist das von uns verwendete System zur Durchführung der Computerunterstützten Dynamischen Posturographie. Das vergrößerte Bild des LCD-Monitors zeigt den visualisierten Verlauf bei Auslenkung der Plattform.

Mit freundlicher Genehmigung von Dr.med. Strobel, Hamburg.

Wie in der Einleitung beschrieben, dient die CDP der Beurteilung der posturalen Stabilität und wird vor allem im angloamerikanischen Raum verwendet. Die Reliabilität des von uns verwendeten Biodex Stability Systems™ (Biodex, Shirley, New York) wurde in mehreren Studien, darunter auch in unserer Forschungsgruppe belegt (Arnold and Schmitz, 1998; Palm et al., 2009; Pereira et al., 2008; Strobel, 2009). Während der Messung befindet sich der Proband auf einer zirkulären Plattform, die freie passive Beweglichkeit in der medio-lateralen und antero-posterioren Achse aufweist. Mittels Sensoren wird die dynamische Auslenkung der Platte registriert (max. 20 Grad) und die Abweichung vom Zentrum berechnet.

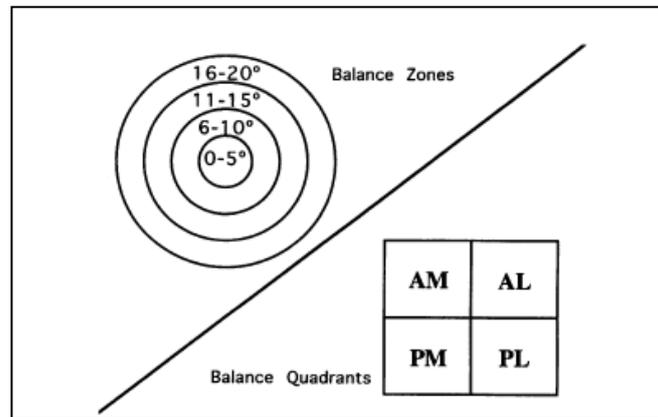
Entsprechend der im zeitlichen Verlauf gemessenen Auslenkungsgrade werden drei Indizes ausgerechnet: Der medial-laterale Stabilitätsindex (medial-lateral stability index, MLSI), der anterior-posteriore Stabilitätsindex (anterior-posterior stability index, APSI) und der gesamte Stabilitätsindex (overall stability index, OSI). Die Indizes geben die Auslenkungen in der entsprechenden Achse wieder und werden nach folgenden Formeln (Abbildung 7) berechnet:

$$\begin{aligned}
 APSI &= \sqrt{\frac{\sum (0 - Y)^2}{\# \text{ Einzelmessungen}}} & MLSI &= \sqrt{\frac{\sum (0 - X)^2}{\# \text{ Einzelmessungen}}} \\
 OSI &= \sqrt{\frac{\sum (0 - X)^2 + \sum (0 - Y)^2}{\# \text{ Einzelmessungen}}}
 \end{aligned}$$

**Abbildung 7: Formel zur Berechnung der Stabilitätsindizes**

APSI= anterior-posteriore Stabilitätsindex, MLSI= medial-lateraler Stabilitätsindex, OSI= Gesamtstabilitätsindex

Ein hoher Stabilitätsindex korreliert demnach mit einer Zunahme der posturalen Instabilität. Weiterhin registriert das BSS, wie stark und wie lange eine Auslenkung in eine bestimmte Richtung erfolgt. Um Stärke und Dauer einer vom Nullpunkt abweichenden Bewegung aufzeichnen zu können, wurden zwei Orientierungssysteme geschaffen: Die Balance-Zonen und die Balance-Quadranten. Bei den erstgenannten handelt es sich um 4 Zonen, die in 5°-Schritten zirkulär um den Mittelpunkt angeordnet sind (0-20°). Die Quadranten sind vier Quadrate mit der Position anteromedial, anterolateral, posteromedial und posterolateral (Abbildung 8).



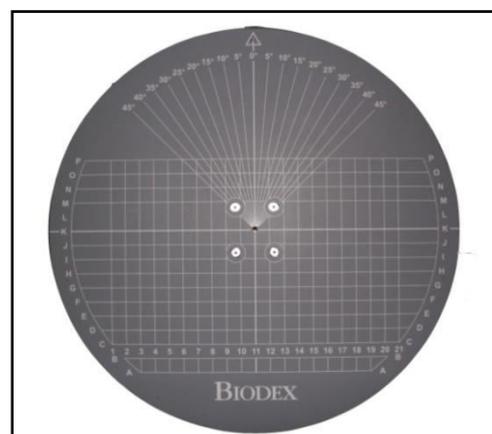
**Abbildung 8:** Zonen und Quadranten, die benutzt werden, um die prozentuale Aufenthaltszeit zu berechnen. AM = anteromedial, AL = anterolateral, PM = posteromedial, PL = posterolateral

Des Weiteren ermöglicht es die Software des Gerätes unterschiedliche Stabilitätsgrade einzustellen. Von Level 1 (Plattform ist komplett labil) bis Level 12 (Plattform ist besonders stabil). Der Bewegungsradius ist hierbei nicht betroffen. Das heißt, weiterhin sind max. 20 Grad in jede Bewegungsrichtung möglich, der Widerstand wird jedoch erhöht. Neben den 12 instabilen Level kann die Plattform auch in einem statischen Level arretiert werden. Durch Drucksensoren wird hierbei die Verlagerung des Schwerpunktes detektiert und auf dem LCD-Monitor dargestellt. Bei den instabilen Level wird hingegen die tatsächliche Auslenkung auf dem Bildschirm visualisiert (Abbildung 9). Die Fußplattform (Abbildung 10) ermöglicht durch Markierungen eine exakt reproduzierbare Fußpositionierung.



**Abbildung 9:** Bildschirm des Biodex Stability System mit Cursor

Mit freundlicher Genehmigung von Biodex Medical Systems, Inc.



**Abbildung 10:** Fußplattform des Biodex Stability System

Mit freundlicher Genehmigung von Biodex Medical Systems, Inc.

Vor Beginn einer Messung werden die anthropometrischen Daten des Probanden (Name, Alter, Gewicht und Größe) erfasst und anschließend die Messbedingungen im entsprechenden Messprotokoll definiert:

- Anzahl der Einzeluntersuchungen
- Dauer der Einzeluntersuchung
- Pause zwischen den Einzeluntersuchungen
- Stabilitätslevel (4 und 8)
- einbeiniger Stand
- Schuhe
- Augen auf

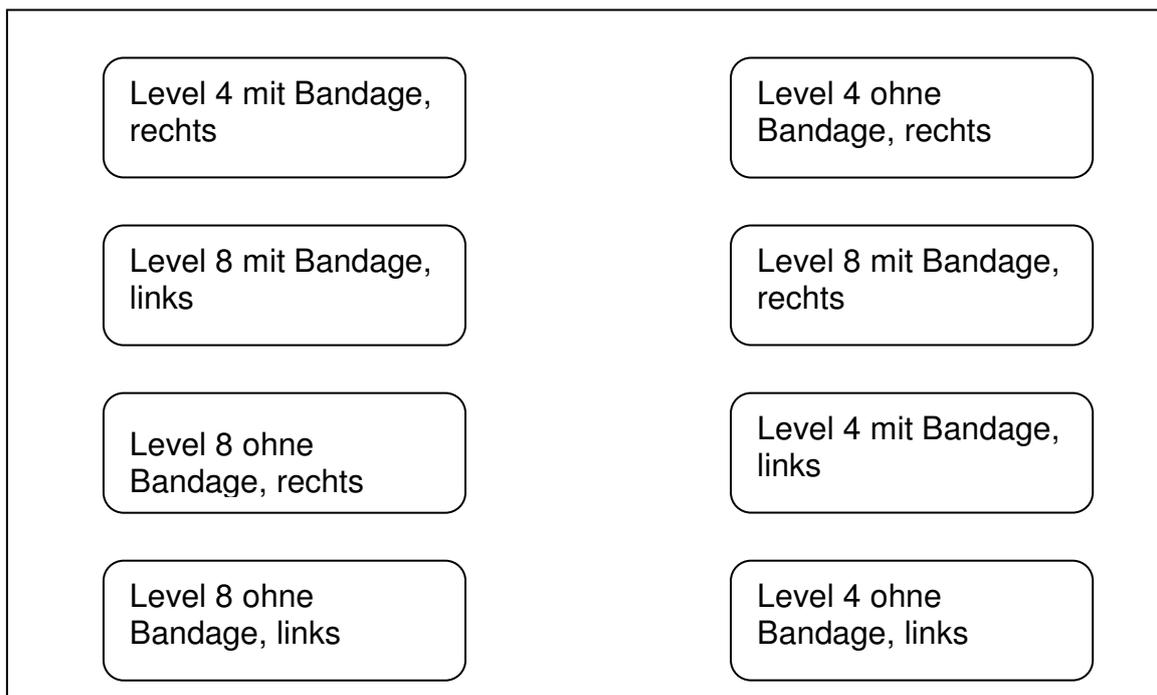
### **2.3 Studienprotokoll**

Alle Probanden stellten sich mit der Verdachtsdiagnose einer Meniskusläsion in der unfallchirurgischen Ambulanz des Bundeswehrkrankenhauses Ulm vor. Die Bestätigung dieser Verdachtsdiagnose in der klinischen Untersuchung ergab die Indikation zur Arthroskopie, die im Regelfall am Folgetag durchgeführt wurde. Patienten, die sich zur Studienteilnahme entschlossen, bekamen einen standardisierten Fragebogen, welcher vor der Messung zusammen mit dem Untersucher ausgefüllt wurde. Danach erfolgte die Messung mit dem Biodex Balance System.

Nach Einweisung auf das Messsystem konnten sich die Teilnehmer im Rahmen eines Probedurchgangs mit der Apparatur angemessen vertraut machen. Es wurde eine komfortable, möglichst stabile Fußposition ermittelt, mit der der Cursor auf dem Bildschirm ohne Anstrengung im Zentrum des Kreises gehalten werden konnte. Während der Messung durften die Arme frei bewegt werden, die Fußposition musste jedoch beibehalten werden. Beide Beine wurden einzeln im Einbeinstand getestet. Die Probanden trugen ihre eigenen Turnschuhe und einen Trainingsanzug. Außerdem konnten sie sich bei drohendem Sturz an Haltegriffen festhalten, was allerdings bei keinem Probanden nötig war. Der Blick des Probanden war frei geradeaus gerichtet.

Der Bildschirm wurde zur Unterbindung des visuellen Feedbacks abgedeckt, um so eine möglichst realitätsnahe Prüfung der Standstabilität zu erreichen. Denn ein visuelles Feedback des Monitors führt, wie eine Untersuchung in unserer Forschungsgruppe zeigte, zu einer signifikanten Verbesserung des Stabilitätsindex (Palm et al., 2009).

Die Messungen erfolgten jeweils im Level 8 und 4, mit 3 x 20 Sekunden Messung im Abstand von 10 Sekunden. Bei jeder Messung wurde auf eine gleichbleibende Fußposition geachtet. Zusätzlich wurde jedes Bein mit und ohne Bandage gemessen. Vorherige Studien konnten für Level 8 zeigen, dass diese Einstellung von den meisten Personen bewältigt werden kann und genaue Ergebnisse liefert (Cumming and Klineberg, 1994; Nevitt et al., 1991). Mit dem Ziel, die Resultate leichter vergleichen zu können, haben wir uns auch für diese Einstellung entschieden. Level 4 wurde gewählt, um zu sehen, ob bei größerer Instabilität Unterschiede zwischen dem gesunden und verletzten Bein auftreten. So ergaben sich für den einzelnen Probanden acht Einzelmessungen. Um Strukturgleichheit zu schaffen, wurde die Reihenfolge der einzelnen Datenerhebungen bei den jeweiligen Messungen mittels Briefwahl für jeden Probanden randomisiert. (Übersicht Abbildung 11) Dadurch konnte, wie schon Pincivero et al. nachgewiesen haben, im weiteren Verlauf ein möglicher Trainingseffekt vernachlässigt werden (Pincivero et al., 1995).



**Abbildung 11:** Übersicht über die verschiedenen Messungen (randomisierte Abfolge)

### 2.3.1 Elastische Kniebandagen



Die verwendete Kniebandage ist eine kassenübliche Fixationsbandage StabiloGen® (Fa. BORT, Weinstadt, Deutschland). Diese wird laut Herstellerangaben auch bei Patella-instabilität, Gelenkergüssen, Schwellungen, Arthrose und Arthritis, postoperativen Reizständen und Bandinstabilitäten eingesetzt. Die Bandage wurde in ihrer Größe nach den Empfehlungen des Herstellers entsprechend des zuvor ausgemessenen Kniegelenksumfangs ausgewählt.

**Abbildung 12: verwendete Kniebandage StabiloGen®**

### 2.3.2 Scores

Scores sind Bewertungsskalen, die vom Untersucher eingesetzt werden, um das subjektive Empfinden des Patienten zu erfassen. Zusätzlich werden sie in wissenschaftlichen Studien zur Beurteilung von Behandlungsverfahren herangezogen. Sie beinhalten hauptsächlich Angaben der Patienten zu vorhandenen Symptomen und Einschränkungen. Die subjektive Zufriedenheit eines Patienten, z.B. mit der Funktionsfähigkeit des Kniegelenkes, wird mittels eines numerischen Bewertungssystems eingeschätzt, wobei die Angaben in der Regel vom Patienten selbst zu machen sind. Damit liegt für die Scores Untersucherunabhängigkeit vor. Für die Evaluation von Knieinstabilitäten wurden zahlreiche Scores entwickelt, die eine Beurteilung und Einschätzung der vorhandenen Stabilität des Gelenks nach einer Verletzung des Meniskus ermöglichen. In der vorliegenden Studie wurden die weitverbreitetsten Knie-Scores eingesetzt. Der hier verwendeten Tegner-Aktivitätsscore (Tegner and Lysholm, 1985) gilt als etabliert.

Andere, weniger bekannte Fragebögen wurden in dieser Studie ergänzend eingesetzt, um ihre Eignung gegenüber bisher gebräuchlichen Scores zu überprüfen. Dazu zählen die „Knee Outcome Survey - ADL Scale“ (im Weiteren als „KOS-Score ADL“ bezeichnet) und die „Knee Outcome Survey – Sports Activity Scale“ (nachfolgend als „KOS-Score Sport“ benannt), die eine skalierte Bewertung einzelner Einschränkungen und Symptome vorsehen und somit eine differenziertere Aussage erlauben (Irrgang et al., 1998). Zusätzlich verwendeten wir den „Knee Society Score“ (KSS) (Insall et al., 1989) und den WOMAC Score.

Die verwendeten Scores können im Anhang der Arbeit angesehen werden.

### **2.3.2.1 Aktivitätsscore nach Tegner**

Tegner (Tegner and Lysholm, 1985) beschrieb 1985 erstmals den 11-stufigen Aktivitätsscore. Anhand der beruflichen und sportlichen Aktivitäten des Patienten wird das Aktivitätslevel nach Kniebandinstabilitäten zwischen einem Level von 0 bis 10 bestimmt. Dabei bedeutet „0“ - Keine Aktivität (Berufsunfähigkeit) auf Grund von Knieproblemen, „10“ - Fußball als Wettkampfsport auf höchstem nationalen und internationalen Niveau. Durch Erfassung von Patientenangaben zur körperlichen Aktivität zum Untersuchungszeitpunkt kann das Ausmaß der Beeinträchtigung durch die Verletzung erhoben werden. In dieser Arbeit wurde der von Wülker et al. auf deutsche Verhältnisse übertragene Aktivitätsscore verwendet. Unverändert wurden sportliche Belastungen stärker gewichtet als berufliche. Die hohe Verletzungshäufigkeit im Sport zeigt die Gefährdung der Menisken gerade in diesem Bereich (Wulker et al., 1991).

### **2.3.2.2 KSS Knee Society Score**

Dieser Score wurde 1989 von der American Knee Society eingeführt. Der Knee-Society-Score besteht aus zwei Teilen. Der erste ist ein Kniescore, welcher ausschließlich den Zustand des Kniegelenks beurteilt, indem Schmerz, Stabilität und Bewegungsumfang des Gelenks betrachtet werden. Dieser Test kombiniert somit funktionelle (Stabilität, ROM, Gehstrecke, Fähigkeit zum Treppensteigen) als auch subjektive Parameter (Schmerz). Abzüge gibt es für Beugekontrakturen, Streckungsdefizite und Achsenfehlstellungen. Die maximale Punktzahl von 100 im Kniescore wird für ein absolut schmerzfreies Kniegelenk mit einem

Bewegungsausmaß von mindestens 125° und uneingeschränkter antero-posteriorer und medio-lateraler Stabilität vergeben. Im zweiten Teil, dem Funktionsscore, werden als Hauptparameter die maximale Laufstrecke des Patienten und das Treppensteigen herangezogen.

Die maximale Punktzahl im Funktionsscore wird bei unbegrenzter Laufstrecke und problemlosen Auf- und Absteigen von Treppen erzielt. Nimmt der Patient beim Gehen Hilfsmittel, wie z.B. einen Gehstock oder eine Unterarmgehstütze in Anspruch oder braucht er ein Geländer beim Treppensteigen, werden Punkte abgezogen. 100 Punkte werden auch hier vergeben, so dass eine Höchstpunktzahl von insgesamt 200 Punkten erreicht werden kann (Insall et al., 1989; Liow et al., 2000).

### **2.3.2.3 KOS (Knee Outcome Survey)-Score ADL nach Irrgang**

#### *KOS (Knee Outcome Survey)-Score ADL nach Irrgang*

Der von Irrgang 1998 veröffentlichte Knee Outcome Survey-Fragebogen ADL (Activities of Daily Living) enthält 16 skalierte Fragen zur Kniefunktion. Diese beziehen sich auf Symptome und Einschränkungen bei Alltagstätigkeiten. Jede einzelne Frage muss dabei in einer abgestuften Skala von 0 (= totale Behinderung/ Einschränkung) bis 5 (= überhaupt keine Behinderung/ Einschränkung) subjektiv vom Patienten bewertet werden. Es kann eine maximale Punktzahl von 80 erreicht werden. Der Autor empfiehlt diesen „Rohwert“ auf 100 % hochzurechnen (80 Punkte = 100 %).

Vom Autor ist kein Bewertungsmaßstab vorgegeben. In Anlehnung an andere Auswertungsschemen von Scores wird in der vorliegenden Studie folgendes Bewertungssystem für die weitere Beurteilung der Ergebnisse genutzt: (Irrgang et al., 1998)

- 91 bis 100 % sehr gut
- 81 bis 90 % gut
- 71 bis 80 % befriedigend
- < 70 % schlecht

### *KOS (Knee Outcome Survey)-Score Sport nach Irrgang*

Beim KOS-Score Sport wird mit 11 Fragen nach Symptomen und Einschränkungen bei üblichen sportlichen Aktivitäten gefragt. Wie im KOS-Score ADL ist für jede Frage eine Einschätzung der Kniefunktion auf der 6-stufigen Skala (0 bis 5) vorzunehmen. Die maximal erreichbare Punktzahl beträgt hier im „rohen“ Score 55 Punkte.

Auch hier ist das erreichte Ergebnis prozentual zu berechnen, wobei die maximale Punktzahl von 55 Punkten auf 100 % gesetzt wird. Die Beurteilung der Ergebnisse erfolgt wie beim KOS-Score ADL (Irrgang et al., 1998).

### **2.3.2.4 WOMAC**

Der WOMAC (Western Ontario and McMaster Osteoarthritis Index) ist ein krankheitsspezifischer Fragebogen, der von den Patienten selbst auszufüllen ist. Er erfasst die klinischen Symptome der Funktionseinschränkung im Alltag bei Arthrosen des Hüft- und Kniegelenks (Bellamy et al., 1988). Der WOMAC umfasst drei Abschnitte mit insgesamt 24 Fragen. Der erste Teil beinhaltet fünf Fragen zum Schmerz. Der zweite Teil umfasst zwei Fragen zur Gelenksteifigkeit. Der dritte Teil umfasst 17 Fragen zur körperlichen Tätigkeit im Alltag und erfasst somit die Funktion des Gelenks. Für die Studie wurde die deutsche Version des WOMAC verwendet (Stucki et al., 1996).

Die einzelnen Fragen werden durch eine 10 cm lange numerische Graduierungsskala repräsentiert, die einen Wertebereich zwischen 0 und 10 beinhalten. Dabei bedeutet 0 keine Schmerzen, Steifheit oder Schwierigkeiten, während 10 die entgegengesetzte Wertigkeit besitzt. Der WOMAC Fragebogen wurde, auf Nachfrage bei der Untersuchung, von den Patienten allgemein als leicht verständlich beschrieben.

## **2.4 Statistik**

Bei allen Probanden wurde neben deskriptiver Statistik entsprechend der gemittelten Abweichung der Plattform von der Horizontalen der Stabilitätsindex (SI) [Winkelgrad] nach anterior-posterior (APSI) und nach medial-lateral (MLSI), sowie der gesamte Stabilitätsindex (Overall Stability Index, OSI) computerunterstützt berechnet. Bei dem Vergleich von zwei Gruppen wurde der gepaarte Student-t-Test eingesetzt. Die statistischen Analysen wurden mit SPSS 11.0 durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde mit  $p < 0,05$  angenommen. Die Fallzahlberechnung erfolgte auf Grund der Ergebnisse der von uns durchgeführten Reliabilisierungsstudie (Strobel, 2009).

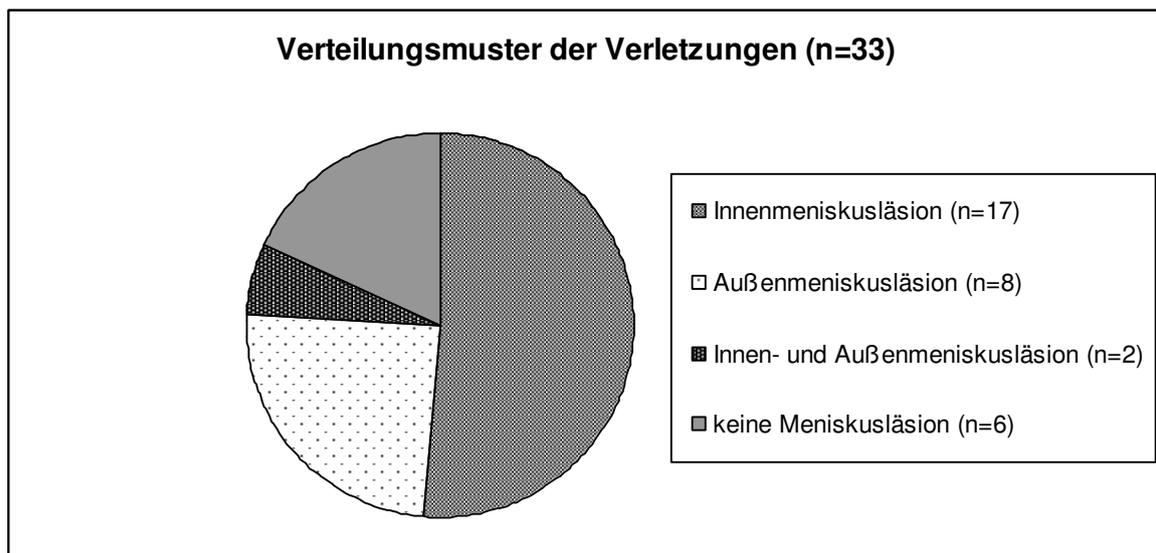
### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Patienten

Das durchschnittliche Alter der Studienteilnehmer lag bei 37 Jahren. Die Standardabweichung betrug dabei 18 Jahre. Die Körpergröße der Patienten hatte ihren Mittelwert bei 177 cm ( $\pm 9$ cm) und das Körpergewicht bei 82 kg ( $\pm 12$ kg). Der aus diesen Angaben errechnete BMI betrug im Durchschnitt 26 kg/m<sup>2</sup> ( $\pm 3$  kg/m<sup>2</sup>). Somit ergab sich bezogen auf Körpergröße und -gewicht ein relativ homogenes Patientenkollektiv, wobei das kontralaterale gesunde Bein als Kontrollgruppe diente. Dieses Vorgehen ist mit der aus unserer Forschungsgruppe stammenden Reliabilisierungsstudie der Computerunterstützten Dynamischen Posturographie mit über 100 Probanden konform (Strobel, 2009).

##### 3.1.1 Verteilungsmuster der Meniskusläsionen

Insgesamt untersuchten wir 33 Patienten. 27 Patienten konnten wir nach der anschließenden Arthroskopie in die Studie aufnehmen. Vier der Patienten waren weiblich. Von den Untersuchungsteilnehmern hatten 17 Patienten eine Innenmeniskus- und acht eine Außenmeniskusverletzung. Zwei Patienten wiesen sowohl eine Innen- als auch Außenmeniskusläsion auf (Abbildung 13).



**Abbildung 13: Übersicht über die Verletzungen der für diese Studie untersuchten Patienten (Bundeswehrkrankenhaus Ulm, 2008).**

Sechs weitere Patienten mussten nach durchgeführter Arthroskopie aufgrund fehlender Meniskusläsion oder Begleitverletzungen ausgeschlossen werden. Einer davon hatte eine zusätzliche Ruptur des vorderen Kreuzbandes. Bei den übrigen lag eine Reizsynovialitis, eine Plica medio- oder infrapatellaris (3x) oder sklerosierte Hoffazotten vor. (Vgl. Tabelle 3)

**Tabelle 3: Übersicht der unterschiedlichen Läsionsorte der Meniskusverletzungen der untersuchten Patienten (Bundeswehrkrankenhaus Ulm, 2008).**

VKB= vorderes Kreuzband

<b>Meniskusläsion</b> (n=27)	Innenmeniskus (n=17)	Vorder-/Hinterhorn (n=14) Pars intermedia (n=3)
	Außenmeniskus (n=8)	Vorder-/ Hinterhorn (n=7) Pars intermedia (n=1)
	Innen- und Außenmeniskus (n=2)	
<b>Keine Meniskusläsion</b> (n=6)	VKB-Ruptur (n=1) Reizsynovialitis (n=1) Plica medio/infrapatellaris (n=3) Sklerosierte Hoffazotten (n=1)	

Die Verteilung der Ätiologie der Verletzung sieht folgendermaßen aus: 14 Läsionen waren degenerativen Ursprungs, bei sechs war ein Trauma die Ursache. Bei den anderen sieben Läsionen konnte der Grund nicht eindeutig seitens des Patienten benannt werden, ein Trauma war zumindest nicht erinnerlich. Es wurden nur Patienten ohne Ruheschmerz im Kniegelenk untersucht, um ausschließlich die Beeinflussung der propriozeptiven Fähigkeiten aufgrund der Meniskusruptur zu dokumentieren. Sell et al. konnten eine hohe Korrelation zwischen Schmerzen und der Verschlechterung des Stellungssinns des Kniegelenks nachweisen (Sell et al., 1993).

### 3.2 Vergleich zwischen gesunden und verletzten Knie

#### 3.2.1 Messung der posturalen Kontrolle von gesundem und krankem Bein im Level 8

Die Stabilitätsindizes, welche die durchschnittliche Abweichung der Plattform von der Horizontalen in Winkelgrad ausdrücken, wurden nach allen drei Messungen pro Bein durch das Biodex Balance System® direkt berechnet und automatisch gemittelt. Dabei korreliert ein höherer Wert mit zunehmender Instabilität.

Für den Gesamtindex (Overall Stability Index, OSI) lag der Wert des verletzten Kniegelenks bei  $3,6 \pm 1,1^\circ$  und der des gesunden bei  $3,5 \pm 0,9^\circ$ . Der p-Wert war 0,29. Für den anterior-posterioren Stabilitätsindex (APSI) als Ausdruck der Abkippbewegung in der sagittalen Ebene waren die Werte  $2,7 \pm 1,0^\circ$  (verletztes Bein) und  $2,7 \pm 0,9^\circ$  (gesundes Bein) ( $p=0,97$ ). Für den mediolateralen Stabilitätsindex (MLSI) galt eine mittlere Auslenkung am betroffenen Kniegelenk von  $2,2 \pm 1,0^\circ$  und am intakten Knie von  $2,0 \pm 0,8^\circ$ . Der mittels t-Test berechnete p-Wert lag bei 0,15.

Somit wurde bei allen drei Indizes trotz vorliegender Meniskusläsion keine signifikante Verschlechterung der posturalen Stabilität verglichen mit dem gesunden Bein beobachtet. Die Ergebnisse werden in der Tabelle 4 zusammenfassend dargestellt.

**Tabelle 4: Messung in Level 8, ohne Bandage bei Patienten mit einseitigen Meniskusverletzungen (Bundeswehrkrankenhaus Ulm, 2008)**

Die Tabelle fasst die Ergebnisse der berechneten Stabilitätsindizes von Overall Stability Index (OSI), Anterior Posterior Stability Index (APSI) und Medial Lateral Stability Index (MLSI) bei krankem und gesunden Bein im Level 8 zusammen. Neben dem berechneten Mittelwert (MW), seiner Standardabweichung (SD) und dem p-Wert sind auch die gemessenen Minimal- und Maximalwerte (Min/ Max) des Kollektivs aufgeführt. Signifikante Unterschiede zwischen den beiden Vergleichsgruppen wurden bei keinem der Indizes beobachtet.

Level 8		MW	SD	Min	Max	p-Wert
<b>OSI</b>	Meniskusläsion	3,6	1,1	1,8	6,0	<b>0,29</b>
	Ohne Meniskusläsion	3,5	0,9	2	5,4	
<b>APSI</b>	Meniskusläsion	2,7	1,0	1,0	4,9	<b>0,97</b>
	Ohne Meniskusläsion	2,7	0,9	1,2	4,7	
<b>MLSI</b>	Meniskusläsion	2,2	1,0	1,0	4,9	<b>0,15</b>
	Ohne Meniskusläsion	2,0	0,8	1,0	4,3	

### 3.2.2 Bestimmung der posturalen Standfähigkeit im instabileren Level 4

Bei der Bestimmung der Instabilitätsindizes des instabileren Levels 4 ergaben sich folgende Messungen: Für den OSI lag der Wert des verletzten Kniegelenks bei  $4,5 \pm 1,3^\circ$  und der des gesunden bei  $4,0 \pm 1,0^\circ$ . Der p-Wert war 0,002 und damit signifikant. Für die Auslenkung in der sagittalen Ebene (APSI) waren die Werte  $3,5 \pm 1,2^\circ$  (verletztes Bein) und  $3,1 \pm 1,1^\circ$  (gesundes Bein). Der mittels t-Test berechnete signifikante p-Wert lag bei 0,004. Für den mediolateralen Stabilitätsindex (MLSI) galt eine mittlere Auslenkung am betroffenen Kniegelenk von  $2,7 \pm 1,3^\circ$  und am intakten Knie von  $2,5 \pm 1,2^\circ$  ( $p=0,24$ ).

Bei dem instabileren Level 4 konnten wir somit einen signifikanten Unterschied für die Auslenkung in anterior-posteriorer Richtung sowie im Gesamtindex zeigen. Nur im dritten Index, dem MLSI konnten wir keine Signifikanz nachweisen. Die Ergebnisse werden in der Tabelle 5 als Übersicht zusammengefasst.

**Tabelle 5: Messung in Level 4, ohne Bandage bei Patienten mit einseitigen Meniskusverletzungen (Bundeswehrkrankenhaus Ulm, 2008)**

Die Tabelle fasst die Ergebnisse der drei berechneten Stabilitätsindizes (OSI, APSI und MLSI) bei krankem und gesundem Bein im Level 4 zusammen. Neben dem berechneten Mittelwert (MW), seiner Standardabweichung (SD) und dem p-Wert sind auch die gemessenen Minimal- und Maximalwerte (Min/ Max) des Kollektivs aufgeführt. Signifikante Unterschiede zwischen den beiden Vergleichsgruppen wurden bei dem OSI und APSI, nicht jedoch beim MLSI beobachtet.

Level 4		MW	SD	Min	Max	p-Wert
<b>OSI</b>	Meniskuläsion	4,5	1,3	2,0	7,0	<b>0,002</b>
	Ohne Meniskuläsion	4,0	1,2	1,5	6,5	
<b>APSI</b>	Meniskuläsion	3,5	1,2	1,5	6,2	<b>0,004</b>
	Ohne Meniskuläsion	3,1	1,1	1,3	5,4	
<b>MLSI</b>	Meniskuläsion	2,7	1,3	1,1	5,9	<b>0,244</b>
	Ohne Meniskuläsion	2,5	1,2	0,5	5,0	

### 3.3 Bandagen

#### 3.3.1 Beeinflussung der Stabilität durch Bandagen im Level 8

Wenn man nun die Messergebnisse mit Bandagen im Level 8 des gesunden mit denen des kranken Beins vergleicht, erhält man keine signifikanten Unterschiede. Tendenziell zeigen aber die Ergebnisse des Beins ohne Verletzung niedrigere Werte für alle drei Indizes, also einen stabileren Stand. (siehe Tabelle 6)

**Tabelle 6: Level 8, Vergleich des gesunden und verletzten Beins mit Bandagen bei Patienten mit einseitigen Meniskusverletzungen (Bundeswehrkrankenhaus Ulm, 2008)**

Die Tabelle fasst die Ergebnisse der berechneten Stabilitätsindizes von Overall Stability Index (OSI), Anterior Posterior Stability Index (APSI) und Medial Lateral Stability Index (MLSI) zusammen. Neben dem berechneten Mittelwert (MW), seiner Standardabweichung (SD) und dem p-Wert sind auch die gemessenen Minimal- und Maximalwerte (Min/Max) des Kollektivs aufgeführt. Signifikante Unterschiede zwischen den beiden Vergleichsgruppen wurden bei keinem der drei Indizes beobachtet.

Level 8	Mit Bandage	MW	SD	Min	Max	p-Wert
<b>OSI</b>	Meniskuläsion	3,0	1,1	1,6	5,5	<b>0,22</b>
	Ohne Meniskuläsion	2,9	0,8	1,4	4,9	
<b>APSI</b>	Meniskuläsion	2,2	0,8	1,0	4,4	<b>0,08</b>
	Ohne Meniskuläsion	2,0	0,8	1,0	3,6	
<b>MLSI</b>	Meniskuläsion	1,9	0,7	0,7	3,0	<b>0,09</b>
	Ohne Meniskuläsion	1,7	0,7	0,7	3,4	

Im Gegensatz dazu zeigt der Vergleich „mit Bandage“ und „ohne Bandage“ signifikante Unterschiede im Sinne einer besseren Standstabilität mit Bandage. Dies gilt sowohl für das gesunde als auch das verletzte Bein. Für den Gesamtstabilitätsindex (OSI) lag der Wert des verletzten Kniegelenks ohne Bandage bei  $3,6 \pm 1,1^\circ$  und mit Bandage bei  $3,0 \pm 1,1^\circ$ , was einer Erhöhung der posturalen Stabilität von 17 % ( $p < 0,01^*$ ) entspricht. Für das gesunde Bein wurde ein Gesamtindex von  $3,5 \pm 0,9^\circ$  (ohne Bandage) registriert, welcher sich mit Bandage um 19 % auf einen Wert von  $2,9 \pm 0,8^\circ$  ( $p < 0,01^*$ ) verbesserte.

**Tabelle 7: Level 8, Vergleich der Messung des gesunden Knies mit und ohne Bandage bei Patienten mit einseitigen Meniskusverletzungen (Bundeswehrkrankenhaus Ulm, 2008)**

Die Tabelle fasst die Ergebnisse der berechneten Stabilitätsindizes von Overall Stability Index (OSI), Anterior Posterior Stability Index (APSI) und Medial Lateral Stability Index (MLSI) beim gesunden Bein im Vergleich der Messung mit und ohne Bandage zusammen. Neben dem berechneten Mittelwert (MW), seiner Standardabweichung (SD) und dem p-Wert sind auch die gemessenen Minimal- und Maximalwerte (Min/Max) des Kollektivs aufgeführt. Signifikante Unterschiede zwischen den beiden Vergleichsgruppen wurden bei allen drei Indizes beobachtet.

Level 8	Gesundes Knie	MW	SD	Min	Max	p-Wert
<b>OSI</b>	mit Bandage	2,9	0,8	1,4	4,9	<b>&lt;0,001</b>
	Ohne Bandage	3,5	0,9	2,0	5,4	
<b>APSI</b>	mit Bandage	2,0	0,8	1,0	3,6	<b>&lt;0,001</b>
	Ohne Bandage	2,7	0,9	1,2	4,7	
<b>MLSI</b>	mit Bandage	1,7	0,7	0,7	3,4	<b>0,03</b>
	Ohne Bandage	2,0	0,8	1,0	4,3	

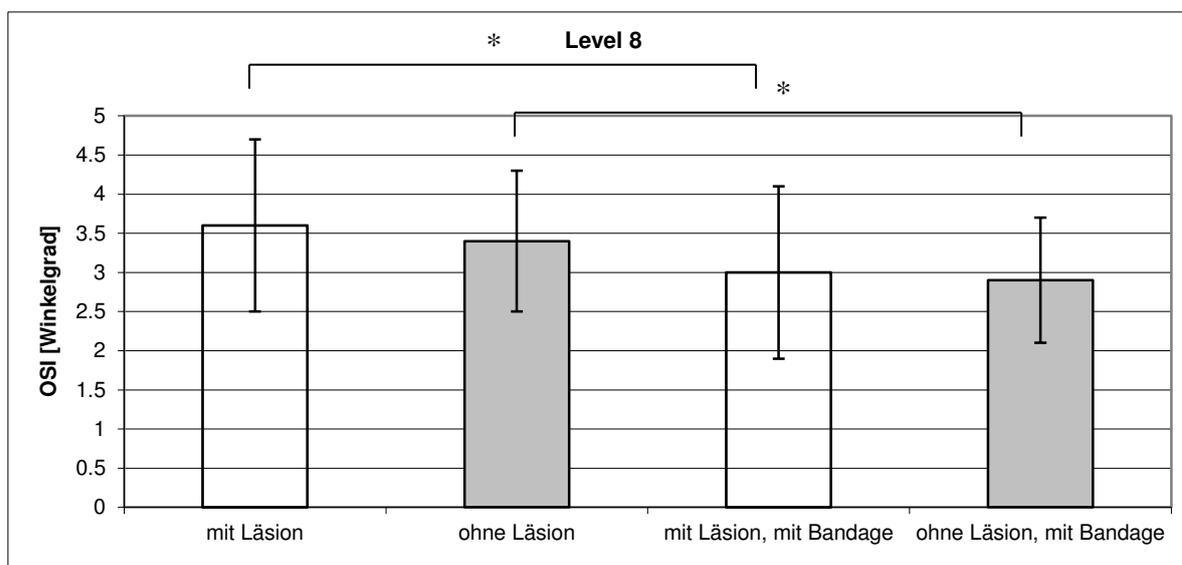
Die Nebenzielgrößen anterioposteriorer Stabilitätsindex (APSI) und mediolateraler Stabilitätsindex (MLSI) können den Tabellen 7 und 8 und den Abbildungen 14-16 entnommen werden. Auffällig ist hier, dass der APSI im Vergleich bei dem gesunden und auch bei dem von der Meniskusläsion betroffenen Kniegelenk einen signifikanten Unterschied zeigt. Der MLSI, der die Auslenkung in mediolateraler Richtung beschreibt, liefert im t-Test für das verletzte Kniegelenk jedoch keine signifikanten Unterschiede ( $p = 0,12$ ).

**Tabelle 8: Level 8, Vergleich der Messung des verletzten Knies mit und ohne Bandage bei Patienten mit einseitigen Meniskusverletzungen (Bundeswehrkrankenhaus Ulm, 2008)**

Die Tabelle fasst die Ergebnisse der berechneten Stabilitätsindizes von Overall Stability Index (OSI), Anterior Posterior Stability Index (APSI) und Medial Lateral Stability Index (MLSI) bei Vergleich der Messung mit und ohne Bandage am verletztem Knie zusammen. Neben dem berechneten Mittelwert (MW), seiner Standardabweichung (SD) und dem p-Wert sind auch die gemessenen Minimal- und Maximalwerte (Min/ Max) des Kollektivs aufgeführt. Signifikante Unterschiede zwischen den beiden Vergleichsgruppen wurden für den OSI und APSI beobachtet. Für den MLSI zeigt sich keine signifikante Verbesserung durch die Bandage.

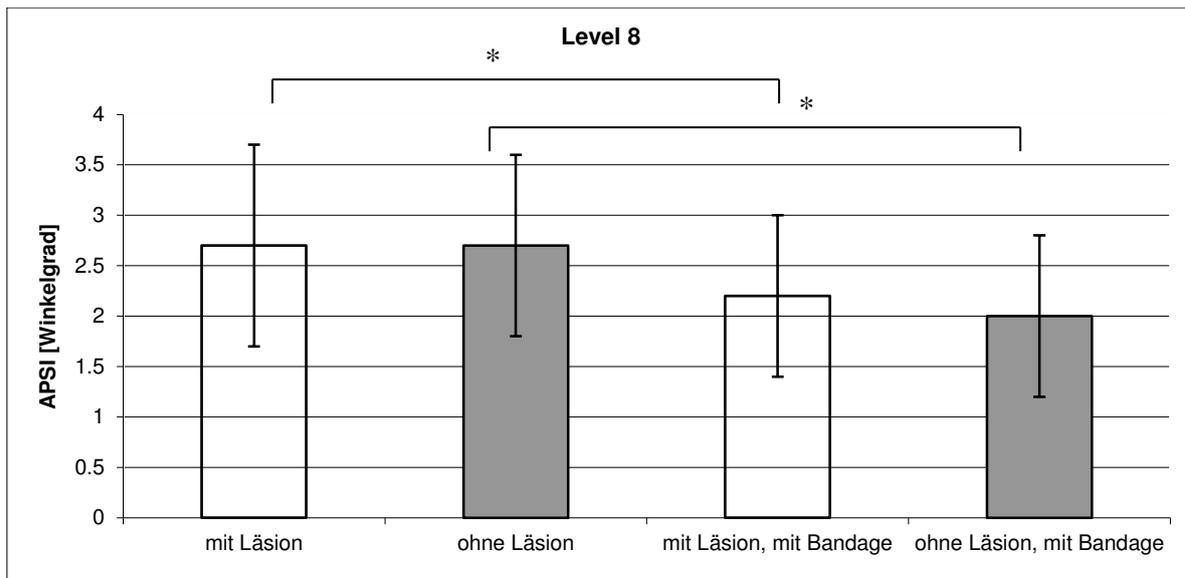
Level 8	Verletztes Knie	MW	SD	Min	Max	p-Wert
OSI	mit Bandage	3,0	1,1	1,6	5,5	<0,001
	Ohne Bandage	3,6	1,1	1,8	6,0	
APSI	mit Bandage	2,2	0,8	1,0	4,4	0,01
	Ohne Bandage	2,7	1,0	1,0	4,9	
MLSI	mit Bandage	1,9	0,7	0,7	3,0	0,12
	Ohne Bandage	2,2	1,0	1,0	4,9	

Die folgenden Abbildungen stellen eine Übersicht dar, die den Vergleich der Gruppen „mit Läsion“ und „ohne Läsion“ zeigt. Zusätzlich wird auch der Unterschied zwischen den Messungen mit und ohne Bandage dargestellt.



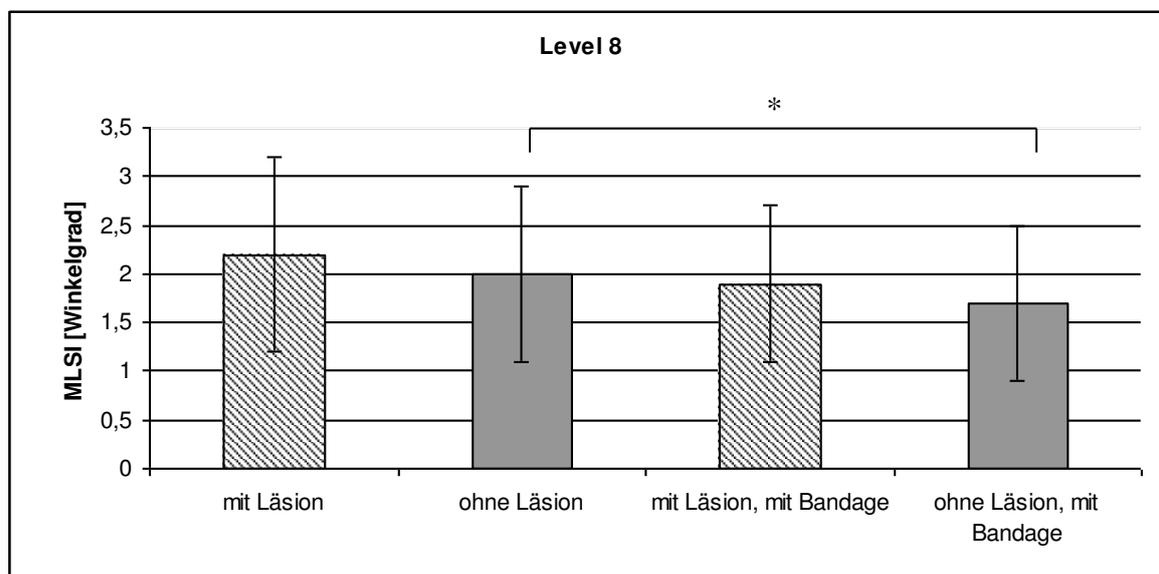
**Abbildung 14: Übersichtsdarstellungen der Messungen in Level 8 bei Patienten mit einseitigen Meniskusverletzungen (Bundeswehrkrankenhaus Ulm, 2008) für den Overall Stability Index (OSI).**

Signifikante Verbesserungen der posturalen Stabilität um 17% bzw. 19% wurden bei dem Vergleich „ohne Bandage“ und „mit Bandage“ für beide Beine beobachtet. Keine signifikanten Unterschiede fielen auf bei den Gruppen: „Läsion“ vs. „keine Läsion“, auch nicht bei dem Vergleich mit Bandagen (Vgl. Tabelle 4).



**Abbildung 15: Übersichtsdarstellungen der Messungen in Level 8 bei Patienten mit einseitigen Meniskusverletzungen (Bundeswehrkrankenhaus Ulm, 2008) für den APSI (Anterior Posterior Stability Index).**

Signifikante Verbesserungen der posturalen Stabilität wurden bei dem Vergleich „ohne Bandage“ und „mit Bandage“ beobachtet und sind mit „\*“ markiert. Keine signifikanten Unterschiede fielen auf bei den Gruppen: „Läsion“ vs. „keine Läsion“, auch bei dem Vergleich mit Bandagen (Vgl. Tabelle 4).



**Abbildung 16: Übersichtsdarstellungen der Messungen in Level 8 bei Patienten mit einseitigen Meniskusverletzungen (Bundeswehrkrankenhaus Ulm, 2008) für den MLSI (Medial Lateral Stability Index).**

Beim MLSI zeigte nur der Gruppenvergleich zwischen der Messung des gesunden Beines mit und ohne Bandage einen signifikanten Unterschied und wurde mit „\*“ markiert.

### 3.3.2 Veränderung der Stabilität durch Bandagen im Level 4

Hier zeigten sich auch im Vergleich der Ergebnisse mit Bandage des verletzten und gesunden Knies signifikante Unterschiede. Bei einem Signifikanzniveau von 0,05 ist der Vergleich mit  $p=0,02$  für den OSI signifikant. Dasselbe gilt auch für die anderen beiden Indizes APSI und MLSI ( $p=0,01$  bzw.  $0,03$ ). Eine Übersicht zeigt Tabelle 9:

**Tabelle 9: Level 4, Vergleich des gesunden und verletzten Beins mit Bandagen bei Patienten mit einseitigen Meniskusverletzungen (Bundeswehrkrankenhaus Ulm, 2008)**

Die Tabelle fasst die Ergebnisse der berechneten Stabilitätsindizes von Overall Stability Index (OSI), Anterior Posterior Stability Index (APSI) und Medial Lateral Stability Index (MLSI) im Level 4 bei krankem und gesunden Bein bei der Messung mit Bandage zusammen. Neben dem berechneten Mittelwert (MW), seiner Standardabweichung (SD) und dem p-Wert sind auch die gemessenen Minimal- und Maximalwerte (Min/Max) des Kollektivs aufgeführt. Signifikante Unterschiede zwischen den beiden Vergleichsgruppen wurden bei allen drei Indizes beobachtet.

Level 4	Mit Bandage	MW	SD	Min	Max	p-Wert
<b>OSI</b>	Meniskusläsion	3,9	1,1	1,9	6,1	<b>0,02</b>
	Ohne Meniskusläsion	3,6	1,1	2,0	6,0	
<b>APSI</b>	Meniskusläsion	3,0	1,0	1,7	5,4	<b>0,01</b>
	Ohne Meniskusläsion	2,7	1,1	1,0	5,1	
<b>MLSI</b>	Meniskusläsion	2,6	1,1	0,6	4,9	<b>0,03</b>
	Ohne Meniskusläsion	2,3	1,1	0,9	5,3	

Der OSI lag bei dem Knie ohne Meniskusläsion und ohne Bandage bei  $4,0 \pm 1,2^\circ$ , mit Bandage bei  $3,6 \pm 1,1^\circ$ . So verbesserte sich der OSI durch den Gebrauch der Bandage signifikant ( $p < 0,01^*$ ). Das entspricht einer Verbesserung um 11%. (vgl. Tabelle 10). Auch der APSI zeigt hier einen signifikanten Unterschied. Der MLSI ist hier aber mit einem  $p=0,1$  bei einem Ausgangswert ohne Bandage von  $2,5 \pm 1,2^\circ$ , und einer Steigerung auf  $2,3 \pm 1,1^\circ$ , nicht signifikant unterschiedlich.

**Tabelle 10: Level 4, Vergleich der Messung des gesunden Knies mit und ohne Bandage bei Patienten mit einseitigen Meniskusverletzungen (Bundeswehrkrankenhaus Ulm, 2008)**

Die Tabelle fasst die Ergebnisse der berechneten Stabilitätsindizes von Overall Stability Index (OSI), Anterior Posterior Stability Index (APSI) und Medial Lateral Stability Index (MLSI) beim gesunden Knie bei Messung mit und ohne Bandage zusammen. Neben dem berechneten Mittelwert (MW), seiner Standardabweichung (SD) und dem p-Wert sowie die gemessenen Minimal- und Maximalwerte (Min/ Max) des Kollektivs aufgeführt. Signifikante Unterschiede zwischen den beiden Vergleichsgruppen wurden nur beim MLSI nicht beobachtet.

Level 4	Gesundes Knie	MW	SD	Min	Max	p-Wert
<b>OSI</b>	Mit Bandage	3,6	1,1	2,0	6,0	<b>0,001</b>
	ohne Bandage	4,0	1,2	1,5	6,5	
<b>APSI</b>	Mit Bandage	2,7	1,1	1,0	5,1	<b>0,01</b>
	ohne Bandage	3,1	1,1	1,3	5,4	
<b>MLSI</b>	Mit Bandage	2,3	1,1	0,9	5,3	<b>0,1</b>
	ohne Bandage	2,5	1,2	0,5	5,0	

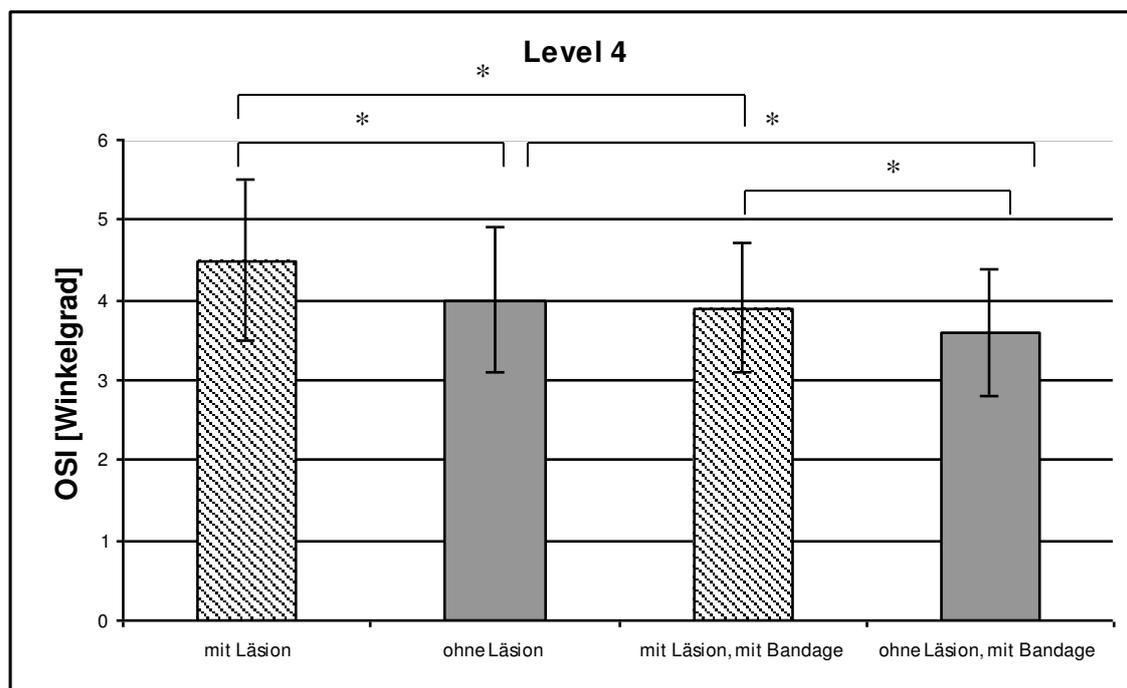
Bei dem verletzten Knie zeigt sich ein ähnliches Ergebnis, dargestellt in Tabelle 11. Der Gesamtstabilitätsindex steigerte sich von  $4,5 \pm 1,3^\circ$  (ohne Bandage) auf  $3,9 \pm 1,1^\circ$  mit Bandage ( $p < 0,01^*$ ). Das entspricht einer Steigerung um 13%. Auch hier ist der MLSI als einziger Index nicht signifikant unterschiedlich.

**Tabelle 11: Level 4, Vergleich der Messung des verletzten Knies mit und ohne Bandage bei Patienten mit einseitigen Meniskusverletzungen (Bundeswehrkrankenhaus Ulm, 2008)**

Die Tabelle fasst die Ergebnisse der berechneten Stabilitätsindizes von Overall Stability Index (OSI), Anterior Posterior Stability Index (APSI) und Medial Lateral Stability Index (MLSI) beim verletzten Knie bei Messung mit und ohne Bandage zusammen. Neben dem berechneten Mittelwert (MW), seiner Standardabweichung (SD) und dem p-Wert sind auch die gemessenen Minimal- und Maximalwerte (Min/ Max) des Kollektivs aufgeführt. Signifikante Unterschiede zwischen den beiden Vergleichsgruppen wurden nur beim MLSI nicht beobachtet.

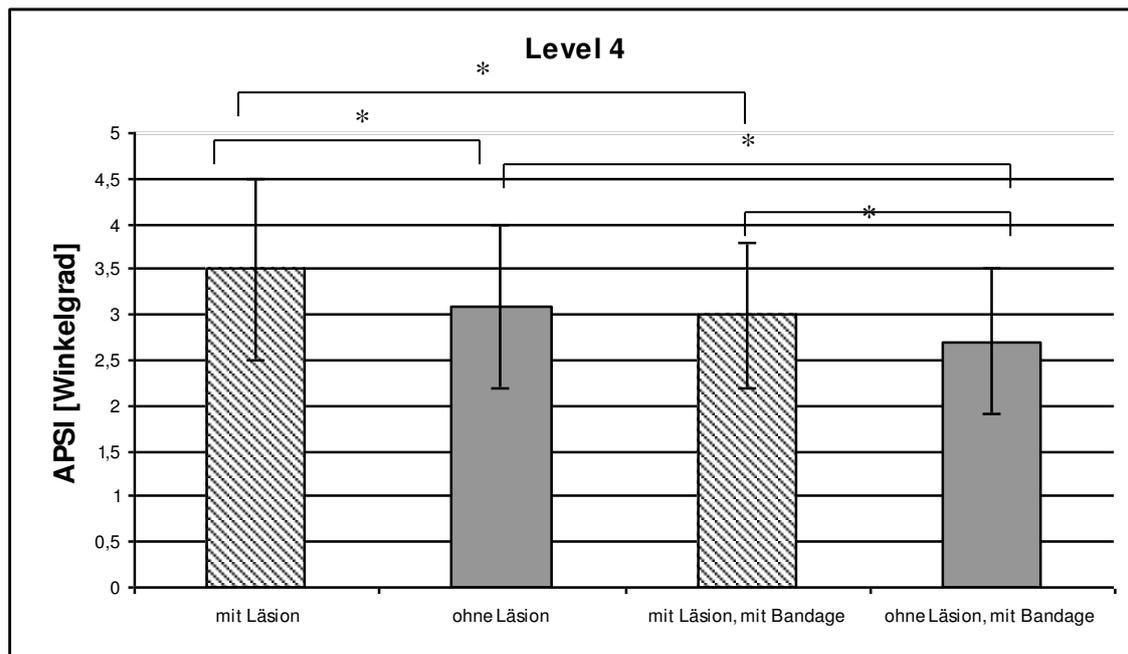
Level 4	Verletztes Knie	MW	SD	Min	Max	p-Wert
OSI	Mit Bandage	3,9	1,1	1,9	6,1	<0,0001
	ohne Bandage	4,5	1,3	2,0	7,0	
APSI	Mit Bandage	3,0	1,0	1,7	5,4	0,007
	ohne Bandage	3,5	1,2	1,5	6,2	
MLSI	Mit Bandage	2,6	1,1	0,6	4,9	0,3
	ohne Bandage	2,7	1,3	1,1	5,9	

Eine abschließende Übersicht geben die folgenden Graphiken:



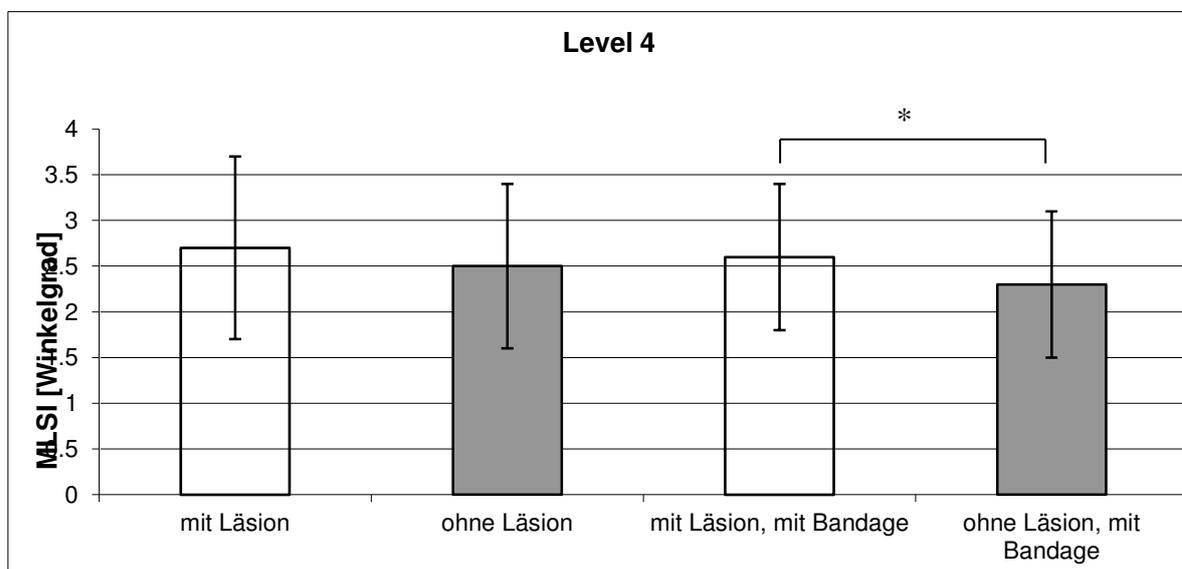
**Abbildung 17: Übersichtsdarstellungen im Level 4 bei Patienten mit einseitigen Meniskusverletzungen (Bundeswehrkrankenhaus Ulm, 2008) für den Overall Stability Index (OSI).**

Signifikante Verbesserungen der posturalen Stabilität um ca. 11% wurden bei dem Vergleich „ohne“ und „mit Bandage“ beobachtet und sind mit „\*“ markiert. Auch die anderen Gruppenvergleiche lieferten signifikante Unterschiede, die ebenfalls mit „\*“ markiert sind.



**Abbildung 18: Übersichtsdarstellungen im Level 4 bei Patienten mit einseitigen Meniskusverletzungen (Bundeswehrkrankenhaus Ulm, 2008) für den anterior-posterior Stabilitätsindex (APSI).**

Alle Gruppenvergleiche zeigen einen signifikanten Unterschied und sind mit „\*“ markiert.



**Abbildung 19: Übersichtsdarstellungen im Level 4 bei Patienten mit einseitigen Meniskusverletzungen (Bundeswehrkrankenhaus Ulm, 2008) für den medio-lateralen Stabilitätsindex (MLSI).**

Der MLSI zeigte nur für den Vergleich mit Bandage des verletzten und gesunden Gelenkes einen signifikanten Unterschied (mit „\*“ markiert).

### 3.4 Scores

Die Auswertung erfolgte mit Hilfe der Berechnung von Korrelationskoeffizienten, um herauszufinden, ob ein Zusammenhang zwischen den einzelnen Scores, also dem subjektiven Empfinden der Patienten und den objektiven Messergebnissen durch das BSS besteht. Als Bezugswert wählten wir den Overall Stability Index (OSI) des von der Meniskusverletzung betroffenen Beines.

#### 3.4.1 Aktivitätsscore nach Tegner

Auf der Skala von 0 bis 10 ergab sich ein Durchschnittswert von 4,4 ( $\pm 1,5^\circ$ ). Dies entspricht einem Aktivitätsniveau von mittelschwere Arbeit, z.B. die des Fernfahrers und Freizeitsport im Sinne von Radfahren oder Jogging auf ebenem Untergrund. Die Analyse zeigte einen Korrelationskoeffizient von  $r = -0,4$  für Level 8 und  $r = 0,2$  für Level 4. Es besteht somit kein direkter Zusammenhang zwischen den mit dem BSS gemessenen Werten und der subjektiven Einschätzung der Patienten in dem Fragebogen.

#### 3.4.2 Knee Society Score (KSS)

In der Auswertung wurde nur der Score des kranken Beines berücksichtigt, da das kontralaterale Bein, wie durch die Einschlusskriterien vorgegeben, durch die Patienten immer mit der maximalen Punktzahl von 200 bewertet wurde. Im Durchschnitt erreichte das verletzte Bein eine Punktzahl von 182 ( $\pm 14$ ). Auch hier wurden die Korrelationskoeffizienten berechnet. Bei der Auswertung erhielten wir Korrelationskoeffizienten von  $r = -0,2$  für Level 8 und  $r = -0,02$  für Level 4. Hier lässt sich dementsprechend ebenfalls keine Korrelation zwischen dem Ergebnis des Fragebogens und den Messergebnissen des BSS herleiten.

### 3.4.3 Knee Outcome Survey (KOS)

Der KOS Score wurde einmal für die Activities of daily live (ADL) und einmal für den Bereich Sport ausgefüllt. Zudem wurde eine prozentuale Einschätzung des Patienten der verbliebenen Leistungsfähigkeit zum Ausgangsniveau erhoben. Für den ADL erhielten wir bei 20 befragten Patienten eine durchschnittliche Punktzahl von 66 ( $\pm 23$ ) Punkten. Davon übten nur 18 auch Sport aus, so dass auch eine Befragung des Sportbereichs Sinn machte. Der erreichte Wert war mit durchschnittliche 49 ( $\pm 33$ ) Punkten niedriger als für die ADL, da beim Sport durch schnelle Bewegungen und höhere Belastungen ein höherer Anspruch an das Leistungsniveau besteht. Korrelationskoeffizienten von  $r=0,2$  für das Level 8 konnten keinen Zusammenhang zwischen höherem Funktionsniveau und niedrigeren Stabilitätsindizes zeigen. Beim Level 4 errechneten wir Korrelationskoeffizienten von  $r=0,3$  und  $r=0,15$  für den KOS Sport. Die subjektive prozentuale Einschätzung der noch vorhandenen Leistungsfähigkeit vom Ausgangsniveau lag für die ADL bei 64 ( $\pm 18$ ) für den Sportbereich bei durchschnittlich 59 Punkten ( $\pm 26$ ).

### 3.4.4 WOMAC Score

Dieser Fragebogen wird in drei Skalen unterteilt. Für die erste, den WOMAC A ergab sich ein Durchschnittswert von 12 ( $\pm 10$ ), für den WOMAC B 4 ( $\pm 4$ ) und für den WOMAC C von 38 ( $\pm 33$ ). Die Korrelationsberechnung im Vergleich zum kranken Bein im Level 8 ergab Koeffizienten von  $r=0,1$  für WOMAC A und B,  $r=-0,3$  für WOMAC C. Für Level 4 erhielten wir einen negativen Koeffizienten von  $r=-0,2$  für WOMAC A,  $r=-0,02$  für WOMAC B und  $r=-0,5$  für WOMAC C.

Zusammenfassend ergeben die Berechnungen der Korrelationskoeffizienten für alle getesteten Scores keine Ergebnisse, die einen eindeutigen Zusammenhang zwischen den einzelnen Fragebögen und den gemessenen Werten des OSI darstellen.

## 4 Diskussion

Ziel unserer Studie war die Untersuchung, inwiefern eine Verletzung des Meniskus die posturale Stabilität beeinträchtigt. Die posturale Stabilität wurde mittels computerunterstützter dynamischer Posturographie (CDP) in zwei unterschiedlichen Leveln gemessen, wobei Level 8 das stabilere und Level 4 das instabilere darstellt. Weiterhin war von Interesse, ob eine Verbesserung der posturalen Kontrolle durch Bandagen zu erreichen ist. Abschließend untersuchten wir die Korrelation der Ergebnisse der objektiven Messung mit dem Biodex Stability System ® mit subjektiven klinischen Knie-Scores.

### 4.1 Einfluss der Läsionen

Verletzungen der Menisken führen nachweislich zu einer geringeren Gelenkpropriozeption, welche wiederum wichtiger Regulator der posturalen Standfähigkeit ist (Jerosch and Prymka, 1996c; Jerosch and Prymka, 1997), (Nyland et al., 1994). Bisher war aber unklar, inwieweit eine Verletzung des Meniskus neben dem Gelenkstellungssinn auch die posturale Kontrolle beeinträchtigt.

Wir konnten mit Hilfe der computerunterstützten dynamischen Posturographie zeigen, dass eine Meniskusläsion ohne signifikant messbare Auswirkungen auf den stabilen Stand bleibt. Dies gilt für die Messung im Level 8 für alle drei berechneten Indizes, den Overall Stability Index (OSI), den medio-lateralen Stabilitätsindex (MLSI) und den anterior-posterioren Stabilitätsindex (APSI).

Die bei einer Verletzung des Innen- bzw. Außenmeniskus verminderte Kniegelenkspropriozeption gilt zusammen mit den visuellen und vestibulären Eingängen als wichtiges Steuerelement der posturalen Kontrolle (Vergleiche Abbildung 4) (Birmingham et al., 1998; Goldie et al., 1992; Jerosch and Prymka, 1997). Unser Ziel war es nun herauszufinden, inwieweit durch die herabgesetzte Gelenkpropriozeption die Kontrolle der posturalen Stabilität beeinflusst wird.

Die Computerunterstützte Dynamische Posturographie (CDP) gilt als objektives Instrument zur Messung der posturalen Kontrolle (Visser et al., 2008). Auf Grund der zentralen Rolle der somatosensorischen-propriozeptiven Eingänge der unteren Extremität für den stabilen Stand war von einer Verschlechterung der posturalen Stabilität nach Verletzung des Meniskus auszugehen.

Bezogen auf unsere Messungen mit dem Biodex Balance System® waren demnach erhöhte Stabilitätsindizes als Ausdruck einer verminderten Propriozeption zu erwarten. Zudem wurde bereits in der Studie von Jerosch et al. (Jerosch and Prymka, 1997) eine reduzierte Winkelreproduktionsfähigkeit bei Patienten mit Meniskusverletzung nachgewiesen.

Im Gegensatz zu diesen Erwartungen zeigten unsere Untersuchungen für die drei verschiedenen gemessenen Indizes im Level 8 überraschenderweise keinen signifikanten Unterschied zwischen dem verletzten Knie und der kontralateralen, gesunden Seite der Studienteilnehmer (Vergleiche Tabelle 4).

Aber wie kann erklärt werden, dass in Studien eine reduzierte Winkelreproduktionsfähigkeit durch Meniskuläsionen registriert worden ist (Jerosch and Prymka, 1997), diese aber bei unseren Messungen im Level 8 ohne signifikante Auswirkung auf die posturale Stabilität bleiben?

Gerade der Einbeinstand erfordert in besonderem Ausmaß motorische Kontrolle, dynamische Stabilisierung und koordinative Fähigkeiten zur Erhaltung des Körperschwerpunktes über einer instabilen, passiv abkippenden Plattform (Gray, 1999). Bei einem verletzten Kniegelenk würde man hier größere Schwierigkeiten erwarten. Denkbar wäre, dass durch die propriozeptiven Defizite der gesamte Regelkreis der posturalen Stabilität gestört wird. Zu klären bleibt, inwieweit die anderen Eingänge dieses kompensieren können.

Eine mögliche Erklärung für die nicht signifikante Verminderung der posturalen Stabilität könnte sein, dass die Messgenauigkeit des Biodex Balance System® mit  $0,1^\circ$  und die Größe des Probandenkollektivs zu niedrig sind, um signifikante Unterschiede aufzuzeigen. Unsere Erfahrung in bisherigen Studien zeigten aber bereits bei kleineren Probandengruppen signifikante Unterschiede im Stabilitätsindex, z.B. bei Messungen mit variierender Körpergröße oder Körpergewicht (Palm et al., 2014a; Palm et al., 2009; Palm et al., 2010; Strobel, 2009; Strobel et al., 2011). Auch bei anderen Arbeitsgruppen wurde das von uns verwendete System erfolgreich auf seine Reliabilität und Validität (Arnold and Schmitz, 1998) überprüft. Außerdem ist auch bei Betrachtung der Daten zu erkennen, dass der p-Wert des OSI im Vergleich zum erkrankten Bein bei 0,29 liegt und somit selbst bei deutlich höherer Fallzahl keineswegs in der Nähe des Signifikanzniveaus von  $p < 0,05$  angesiedelt wäre. (Vergleiche Tabelle 4)

Auch die mögliche Vermutung, dass von den Verletzungen vor allem die zentralen Meniskusanteile ohne Innervation betroffen sind, hält nicht stand. Denn von den 27 Patienten waren bei 21 Vorder- und/ oder Hinterhorn betroffen, welche am stärksten über korpuskuläre Mechanorezeptoren und freie Nervenendigungen innerviert sind und daher am stärksten zur Propriozeption des gesunden Meniskus beitragen (Assimakopoulos et al., 1992); (Zimny, 1988) (Vgl. Kapitel 1.2.1). Gegen Fehler im Studiendesign spricht auch, dass selbst bei einer komplett anderen Methodik, der Messung von Hamstringreflexen bei Patienten mit Meniskusläsionen, vergleichbare Resultate erzielt wurden. Denn obwohl die Untersuchung der Hamstringreflexe zur Messung der propriozeptiven Leistung eines Kniegelenks methodisch etabliert ist, konnten auch keine Differenzen des Reflexverhaltens (Slow und Medium Latency Response) der ischiokruralen Muskulatur bei Meniskusverletzungen beobachtet werden (Friemert et al., 2007).

Die wahrscheinlichste Erklärung für die ausbleibende Beeinträchtigung der posturalen Stabilität im Level 8 bei vorliegender Meniskusverletzung ist daher aus unserer Sicht, dass derartige Einschränkungen der Propriozeption durch die anderen afferenten Eingänge nahezu vollständig kompensiert werden können (Vgl. Kapitel 1.2.2). Denn trotz Abdeckung des Bildschirms bleibt die visuelle und auch die akustische Kontrolle erhalten. Dabei verleiht vor allem der Blick auf einen Fixpunkt an der Wand vor dem Probanden zusätzliche Stabilität beim Balancieren. Wie auch durch Blümle et al. gezeigt werden konnte, sind hierbei zur Erhaltung der posturalen Stabilität insbesondere das visuelle und das vestibuläre System von großer Bedeutung (Blumle et al., 2006). Somit wäre eine mögliche Erklärung, dass die anderen Afferenzen der posturalen Kontrolle das propriozeptive Defizit ausgleichen und kompensieren kann (Vgl. Abbildung 4). Auch Hurley et al., welche bei Patienten mit Osteoarthritis die Beziehung von Stellungssinn und posturaler Kontrolle untersuchten, vertreten die Meinung, dass neben dem Gelenkzustand weitere Faktoren für die posturale Stabilität des Patienten verantwortlich sind. Dazu gehören neben den oben erwähnten Einflussfaktoren auch subjektive, den Patienten persönliche betreffende Einflussfaktoren, wie Selbstvertrauen und die Angst vor dem Fallen (Hurley et al., 1997).

Ein bemerkenswerter Unterschied zu Studien mit dem Winkelreproduktionstest (WRT) liegt darin, dass wir in unserer Untersuchungsanordnung eine axiale Belastung vorliegen hatten. Diese ist beim Winkelreproduktionstest nicht gegeben.

Um aber eine realitätsnahe Prüfung der posturalen Stabilität der unteren Extremität zu gewährleisten, ist eine axiale Belastung sehr wichtig (Bruhn and Gollhofer, 2002; Kramer et al., 1997). Der WRT wird meist am sitzenden oder liegenden Probanden getestet und scheint somit zur Beurteilung der posturalen Stabilität eher ungeeignet.

Neben dem Level 8 untersuchten wir als Nebenzielgröße ebenfalls die Unterschiede der posturalen Stabilität im Level 4. Dieses Level weist im Gegensatz zu Level 8 eine größere Instabilität in Form einer erhöhten Auslenkbarkeit der Plattform auf. Anders als im Level 8 konnten wir hier zeigen, dass die bei Meniskuläsionen beeinträchtigte Gelenkpropriozeption im instabileren Level 4 tatsächlich auch einen messbaren Einfluss auf die posturale Stabilität hat. Das bedeutet, dass wir für das verletzte Bein höhere Werte für die beiden Indizes OSI und den APSI messen konnten (Vgl. Tabelle 5). Die Unterschiede zwischen dem verletzten Bein und dem kontralateralen gesunden Bein waren für diese beiden Indizes signifikant. Anders stellte sich das Ergebnis bei dem ebenfalls als Nebenzielgröße gemessenen MLSI dar, hier konnte kein signifikanter Unterschied gemessen werden.

Für das Level 4 zeigt sich nun das im Vorfeld zunächst vermutete Ergebnis. Die durch die Meniskuläsion verminderte Gelenkpropriozeption liefert hier einen messbaren Einfluss auf die posturale Kontrolle. Für dieses, zu den Ergebnissen für Level 8 abweichende, Resultat gibt es unterschiedliche Erklärungsansätze.

Zunächst ist zu erwähnen, dass bei der Messung im Level 4 die Fallzahl mit  $n=24$  etwas geringer ausfällt, da einige Probanden dieses Level nicht ausüben konnten. Die größere Instabilität der Plattform rief eine ausgeprägte Gegenregulationsbewegung hervor, die bei den Betroffenen zu Schmerzen im verletzten Gelenk führte. Um aber verwertbare Ergebnisse zu erhalten, muss Schmerzfreiheit vorliegen (Sell et al., 1993). In bisherigen Studien mit dem BSS wurden bereits unterschiedliche Level benutzt, und auch nach Aussage des Herstellers ist bislang kein einheitliches zu verwendendes Level definiert (Rozzi et al., 1999) (Arnold and Schmitz, 1998; Paterno et al., 2004).

Die Arbeit unserer Forschungsgruppe im Rahmen einer vorab durchgeführten Reliabilisierungsstudie zeigt aber, dass es eine lineare Beziehung der OSI der einzelnen Level untereinander gibt (außer Level 1) und somit eine Vergleichbarkeit durchaus gegeben ist (Palm et al., 2009; Strobel, 2009). Eine psychische Beeinflussung kann nicht ausgeschlossen werden. Die Probanden wurden zwar in unterschiedlicher Reihenfolge gemessen, es wurde ihnen aber dennoch mitgeteilt, mit welchem Level gestartet wurde. Somit kann die erwartete höhere Schwierigkeit durchaus eine Rolle spielen (Hurley et al., 1997).

Arnold et al. beschrieben in ihrer Studie den Unterschied der einzelnen Indizes und beschrieben bereits eine niedrigere Reliabilität des MLSI (Arnold and Schmitz, 1998), so ist auch die fehlende Signifikanz für diesen Stabilitätsindex nicht verwunderlich. Pereira et al. vermuten hier als Ursache eine vermehrte Bewegung in medio-lateraler Richtung zur Stabilisierung des gesamten Körpers (Pereira et al., 2008).

Die Instabilität des Levels 8 ist besser mit den Alltagsbelastungen des Patienten vergleichbar. Dies gilt jedoch nicht für sportliche Aktivitäten mit einem höheren Maß an Instabilität. Hier kann vielmehr die größere Belastung, wie durch die Instabilität im Level 4 gegeben, als Vergleich dienen. Vermuten kann man auch, dass die oben beschriebenen Kompensationsmechanismen in Form der anderen afferenten Eingänge zur Steuerung der posturalen Kontrolle nur bis zu einem bestimmten Grad greifen. Das heißt, wenn ein bestimmtes Instabilitätslevel überschritten ist, können die visuellen und vestibulären Afferenzen das Defizit nicht mehr ausgleichen.

In Übereinstimmung mit anderen Autoren konnten für Level 8 sowie für Level 4 keine Unterschiede in der Propriozeption des dominanten und nicht dominanten Beines (Standbein/ Nicht-Standbein) oder zwischen Männern und Frauen gefunden werden (Barrack et al., 1984), (Barrett, 1991), (Jerosch and Prymka, 1995). Zudem zeigte auch der Vergleich mit den Ergebnissen der Reliabilisierungsstudie aus unserer Forschungsgruppe keinen wesentlichen Unterschied zwischen dem gesunden Bein unserer Patienten und dem im Einbeinstand getesteten gesunden Probanden (Strobel, 2009). Demzufolge hatte die Meniskusverletzung des kontralateralen Beines keine messbaren Auswirkungen auf die gesunde Seite.

Bisher wurde noch nie untersucht, ob sich Meniskusverletzungen auf die stabile Standfähigkeit auswirken, auch wenn Einschränkungen der Gelenkpropriozeption mehrfach belegt worden sind und Beschwerden bei entsprechenden Kombinationsbewegungen von den Patienten häufig beklagt werden. Wir konnten in einem praxisnahen Setup erstmalig belegen, dass Meniskusverletzungen bei ansonsten gesunden Probanden nicht zwangsläufig zu einer Verschlechterung der posturalen Standfähigkeit führen. Dies gilt insbesondere bei einem niedrigeren Grad der Instabilität, wie bei Level 8 des BSS vorliegend. Daher sollte gerade bei Patienten mit Instabilitätsgefühl und nachgewiesenem Meniskusschaden unbedingt nach weiteren, ursächlichen Begleitverletzungen wie z.B. im Bereich des Kapselbandapparates gesucht werden, da die Meniskusläsion die beschriebene Symptomatik nicht hinreichend erklären kann.

#### **4.2 Einfluss von Bandagen**

Ziel unserer Studie war es außerdem zu untersuchen, ob Kniegelenksbandagen bei Meniskusläsionen zur einer Verbesserung der posturalen Stabilität führen. Auch diese Frage hat einen sehr praktischen Bezug, insofern, dass Patienten immer wieder über eine subjektive Besserung des Stabilitätsgefühls beim Tragen einer Bandage berichten. Bei gänzlich fehlender Datenlage zum Einfluss von Bandagen auf die Standstabilität bei Meniskuspatienten wurde zudem die gesunde Seite untersucht. Damit sollten wichtige Rückschlüsse über die spezifische Wirkungsweise der Bandagen gewonnen werden.

Wir konnten zeigen, dass die Verwendung funktioneller Gelenkbandagen zu einer starken Verbesserung der posturalen Standfähigkeit führt – und zwar unabhängig von einer vorliegenden Meniskusverletzung.

Durch die Verwendung einer Bandage kann im Level 8 eine Verbesserung des Overall Stability Index von 17% erreicht werden. Dies gilt für das verletzte Kniegelenk. Für das gesunde Knie kann durch die Bandage eine Verbesserung von 19% erreicht werden. Im Level 4 kann eine Verbesserung des OSI von 11 bzw. 13% für das gesunde bzw. das von der Meniskusläsion betroffene Kniegelenk erzielt werden. Für den als Nebenzielgröße bestimmten APSI zeigen sich ebenfalls in allen Gruppenvergleichen signifikante Unterschiede.

Der MLSI zeigt keine signifikante Verbesserung durch die Verwendung einer Bandage außer bei dem gesunden Knie (Messung mit/ ohne Bandage) im Level 8 (Vgl. Tabelle 6-8). Dies ist wiederum auf die geringere Relevanz des MLSI zurückzuführen (Arnold and Schmitz, 1998; Pereira et al., 2008).

Zur Steigerung der Gelenksensation stehen operative und konservative Möglichkeiten zur Verfügung. So wurde eine Erhöhung des Gelenkstellungssinns gemessen mit dem Biodex System 3 Dynamometer<sup>®</sup> durch Allografttransplantation bei Meniskusläsionen erzielt (Thijs et al., 2007). Auch eine Meniskusresektion führte bei Jerosch (Jerosch and Prymka, 1996c; Jerosch and Prymka, 1997) zur verbesserten Kniegelenkspropriozeption. Neben operativen Techniken kann eine kurzfristige Besserung der Propriozeption auch durch elastische Kniegelenksbandagen beobachtet werden. Perlau et al. untersuchten den Effekt einer Bandage bei Gesunden und zeigten eine Verbesserung der Propriozeption (Perlau et al., 1995), wie auch wir sie nachweisen konnten. Der Benefit von Bandagen wurde auch bei Rupturen des vorderen Kreuzbandes und rezidivierenden posttraumatischen Patellaluxationen unterstrichen (Jerosch and Prymka, 1996a; Jerosch and Prymka, 1996b).

Neben der oft subjektiv wahrgenommenen Steigerung der Gelenksensibilität wurde in den aufgeführten Studien versucht, die Effektivität von Bandagen mittels kinästhetischer Tests zu objektivieren. Hierzu zählen Gelenkbewegungs- und Gelenkstellungstests. Bei differierenden Messprotokollen waren die Ergebnisse nicht immer einheitlich: Gemäß Beynnon und Renström kann neben der gemessenen Gelenkposition eine unterschiedliche kinästhetische Wahrnehmung daraus resultieren, ob die Gelenkbewegung aktiv oder passiv durchgeführt wird, oder ob z.B. zusätzliche axiale Belastung mit verstärkter Aktivierung von Mechanorezeptoren auf die Gelenke einwirkt (Beynnon and Renstrom, 1991). Für eine realitätsnahe Beurteilung forderten die Autoren die Untersuchung der posturalen Stabilität, welche im aufrechten Stand mit axialer Belastung des Knies erfolgt. Die Posturographie ermöglicht eine realitätsnahe Funktionsprüfung der unteren Extremität.

Die unspezifische Erhöhung der posturalen Stabilität durch die Verwendung von Bandagen bestätigt frühere Untersuchungen zur Propriozeption. Auch bei Patienten mit Ruptur des vorderen Kreuzbandes wurde eine Verbesserung der posturalen Stabilität durch die Bandage bei dem verletzten und dem unverletzten Bein beobachtet (Palm et al., 2012). In unserer Untersuchung zeigte der Gesamtindex (OSI) eine Verbesserung um 17 % beim verletzten Bein im Level 8 (Vgl. Tabelle 6 und Abbildung 14). Dennoch trat die Erhöhung der Stabilität auch am gesunden Knie ein, so dass der Effekt unspezifisch für eine Meniskusläsion ist. Daher vermuten wir, dass meniskale Mechanorezeptoren für die Wirkung der Orthese nicht von Bedeutung sind. Vielmehr scheinen stattdessen die in der Gelenkkapsel gelegenen Ruffini-Rezeptorendigungen und die spezifischen Hautrezeptoren hierfür verantwortlich zu sein. Dies wurde auch bei Testung von Gelenkbewegung und -stellung beobachtet (Gronblad et al., 1985; Henning and Lynch, 1985; Jerosch and Prymka, 1997) und bestätigte sich nun in der Posturographie. Es wurde auch beschrieben, dass bei vermehrter Gelenkflüssigkeit (Erguss) mit konsekutiv erhöhter Kapselspannung Besserungen von Stellungssinn und Ganganalyse eintraten (Erggelet, 2003), hingegen nach intraartikulärer Injektion von Lokalanästhetika im Tierversuch Gangunregelmäßigkeiten auffielen (Ferrell et al., 1987). Auch Thijs diskutierte in seiner schon erwähnten Studie über Allografttransplantation von Menisken, ob für die gesteigerte Propriozeption nicht allein die im Transplantat lokalisierten Mechanorezeptoren, sondern auch die Wiederherstellung der ursprünglichen Kapselspannung mit den dort befindlichen Mechanorezeptoren verantwortlich sei (Thijs et al., 2007). Schließlich trat die Verbesserung schon sechs Monate postoperativ auf. Der entscheidende Punkt ist also, dass durch das Transplantat die Gelenkhomöostase wiederhergestellt wird, da ein nervaler Anschluss der Mechanorezeptoren kaum zu vermuten ist.

Bruhn et al. konnten in ihrer Untersuchung zeigen, dass die Bandage eine Verschiebung der muskulären Aktivierung weg von den Extensoren zu den Flexoren bewirkt (Bruhn and Gollhofer, 2002). Dies ist im Sinne einer Verletzungsprophylaxe vorteilhaft, da die Flexoren synergistisch zum vorderen Kreuzband wirken. Das VKB wird bei Kontraktion der Flexoren entlastet.

In der Studie wurde die Futuro<sup>®</sup> (3M Deutschland GmbH, Neuss) Kniegelenksbandage verwendet, die der bei uns verwendeten Fixationsbandage gleicht und eine mechanische mediale und laterale Stabilisierung bewirkt. Diese zeigte sich bei Bruhn in einer verringerten Gelenkexkursion und einer verringerten maximalen Winkelgeschwindigkeit. Dadurch hat die Muskulatur mehr Zeit das Gelenk aktiv zu stabilisieren. Die verbesserte funktionelle Stabilität des Kniegelenks geht dabei auf Kosten einer reduzierten Standstabilität in medio-lateraler Richtung (Bruhn and Gollhofer, 2002). Dementsprechend konnten wir auch im MLSI als einzigen Index keine signifikante Verbesserung durch die Bandage feststellen.

Analog mit den Ergebnissen des Vergleichs zwischen den beiden Gruppen ohne Bandage zeigt auch die Gegenüberstellung der Messergebnisse mit Bandage zwischen dem gesunden und betroffenen Bein im Level 8 keine signifikant messbaren Unterschiede (Vgl. Tabelle 6). Für das Level 4 zeigen alle drei gemessenen Indizes signifikante Unterschiede im Vergleich des kranken und nicht betroffenen Beines bei der Messung mit Bandage (Vgl. Tabelle 9). Erklärung für die unterschiedlichen Ergebnisse der beiden Instabilitätslevel sind, wie oben bereits erläutert, die größeren Kompensationsbewegungen bei einer instabileren Plattform.

Wir haben erstmalig die Wirkung funktioneller Bandagen auf posturale Stabilität und Gesamtstatik bei Meniskusverletzungen untersucht. Aufgrund der unspezifischen Verbesserung der Standstabilität auch am gesunden Bein konnten wir die Wichtigkeit von Rezeptoren in Haut und Gelenkkapsel, nicht jedoch in den Menisken für die posturale Stabilität unterstreichen. Eine deutliche Verbesserung der Propriozeption und posturalen Stabilität ist von großem klinischen Interesse, da Defizite mit erhöhtem (Re-)Verletzungsrisiko assoziiert sind (Jerosch and Prymka, 1996a; Lephart et al., 1997),(Perlau et al., 1995), Bandagen aber zu einer reduzierten Verletzungshäufigkeit führen (Branch and Hunter, 1990). Daher profitieren gerade Patienten mit subjektiv hohem Instabilitätsgefühl, relativer Operations- bzw. Kontraindikationen oder assoziierter Kapselbandinstabilität von einer Kniegelenksbandage.

### **4.3 Zusammenhang zwischen den Stabilitätsindizes und den Scores**

Als weitere Nebenzielgröße untersuchten wir den Zusammenhang zwischen einzelnen Fragebögen für Knieverletzungen und den Ergebnissen für den Overall Stability Index des verletzten Beines für Level 8 bzw. Level 4. Dabei erhielten wir unterschiedliche Ergebnisse die in den folgenden Abschnitten erläutert werden. Zu bemerken ist hier, dass die Fallzahl von  $n=27$  für diesen rein explorativen Vergleich nicht ausgelegt war, da er als Nebenzielgröße untersucht wurde. Die Fallzahlberechnungen waren für die Messungen mit dem BSS durchgeführt worden.

#### **4.3.1 Auswertung der einzelnen Scores**

Zusammenfassend gesehen, war das Ergebnis der Gegenüberstellung der Messergebnisse des BSS auf der einen und den Scores auf der anderen Seite nicht wegweisend.

Bei der Tegner Aktivitätsskala handelt es sich um einen der am meisten benutzten Skalen zur Beurteilung des Aktivitätsniveaus. Hier erwarteten wir eine negative Korrelation, das heißt, je höher das Aktivitätsniveau desto niedriger die Stabilitätsindizes. Auch wenn der Tegner Activity Score ursprünglich nur zur Bewertung von Bandverletzungen des Knies entwickelt wurde, so konnten Briggs et al. in ihrer Studie mit 122 Patienten zeigen, dass auch eine Verwendung mit bei Patienten mit Meniskusläsionen gerechtfertigt ist (Briggs et al., 2009). Unsere Auswertung ergab einen Korrelationskoeffizienten von  $r=-0,4$  für das Level 8. Ein klarer Zusammenhang zwischen diesem Score und den Messergebnissen der dynamischen Posturographie bei Meniskusverletzungen ist auf dieser Grundlage nicht herzuleiten, es lässt sich jedoch die Tendenz erkennen, dass höhere Werte im Score einen besseren, das heißt in diesem Fall niedrigeren Stabilitätsindex erwarten lassen.

Für den Knee Society Score liegen die berechneten Koeffizienten für beide Instabilitätslevel nahe bei Null. Hier lässt sich dementsprechend kein klarer Zusammenhang zwischen dem Ergebnis des Fragebogens und den Messergebnissen des BSS herleiten. Man muss bei der Bewertung berücksichtigen, dass der KSS eingeführt wurde, um die Funktion des Knies bei Patienten mit totalem Kniegelenkersatz zu bewerten.

Zwar wird dieser Test auch für Patienten mit Meniskusverletzungen benutzt, aber eine Reliabilitätsprüfung in diesem Zusammenhang ist bislang nicht erfolgt. In der Studie mit Patienten mit totalem Kniegelenkersatz von Liow et al. wird für eine reliable Verwendung dieses Scores eine Beurteilung durch einen erfahrenen Untersucher gefordert, zudem wünschenswerte Weise durch wiederholte Messungen (Liow et al., 2000). Lingard beschreibt, dass die Beurteilung des Gesamtindex schwierig ist, da es möglich ist, dass zwei Patienten mit unterschiedlichen Einschränkungen denselben Score erhalten (Lingard et al., 2001).

Für das Knee Outcome Survey gibt es keinen Hinweis auf einen Zusammenhang mit dem Overall Stability Index. Dieser ist als einer der wenigen Scores auch ursprünglich nicht für eine spezielle Pathologie des Knies ausgelegt, sondern allgemein für Patienten mit Knieschmerzen (Bizzini and Gorelick, 2007). Die berechneten Korrelationskoeffizienten mit Werten zwischen 0,15 und 0,3 geben dementsprechend keinen Hinweis auf einen bestehenden Zusammenhang zwischen diesem Score und der mit dem BSS gemessenen posturalen Stabilität.

Weiterhin wurde von den Probanden der WOMAC (Western Ontario and McMaster Osteoarthritis Index) ausgefüllt. Im WOMAC C werden Einschränkungen des alltäglichen Lebens abgefragt. Hier ergeben sie nur Hinweise auf einen möglichen Zusammenhang mit den Ergebnissen des BSS. Für die anderen beiden Skalen, WOMAC A und B, ist eine Korrelation nicht erkennbar.

Insgesamt zeigt die Auswertung, dass die Ergebnisse der Scores für die Einordnung der Einschränkung der posturalen Stabilität der Patienten nicht eindeutig waren. Auch bei der Untersuchung bei Patienten mit Verletzung des vorderen Kreuzbandes konnte aufgrund der verwendeten Fragebögen kein Rückschluss auf die tatsächlich bestehende posturale Stabilität gezogen werden (Brattinger et al., 2013). Die Gründe für die fehlenden Zusammenhänge zwischen den Scores und den Stabilitätsindizes, gemessen mit dem BSS liegen in folgenden Punkten:

Zum Einen kann es an der Fallzahl liegen, die für diesen Vergleich nicht ausgelegt war, da dieser nur als Nebenzielgröße bewertet ist. Allerdings sind die Korrelationskoeffizienten, die wir bei der Auswertung errechnet haben, weit davon entfernt, einen klaren Zusammenhang darzustellen.

Daher erscheint es fraglich, ob eine Fallzahlerhöhung und eine erneute Studie andere Ergebnisse bringen würde.

Eine weitere Erklärung sind die Unterschiede in der subjektiven Bewertung im Rahmen der einzelnen Fragen durch die Probanden. In den verwendeten Scores werden in unterschiedlichem Maß Einschränkungen des täglichen Lebens abgefragt. Dies ist zum Beispiel die Fähigkeit, Treppen zu steigen. Allerdings muss diese Fähigkeit nicht zwangsläufig durch eine verminderte Standstabilität beeinträchtigt sein. Vielmehr beeinflussen auch hier mehrere Faktoren die Zufriedenheit. Eine Beeinträchtigung der Standinstabilität führt aus diesem Grund nicht zwangsläufig zu einer Beeinträchtigung der Fähigkeiten des täglichen Lebens.

Zudem sind z.B. signifikante Unterschiede zwischen der Zufriedenheit und Schmerzbeschreibung zwischen Ärzten und Patienten nach totalem Hüftgelenkersatz beschrieben (Lieberman et al., 1996). Für den Patienten gibt es mehrere Variablen, die in die Beurteilung des operierten oder auch verletzten Knies mit einfließen. Das sind z.B. auch die psychische Gesundheit und Komorbiditäten. Diese werden auch in den benutzten Scores nicht berücksichtigt (Konig et al., 1997).

Zum Anderen wird für die Beurteilung des Outcome nach einer totalen Kniegelenkersatz in der klinischen Praxis oft eine Kombination von mehreren Fragebögen zur Hilfe genommen. Es gibt auch für diesen klinischen Fall hier bislang keinen so genannten Goldstandard (Ghanem et al., 2010). Aufgrund unserer oben genannten Ergebnisse unserer Studie können wir für Patienten mit Meniskusverletzung vermuten, dass eine Kombination mehrerer Fragebögen die Korrelation mit den Messergebnissen der Posturographie erhöhen könnte.

Dass die Untersuchung weiterer Scores wünschenswert ist, um den für Patienten mit Meniskusverletzungen am besten passenden zu finden, beschreiben auch Briggs et al. in ihrer Studie bei Meniskuspatienten (Briggs et al., 2009).

Für die Praxis ergibt sich somit, dass sich das subjektive Empfinden der Patienten nicht immer mit den objektiven Messergebnissen deckt.

Der Einsatz von solchen Scores kann als Ergänzung durchgeführt werden, bietet jedoch nach unseren Ergebnissen keinen Maßstab für eine objektive Beurteilung wie sie durch die Messung der posturalen Stabilität durch die Computerunterstützte dynamische Posturographie zu erreichen ist.

#### **4.4 Ausblick**

Eine sicherlich wünschenswerte Subgruppenanalyse mit dem Vergleich Innen- vs. Außenmeniskus oder Vorder- vs. Hinterhorn ist aus statistischen Gründen bei unseren Fallzahlen nicht hinreichend aussagekräftig. Ziel dieser Pilotstudie sollte primär die Exploration sein, ob Meniskusverletzungen überhaupt einen Einfluss auf die posturale Stabilität haben. Für eine reliable Subgruppenanalyse wäre eine deutlich höhere Fallzahl notwendig gewesen. Die Erkenntnisse dieser Untersuchungen sollen Anwendern aus Wissenschaft, Sport- und Rehabilitationsmedizin Hinweise liefern, inwieweit Defizite der Stabilität durch Meniskusverletzungen verursacht werden und bei der Konzeption von Studien oder in der täglichen Routine berücksichtigt werden sollten.

Da diese erste Studie zur posturalen Stabilität bei Meniskusverletzungen den explorativen Ansatz verfolgte, überhaupt existierende Stabilitätsunterschiede zu detektieren, wurde im ersten Schritt nur die Gelenkpropriozeption bei ansonsten gesunden Probanden beleuchtet. Weitere Studien sollten klären, inwieweit der Einfluss des Vestibularapparates und des visuellen Systems relevant ist. Ob propriozeptive Defizite bei Meniskusverletzungen durch intakte visuelle Afferenzen kompensiert werden können, ließe sich beispielsweise gut testen, wenn die Posturographie mit offenen und geschlossenen Augen durchgeführt würde.

## 5 Zusammenfassung

Meniskusläsionen führen zu einer reduzierten Gelenkpropriozeption, welche maßgeblichen Einfluss auf die Regulation der posturalen Standfähigkeit hat. Bisher war aber unklar, ob die verringerte Gelenkpropriozeption auch einen messbaren Einfluss auf das dynamische System der posturalen Kontrolle hat. So war es unser Ziel, diesen Einfluss zu untersuchen. Im Rahmen der Studie wurde bei 27 Patienten mit unilateraler Meniskusläsion mittels Computerunterstützter dynamischer Posturographie die posturale Stabilität des erkrankten und des gesunden Kniegelenks bestimmt.

Durch unsere Studie konnten wir eine für die Praxis wichtige Tatsache zeigen: Es konnte im stabileren Level 8 kein signifikanter Unterschied im Seitenvergleich nachgewiesen werden, trotz arthroskopisch nachgewiesener Meniskusläsion. Die bei Meniskusverletzungen eingeschränkte Gelenkpropriozeption bleibt somit erstaunlicherweise ohne größere Auswirkungen auf den stabilen Stand. Denn einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen beiden Beinen konnten wir nur im instabileren Level 4 finden. Das bedeutet für die Praxis, dass bei funktioneller Gelenkinstabilität unbedingt nach weiteren Ursachen gesucht werden muss, da diese nicht allein durch die Meniskusläsion zu erklären ist. Für mögliche weitere Studien bedeutet das, dass die Meniskusläsion per se kein Ausschlusskriterium darstellt.

Zusätzlich wollten wir herausfinden, ob sich durch die Verwendung einer Bandage eine Verbesserung der Standstabilität erreichen lässt. Obwohl von Ärzten oft eine subjektive Stabilitätszunahme durch das Tragen einer funktionellen Bandage beobachtet wird, lagen nur wenige und auch widersprüchliche Daten zur Wirkung von Bandagen bei Meniskusverletzungen vor. Wir konnten erstmalig nachweisen, dass die Anwendung einer funktionellen Kniebandage zu einer signifikanten Steigerung der posturalen Stabilität bei Patienten mit Meniskusläsion führt. Da eine stabilere Standfähigkeit mit Bandage ebenfalls auf der gesunden Seite festgestellt werden konnte, muss man von einer verletzungsunspezifischen Wirkungsweise funktioneller Bandagen ausgehen.

Darüber hinaus haben wir die Messergebnisse des Biodex Stability System® verschiedenen klinischen Scores gegenübergestellt.

Diese Vergleiche zeigten keine eindeutige Korrelation mit den Ergebnissen der Posturographie. Dass es keine signifikanteren Ergebnisse lieferte, mag zu einem an der geringen Fallzahl liegen, allerdings lassen die Ergebnisse nicht den Schluss zu, dass bei höheren Fallzahlen ein eindeutigeres Ergebnis zu erwarten wäre, da die berechneten Korrelationskoeffizienten nicht wegweisend für einen bestehenden Zusammenhang zwischen den Fragebögen und der posturalen Stabilität sind. Für die klinische Praxis lässt sich folgendes Fazit ziehen: es gibt bislang keinen Goldstandard des zu verwendenden Fragebogen, der eine objektive Beurteilung der Instabilität ermöglicht. Erst der Einsatz mehrerer Fragebögen kann möglicherweise bei einer Einschätzung der stabilen Standfähigkeit helfen.

## 6 Literaturverzeichnis

1. Aagaard, H., and Verdonk, R. (1999). Function of the normal meniscus and consequences of meniscal resection. *Scand J Med Sci Sports* 9, 134-140.
2. Ahmed, A. M., and Burke, D. L. (1983). In-vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints--Part I: Tibial surface of the knee. *J Biomech Eng* 105, 216-225.
3. Arneja, S., and Leith, J. (2009). Review article: Validity of the KT-1000 knee ligament arthrometer. *J Orthop Surg (Hong Kong)* 17, 77-79.
4. Arnold, B. L., and Schmitz, R. J. (1998). Examination of Balance Measures Produced by the Biodex Stability System. *J Athl Train* 33, 323-327.
5. Arockiaraj, J., Korula, R. J., Oommen, A. T., Devasahayam, S., Wankhar, S., Velkumar, S., and Poonnoose, P. M. (2013). Proprioceptive changes in the contralateral knee joint following anterior cruciate injury. *Bone Joint J* 95-B, 188-191.
6. Assimakopoulos, A. P., Katonis, P. G., Agapitos, M. V., and Exarchou, E. I. (1992). The innervation of the human meniscus. *Clin Orthop Relat Res*, 232-236.
7. Barrack, R. L., Skinner, H. B., and Buckley, S. L. (1989). Proprioception in the anterior cruciate deficient knee. *Am J Sports Med* 17, 1-6.
8. Barrack, R. L., Skinner, H. B., and Cook, S. D. (1984). Proprioception of the knee joint. Paradoxical effects of training. *Am J Phys Med* 63, 175-181.
9. Barrett, D. S. (1991). Proprioception and function after anterior cruciate reconstruction. *J Bone Joint Surg Br* 73, 833-837.
10. Beard, D. J., Kyberd, P. J., Dodd, C. A., Simpson, A. H., and O'Connor, J. J. (1994). Proprioception in the knee. *J Bone Joint Surg Br* 76, 992-993.
11. Becker, R. (2002). Meniskusverletzungen: Untersuchungen zur Meniskusnaht und Meniskusheilung. Habilitationsschrift, Universität Magdeburg, S.9.-11.
12. Bellamy, N., Buchanan, W. W., Goldsmith, C. H., Campbell, J., and Stitt, L. W. (1988). Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. *J Rheumatol* 15, 1833-1840.
13. Beynnon, B. D., and Renstrom, P. A. (1991). The effect of bracing and taping in sports. *Ann Chir Gynaecol* 80, 230-238.
14. Birmingham, T. B., Kramer, J. F., Inglis, J. T., Mooney, C. A., Murray, L. J., Fowler, P. J., and Kirkley, S. (1998). Effect of a neoprene sleeve on knee joint position sense during sitting open kinetic chain and supine closed kinetic chain tests. *Am J Sports Med* 26, 562-566.
15. Bizzini, M., and Gorelick, M. (2007). Development of a German version of the knee outcome survey for daily activities. *Arch Orthop Trauma Surg* 127, 781-789.
16. Blumle, A., Maurer, C., Schweigart, G., and Mergner, T. (2006). A cognitive intersensory interaction mechanism in human postural control. *Exp Brain Res* 173, 357-363.

17. Branch, T. P., and Hunter, R. E. (1990). Functional analysis of anterior cruciate ligament braces. *Clin Sports Med* 9, 771-797.
18. Brattinger, F., Stegmüller, B., Riesner, H. J., Friemert, B., and Palm, H. G. (2013). [Anterior cruciate ligament ruptures and postural control: correlation of functional knee scores with computerized dynamic posturography]. *Orthopäde* 42, 100-106.
19. Briggs, K. K., Lysholm, J., Tegner, Y., Rodkey, W. G., Kocher, M. S., and Steadman, J. R. (2009). The reliability, validity, and responsiveness of the Lysholm score and Tegner activity scale for anterior cruciate ligament injuries of the knee: 25 years later. *Am J Sports Med* 37, 890-897.
20. Bruhn, S., and Gollhofer, A. (2002). [Evaluation of mechanical and neurophysiological effects of wearing bandages for the knee joint in functional testing situations]. *Sportverletz Sportschaden* 16, 15-21.
21. Cooper, D. E., Arnoczky, S. P., and Warren, R. F. (1991). Meniscal repair. *Clin Sports Med* 10, 529-548.
22. Cumming, R. G., and Klineberg, R. J. (1994). Fall frequency and characteristics and the risk of hip fractures. *J Am Geriatr Soc* 42, 774-778.
23. Day, B., Mackenzie, W. G., Shim, S. S., and Leung, G. (1985). The vascular and nerve supply of the human meniscus. *Arthroscopy* 1, 58-62.
24. Engel, A., Kramer, J., and Nehrer, S. (1994). [Proton spin tomography in meniscus diagnosis]. *Orthopäde* 23, 112-116.
25. Englund, M., and Lohmander, L. S. (2004). Risk factors for symptomatic knee osteoarthritis fifteen to twenty-two years after meniscectomy. *Arthritis Rheum* 50, 2811-2819.
26. Erggelet, C. (2003). Wertigkeit von Bandagen und Orthesen zur Behandlung der Gonarthrose. *Dtsch Z Sportmed* 54, 196-198.
27. Ferrell, W. R., Gandevia, S. C., and McCloskey, D. I. (1987). The role of joint receptors in human kinaesthesia when intramuscular receptors cannot contribute. *J Physiol* 386, 63-71.
28. Frick, H., Leonhardt, H., and Starck, D. (1992). *Spezielle Anatomie I*, 4. Auflage edn, Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York, 367-375.
29. Friemert, B., Wiemer, B., Claes, L., and Melnyk, M. (2007). The influence of meniscal lesions on reflex activity in the hamstring muscles. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 15, 1198-1203.
30. Ghanem, E., Pawasarat, I., Lindsay, A., May, L., Azzam, K., Joshi, A., and Parvizi, J. (2010). Limitations of the Knee Society Score in evaluating outcomes following revision total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 92, 2445-2451.
31. Goldie, P. A., Evans, O. M., and Bach, T. M. (1992). Steadiness in one-legged stance: development of a reliable force-platform testing procedure. *Arch Phys Med Rehabil* 73, 348-354.
32. Gray, J. C. (1999). Neural and vascular anatomy of the menisci of the human knee. *J Orthop Sports Phys Ther* 29, 23-30.

33. Gronblad, M., Korkala, O., Liesi, P., and Karaharju, E. (1985). Innervation of synovial membrane and meniscus. *Acta Orthop Scand* 56, 484-486.
34. Henning, C. E., and Lynch, M. A. (1985). Current concepts of meniscal function and pathology. *Clin Sports Med* 4, 259-265.
35. Hurley, M. V., Scott, D. L., Rees, J., and Newham, D. J. (1997). Sensorimotor changes and functional performance in patients with knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 56, 641-648.
36. Insall, J. N., Dorr, L. D., Scott, R. D., and Scott, W. N. (1989). Rationale of the Knee Society clinical rating system. *Clin Orthop Relat Res*, 13-14.
37. Irrgang, J. J., Snyder-Mackler, L., Wainner, R. S., Fu, F. H., and Harner, C. D. (1998). Development of a patient-reported measure of function of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 80, 1132-1145.
38. Jerosch, J., and Prymka, M. (1995). [Proprioceptive capacities of the healthy knee joint: modification by an elastic bandage]. *Sportverletz Sportschaden* 9, 72-76.
39. Jerosch, J., and Prymka, M. (1996a). Knee joint proprioception in normal volunteers and patients with anterior cruciate ligament tears, taking special account of the effect of a knee bandage. *Arch Orthop Trauma Surg* 115, 162-166.
40. Jerosch, J., and Prymka, M. (1996b). Knee joint proprioception in patients with posttraumatic recurrent patella dislocation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 4, 14-18.
41. Jerosch, J., and Prymka, M. (1996c). Proprioception and joint stability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 4, 171-179.
42. Jerosch, J., and Prymka, M. (1997). [Proprioceptive deficits of the knee joint after rupture of the medial meniscus]. *Unfallchirurg* 100, 444-448.
43. Jerosch, J., and Riemer, S. (2004). [How good are clinical investigative procedures for diagnosing meniscus lesions?]. *Sportverletz Sportschaden* 18, 59-67.
44. Jerosch J., and Castro WHM. (1995). Orthopädisch - traumatologische Gelenkdiagnostik, Enke Verlag, Stuttgart). 10-15
45. König, A., Scheidler, M., Rader, C., and Eulert, J. (1997). The need for a dual rating system in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 161-167.
46. Kramer, J. F., Dubowitz, T., Fowler, P., Schachter, C., and Birmingham, T. (1997). Functional knee braces and dynamic performance: a review. *Clin J Sport Med* 7, 32-39.
47. Kummer, B. (1987). [Anatomy and biomechanics of the meniscus of the knee joint]. *Langenbecks Arch Chir* 372, 241-246.
48. Lengsfeld, M., Rudig, L., von Issendorff, W. D., and Koebke, J. (1991). [Significance of shape differences between medial and lateral knee joint menisci for functional change of position]. *Unfallchirurgie* 17, 309-315.
49. Lephart, S. M., Pincivero, D. M., Giraldo, J. L., and Fu, F. H. (1997). The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *Am J Sports Med* 25, 130-137.

50. Lieberman, J. R., Dorey, F., Shekelle, P., Schumacher, L., Thomas, B. J., Kilgus, D. J., and Finerman, G. A. (1996). Differences between patients' and physicians' evaluations of outcome after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 78, 835-838.
51. Lingard, E. A., Katz, J. N., Wright, R. J., Wright, E. A., and Sledge, C. B. (2001). Validity and responsiveness of the Knee Society Clinical Rating System in comparison with the SF-36 and WOMAC. *J Bone Joint Surg Am* 83-A, 1856-1864.
52. Liow, R. Y., Walker, K., Wajid, M. A., Bedi, G., and Lennox, C. M. (2000). The reliability of the American Knee Society Score. *Acta Orthop Scand* 71, 603-608.
53. McLaughlin, J., DeMaio, M., Noyes, F. R., and Mangine, R. E. (1994). Rehabilitation after meniscus repair. *Orthopedics* 17, 463-471.
54. McNicholas, M. J., Rowley, D. I., McGurty, D., Adalberth, T., Abdon, P., Lindstrand, A., and Lohmander, L. S. (2000). Total meniscectomy in adolescence. A thirty-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br* 82, 217-221.
55. Mohr, W. (2000). *Gelenkpathologie*, Springer Verlag (Berlin, Heidelberg, New York), 440-449.
56. Muller, W. (1994). [Menisci and knee stability]. *Orthopade* 23, 93-97.
57. Neurath, M., and Stofft, E. (1992). [New aspects of the functional anatomy of the menisci]. *Unfallchirurg* 95, 17-20.
58. Nevitt, M. C., Cummings, S. R., and Hudes, E. S. (1991). Risk factors for injurious falls: a prospective study. *J Gerontol* 46, M164-170.
59. Noble, J., and Hamblen, D. L. (1975). The pathology of the degenerate meniscus lesion. *J Bone Joint Surg Br* 57, 180-186.
60. Nyland, J., Brosky, T., Currier, D., Nitz, A., and Caborn, D. (1994). Review of the afferent neural system of the knee and its contribution to motor learning. *J Orthop Sports Phys Ther* 19, 2-11.
61. Ockert, B., Haasters, F., Polzer, H., Grote, S., Kessler, M. A., Mutschler, W., and Kanz, K. G. (2010). [Value of the clinical examination in suspected meniscal injuries. A meta-analysis]. *Unfallchirurg* 113, 293-299.
62. Palm, H. G., Brattinger, F., Stegmüller, B., Achatz, G., Riesner, H. J., and Friemert, B. (2012). Effects of knee bracing on postural control after anterior cruciate ligament rupture. *Knee* 19, 664-671.
63. Palm, H. G., Lang, P., Strobel, J., Riesner, H. J., and Friemert, B. (2014a). Computerized dynamic posturography: the influence of platform stability on postural control. *Am J Phys Med Rehabil* 93, 49-55.
64. Palm, H. G., Schlumpberger, S., Riesner, H. J., Friemert, B., and Lang, P. (2014b). [Influence of anterior cruciate reconstruction on postural stability : A pre- and postoperative comparison.]. *Unfallchirurg*.
65. Palm, H. G., Strobel, J., Achatz, G., von Luebken, F., and Friemert, B. (2009). The role and interaction of visual and auditory afferents in postural stability. *Gait Posture* 30, 328-333.

66. Palm, H. G., Waitz, O., Strobel, J., Metrikat, J., Hay, B., and Friemert, B. (2010). Effects of low-dose alcohol consumption on postural control with a particular focus on the role of the visual system. *Motor Control* 14, 265-276.
67. Paterno, M. V., Myer, G. D., Ford, K. R., and Hewett, T. E. (2004). Neuromuscular training improves single-limb stability in young female athletes. *J Orthop Sports Phys Ther* 34, 305-316.
68. Pereira, H. M., de Campos, T. F., Santos, M. B., Cardoso, J. R., Garcia Mde, C., and Cohen, M. (2008). Influence of knee position on the postural stability index registered by the Biodex Stability System. *Gait Posture* 28, 668-672.
69. Perla, R., Frank, C., and Fick, G. (1995). The effect of elastic bandages on human knee proprioception in the uninjured population. *Am J Sports Med* 23, 251-255.
70. Peterson, L., and Renström, P. (2002). Verletzungen im Sport, Deutscher Ärzte-Verlag S.294 ff.
71. Pincivero, D., Lephart, S., and Henry, T. (1995). Learning Effects and Reliability of the Biodex Stability System. *J Athletic Training* 30: 35.
72. Poehling, G. G., Ruch, D. S., and Chabon, S. J. (1990). The landscape of meniscal injuries. *Clin Sports Med* 9, 539-549.
73. Pugh, L., Mascarenhas, R., Arneja, S., Chin, P. Y., and Leith, J. M. (2009). Current concepts in instrumented knee-laxity testing. *Am J Sports Med* 37, 199-210.
74. Rozzi, S. L., Lephart, S. M., Gear, W. S., and Fu, F. H. (1999). Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players. *Am J Sports Med* 27, 312-319.
75. Runkel, M., Kreitner, K. F., Regentrop, H. J., and Kersjes, W. (2000). [Sensitivity of magnetic resonance tomography in detecting meniscus tears]. *Unfallchirurg* 103, 1079-1085.
76. Schmidt, R., Lang, F., and Thews, G. (2004). Physiologie des Menschen, 29 edn, Springer Medizin Verlag Heidelberg).
77. Sell, S., Zacher, J., and Lack, S. (1993). [Disorders of proprioception of the arthrotic knee joint]. *Z Rheumatol* 52, 150-155.
78. Skinner, H. B., Barrack, R. L., Cook, S. D., and Haddad, R. J., Jr. (1984). Joint position sense in total knee arthroplasty. *J Orthop Res* 1, 276-283.
79. Strobel, J. (2009). Reliabilitätsprüfung des Biodex Balance Systems, Med Dissertation, Universität Ulm.
80. Strobel, J., Spengler, C., Stefanski, M., Friemert, B., and Palm, H. G. (2011). [Influence of bodily constitution and physical activity on postural stability]. *Sportverletz Sportschaden* 25, 159-166.
81. Stucki, G., Meier, D., Stucki, S., Michel, B. A., Tyndall, A. G., Dick, W., and Theiler, R. (1996). [Evaluation of a German version of WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities) Arthrosis Index]. *Z Rheumatol* 55, 40-49.
82. Tegner, Y., and Lysholm, J. (1985). Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clin Orthop Relat Res*, 43-49.

83. Thijs, Y., Witvrouw, E., Evens, B., Coorevits, P., Almqvist, F., and Verdonk, R. (2007). A prospective study on knee proprioception after meniscal allograft transplantation. *Scand J Med Sci Sports* 17, 223-229.
84. Thompson, W. O., and Fu, F. H. (1993). The meniscus in the cruciate-deficient knee. *Clin Sports Med* 12, 771-796.
85. Visser, J. E., Carpenter, M. G., van der Kooij, H., and Bloem, B. R. (2008). The clinical utility of posturography. *Clin Neurophysiol* 119, 2424-2436.
86. Wirth, B., Meier, N., Koch, P.P., Swanenburg, J. (2013). Entwicklung und Evaluation einer deutschen Version der Tegner Aktivitätsskala zur Erfassung der Funktion nach einer Verletzung des vorderen Kreuzbandes. *Sportverletz Sportschaden* 27, 21-27.
87. Wulker, N., Kohn, D., Siebert, W. E., and Wirth, C. J. (1991). [The significance of the activity score in evaluating knee ligament reconstructions]. *Sportverletz Sportschaden* 5, 130-134.
88. Zimny, M. L. (1988). Mechanoreceptors in articular tissues. *Am J Anat* 182, 16-32.

## 7 Anhang

### 7.1 Erfassungsbogen Unfallchirurgische Forschungsgruppe – Tegner Aktivitätsscore



(Wirth et al., 2013. Mit freundlicher Genehmigung der Georg Thieme Verlag KG)

#### Tegner Aktivitätsscore

Name: \_\_\_\_\_ Vorname: \_\_\_\_\_ Geb.-Datum: \_\_\_\_ . \_\_\_\_ . \_\_\_\_\_

*Bitte kreuzen Sie Ihr aktuelles Leistungsniveau an. Bitte machen Sie nur ein Kreuz. Für Rückfragen stehen wir gerne zur Verfügung!*

- O 10: Wettkampf bzw. Leistungssport:** Fußball, nationales bzw. internationales Niveau
- O 9: Wettkampfsport:** Fußball, niedrigere Liga, Eishockey, Ringen, Gymnastik
- O 8: Wettkampfsport:** Squash, Badminton, Leichtathletik (Sprungsportarten), Abfahrtsski
- O 7: Wettkampfsport:** Tennis, Leichtathletik (Laufsportarten), Handball, Basketball, Motorrad  
**Freizeitsport:** Fußball, Eishockey, Squash, Leichtathletik (Sprungsportarten), Orientierungslauf, Crosslauf
- O 6: Freizeitsport:** Tennis, Badminton, Handball, Basketball, Abfahrtsski, Jogging (mind. 5 mal wöchentlich)
- O 5: Arbeit:** schwere Arbeit (z.B. Bauarbeiter)  
**Wettkampfsport:** Radfahren, Skilanglauf  
**Freizeitsport:** Jogging auf unebenem Untergrund (mind. 2 mal wöchentlich)
- O 4: Arbeit:** mittelschwere Arbeit (z.B. Fernfahrer)  
**Freizeitsport:** Radfahren, Skilanglauf, Jogging auf ebenem Untergrund (mind. 2 mal wöchentlich)
- O 3: Arbeit:** leichte Arbeit (z.B. Krankenschwester)  
**Wettkampf- und Freizeitsport:** Schwimmen  
**Gehen im Wald möglich**
- O 2: Arbeit:** leichte Arbeit  
Gehen auf **unebenem** Grund möglich, aber Gehen im Wald unmöglich
- O 1: Arbeit:** sitzende Tätigkeit  
Gehen auf **ebenem** Untergrund möglich
- O 0: Bettlägerigkeit oder Invalidität, Rente wegen Knieproblemen**

## 7.2 Erfassungsbogen Unfallchirurgische Forschungsgruppe Knee Society Score (KSS)



(Insall et al., 1989. Mit freundlicher Genehmigung der Wolters Kluwer Health, Inc.)

### MODUL 5 – Knee Society Score (KSS) (Klinischer Score)

Name: \_\_\_\_\_ Vorname: \_\_\_\_\_ Geb.-Datum: \_\_\_\_\_.\_\_\_\_.\_\_\_\_\_

*Dieser Bogen wird vom Untersucher ausgefüllt!*  
*Erkranktes Bein mit Kurzdiagnose:*

\_\_\_\_\_

#### A. Kniescore

rechts

links

##### I. Schmerzen:

kein Schmerz	<input type="radio"/> 50	<input type="radio"/> 50
leicht oder gelegentlich	<input type="radio"/> 45	<input type="radio"/> 45
nur beim Treppensteigen	<input type="radio"/> 40	<input type="radio"/> 40
beim Gehen und Treppensteigen	<input type="radio"/> 30	<input type="radio"/> 30
mäßiger Schmerz		
gelegentlich	<input type="radio"/> 20	<input type="radio"/> 20
ständig	<input type="radio"/> 10	<input type="radio"/> 10
starker Schmerz	<input type="radio"/> 0	<input type="radio"/> 0

##### II. Extension/Flexion:

\_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

\_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

1 Punkt pro 5°, max. 25 Punkte

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

(z. B.: 5°/0°/120° = 25 Punkte, 0°/10°/90° = 16 Punkte)

##### III. Stabilität:

Anteriposterior	< 5 mm	<input type="radio"/> 10	<input type="radio"/> 10
	5-10 mm	<input type="radio"/> 5	<input type="radio"/> 5
	> 10 mm	<input type="radio"/> 0	<input type="radio"/> 0
Mediolateral	< 5°	<input type="radio"/> 15	<input type="radio"/> 15
	6°-9°	<input type="radio"/> 10	<input type="radio"/> 10
	10°-14°	<input type="radio"/> 5	<input type="radio"/> 5
	> 15°	<input type="radio"/> 0	<input type="radio"/> 0

##### IV. Abzüge:

Beugekontraktur:	unter 5°	<input type="radio"/> 0	<input type="radio"/> 0
	5° - 10°	<input type="radio"/> -2	<input type="radio"/> -2
	10° - 15°	<input type="radio"/> -5	<input type="radio"/> -5

16° - 20°	o -10	o -10
über 20°	o -15	o -15

(z. B.: Person kann Bein nur in diesem Umfang bewegen: 0/15°/90° = Beugekontraktur von 15° und 5 Punkte abziehen!)

		rechts	links
Streckdefizit:	kein	o 0	o 0
	unter 10°	o -5	o -5
	10° - 20°	o -10	o -10
	über 20	o -15	o -15

(z. B.: Person kann Bein nur in diesem Umfang bewegen: 0°/0°/90° = Streckdefizit von 10° und 10 Punkte abziehen, da das Knie in der Regel eine Streckung bis 10° zulässt: 10°/0°/130°!)

Valguseinstellung:	5° - 10° (normal)	o 0	o 0
	4° oder 11°	o -3	o -3
	3° oder 12°	o -6	o -6
	2° oder 13°	o -9	o -9
	1° oder 14°	o -12	o -12
	0° oder 15°	o -15	o -15
	Varus oder >15°	o -20	o -20

## **B. Funktionsscore**

### **I. Gehstrecke:**

Unbegrenzt	o 50	o 50
über 1000 m	o 40	o 40
500 - 1000 m	o 30	o 30
weniger als 500 m	o 20	o 20
hausgebunden	o 10	o 10
gehunfähig	o 0	o 0

### **II. Treppensteigen:**

normal hoch und herunter	o 50	o 50
normal hoch, herunter mit Geländer	o 40	o 40
hoch und herunter mit Geländer	o 30	o 30
hoch mit Geländer, herunter unmöglich	o 15	o 15
unmöglich	o 0	o 0

### **III. Abzüge:**

1 Gehstock	o -5	o -5
2 Gehstöcke	o -10	o -10
Gehstützen oder Gehwagen	o -20	o -20

Pluspunkte: \_\_\_\_\_  
 Abzüge: \_\_\_\_\_  
**Insgesamt:** \_\_\_\_\_

### 7.3 Erfassungsbogen Unfallchirurgische Forschungsgruppe WOMAC



(Stucki et al., 1996. Mit freundlicher Genehmigung der Springer Science+Business Media)

#### MODUL 6 – WOMAC (psychometrischer Test, subjektiv)

Name: \_\_\_\_\_ Vorname: \_\_\_\_\_ Geb.-Datum: \_\_\_\_ . \_\_\_\_ . \_\_\_\_

Sie werden gebeten, nach diesem Muster die Stärke Ihrer Schmerzen, Ihre Steifigkeit oder Behinderung anzugeben. Bitte vergessen Sie nicht, je mehr rechts Sie das „X“ ankreuzen, um so mehr Schmerzen, Steifigkeit oder Behinderung haben Sie.

Beispiel: keine Schmerzen 0 1 2 3 ~~4~~ 5 6 7 8 9 10 starke Schmerzen

#### A Schmerzfragen

Die folgenden Fragen beziehen sich auf die Stärke Ihrer Schmerzen, die Sie im kranken Knie haben. Bitte geben Sie für jede Frage die Stärke der Schmerzen an, die Sie in den letzten 2 Tagen verspürt haben. (Bitte kreuzen Sie die zutreffenden Kästchen an). **Wie starke Schmerzen haben Sie beim:**

<b>1. Gehen auf ebenem Boden</b>		
keine Schmerzen	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	extreme Schmerzen
<b>2. Treppen hinauf- oder hinuntersteigen</b>		
keine Schmerzen	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	extreme Schmerzen
<b>3. Nachts im Bett</b>		
keine Schmerzen	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	extreme Schmerzen
<b>4. Sitzen oder liegen</b>		
keine Schmerzen	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	extreme Schmerzen
<b>5. Aufrecht stehen</b>		
keine Schmerzen	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	extreme Schmerzen

#### B Fragen zur Steifigkeit

Die folgenden Fragen beziehen sich auf die Steifigkeit (nicht die Schmerzen) Ihres kranken Knies. Steifigkeit ist ein Gefühl von Einschränkung oder Langsamkeit in der Beweglichkeit, wenn Sie Ihre Gelenke bewegen. Bitte geben Sie für jede Frage die Stärke der Steifigkeit an, die Sie in den letzten 2 Tagen verspürt haben. (Bitte kreuzen Sie die zutreffenden Kästchen an).

<b>1. Wie stark ist die Steifigkeit gerade nach dem Erwachen am Morgen?</b>		
keine Steifigkeit	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	extreme Steifigkeit
<b>2. Wie stark ist Ihre Steifigkeit nach Sitzen, Liegen oder Ausruhen im späteren Verlauf des Tages?</b>		
keine Steifigkeit	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	extreme Steifigkeit

**C Fragen zur körperlichen Tätigkeit**

Die folgenden Fragen beziehen sich auf Ihre körperliche Tätigkeit. Damit ist Ihre Fähigkeit gemeint, sich im Alltag zu bewegen und um sich selbst zu kümmern. Bitte geben Sie für jede der folgenden Aktivitäten den Schwierigkeitsgrad an, den Sie in den letzten 2 Tagen wegen Beschwerden in Ihrem kranken Knie gespürt haben. (Bitte kreuzen Sie die zutreffenden Kästchen an). **Wie groß ist Ihre Schwierigkeit beim:**

<b>1. Treppen hinuntersteigen</b>	keine Schwierigkeiten	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	extreme Schwierigkeiten
<b>2. Treppen hinaufsteigen</b>	keine Schwierigkeiten	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	extreme Schwierigkeiten
<b>3. Aufstehen vom Sitzen</b>	keine Schwierigkeiten	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	extreme Schwierigkeiten
<b>4. Stehen</b>	keine Schwierigkeiten	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	extreme Schwierigkeiten
<b>5. Sich zum Boden bücken</b>	keine Schwierigkeiten	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	extreme Schwierigkeiten
<b>6. Gehen auf ebenem Boden</b>	keine Schwierigkeiten	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	extreme Schwierigkeiten
<b>7. Einsteigen ins Auto/Aussteigen aus dem Auto</b>	keine Schwierigkeiten	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	extreme Schwierigkeiten
<b>8. Einkaufen gehen</b>	keine Schwierigkeiten	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	extreme Schwierigkeiten
<b>9. Socken/Strümpfe anziehen</b>	keine Schwierigkeiten	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	extreme Schwierigkeiten
<b>10. Aufstehen vom Bett</b>	keine Schwierigkeiten	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	extreme Schwierigkeiten
<b>11. Socken/Strümpfe ausziehen</b>	keine Schwierigkeiten	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	extreme Schwierigkeiten
<b>12. Liegen im Bett</b>	keine Schwierigkeiten	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	extreme Schwierigkeiten
<b>13. Ins Bad/aus dem Bad steigen</b>	keine Schwierigkeiten	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	extreme Schwierigkeiten
<b>14. Sitzen</b>	keine Schwierigkeiten	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	extreme Schwierigkeiten
<b>15. Sich auf die Toilette setzen/Aufstehen von der Toilette</b>	keine Schwierigkeiten	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	extreme Schwierigkeiten
<b>16. Anstrengende Hausarbeiten</b>	keine Schwierigkeiten	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	extreme Schwierigkeiten
<b>17. Leichte Hausarbeiten</b>	keine Schwierigkeiten	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	extreme Schwierigkeiten

## 7.4 Erfassungsbogen Unfallchirurgische Forschungsgruppe

### KOS – Score



(Irrgang et al., 1998. Mit freundlicher Genehmigung der Journal of Bone and Joint Surgery, Inc.)

### MODUL 7 – KOS-Score

Name: \_\_\_\_\_ Vorname: \_\_\_\_\_ Geb.-Datum: \_\_\_\_\_.\_\_\_\_.\_\_\_\_\_

### **KOS-Score ADL (nach Irrgang 1998)**

**Anleitung:** Dieser Fragebogen wurde konzipiert, um die Symptome und Einschränkungen Ihres Knies im Alltag zu dokumentieren. Bitte beantworten Sie jede Frage, in dem Sie diejenige Aussage ankreuzen, die am besten Ihre Situation in den letzten Tagen wiedergibt! Auch wenn mehr als eine Aussage zutreffend ist, bitte notieren Sie **nur eine** Antwort.

**Symptome:** In welchem Maß behindern Sie die folgenden Kniesymptome in Ihrem Alltag?

	Nie gehabt	habe, aber behindert mich nicht	behindert mich leicht	behindert mich mäßig	behindert mich stark	behindert mich total
1. Schmerz	<input type="radio"/> (5)	<input type="radio"/> (4)	<input type="radio"/> (3)	<input type="radio"/> (2)	<input type="radio"/> (1)	<input type="radio"/> (0)
2. Kniegeräusch	<input type="radio"/> (5)	<input type="radio"/> (4)	<input type="radio"/> (3)	<input type="radio"/> (2)	<input type="radio"/> (1)	<input type="radio"/> (0)
3. Steifigkeit	<input type="radio"/> (5)	<input type="radio"/> (4)	<input type="radio"/> (3)	<input type="radio"/> (2)	<input type="radio"/> (1)	<input type="radio"/> (0)
4. Schwellung	<input type="radio"/> (5)	<input type="radio"/> (4)	<input type="radio"/> (3)	<input type="radio"/> (2)	<input type="radio"/> (1)	<input type="radio"/> (0)
5. teilw. instabiles Gefühl	<input type="radio"/> (5)	<input type="radio"/> (4)	<input type="radio"/> (3)	<input type="radio"/> (2)	<input type="radio"/> (1)	<input type="radio"/> (0)
6. total instabiles Gefühl	<input type="radio"/> (5)	<input type="radio"/> (4)	<input type="radio"/> (3)	<input type="radio"/> (2)	<input type="radio"/> (1)	<input type="radio"/> (0)
7. Kraftlosigkeit	<input type="radio"/> (5)	<input type="radio"/> (4)	<input type="radio"/> (3)	<input type="radio"/> (2)	<input type="radio"/> (1)	<input type="radio"/> (0)
8. Hinken	<input type="radio"/> (5)	<input type="radio"/> (4)	<input type="radio"/> (3)	<input type="radio"/> (2)	<input type="radio"/> (1)	<input type="radio"/> (0)

**Einschränkungen:** In welchem Maß sind Sie bei folgenden Aktivitäten wegen Ihres Knies eingeschränkt?

	Nie gehabt	habe, aber behindert mich nicht	behindert mich leicht	behindert mich mäßig	behindert mich stark	behindert mich total
1. Gehen	<input type="radio"/> (5)	<input type="radio"/> (4)	<input type="radio"/> (3)	<input type="radio"/> (2)	<input type="radio"/> (1)	<input type="radio"/> (0)
2. Treppen aufwärts	<input type="radio"/> (5)	<input type="radio"/> (4)	<input type="radio"/> (3)	<input type="radio"/> (2)	<input type="radio"/> (1)	<input type="radio"/> (0)
3. Treppen abwärts	<input type="radio"/> (5)	<input type="radio"/> (4)	<input type="radio"/> (3)	<input type="radio"/> (2)	<input type="radio"/> (1)	<input type="radio"/> (0)
4. Stehen	<input type="radio"/> (5)	<input type="radio"/> (4)	<input type="radio"/> (3)	<input type="radio"/> (2)	<input type="radio"/> (1)	<input type="radio"/> (0)
5. Knie	<input type="radio"/> (5)	<input type="radio"/> (4)	<input type="radio"/> (3)	<input type="radio"/> (2)	<input type="radio"/> (1)	<input type="radio"/> (0)
6. in die Hocke gehen	<input type="radio"/> (5)	<input type="radio"/> (4)	<input type="radio"/> (3)	<input type="radio"/> (2)	<input type="radio"/> (1)	<input type="radio"/> (0)
7. Sitzen mit angebeugt. Knien	<input type="radio"/> (5)	<input type="radio"/> (4)	<input type="radio"/> (3)	<input type="radio"/> (2)	<input type="radio"/> (1)	<input type="radio"/> (0)
8. vom Stuhl aufstehen	<input type="radio"/> (5)	<input type="radio"/> (4)	<input type="radio"/> (3)	<input type="radio"/> (2)	<input type="radio"/> (1)	<input type="radio"/> (0)

Wie würden Sie Ihre aktuelle Kniefunktion während Ihrer üblichen Alltagsaktivitäten auf einer Skala von 0 bis 100 definieren? \_\_\_\_\_

**Vom Untersucher auszufüllen: Gesamtpunktzahl: \_\_\_\_ von 80, Prozent: \_\_%**

**KOS-Score Sport (nach Irrgang 1998)**

**Anleitung:** Dieser Fragebogen wurde konzipiert, um die Symptome und Einschränkungen Ihres Knies beim Sport zu dokumentieren. Bitte beantworten Sie jede Frage, in dem Sie diejenige Aussage ankreuzen, die am besten Ihre Situation in den letzten Tagen wiedergibt! Auch wenn mehr als eine Aussage zutreffend ist, bitte notieren Sie **nur eine** Antwort.

**Symptome:** In welchem Maß behindern Sie die folgenden Kniesymptome bei Ihrem Sport?

	Nie gehabt	habe, aber behindert mich nicht	behindert mich leicht	behindert mich mäßig	behindert mich stark	behindert mich total
1. Schmerz	<input type="radio"/> (5)	<input type="radio"/> (4)	<input type="radio"/> (3)	<input type="radio"/> (2)	<input type="radio"/> (1)	<input type="radio"/> (0)
2. Kniegeräusche	<input type="radio"/> (5)	<input type="radio"/> (4)	<input type="radio"/> (3)	<input type="radio"/> (2)	<input type="radio"/> (1)	<input type="radio"/> (0)
3. Steifigkeit	<input type="radio"/> (5)	<input type="radio"/> (4)	<input type="radio"/> (3)	<input type="radio"/> (2)	<input type="radio"/> (1)	<input type="radio"/> (0)
4. Schwellung	<input type="radio"/> (5)	<input type="radio"/> (4)	<input type="radio"/> (3)	<input type="radio"/> (2)	<input type="radio"/> (1)	<input type="radio"/> (0)
5. teilw. instabiles Gefühl	<input type="radio"/> (5)	<input type="radio"/> (4)	<input type="radio"/> (3)	<input type="radio"/> (2)	<input type="radio"/> (1)	<input type="radio"/> (0)
6. total instabiles Gefühl	<input type="radio"/> (5)	<input type="radio"/> (4)	<input type="radio"/> (3)	<input type="radio"/> (2)	<input type="radio"/> (1)	<input type="radio"/> (0)
7. Kraftlosigkeit	<input type="radio"/> (5)	<input type="radio"/> (4)	<input type="radio"/> (3)	<input type="radio"/> (2)	<input type="radio"/> (1)	<input type="radio"/> (0)

**Einschränkungen:** In welchem Maß sind Sie bei folgenden sportlichen Aktivitäten wegen Ihres Knies eingeschränkt?

	Nie gehabt	habe, aber behindert mich nicht	behindert mich leicht	behindert mich mäßig	behindert mich stark	behindert mich total
1. Joggen/ geradeaus Rennen	<input type="radio"/> (5)	<input type="radio"/> (4)	<input type="radio"/> (3)	<input type="radio"/> (2)	<input type="radio"/> (1)	<input type="radio"/> (0)
2. Springen/ Landen	<input type="radio"/> (5)	<input type="radio"/> (4)	<input type="radio"/> (3)	<input type="radio"/> (2)	<input type="radio"/> (1)	<input type="radio"/> (0)
3. Abbremsen/ Beschleunigen	<input type="radio"/> (5)	<input type="radio"/> (4)	<input type="radio"/> (3)	<input type="radio"/> (2)	<input type="radio"/> (1)	<input type="radio"/> (0)
4. Abdrehen/Richtung wechseln	<input type="radio"/> (5)	<input type="radio"/> (4)	<input type="radio"/> (3)	<input type="radio"/> (2)	<input type="radio"/> (1)	<input type="radio"/> (0)

Wie würden Sie Ihre aktuelle Kniefunktion während Ihrer üblichen Alltagsaktivitäten auf einer Skala von 0 bis 100 definieren? \_\_\_\_\_

**Vom Untersucher auszufüllen: Gesamtpunktzahl: \_\_\_\_ von 55, Prozent: \_\_\_\_%**

## **Danksagung**

Die Danksagung ist in der Online-Version aus Gründen des Datenschutzes nicht enthalten.

## **Lebenslauf**

Der Lebenslauf ist in der Online-Version aus Gründen des Datenschutzes nicht enthalten.

Der Lebenslauf ist in der Online-Version aus Gründen des Datenschutzes nicht enthalten.