

**AUS DER CHIRURGISCHEN KLINIK  
DES AKADEMISCHEN LEHRKRANKENHAUSES  
MARIENHOSPITAL EUSKIRCHEN  
CHEFARZT PROF. DR. MED. H. SCHWERING**

**PROPRIOZEPTIONSMESSUNGEN AM  
Kniegelenk unter kritischer  
Betrachtung wissenschaftlicher,  
methodischer und messtechnischer  
Gesichtspunkte**

**Inaugural – Dissertation**

**Zur Erlangung des doctor medicinae  
der medizinischen Fakultät der  
Westfälischen Wilhelms Universität zu Münster**

**VORGELEGT VON  
HOFMAIER, ARMIN  
AUS RATINGEN**

---

**2005**

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der  
Westfälischen Wilhelms - Universität zu Münster.

Dekan: Univ. Prof. Dr. med. H. Jürgens

1. Berichterstatter: Prof. Dr. med. H. Schwering
2. Berichterstatter: Prof. Dr. med. P. Preusser

Tag der mdl. Prüfung: 24.10.2005

Für Suzan und Josefine („Finchen“) Mia.



AUS DER CHIRURGISCHEN ABTEILUNG DES AKADEMISCHEN  
LEHRKRANKENHAUSES MARIENHOSPITAL EUSKIRCHEN

Chefarzt: Pro. Dr. med. Schwering

Referent: Prof. Dr. med. Schwering

Koreferent: Prof. Dr. med. P. Preusser

## **Zusammenfassung**

### **Propriozeptionsmessungen am Kniegelenk unter kritischer Betrachtung wissenschaftlicher, methodischer und messtechnischer Gesichtspunkte**

Armin Hofmaier

Unter dem Begriff Propriozeption wird die bewusste und unbewusste Verarbeitung aller afferenter Informationen des Bewegungsapparates im zentralen Nervensystem verstanden.

Es lassen sich weiterhin die Submodalitäten Bewegungssinn, Stellungssinn und Kraftsinn unterscheiden.

Die komplexe Struktur der neuronalen Verbindungen und die bis heute wenig verstandene Modulation afferenter Informationen in den verschiedenen Ebenen cerebraler Reizverarbeitung ebenso wie das dynamische Verhalten der beteiligten muskulären Strukturen bedingen, dass die Erfassung propriozeptiver Fähigkeiten mit gängigen Messverfahren lediglich eingeschränkt möglich zu sein scheint.

Die experimentellen Ergebnisse zeigen deutlich einerseits den Einfluss externer Einflussfaktoren auf die Messergebnisse, andererseits zeigt sich eine große intraindividuelle Variation durch Modifikation des neuromuskulären Systems in Form der Aktivierbarkeit der rumpfstabilisierenden Muskulatur.

Die Ergebnisse der Studie zeigen, dass sowohl methodische wie auch messtechnische Faktoren Messungen der Propriozeption gesunder Kniegelenke z.T. signifikant beeinflussen. Weiterhin lässt sich der Einfluss des jeweiligen Gelenkwinkels auf die Messergebnisse zeigen. Zusätzlich modifizieren Kriterien wie Ermüdung sowie die individuell unterschiedliche Aktivierbarkeit der rumpfstabilisierenden Muskulatur die Messergebnisse.

Aus den vorliegenden Ergebnissen wird die Notwendigkeit des kritischen Überdenkens des aktuellen Verständnisses zur Propriozeption als peripher und zentral modulierende Einheit der Gesamtheit afferenter Informationen aller beteiligter Rezeptoren deutlich, sowie die Notwendigkeit, kommende Studien an diesen Punkten auszurichten.

---

<b>1. Einleitung .....</b>	<b>1</b>
<b>1.1. Die Anatomie des menschlichen Kniegelenkes .....</b>	<b>3</b>
1.1.1. Die knöchernen Gelenkkörper .....	3
1.1.2. Der mediale und laterale Meniskus .....	3
1.1.3. Die Bänder – passive Stabilisatoren des Gelenkes .....	4
1.1.4. Gelenkkapsel und Schleimbeutel des Kniegelenkes .....	6
1.1.5. Die Muskulatur als dynamischer Stabilisator des Kniegelenkes .....	8
1.1.6. Biomechanische Eigenschaften des Gelenkes .....	9
<b>1.2. Propriozeption als multimodale Sinnesqualität.....</b>	<b>13</b>
1.2.1. Definition und Begriffsbestimmung.....	13
1.2.2. Anatomie und Physiologie der Sensoren der Propriozeption .....	14
1.2.2.1. Muskelspindeln - sensible Organe des Muskels.....	14
1.2.2.2. Golgi-Sehnenorgane als sensible Organe in Sehnen und Bändern.....	17
1.2.2.3. Gelenkrezeptoren als sensible Organe der Gelenkkapsel.....	18
1.2.2.4. Weiterleitung der Rezeptorafferenzen.....	20
1.2.2.5. Integrative Funktionen des Rückenmarks.....	21
1.2.2.6. Weiterleitung afferenter Impulse zum ZNS.....	22
1.2.2.7. Der Begriff "Stabilität" .....	23
1.2.2.8. Muskuläre Dysbalancen.....	24
1.2.2.9. Ermüdung.....	28
1.2.3. Die Rolle einzelner Rezeptoren bei der Übermittlung proprio- zeptiver Qualitäten – wechselnde Ansichten.....	29
<b>1.3. Übersicht über Messverfahren propriozeptiver Sinnes- qualitäten .....</b>	<b>33</b>
1.3.1. Bedeutung von Propriozeptionsmessungen .....	33
1.3.1.1. Kritische Darstellung von Propriozeptionsmessungen und Methoden allgemein.....	33

---

1.3.2. Ansätze zur Erfassung propriozeptiver Wahrnehmungen .....	34
1.3.2.1. Der aktive und passive Winkelreproduktionstest zur Erfassung des Stellungssinnes.....	34
1.3.2.2. Die Detektion passiver Bewegungen als Test zur Erfassung des Bewegungssinnes.....	49
1.3.2.3. Reflex-Latenzzeitmessung als Äquivalent propriozeptiver Fähigkeiten.....	50
1.3.2.4. Die Reproduktion von Fußstellungen als Äquivalent propriozeptiver Fähigkeiten.....	52
1.3.2.5. Einbeinstand und Schwerpunktanalyse.....	53
1.3.2.6. Die Ganganalyse als funktioneller Parameter propriozeptiver Fähigkeiten.....	54
1.3.2.7. Visuelle Tests.....	56
1.3.2.8. Die Elektromyographie zur Erfassung muskulärer Reaktionen....	56
1.3.2.9. Der Hoffmann-Reflex (H-Reflex).....	58
1.3.2.10. Fragebögen („scoring-scales“) zur Erfassung subjektiver Empfindungen von Funktion und Stabilität im Gelenk.....	58
1.3.2.11. Somatosensibel evozierte Potentiale.....	59
<b>1.4. Methodische Defizite von Studien in der Literatur.....</b>	<b>60</b>
<b>1.5. Fazit.....</b>	<b>63</b>
<b>1.6. Fragestellung und Hypothesen.....</b>	<b>65</b>
1.6.1. Forschungsdefizite.....	65
1.6.2. Arbeitshypothesenformulierung.....	66
<b>2. Material und Methode.....</b>	<b>67</b>
<b>2.1. Material.....</b>	<b>67</b>
2.1.1. Probanden.....	67
2.1.2. Vorgehensweise zur Überprüfung der Arbeitshypothesen .....	67

---

2.1.3. Technische Hilfsmittel.....	68
2.1.3.1. Messung der Gelenkwinkel mit Hilfe von Goniometern.....	68
2.1.3.2. Messung der Gelenkwinkel mit Hilfe des BAS.....	69
2.1.3.3. Einstellung der Winkel in verschiedenen Positionen .....	70
2.1.3.4. Messung der Bauchmuskelkraft.....	71
<b>2.2. Methode.....</b>	<b>72</b>
2.2.1. Untersuchung der Muskulatur .....	72
2.2.2. Orthopädische Untersuchung der unteren Extremität.....	73
2.2.3. Untersuchung der Wirbelsäulenbeweglichkeit.....	74
2.2.4. Spezielle Anamnese.....	74
2.2.5. Vergleich der mittleren Messfehler von BAS und Goniometer.....	74
2.2.6. Der Winkelreproduktionstest - Wahl des Testverfahrens.....	74
2.2.7. Lagerung und Stellung der Probanden als Einflussfaktoren auf Messungen mit Hilfe eines Winkelreproduktionstests.....	76
2.2.7.1. Sitzende Position.....	76
2.2.7.2. Liegende Position.....	77
2.2.7.3. Stehende Position.....	77
2.2.7.4. Kniebeuge.....	77
2.2.7.5. Ermüdung.....	77
2.2.8. Konditionierung in Form eines speziellen Bauchmuskeltrainings als Einflussfaktor des Winkelreproduktionstests .....	78
2.2.9. Statistische Prüfung.....	79
2.2.9.1. statistische Auswertung.....	79
<b>3. Ergebnisse .....</b>	<b>80</b>
<b>3.1. Ergebnisse der Messtechniken im Vergleich .....</b>	<b>80</b>
<b>3.2. Ergebnisse der Tests der unkonditionierten Gruppe .....</b>	<b>83</b>
<b>3.3. Ergebnisse des Tests der konditionierten Gruppe .....</b>	<b>91</b>

---



<b>3.4. Vergleich der unkonditionierten mit der konditionierten Gruppe.....</b>	<b>99</b>
<b>3.5. Abgleich der Ergebnisse mit den Arbeitshypothesen....</b>	<b>104</b>
<b>4. Diskussion .....</b>	<b>105</b>
<b>5. Schlussfolgerungen .....</b>	<b>114</b>
<b>6. Zusammenfassung / Summary .....</b>	<b>117</b>
6.1. Deutsch.....	117
6.2. Englisch.....	122
<b>7. Literaturliste.....</b>	<b>127</b>
<b>8. Anhang.....</b>	<b>148</b>
<b>9. Lebenslauf und Danksagungen.....</b>	<b>151</b>

# 1. EINLEITUNG

Degenerative und funktionelle Erkrankungen des Bewegungsapparates gehören in den westlichen Industrieländern zu den häufigsten chronischen Erkrankungen. Sie haben in der Bundesrepublik Deutschland einen Anteil von 31% an den Frühberentungen und stellen mit 46% den größten Anteil der Rehabilitationsverfahren (Finkbeiner [1996]). Im Jahre 1996 entstanden allein durch degenerative Gelenkerkrankungen insgesamt 53 Millionen Krankheitstage mit 5 Millionen Tagen Krankenhausaufenthalt, aus denen wiederum 43% aller stationären Rehabilitationsmaßnahmen in diesem Jahr entstanden. Hierbei war in erster Linie die untere Extremität mit Knie- und Hüftgelenk betroffen (Krutz und Kohn [2002], Horstmann [2000]).

Diese Zahlen zeigen eindrucksvoll die erheblichen sozioökonomischen Bedeutungen dieser Erkrankungen.

Im operativen Bereich, vor allem bei rekonstruktiven Eingriffen im Bereich der Kniegelenke, fiel in den letzten Jahren eine gewisse Diskrepanz zwischen subjektiver Selbsteinschätzung des Patienten und dem Ergebnis klinischer Nachuntersuchungen bezüglich des Operationserfolges auf.

Harter et al [1988] zeigten, daß es nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes oftmals wenig Übereinstimmung zwischen objektivierbaren klinischen Nachuntersuchungen der operierten Gelenke und der subjektiven Einschätzung der Patienten selbst bestand. Meistens ergaben die klinischen Tests ein besseres Ergebnis als die subjektive Patientenmeinung.

Beard et al [1994] zeigten eine Korrelation zwischen gemessenen Werten für die Propriozeption und der subjektiven Selbsteinschätzung operierter Patienten. Mittlerweile sind eine Fülle von Studien verfügbar, die z. B. bei der Gonarthrose (Pap et al [1998]), Meniskusläsionen (Jerosch et al [1996]), rupturierten vorderen Kreuzbändern (Sharma und Pai [1997]) und rezidivierenden Gelenkergüssen (Baxendale und Ferrel [1987]) verminderte propriozeptive Werte feststellen konnten.

Durch die zunehmende Zahl älterer Patienten, die aufgrund einer Gonarthrose mit einem künstlichen Kniegelenk ausgestattet werden, und die Ausweitung der Indikationsstellung bei jüngeren Patienten ist die Rate implantierter

Knieendoprothesen in der Bundesrepublik im Jahre 1997 auf ca. 50.000 Kunstgelenke gestiegen (Zilch [1997]).

Da die sozioökonomischen Folgen von chronischen Gelenkerkrankungen wie beispielsweise der Gonarthrose erheblich sein können, geriet gerade der propriozeptive Aspekt der Pathogenese dieser degenerativen Erkrankungen zunehmend in den Mittelpunkt des Interesses, da der Verlust propriozeptiver Fähigkeiten mit einer progredienten Arthrose einherzugehen scheint (Pap et al [1998]). Aber auch im postoperativen Verlauf gewann die Rehabilitation propriozeptiver Fähigkeiten zunehmende Bedeutung. Zwar wird langfristig die Schmerzsymptomatik und die Mobilität der Patienten durch die Implantation eines künstlichen Gelenkes verbessert, es kommt jedoch sehr häufig zu einer vorübergehenden, gelegentlich auch länger andauernden Kraftminderung der kniestabilisierenden Muskulatur und zur Funktionsbeeinträchtigung des sensomotorischen Systems mit entsprechender Auswirkung auf die koordinative Leistungsfähigkeit (Lephart et al [1997]).

Diese propriozeptiven Defizite lassen sich zumindest für die Gruppe der operierten Patienten schlüssig mit der Beeinträchtigung der kinästhetischen Wahrnehmung durch direkte Schädigung von Rezeptorgewebe im Rahmen des operativen Eingriffs erklären (Quante und Hille [1999]).

Dies führte zu neuen Aspekten im Verständnis der Therapie von Gelenkverletzungen: offensichtlich ist es zur Wiederherstellung eines funktionsfähigen und stabilen Gelenkes unzureichend, lediglich die anatomische Rekonstruktion verletzter Strukturen durchzuführen. Vielmehr rückte der Stellenwert gezielter physiotherapeutischer und trainingstherapeutischer Nachbehandlungsformen zur Verbesserung sensomotorischer Fähigkeiten zunehmend in den Vordergrund.

In dieser Studie sollen die aktuellen wissenschaftlichen, methodischen und messtechnischen Aspekte bei der Behandlung der Propriozeption des Kniegelenkes kritisch dargestellt und überdacht werden.

## **1.1. Die Anatomie des menschlichen Kniegelenkes**

### **1.1.1. Die knöchernen Gelenkkörper**

Das menschliche Kniegelenk ist das größte Gelenk des menschlichen Körpers. Es wird knöchern von den beiden Femurkondylen und dem Tibiaplateau gebildet, welches medial mehr konkav und lateral konvex ausgebildet ist.

Im Gelenkraum liegen äußerer und innerer Meniskus, welche die Gelenkhöhle unvollständig unterteilen und die im Vergleich zu anderen Gelenken sehr ausgeprägte Inkongruenz der Gelenkfläche ausgleichen. Vorne am Kniegelenk befindet sich das größte Sesambein des Menschen, die Patella.

Es lassen sich demnach folgende Teilgelenke unterscheiden:

- Articulatio (A.) femoropatellaris
- A. femorotibialis, diese lässt sich weiterhin unterteilen in:
  - A. menisco-femoralis
  - A. menisco-tibialis

Alle Anteile werden von einer Gelenkkapsel umschlossen und durch zahlreiche Bänder gesichert ( nach Staubesand [1985], Dye und Vaupel [2000]).

### **1.1.2. Der mediale und laterale Meniskus**

Die beiden Menisken vergrößern die inkongruenten Gelenkflächen zwischen den Femurkondylen und dem Tibiaplateau.

Sie bestehen histologisch aus Faserknorpel und besitzen jeweils eine obere und eine untere Gelenkfläche. Man unterscheidet jeweils ein Vorderhorn und ein Hinterhorn.

Der mediale Meniskus ist c-förmig und mit dem Ligamentum collaterale tibiale und der Gelenkkapsel verwachsen. Er ist hinten breiter als vorne, wobei das Vorderhorn viel dünner ist als das Hinterhorn. Er ist durch seine Befestigung weniger beweglich als der laterale Meniskus, der dreiviertel-ringförmig gebaut, gleichmäßig breit und nur mit der Gelenkkapsel verwachsen ist.

Dadurch ist er beweglicher als der mediale Meniskus, und daher auch weniger verletzungsanfällig.

Vorne sind beide Menisken durch das Ligamentum transversum genus verbunden.

Das Hinterhorn des lateralen Meniskus kann durch das Ligamentum Wrisberg und Humphry mit dem hinteren Kreuzband verbunden (Brantigan et al [1946]) sein.

Bei Bewegungen im Kniegelenk verschieben sich beide Menisken, der mediale wird wegen seiner stärkeren Befestigung mehr bei Außenrotation des Unterschenkels verlagert und bei übermäßiger Bewegung gezerrt, der laterale Meniskus ist aufgrund seiner besseren Beweglichkeit bei den verschiedenen Bewegungen weit weniger belastet (nach Dye und Vaupel [2000]).

Abbildung 1.1 zeigt schematisch die an der Gelenkbildung beteiligten Strukturen.

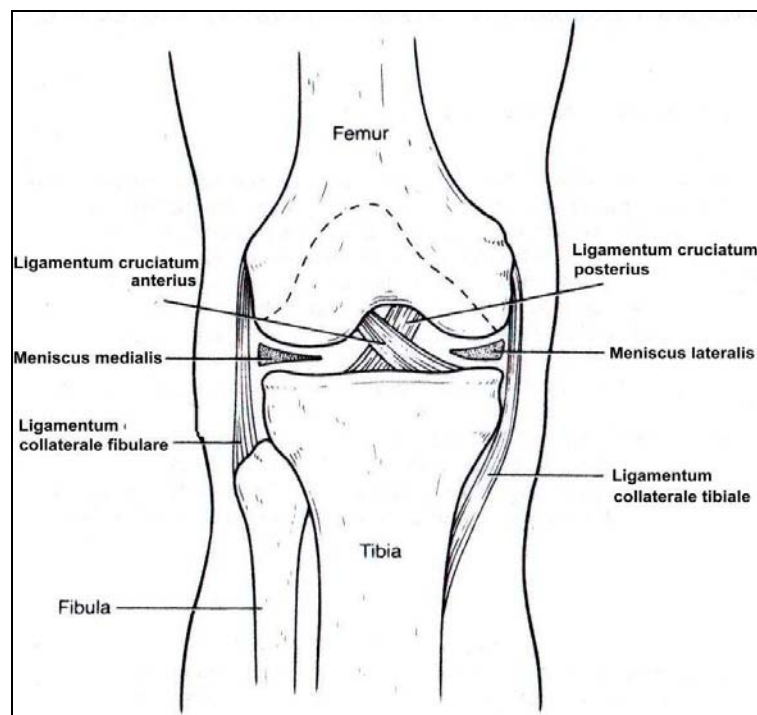


Abb. 1.1: Rechtes Kniegelenk, schematisch. Mod. nach Weber und Ware [1998]

### 1.1.3. Die Bänder – passive Stabilisatoren des Gelenkes

Man unterscheidet generell nach ihrer Lage intrakapsulär gelegene Binnenbänder von extrakapsulär gelegenen Außenbändern.

Zu den Binnenbändern werden die beiden Kreuzbänder gezählt, die entwicklungsgeschichtlich von dorsal in die Fossa intercondylaris eingetreten sind und dabei das Stratum synoviale der Gelenkkapsel mitgenommen haben. Sie liegen daher intraartikulär, aber extrasynovial (Staubesand [1985]).

Als Binnenbänder werden die beiden folgenden Strukturen bezeichnet:

- Das *Ligamentum cruciatum anterius* (engl. ACL), vorderes Kreuzband, das von der Area intercondylaris anterior tibiae zur Innenfläche des Condylus lateralis femoris zieht. Es läßt sich nach Hertel [1996] in ein anteromediales und ein posterolaterales Bündel unterteilen.
- Das *Ligamentum cruciatum posterius* (engl. PCL), hinteres Kreuzband, welches von der lateralen Fläche des medialen Femurkondylus zur Area intercondylaris posterior zieht und kräftiger ausgebildet ist als das vordere Kreuzband. Es besteht ebenfalls aus zwei Anteilen, einem anterolateralen und einem posteromedialen Bündel (Race und Amis [1994]).

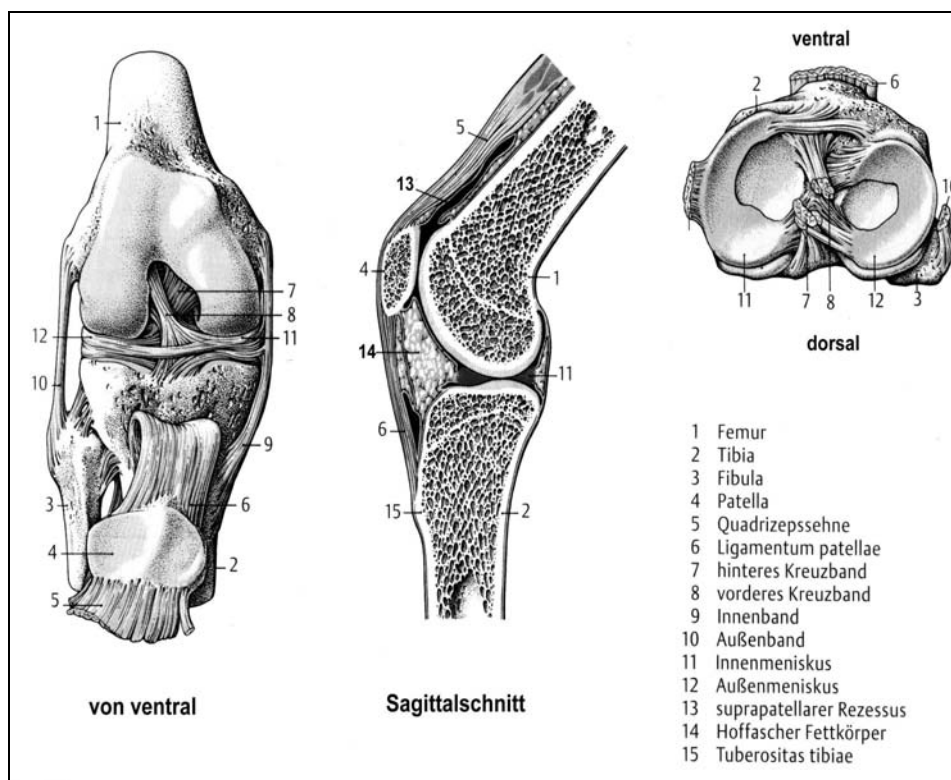
Zu den Außenbändern werden gezählt:

- Das *Ligamentum collaterale tibiale*, das mediale Seitenband, verbindet den Epicondylus medialis femoris mit dem Condylus medialis tibiae.
- Das *Ligamentum collaterale fibulare*, das laterale Seitenband, verbindet Epicondylus lateralis femoris mit dem Caput fibulae.
- Das *Retinaculum patellae mediale* und *laterale*, Faserzüge beidseits der Patella, strahlen in Periost des Tibiakopfes ein.
- Das *Ligamentum patellae*, Fortsetzung der Quadrizepssehne, zieht von der Patella zur Tuberositas tibiae.
- Das *Ligamentum popliteum obliquum*, rückläufige Abspaltung der Sehne des Musculus semimembranosus an der Kapselrückseite.
- Das *Ligamentum popliteum arcuatum*, überbrückt bogenförmig den Musculus popliteus an der Kapselrückseite.
- Das *Ligamentum transversum genus*, verbindet ventral medialen und lateralen Meniscus.
- Das *Ligamentum meniscofemorale anterius (Humphry)* zieht inkonstant von der Dorsalseite des Meniscus lateralis zum hinteren Kreuzband.

- Das *Ligamentum meniscofemorale posterius* (Wrisberg), ebenfalls inkonstant, zieht vom Meniscus lateralis und vom Ligamentum cruciatum posterius zur Innenfläche des Condylus medialis femoris.

Beide meniskofemorale Bänder kommen nicht in jedem Kniegelenk vor, jedoch lässt sich regelmäßig in nahezu jedem Knie wenigstens eines der beiden Bänder nachweisen (Van Dommelen und Fowler [1989], Dye und Vaupel [2000], Brantigan et al [1946]).

Abbildung 1.2 gibt einen Überblick über die wichtigsten Strukturen.



**Abb. 1.2:** Anatomie des rechten Kniegelenkes, schematisch, mod. nach Niethard und Pfeil [1997]

#### 1.1.4. Gelenkkapsel und Schleimbeutel des Kniegelenkes

Die Gelenkkapsel besteht aus der dem Gelenkraum zugewandten Membrana synovialis und der äußeren Membrana fibrosa, die reich an sensiblen Nervenfasern sind (Dye et al [1987]).

Der Zwischenraum ist mit Fett ausgefüllt, wobei der unterhalb der Patella liegende Hoffa-Fettkörper den größten Anteil ausmacht. Er erstreckt sich vom Unterrand der in die Vorderwand der Kapsel eingeschlossenen Patella bis zur

Plica synovialis infrapatellaris, einer Kapselfalte, die die ursprüngliche Unterteilung des Gelenkes in zwei Kammern darstellt.

Am Femur liegt die Umschlagstelle der Membrana synovialis meist in einiger Entfernung von der Knorpelgrenze. Bedingt wird dieser hohe Ansatz durch die große Bursa suprapatellaris, die dort mit dem Gelenkraum kommuniziert.

Der Ansatz der Membrana synovialis an der Tibia liegt unmittelbar an der Knorpelgrenze.

Es finden sich zahlreiche Schleimbeutel, von denen einige mit der Gelenkhöhle kommunizieren. Die größte der mit dem Gelenkraum in Verbindung stehenden Schleimbeutel ist die Bursa suprapatellaris, die den Gelenkraum nach proximal vergrößert.

Dorsal liegen der Recessus subpopliteus und die Bursa muscoli semi-membranosi, die wesentlich kleiner sind. Am Ursprung der beiden Gastrocnemiusköpfe finden sich zwei weitere Schleimbeutel, die Bursa subtendinea muscoli gastrocnemii lateralis und medialis.

Die nichtkommunizierenden Bursae synoviales sind die Bursa subcutanea praepatellaris unmittelbar vor der Patella, die Bursa infrapatellaris profunda zwischen Ligamentum patellae und Membrana fibrosa der Gelenkkapsel. Unregelmäßig vorkommend sind die Bursa subfascialis praepatellaris, die Bursa subtendinea praepatellaris und die Bursa subcutanea infrapatellaris (nach Platzer [1991], Dye und Vaupel [2000]).

Abbildung 1.3 zeigt schematisch die Ausdehnung der Gelenkkapsel.

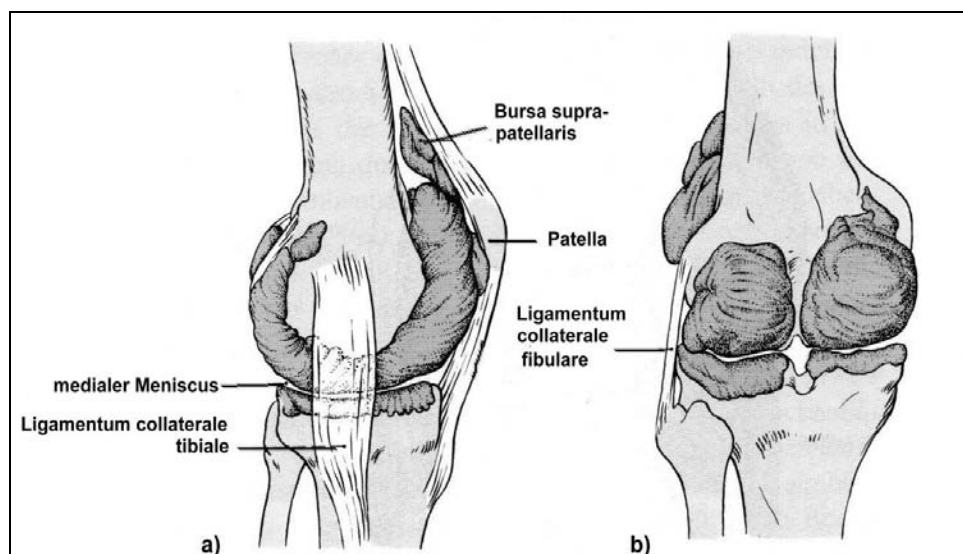


Abb. 1.3: Ausguß des linken Kniegelenkes. a) von medial b) von dorsal , mod. nach Staubesand [1985]

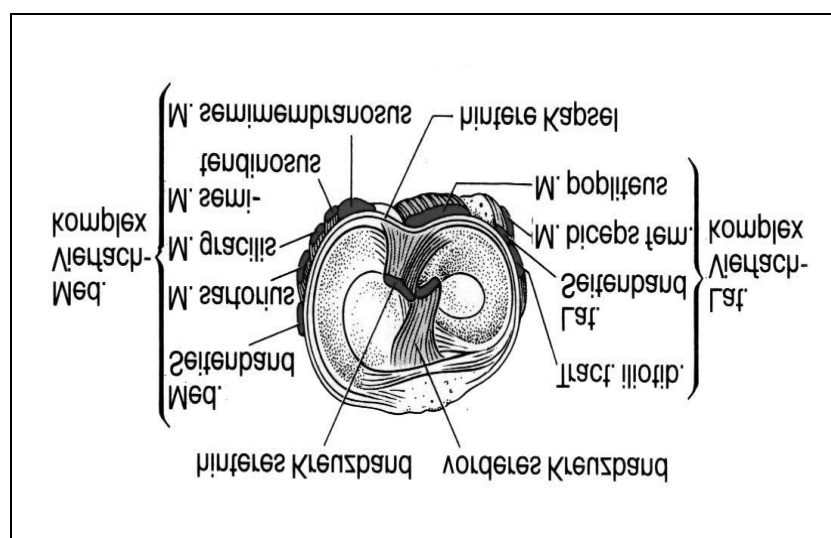


### 1.1.5. Die Muskulatur als dynamischer Stabilisator des Kniegelenkes

Neben den eingangs bereits beschriebenen statischen Strukturen erfährt das menschliche Kniegelenk auch durch dynamische Strukturen Stabilität. Diese werden in vier verschiedene Gruppen unterteilt:

1. Der *mediale Viererkomplex*, besteht aus dem Ligamentum tibiale, den drei Sehnen des Pes anserinus superficialis (Musculus semitendinosus, gracilis und sartorius), dem Musculus semimembranosus, der hinteren Gelenkkapsel, Teilen des Ligamentum tibiale und dem darunterliegenden Ligamentum capsulare und verhindert eine Valgus- und Außenrotationsinstabilität. Er hat enge funktionelle Beziehungen zum vorderen Kreuzband und zum Meniscus medialis.
2. Der *laterale Viererkomplex* wird vom Ligamentum collaterale fibulare, dem Tractus iliotibialis, dem Musculus biceps femoris und Musculus popliteus gebildet. Dieser Komplex hemmt eine Varus- und Innenrotationsinstabilität.
3. Der *dorsale Komplex*, bestehend aus hinterer Gelenkkapsel, Ligamentum popliteum arcuatum und obliquum verhindert die Instabilität in sagittaler Richtung sowie die Überstreckung, die außerdem auch vom hinteren Kreuzband gehemmt wird.
4. Der *zentrale Komplex* besteht aus den beiden Kreuzbändern, die die Stabilität in sagittaler Richtung sichern. Das vordere Kreuzband hemmt auch die Innenrotation und die Abduktion (nach Zilch [1992]).

Abbildung 1.4 zeigt schematisiert eine Übersicht über die verschiedenen Komplexe.



**Abb. 1.4:** Funktionelle Aufteilung der stabilisierenden Komplexe, nach Zilch [1992]

Neben diesen stabilisierenden Komplexen sichern alle das Kniegelenk überschreitende Muskeln die Stabilität im Gelenk.

Tabelle 1.1 gibt einen Überblick über die beteiligten Muskeln.

<b>Bewegung</b>	<b>Muskel</b>	
<b>Extension</b>	M. quadriceps femoris	M. tensor fasciae latae
<b>Flexion</b>	M. semimembranosus M. semitendinosus M. biceps femoris M. gracilis	M. sartorius M. gastrocnemius M. popliteus M. plantaris
<b>Innenrotation (nur bei gebeugtem Kniegelenk möglich)</b>	M. semimembranosus M. semitendinosus M. popliteus	M. sartorius M. gastrocnemius (Caput lat.) M. gracilis
<b>Außenrotation (nur bei gebeugtem Kniegelenk möglich)</b>	M. biceps femoris M. gastrocnemius (Caput mediale) M. tensor fasciae latae	

**Tabelle 1.1:** Wirkung von Muskeln auf das Kniegelenk, geordnet nach Bewegungsrichtung und Größe des Drehmomentes. Mod. nach Lanz und Wachsmuth [1972]

### 1.1.5. Biomechanische Eigenschaften des Gelenkes

Die Form der knöchernen Gelenkstrukturen und die stabilisierenden Elemente lassen im Kniegelenk die Flexion und Extension (Beugung und Streckung) sowie in geringerem Ausmaß die Rotatio interna et externa (Innen- und Außenrotation) zu, die Außenrotation jedoch nur in gebeugtem Zustand.

Biomechanisch handelt es sich um ein Bikondylengelenk.

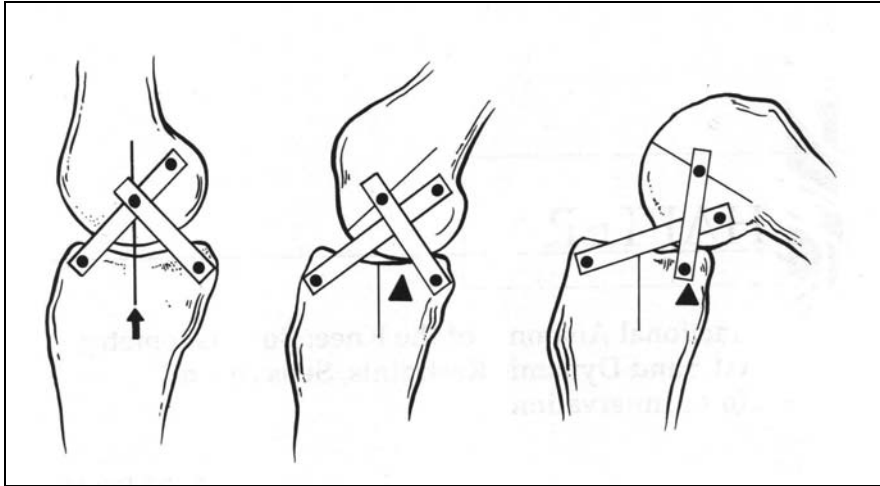
Alle Bewegungen im Gelenk sind mit einer Gleitbewegung der Femurkondylen auf dem Tibiaplateau mit gleichzeitiger Verschiebung der Menisken verbunden. Betrachtet man die Kondylen von lateral, haben sie annähernd die Form einer logarithmischen Spirale. Sie sind vorne nur leicht gekrümmt, nach hinten dagegen zunehmend stärker.

In Streckstellung ist daher die Kontaktfläche der Gelenkflächen am größten, die auftretenden Kräfte können gut aufgefangen werden.

Die Ligamenta collateralia sind in Streckstellung maximal gespannt, da der Krümmungsradius vorne größer als hinten ist, die Ansätze der Bänder also am weitesten voneinander entfernt sind.

Bei Beugung im Gelenk nähern sich die Ansätze wieder einander, die Bänder erschlaffen; zusätzlich wird die Kontaktfläche der Gelenkflächen wieder kleiner. Dadurch nimmt die Stabilität im Gelenk ab, wodurch die Voraussetzung zur Rotation gegeben ist.

Die Femurkondylen führen auf der tibialen Gelenkfläche eine kombinierte Gleit-Roll-Bewegung durch, weswegen keine starren Achsen festgelegt werden können (vgl. Abbildung 1.5).



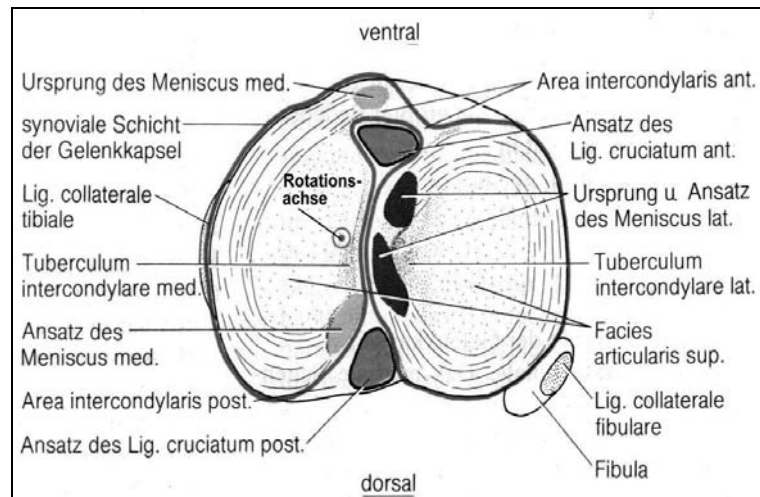
**Abb. 1.5:** Funktionelle Kinematik des menschlichen Kniegelenkes als Viergelenkkette in sagittaler Projektion mit Darstellung der femorotibialen Kontaktfläche, die mit zunehmender Flexion nach posterior wandert. Mod. nach Dye SF [1987].

Das Drehzentrum und die Achsen wandern während der Bewegung auf Bahnkurven.

Zusätzlich verschieben sich während der Bewegung die Femurkondylen samt Menisken auf dem Tibiaplateau, und zwar ventralwärts bei Streckung, und nach dorsal bei Beugung, was anhand einer Darstellung des Kniegelenkes als Modell einer Viergelenkkette dargestellt werden kann (Müller [1982]).

Vereinfachend wird jedoch vielfach eine feste Achse angenommen, die ungefähr der statistischen Mittellage der wandernden tatsächlichen Achse entspricht. Diese theoretische Achse verläuft durch die Femurkondylen.

Die Rotationsachse steht senkrecht auf der medialen Gelenkfläche des Tibiaplateaus am Abhang des Tuberculum intercondylare mediale (Abb.1.6). Im Stehen ist die Rotationsachse identisch mit der Tragachse.



**Abb. 1.6:** Aufsicht auf das Tibiaplateau mit eingezeichneter Rotationsachse. Mod. Nach Schiebler und Schmidt [1991]

Die Längsachse des Femurschaftes bildet mit der des Tibiaschaftes infolge der Schrägstellung des Femurs im Kniegelenk einen Winkel. Dieser beträgt bei normal zueinander stehenden Skeletteilen, Genu rectum,  $174^\circ$ . Maßgebend ist die Traglinie (auch Mikulicz-Linie) des Beines, die den Hüftkopf mit dem Sprunggelenksmittelpunkt verbindet und physiologischerweise durch die Kniemitte verläuft. Die anatomische Femurachse steht physiologisch in Valgusstellung zur Vertikalen (vgl. Abb. 1.7).

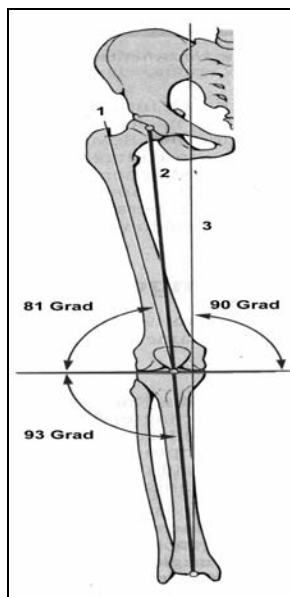
Das Kniegelenk kann bis  $180^\circ$  ( $0^\circ$  nach orthopädischem Verständnis) gestreckt werden. Gelegentlich ist eine Überstreckbarkeit von bis zu  $10^\circ$  nachweisbar.

Die letzten  $10^\circ$  sind jedoch nur durch gleichzeitige Außenrotation der Tibia um  $5^\circ$  möglich, die sogenannte Schlußrotation. Diese wird verursacht durch die Anspannung des vorderen Kreuzbandes, begünstigt durch die Form des Condylus medialis femoris, und unterstützt durch den Tractus iliotibialis.

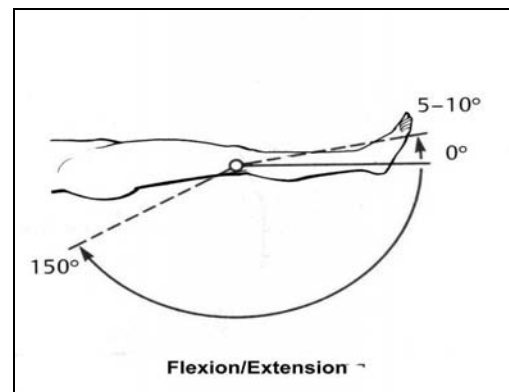
Die Bänder der hinteren Kapsel, die Seitenbänder und das hintere Kreuzband verhindern eine Überstreckung.

Die Beugung kann in aktive und passive Beugung unterteilt werden. Aktiv läßt sich eine Beugung von  $130^\circ$  erreichen, passiv lassen sich weitere  $30^\circ$  hinzufügen, bis die Ferse am Gesäß anschlägt. Die ersten  $20^\circ$  beruhen auf einer Abrollbewegung zwischen Femurkondylen und Tibiakopf, anschließend erfolgt die Gleitbewegung. Hierbei werden die Menisci nach dorsal verschoben (vgl. Abbildung 1.5).

Bei rechtwinklig gebeugtem Kniegelenk läßt der so relaxierte Bandapparat eine Außenrotation von  $40^\circ$  und eine Innenrotation von  $30^\circ$  zu. Diese Rotation erfolgt vorwiegend durch Verschiebung der Menisken auf dem Tibiaplateau. Die Innenrotation wird vornehmlich durch die Kreuzbänder, die Außenrotation durch die Ligamenta collateralia begrenzt (nach Platzer [1991], Schiebler und Schmidt [1991], Tittel [1977]).



**Abb. 1.7:** Biomechanik des Kniegelenkes. 1: anatomische Femurachse. 2: Traglinie (Mikulicz-Linie) 3. Vertikale. Mod. nach Niethard und Pfeil [1997]



**Abb. 1.8:** Physiologischer Bewegungs-umfang im Kniegelenk, Neutralnullmethode, nach Niethard und Pfeil [19]

## **1.2. Propriozeption als multimodale Sinnesqualität**

### **1.2.1. Definition und Begriffsbestimmung**

Der Begriff Propriozeption leitet sich vom lateinischen proprius (eigen) ab und wird oft synonym mit Tiefensensibilität oder kinästhetischer Sensibilität verwandt. Die Begriffe werden zum Teil uneinheitlich gebraucht, weswegen an dieser Stelle eine kurze Begriffsbestimmung erfolgt.

Der Ausdruck „Bewegungssinn“ taucht zum ersten mal bei Scaliger [1557] auf. Bell [1826] schrieb in diesem Zusammenhang erstmals Muskeln eine sensible Rolle bei der Vermittlung von Informationen zur Gelenkstellung und Gelenkbewegungen zu. Duchenne [1883] glaubte zu wissen, daß die Gelenke eine vorherrschende Rolle in diesem Zusammenhang innehaben.

Der Terminus Propriozeption geht zurück auf Sherrington [1900], der den Informationsfluß von Muskelspindeln, Sehnenorganen, Gelenkrezeptoren und des Vestibularorganes im Innenohr zum zentralen Nervensystem zuerst beschrieb.

Bastian [1888] führte den Begriff Kinästhesie zur Beschreibung der Sinneswahrnehmung von Stellung und Bewegung der Extremitäten ein.

Der Begriff Propriozeption wird im englischen Sprachgebrauch zumeist mit Stellungssinn gleichgesetzt, Kinästhesie wird synonym verwandt für den Bewegungssinn (Gillquist [1996]).

Beide Begriffe beinhalten jedoch sowohl aktive als auch passive Komponenten. Als aktive Komponente werden Informationen über willentliche Extremitätenbewegungen bezeichnet, wohingegen als passive Komponenten die Informationen über passive Bewegungen durch äußere Kräfte bezeichnet werden (nach Williams [1981]).

Propriozeption beinhaltet aus physiologischer Sicht nach Zimmermann [1993] die Wahrnehmung der Stellung und Bewegung des Körpers im Raum und beinhaltet demnach Stellungs- und Bewegungssinn gleichermaßen.

Die historische Unterteilung in Propriozeption als Synonym für Stellungssinn und Kinästhesie als Synonym für Bewegungssinn besteht jedoch zum Teil in der Literatur weiter, wobei jedoch die Kinästhesie zunehmend als Teil der Propriozeption angesehen wird (Gillquist [1996]).

Es lassen sich aus physiologischer Sicht drei verschiedene klar voneinander trennbare Qualitäten der Propriozeption unterscheiden:

- Der Stellungssinn vermittelt Informationen über die Gelenkstellung und somit auch über die Lage der Extremität im Raum.
- Der Bewegungssinn ist in der Lage, sowohl die Richtung als auch die Geschwindigkeit einer Bewegung im Gelenk wahrzunehmen.
- Der Kraftsinn nimmt das Ausmaß der Muskelkraft wahr, die zum Beispiel bei wechselnden Belastungen aufgewandt werden muß (nach Bruggencate [1999]).

### **1.2.2. Anatomie und Physiologie der Sensoren der Propriozeption**

Die Sensoren der Propriozeption werden Propriozeptoren genannt und liegen nach Zimmermann [1993] im Muskel, den Sehnen, im Gelenk, in den Faszien und Bändern und in der Haut.

Zu den Propriozeptoren zählen:

- Primäre Muskelspindeln
- Sekundäre Muskelspindeln
- Golgi-Sehnenorgane
- Gelenkrezeptoren.

Rezeptortypen mit fraglicher propriozeptiver Fähigkeit sind weiterhin:

- Ruffini-Körperchen
- Vater-Pacini-Körperchen (nach Bruggencate [1999]).

#### **1.2.2.1. Muskelspindeln - sensible Organe des Muskels**

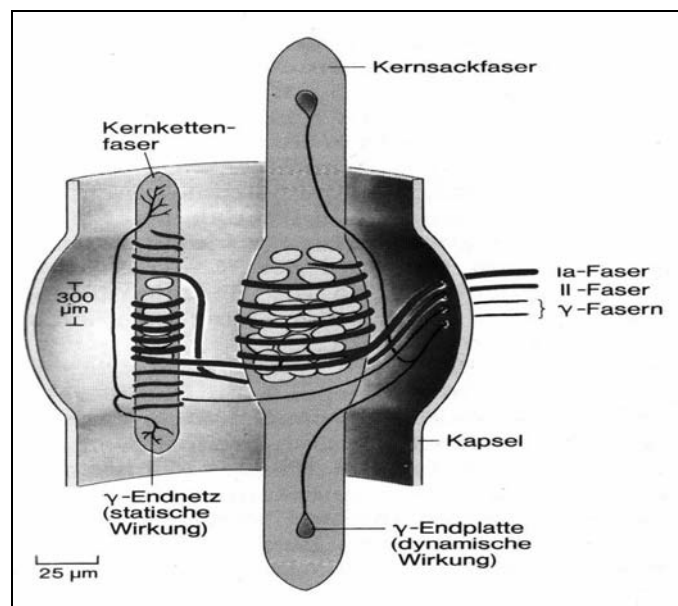
Als Muskelspindeln werden die von einer Kapsel umhüllten Rezeptoren in der quergestreiften Muskulatur bezeichnet. Sie sind 5-10 mm lang und messen ca. 0,2 mm im Durchmesser. Sie enthalten zwei verschiedene Typen von Muskelfasern, die als intrafusale Fasern bezeichnet werden und mit ihren Enden an das intrafusale Bindegewebe der Muskelspindelumgebung angeschlossen sind. Die Muskelspindeln liegen also parallel zur Arbeitsmuskulatur.

Innerhalb der intrafusalen Fasern unterscheidet man Kernsackfasern von Kernkettenfasern.

Jede Muskelspindel enthält etwa ein bis zwei Kernsackfasern, während von den Kernkettenfasern ein bis zehn pro Spindel vorkommen.

Die mittleren Abschnitte beider Fasern werden von Nervenfasern umschlungen, die dort die sog. anulospiraligen Endigungen bilden. Diese Nerven werden nach der Klassifikation von Lloyd und Hunt [1948] als Ia-Fasern bezeichnet. Sie verlieren kurz nach Eintritt in die Muskelspindel ihre Schwann-Zellscheide und werden marklos. Ihre Afferenzen werden als primäre Spindelafferenz bezeichnet.

Unmittelbar neben den anulospiraligen Endigungen treten dünnere Typ-II-Fasern v.a. an die Kernkettenfasern heran und bilden die sog. blütendoldenförmigen Endigungen. Die Afferenzen dieser Typ-II-Fasern werden als sekundäre Spindelafferenzen bezeichnet. Abb. 1.9 gibt den Aufbau einer Muskelspindel schematisiert wieder.



**Abb. 9:** Übersicht über den Aufbau einer Muskelspindel. Nach Zimmermann [1991].

Bei beiden Nervenfasertypen handelt es sich um axonale Dendriten afferenter Neurone, die also Informationen zum zentralen Nervensystem übermitteln. Die Muskelspindeln bilden bei Muskeldehnung Impulse, sie messen demnach die Länge der Arbeitsmuskulatur. Sie sind sog. PD- (proportional-differential) Rezeptoren, d. h. sie können sowohl die absolute, also proportionale Längenänderung des Muskels wie auch die Geschwindigkeit, den Differentialquotienten der Längenänderung pro Zeit, messen.



Sie unterscheiden sich jedoch in ihrem Adaptationsverhalten: die primären Spindelafferenzen zeigen eine rasche, die sekundären ein langsames Adaptationsmuster. Zusätzlich wird jede intrafusale Faser von efferenten motorischen Fasern innerviert, die nach der Klassifikation von Erlanger und Gasser [1939] als  $\gamma$ -Fasern bezeichnet werden und an den kontraktile Außenzonen der Intrafusalmuskeln ansetzen. Sie werden auch Fusimotoneurone genannt.

Bei Entladungen der  $\gamma$ -Fasern kontrahieren sich die distalen Zonen, der mittlere Teil wird gedehnt und die Rezeptorendigung hiermit aktiviert, ohne daß sich die Länge der Arbeitsmuskulatur ändert.

Die Muskelspindeln können jedoch auch über die sog.  $\gamma$ -Spindelschleife die Erregbarkeit der die Skelettmuskulatur innervierenden  $\alpha$ -Motoneurone (Klassifikation nach Erlanger und Gasser [1939]) erhöhen. Dies kann nach Johansson et al [1988] auch durch Afferenzen der Gelenkrezeptoren eingeleitet werden, die auf diesem Wege Gelenkstabilität und Kontrolle vermitteln können.

Ohne Aktivität der  $\gamma$ -Motoneurone werden die Spindelafferenzen bei Muskelverkürzung entlastet, es kommt zur sog. Spindelpause, in der die Muskelspindel keine Längenänderung des Muskels erfassen kann.

Wenn aber zeitgleich  $\gamma$ - und  $\alpha$ -Motoneurone entladen, führt dies parallel zur Kontraktion der Arbeitsmuskulatur zur Kontraktion der Muskelspindeln, die so kontinuierlich in Abhängigkeit von ihrer  $\gamma$ -Aktivierung die Dehnung der Arbeitsmuskulatur verfolgen können. Diese Feineinstellung des Systems wird als  $\alpha$ - $\gamma$ -Koaktivierung bezeichnet.

Die  $\gamma$ -Motoneurone können zusätzlich die statische und dynamische Empfindlichkeit der Afferenzen separat regulieren.

Die statischen Nervenfasern enden ausschließlich an den Kernkettenfasern, während die dynamischen Fasern vorwiegend an den Kernsackfasern ansetzen. Auch innerhalb der verschiedenen Muskeln am Körper ist die Dichte der Muskelspindeln unterschiedlich.

Muskeln, die sehr differenzierte Bewegungen ausführen müssen, so z.B. die Augenmuskeln (130 Spindeln pro Gramm Muskelgewebe), besitzen relativ mehr Muskelspindeln als Muskeln, die weit weniger differenzierte Bewegungen

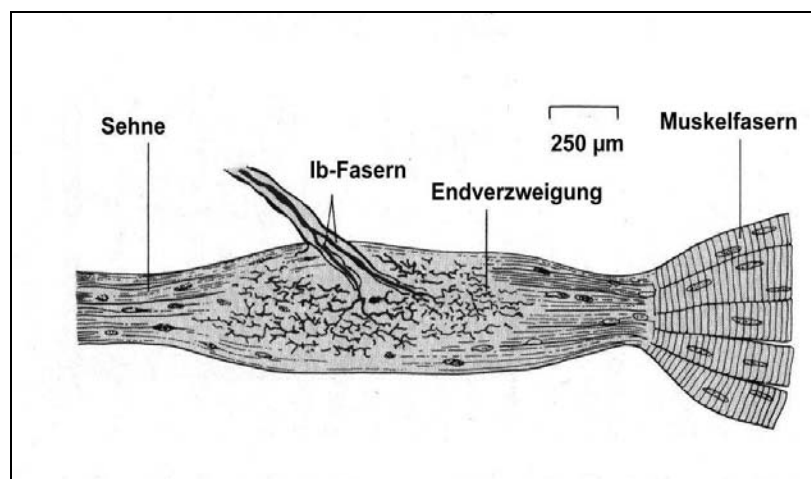
auszuführen haben, wie etwa der *Musculus teres major* (0,36 Spindeln pro Gramm Muskelgewebe).

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß die Muskelspindel Informationen über Ausmaß und Wechsel des Dehnungszustandes der Arbeitsmuskulatur an das zentrale Nervensystem weitergibt (nach Johansson et al [1991], Bruggencate [1999], Junqueira und Carneiro [1991]).

### 1.2.2.2. Golgi-Sehnenorgane als sensible Organe in Sehnen und Bändern

Die Golgi-Sehnenorgane sind bis zu einem Millimeter lang und liegen in Serie zu den Fasern in den Sehnen. Sie kommen jedoch auch in beiden Kreuzbändern (Schultz et al [1984]), den Kollateralbändern und dem Ligamentum patellae (Williams [1981]) vor.

Sie bestehen aus einer Bindegewebshülle, die Kollagenfaserbündel und sensorische Nerven der Klasse 1b nach Lloyd und Hunt [1948] umschließt. Die Nervenfasern verlieren beim Durchtritt durch die Hülle ihre Schwann-Zellscheiden und werden marklos. Sie bilden zwischen den Kollagenfasern ein ausgedehntes Netzwerk mit kolbenförmigen Endigungen. Abb. 1.10 zeigt den mikroskopischen Aufbau eines Golgi-Sehnenorgans.



**Abb. 1.10:** Golgi-Sehnenorgan. Lichtmikroskopische Zeichnung eines Golgi-Sehnenorgans durch Ramon Y Cajal. Mod. nach Kristic [1978].

Golgi-Sehnenorgane werden durch mechanischen Druck erregt, z.B. durch Zug des kontrahierten Muskels an der Sehne. Sie sind langsam adaptierende PD-Rezeptoren, die den Muskel und die Sehne durch inhibitorische Reflexe vor

Überlastung schützen, d.h. bei zu hoher Belastung werden im Rückenmark hemmende Interneurone aktiviert, die dann die Kontraktion beenden (sog. autogene Hemmung).

Sie registrieren also den Spannungszustand im Muskel-Sehnen-System (nach Johansson et al [1991], Junqueira und Carneiro [1991], Schmidt und Thews [1993]).

Die Zahl der Sehnenorgane pro Muskel ist bisher wenig untersucht worden. Als Richtwert können nach Boyd [1985] auf 100 Muskelspindeln etwa 50 bis 80 Sehnenorgane angenommen werden.

Sie können zusammenfassend als langsam adaptierende Rezeptoren mit hohem Schwellenwert bezeichnet werden, die bei Bewegung und somit einer sich ändernden Gelenkposition erregt werden (Guanche et al [2000]).

### **1.2.2.3. Gelenkrezeptoren als sensible Organe der Gelenkkapsel**

Die Gelenkrezeptoren liegen im Bindegewebe der Gelenkkapsel.

Es handelt sich bei ihnen nach Bruggencate [1999] um:

- Freie Nervenendigungen
- Ruffini-Körperchen
- Vater-Pacini-Körperchen.

Sie alle geben Informationen über die Gelenkstellung.

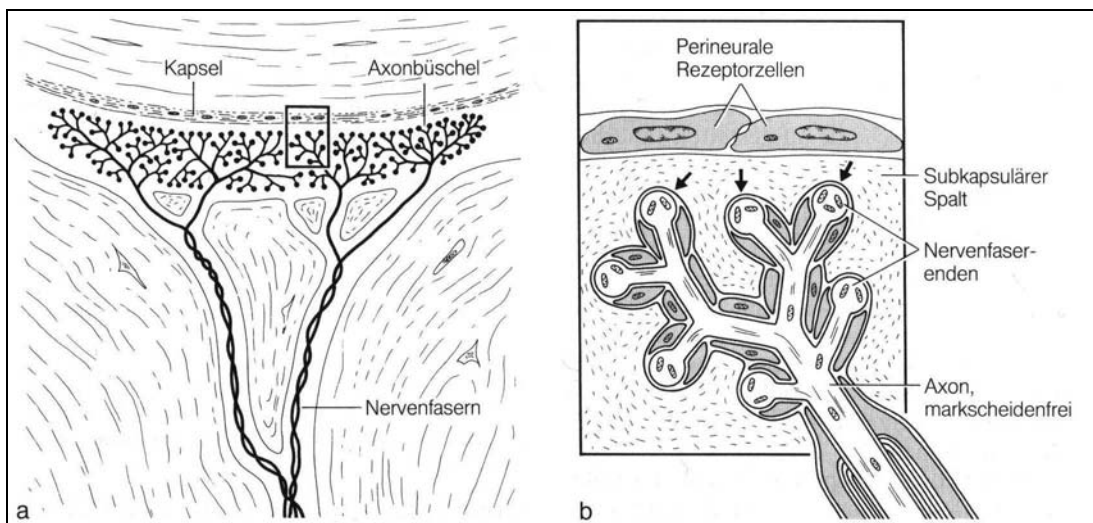
- *Freie Nervenendigungen*

Freie Nervenendigungen sind Rezeptoren des Schmerzsinnes (Nozizeptoren) und bestehen aus markarmen (Klasse III) oder marklosen (Klasse IV) Fasern (Klassifikation nach Lloyd und Hunt [1948]). Sie kommen ubiquitär in Haut und Bindegewebe vor. Haus und Halata [1990] konnten sie im vorderen Kreuzband nachweisen, sie existieren jedoch auch in den Kollateralbändern des Kniegelenkes (Lephart [1997]).

Als Reiz wirken Gewebeveränderung bzw. –zerstörung, die mechanischer, chemischer oder thermischer Natur sein kann. Diese Rezeptoren zeigen praktisch keine Adaptation (nach Johansson et al [1991], Junqueira und Carneiro [1991], Zimmermann [1993]).

- *Ruffini-Körperchen*

Ruffini-Körperchen sind flach und etwa 0,5 bis 2mm lang und kommen in der Gelenkkapsel (Williams [1981]), im vorderen Kreuzband (Haus, Halata, Refior [1992]), dem medialen Meniscus (Johansson et al [1991]) und den Bändern (Lephart [1997]) vor. Sie besitzen eine perineurale Kapsel, die einen offenen Zylinder bildet. Das afferente myelinisierte Neuron der Gruppe II nach Lloyd und Hunt [1948] verliert seine Markscheide mit Eintritt in die Kapsel und bildet kolbenförmige Endaufreibungen. Abb. 1.11 zeigt den histologischen Aufbau eines Ruffini-Körperchens.



**Abb. 1.11:** Ruffini-Körperchen. A: Lichtmikroskopisch. B: Elektronenmikroskopisch (Ausschnitt aus A). Die Faserenden (Pfeile) sind kolbenförmig aufgetrieben und unmyelinisiert. Aus: Junqueira und Carneiro [1991]

Ruffini-Körperchen sind langsam adaptierende Dehnungsrezeptoren mit niedrigem Schwellenwert (nach Junqueira und Carneiro [1991], Johansson et al [1991]).

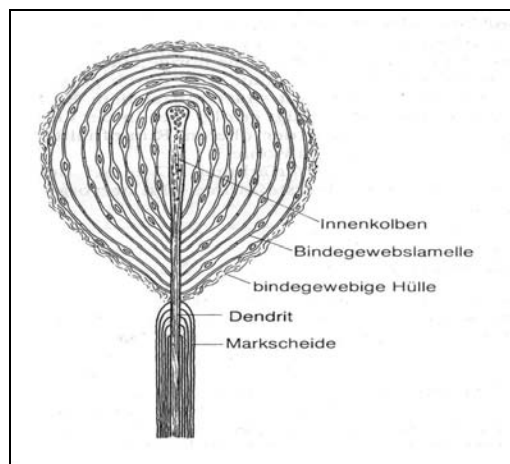
- *Vater-Pacini-Lamellenkörperchen:*

Die Vater-Pacini-Lamellenkörperchen sind die größten Mechanorezeptoren der Säugetiere. Sie kommen in Größen bis zu 4mm vor und sind somit bereits makroskopisch sichtbar. Sie bestehen aus einem afferenten markhaltigen Axon der Gruppe II nach Lloyd und Hunt [1948], dem Bulbus internus (Innenkolben), der aus terminalen Schwanzzellen besteht, und dem Bulbus externus (Außenkolben), der sich aus bis zu 70 perineuralen Zellen zusammensetzt. Außen umschließt eine Bindegewebskapsel das Organ.

Diese Sensoren kommen am Bewegungsapparat in den Muskelsepten, an der Membrana interossea cruris, im Periost und im periartikulären Bindegewebe vor. Nach Johansson, Sjölander und Sojka [1991] kommen sie am Knie im medialen Meniscus, der Gelenkkapsel und in beiden Kreuzbändern vor.

Adäquater Reiz für die Vater-Pacini-Körperchen ist die Vibration. Es können mechanische Schwingungen im Bereich zwischen 40 und mehr als 1000Hz wahrgenommen werden.

Abbildung 1.12 zeigt schematisch den Aufbau eines Vater-Pacini-Lamellenkörperchens.



**Abb. 1.12:** Schematische Zeichnung eines Vater-Pacini-Lamellenkörperchens. Aus Schiebler und Schmidt [1991]

Vater Pacini-Körperchen gehören zu den sehr schnell adaptierenden Rezeptoren (nach Junqueira und Carneiro [1991], Schiebler und Schmidt [1991], Johansson et al [1991], Bruggencate [1999]).

#### 1.2.2.4. Weiterleitung der Rezeptorafferenzen

Grundsätzlich werden hier primäre von akzessorischen Afferenzen unterschieden.

Primäre Nerven sind sensible Nerven, die in erster Linie das Gelenk und die zugehörigen Strukturen direkt versorgen.

Akzessorische Nerven hingegen sind Seitenäste anderer Nerven, die Gelenkstrukturen sozusagen sekundär versorgen.

Das Kniegelenk wird von drei großen sensiblen Nerven versorgt. Es handelt sich hierbei (gebräuchliche englische Abkürzung jeweils in Klammern) um den Nervus articularis posterior (PAN), den Nervus articularis medialis (MAN) und den Nervus articularis lateralis (LAN).

Die Terminologie ist nicht immer einheitlich, oft wird der MAN als Ast des Nervus obturatorius oder als Ast des Nervus saphenus bezeichnet, der LAN wird ebenfalls häufig als Ast des Nervus peroneus communis bezeichnet.

Der *PAN* ist der konstanteste und größte der drei Nerven. Er zweigt für gewöhnlich unterhalb der Kniekehle vom Nervus tibialis ab und führt die Afferenzen aus Gelenkkapsel, dorsalen Fettkörpern, den medialen und lateralen Kollateralbändern, beiden Kreuzbändern sowie den hinteren Anteilen der beide Menisci umgebenden Bändern.

Der *MAN* entspringt in der anteromedialen Region des Oberschenkels aus dem Nervus saphenus oder dem Nervus obturatorius und versorgt den medialen Anteil der Gelenkkapsel, das mediale Kollateralband, den medialen Meniscus, das Ligamentum patellae, den Hoffa'schen Fettkörper und den medialen Anteil der Patella.

Der inkonstanteste der drei Nerven ist der *LAN*, der, wenn vorhanden, aus dem Nervus peroneus communis entspringt und die obere und laterale Gelenkkapsel im Kniegelenk versorgt.

Zusätzlich besteht eine akzessorische sensible Versorgung, die beim Kniegelenk im Gegensatz zu anderen Gelenken, beispielsweise dem Sprunggelenk, vergleichsweise üppig ausfällt. Diese Nerven entspringen intramuskulär aus den Muskeln und konnten im M. quadriceps femoris, dem M. sartorius und dem M. gastrocnemius nachgewiesen werden. Sie versorgen in erster Linie den mittleren und hinteren Teil der Gelenkkapsel, das Ligamentum patellae, den Hoffa'schen Fettkörper und die medialen Kollateralbänder (nach Johansson [1991], Johansson, Sjölander, Sojka [1991]).

#### **1.2.2.5. Integrative Funktionen des Rückenmarks**

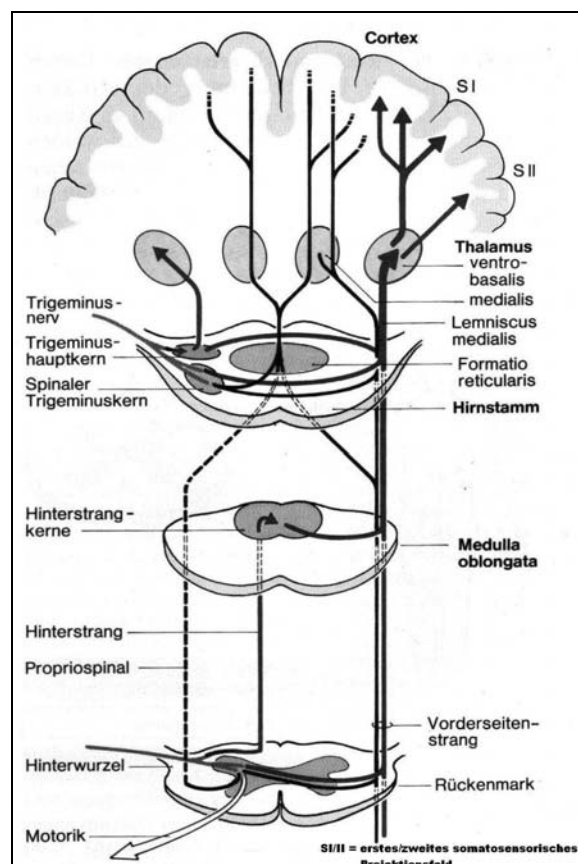
Neben segmental verschalteten Reflexbögen verfügt das Rückenmark über auf- und absteigende intersegmental verschaltete Reflexbögen. Deren Interneurone liegen in der grauen Substanz und werden propriospinale Neurone

genannt. Ihre Axone ziehen in der weißen Substanz als propriospinale Bahnen über mehrere Segmente herauf oder herab, ohne das Rückenmark zu verlassen. Diese intersegmentalen Reflexe dienen der Koordination von Bewegungen. Die Afferenzen kommen hauptsächlich von den sekundären Muskelspindeln, den Hautrezeptoren und anderen Flexorreflexen.

Diese Reflexe und Automatismen versetzen das Rückenmark in die Lage, auf Grund von Informationen aus der Peripherie und aus höheren Abschnitten des zentralen Nervensystems komplexe motorische Bewegungen auszuführen und aufeinander abzustimmen (nach Schmidt und Thews [1993]).

#### 1.2.2.6. Weiterleitung afferenter Impulse zum zentralen Nervensystem

Die Informationen von allen Mechanorezeptoren gelangen über die Hinterwurzel zum Rückenmark und werden über die Hinterstränge zentralwärts zu Kleinhirn, Thalamus und Großhirnrinde geleitet. Abbildung 1.13 gibt einen schematischen Überblick über auf- und absteigende Bahnen im Rückenmark.



**Abb. 1.13:** Funktionell-anatomische schematisierte Übersicht des somatosensorischen Systems. Mod. nach Handwerker [1993]

Die Afferenzen der Muskelspindeln und der Golgi-Sehnenorgane werden im Tractus spinocerebellaris über das Kleinhirn zentralwärts weitergeleitet. Die Afferenzen der Nozizeptoren werden im Vorderseitenstrang zur Formatio reticularis (Tractus spinoreticularis) und zum Thalamus (Tractus spinothalamicus) geleitet. Im Tractus neospinothalamicus werden die Afferenzen aus den Mechanorezeptoren der Haut zum Thalamus und Cortex geleitet (nach Zimmermann [1991] und Lattanzio und Petrella [1998]).

Nach Lephart und Fu [1995] lassen sich drei Ebenen unterscheiden, auf denen die Afferenzen jeweils unterschiedlich verarbeitet werden.

Die erste Ebene stellt das Rückenmark als Reflexeben dar.

Die zweite Ebene liegt im Hirnstamm, wo Stellung und Balance mit Hilfe zusätzlicher Informationen aus dem Vestibularorgan und den Augen koordiniert werden. Die Bedeutung des Hirnstammes lässt sich anschaulich im Rahmen der sog. Dezerebrierungsstarre demonstrieren. Hierbei handelt es sich um eine Durchtrennung des Hirnstammes, die aufgrund des Wegfalles hemmender kortikaler Einflüsse auf das in der Formatio Reticularis gelegene extensorenhemmende System zu einer generellen Aktivierung der Flexoren führt, die in einigen Merkmalen deutliche Parallelen zu cerebralparetischen Kindern aufweist. Es resultiert eine Beugung im Hüft- und Kniegelenk mit vermehrter Spitzfußstellung, die Sommer [1993] im Rahmen muskulärer Ermüdung auch bei Leistungssportlern beobachten konnte, die Berschin [1999] mittels vermindertem Muskeltonus der Beugerschlinge erklärte.

Die höchste Ebene repräsentiert der motorische Teil der Hirnrinde mit den Basalganglien und dem Kleinhirn. Hier werden Position und Bewegung bewußt gemacht und motorische Befehle geschaffen und versandt.

#### **1.2.2.7. Der Begriff „Stabilität“**

Optimale Funktionsfähigkeit eines Gelenkes ist untrennbar mit Stabilität verbunden. Instabilität eines Gelenkes bedingt immer Fehlstellung, erhöhtes Verletzungsrisiko sowie vermehrte Belastung und Verschleiß (Wolkoff [2000]).

Der Begriff der „Stabilität“ lässt sich unterteilen in mechanische und funktionelle Stabilität.



Mechanische Stabilität ist der klinischen Untersuchung leicht zugänglich und wird in erster Linie durch die passiven Stabilisatoren gewährleistet.

Funktionelle Stabilität wird in erster Linie durch antagonistisch wirkende Muskelkräfte im Sinne des Spannungs – Gegenspannungs – Prinzipes gewährleistet.

Nach Tittel [1990] lassen sich die beteiligten Muskelgruppen in *Beuger- und Streckerschlingen* kategorisieren, wobei eine optimale Nutzung der Streckmuskulatur durch die Kontrolle der Beuger erfolgt. In der Phase muskulärer Ermüdung kann es jedoch zu einem relativen Tonusverlust der beugeseitigen Muskulatur verglichen mit der Streckerschlinge kommen, die zu konsekutiver Ventralneigung des Beckens mit Innenrotation des Oberschenkels, Genu valgum und Ausweichbewegungen des Fußes führt, die in einer Abflachung des medialen Fußgewölbes gipfeln kann (Cotta et al [1988], Weist [2001]).

Fehl- oder einseitiges Training einzelner Muskelgruppen schafft Defizite im Bereich funktioneller Stabilität aufgrund entstehender muskulärer Dysbalancen und Verkürzung einzelner Muskeln - Fehlhaltung, Ausweichbewegungen, erhöhtes Verletzungsrisiko, Leistungseinbußen, vermehrte Belastung und Verschleiß sind mögliche Folgen (Wolkoff [2000], Beitzel [2000]).

#### **1.2.2.8. Muskuläre Dysbalancen**

Der aufrechte Gang des Menschen erfordert genaueste Kontrolle und Verarbeitung visueller, vestibulärer und propriozeptiver Informationen.

Biomechanisch betrachtet spielt das Becken und seine Stellung im Zusammenspiel zwischen unteren Extremitäten und Rumpf eine Schlüsselrolle.

Der im Rahmen muskulärer Ermüdung bei Leistungssportlern beobachtbare verminderte Tonus der Beugerschlinge veränderte die Vorinnervation der Muskelspindeln, sodass eine vermehrte Tonisierung der Streckmuskulatur resultiert, die v.a. in der Phase dynamisch-exzentrischer Muskelkontraktionen zu einer Ventralneigung des Beckens und zusätzlichen Ausweichbewegungen der Wirbelsäule und der Extremitäten zur Folge hat (Sommer [1988], Weist [2001]).

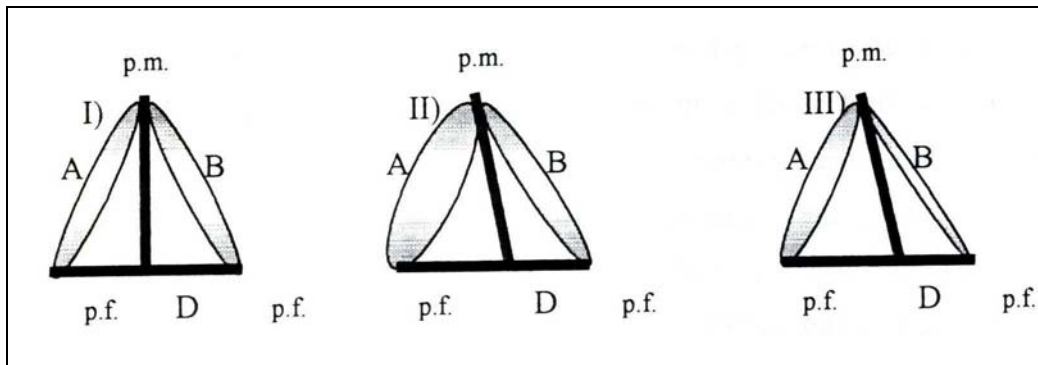
Diese Ventralkippung des Beckens bedingt eine Hyperlordose der Lendenwirbelsäule mit konsekutiver Verkürzung des M. iliopsoas, wobei die antagonistisch wirkende ischiocrurale Muskulatur überdehnt wird (Dietrich et al [1985], Klee [1994], Sommer [1984], Tittel [1986], Weineck [1997], Wolkhoff [2000]). Zusätzlich resultiert durch Absinken des Beckens eine Innenrotation des Femurs mit valgisierte Beinachse und Pronation im OSG und Vorfußabduktion. Die daraus resultierende Abflachung des medialen Fußlängsgewölbes kann durch aktive Aufrichtung des Beckens wieder in eine optimale Stützposition überführt werden (Vojta [1981]). Physiotherapeutisch kommt hierbei zur Klumpfußbehandlung eine über die Reflexlokomotion korrigierend auf die Fußhaltung einwirkende Gesamtkörperhaltung zur Anwendung (Döderlein [1999]).

Eine gut und gleichmäßig ausgebildete Rumpfmuskulatur ist daher unabdingbar für eine „gerade“ Haltung, die auch als athromuskuläres Gleichgewicht bezeichnet wird (Benke [1986], Schifferdecker-Koch [1999]).

Kommt es nun zur Ventralkippung des Beckens, werden vielfach Begriffe wie athromuskuläre Dysbalance, muskuläre Dysbalance neuromuskuläre Dysbalance oder muskuläres Ungleichgewicht gebraucht. Diese Begriffe finden in der Literatur nicht immer eine klar definierte Verwendung.

Klee [1995] definierte ausgehend von dem Begriff der Stabilität, die durch zwei antagonistisch ein Gelenk übergreifende Muskelzüge erreicht wird, den Begriff der Instabilität als Zustand des Überwiegens einer der beiden Kräfte mit konsekutiver Fehlstellung und -belastung im Gelenk: „Bei der muskulären Dysbalance ist dieses Verhältnis gestört, das Gelenk befindet sich in einer Stellung, bei der Kräfte auftreten, die zu Verschleißerscheinungen des Gelenkes führen“.

Ursächlich kann der Grund für die Entstehung eines solchen Ungleichgewichtes sowohl in der Verkürzung als auch in der Verlängerung eines der beiden antagonistisch wirkenden Muskelzüge liegen, wie Abb. 1.14 schematisch zeigt.



**Abb. 1.14:** Schematische Darstellung muskulärer Balance und Dysbalance (mod. nach Klee [1995]).

p.f.: punctum fixum; p.m.: punctum mobile; D: Drehpunkt

I. Muskuläre Balance, die beiden antagonistisch wirkenden Muskeln A und B halten durch ausgeglichenes Verkürzungsverhältnis das um den Drehpunkt D bewegliche Gelenk im Gleichgewicht.

II. Muskuläre Dysbalance durch Verkürzung von Muskel A aufgrund erhöhter Muskelspannung

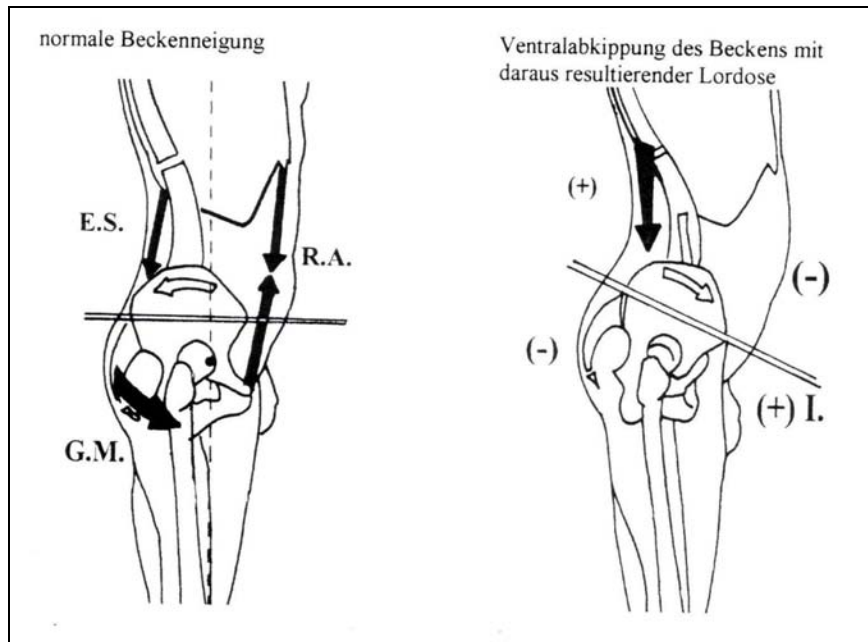
III. Muskuläre Dysbalance durch Verlängerung (Überdehnung) von Muskel B

Eine Erweiterung des Begriffs schuf Freiwald [1996], wobei seine Definition der Dysbalance auf die sog. athronale Einheit ausgeweitet wurde, zu der er neben dem betroffenen Gelenk mit umgebender Muskulatur auch den motorischen Nerv und den Teil des zentralen Nervensystems zählt, aus dem der motorische Befehl entsandt wurde. Um diese Ausweitung auf den zentralen Anteil des Zusammenhanges deutlich zu machen, wählte er die Bezeichnung „neuromuskuläre Dysbalance“.

Sowohl Freiwald als auch Klee betonen, daß erst mit Auftreten pathophysiologischer Veränderungen, z.B. lumbaler Hyperlordose, kompensatorischen Ausweichbewegungen etc. von (neuro-) muskulären Dysbalancen gesprochen werden sollte.

Die Ursache solcher Fehlhaltungen liegt in einseitiger Bewegung und Belastung, in Fehltraining oder Überbelastung einzelner Muskelgruppen und in Schmerzzuständen und Verletzungen begründet (Wolkoff [2000], Beitzel [2000]).

Als Beispiel sei hier die beckenstabilisierende Muskulatur angeführt. Die ventral liegende Bauchmuskulatur neigt zur Abschwächung, während sich die Hüftbeuger konsekutiv verkürzen (Sommer [1987], Weineck [1993]).



**Abb. 1.15:** Muskuläre Dysbalancen des Beckens (modif. nach Ahonen et al [1994]).

E.S.: M. erector spinae; G.M.: Glutäalmuskulatur; R.A.: M. rectus abdominis; I.: M. iliopsoas  
 Links: normale Beckenneigung mit normal ausgebildeter Bauchmuskulatur

Rechts: Ventralabkippung des Beckens durch schwache Bauchmuskulatur (-), Verkürzung im Bereich des M. erector spinae und des M. iliopsoas mit konsekutiver lumbaler Hyperlordose

Unterstützend wirkt der in erster Linie tonische Zug des M. erector spinae. Die hieraus resultierende Ventralabkippung des Beckens mündet in einer lumbalen Hyperlordose mit begleitender Verkürzung des M. iliopsoas (Dietrich et al [1985], Klee [1994], Sommer [1984], Tittel [1986], Weineck et al [1997]).

Die angesprochene Problematik darf jedoch nicht auf den eindimensionalen Zusammenhang zweier antagonistisch wirkender Muskelzüge reduziert werden. Vielmehr muß die Gesamtheit aller beteiligten Muskeln betrachtet werden. Als funktionelles Erklärungsmodell ist die schematisierte Betrachtungsweise eines Agonisten und des dazugehörigen Antagonisten jedoch ausreichend.

Eine befriedigend große Belastungsfähigkeit des Stütz- und Bewegungsapparates kann nur durch Sicherung stabiler Gelenk-Muskel-Beziehungen erreicht werden. Um somit das Verletzungs- und Überlastungsrisiko durch Vermeidung von Fehlhaltung und Ausweichbewegungen möglichst zu minimieren, bedarf es einer Aktivierung der betroffenen Muskelgruppe unter Einbeziehung der gesamten Funktionskette (Sommer [1987]).

### **1.2.2.9 Ermüdung**

Ermüdung ist ein Faktor, der zu verminderter Stabilität führen kann.

In der Literatur wird zwischen peripherer und zentraler Ermüdung unterschieden.

Winter [1990] verstand unter peripherer Ermüdung den biochemischen Zustand, in dem der arbeitende Muskel infolge von Ischämie und lokaler Anhäufung saurer Stoffwechselendprodukte die physiologischen Stoffwechselwege nicht mehr aufrecht erhalten kann. Es kommt zur Anhäufung saurer Valenzen und Lactat in der Muskelzelle durch in Relation zur Neusynthese überhöhten Verbrauch von Energieträgern wie Kreatininphosphat und ATP. Es resultiert ein Leistungsabfall der betreffenden Muskulatur (Klinke et al [1994]).

Bei zentraler Ermüdung kommt es aufgrund gestörter zentralnervöser Steuerung zu einer verminderten Leistungsfähigkeit (Grandjean [1979]). Diese äußert sich in verlangsamter Informationsübermittlung, behindertem Denken und Entscheiden sowie Beeinträchtigung von Sinneswahrnehmungen und sensomotorischen Funktionen.

Im Gegensatz zur peripheren (muskulären) Ermüdung kann die zentrale Ermüdung schlagartig aufgehoben werden, beispielsweise durch Änderung der ermüdenden Tätigkeit, Umgebungsänderung, Motivation oder Erschrecken etc.. Dies zeigt, dass kein morphologisches Substrat im Sinne von Stoffwechselprodukten oder aufgebrauchten Energieträgern für diese Veränderungen verantwortlich zeichnet, sondern dass diese Veränderungen vielmehr im Zusammenhang mit der Formatio Retikularis zu sehen sind, die sowohl auf ein Zuviel als auch auf ein zu Wenig (Monotonie) reagiert (Ulmer [1993]).

Zusammenfassend zeigt sich, dass die Ermüdung als multifaktorieller Prozess zu begreifen ist, der nicht ohne Einfluss auf die funktionelle Stabilität und die Ausführung der Ziel- und Stützmotorik bleibt.

### **1.2.3. Die Rolle einzelner Rezeptoren bei der Übermittlung propriozeptiver Qualitäten**

Die herrschende Meinung, welche Rolle welchem Rezeptor bei der Übermittlung propriozeptiver Informationen zugestanden werden soll, hat seit Beginn dieses Jahrhunderts mehrfach gewechselt.

Goldscheider [1889] unterschied als Erster in quantitativen Tests Stellungs- von Bewegungssinn und schrieb den Gelenkrezeptoren die führende Rolle zu.

Sherrington [1900], der den Begriff Propriozeption prägte, war Verfechter der Inflow-Theorie, die besagte, daß Rezeptoren an den Extremitäten dem zentralen Nervensystem propriozeptive Informationen senden.

Diese Theorie befand sich auf Konfrontationskurs mit der Outflow-Theorie von Helmholtz [1925], die davon ausging, daß die Stellung der Extremitäten genau bekannt ist, weil ja auch der motorische Befehl zur Ausführung der jeweiligen Bewegung exakt bekannt ist, da die motorische Umsetzung des Befehls ungestört erfolgt. Die dieser Theorie nach existierende Sinnesqualität wurde auch als „Innervationssinn“ bezeichnet.

In den folgenden Jahren entbrannte ein erbitterter Streit zwischen den Verfechtern der jeweiligen Theorien.

In den 50er Jahren dieses Jahrhunderts wurde den Gelenkrezeptoren mehr und mehr die vorherrschende Rolle zugeschrieben. Die Studien von Browne et al [1954] und Provins [1958], die mit Lokalanästhetika arbeiteten, und Merten [1964], der sich mit den Effekten der Ischämie beschäftigte, schienen dies zu unterstreichen.

Andrew und Dodt [1953] formulierten die sog. „subset“-Hypothese, die besagte, daß einzelne Gelenkrezeptoren nur in bestimmten Winkelbereichen erregt werden, daß also zwischen 30° und 60° Flexion eine bestimmte Gruppe die Gelenkstellung meldet, während für den Bereich zwischen 60° und 90° Flexion eine andere Gruppe zuständig ist.

Mountcastle und Powell [1959] konnten keine Projektion von Muskelspindeln im somatosensorischen Kortex nachweisen, jedoch wiesen sie die Projektion von Gelenkrezeptoren nach.

Diese Erkenntnisse führten in den 60er Jahren zu der allgemeinen Auffassung, daß Gelenkrezeptoren die primäre Rolle bei der Übermittlung von propriozeptiven Wahrnehmungen spielen. Merten [1964] billigte den Muskelspindeln lediglich eine regulatorische Rolle zu. Gelfan und Carter [1967] folgerten aus ihren Untersuchungen: "It was concluded that there is no muscle sense in man." Diese Position mußte jedoch wieder verlassen werden, als neue Ergebnisse die bis dato existierende Auffassung von einer unbedeutenden Rolle der Muskelspindeln in Frage stellten. So wiesen Mountcastle et al [1963] und Oscarsson und Rosen [1963] bei ihren Versuchstieren zentrale Projektionen von Muskelspindeln nach. Goodwin, McCloskey und Matthews [1972] zeigten durch ihre Experimente, in denen sie mittels Vibration der Muskelsehnen die Illusion von Bewegungen erzeugten, daß Muskelspindeln die primäre Quelle propriozeptiver Informationen darstellen. Ein Jahr später zeigten Grigg, Finerman und Riley [1973] mit den Erfahrungen der zunehmenden Endoprothetik am Hüftgelenk hingegen, daß Patienten, denen bei der Operation die komplette Gelenkkapsel entfernt worden war, keine propriozeptiven Defizite aufwiesen. Sie folgerten daraus, dass zusätzliche Elemente propriozeptiver Wahrnehmung existieren müssten. Cross und McCloskey [1973] konnten diese Ergebnisse auch an operierten Fingergelenken bestätigen. Es sollte jedoch noch einige Jahre dauern, bis diese neuen Erkenntnisse in intensivere Überlegungen zur Rolle der Muskulatur im sensomotorischen System münden sollten.

Roland [1975] konnte zeigen, daß das muskulotendinöse System während willkürlicher Bewegung kontinuierlich Informationen über Winkeländerungen und Kraftaufwand sendet, die bewußt wahrgenommen werden. Er konnte zwar keinem Rezeptortyp die vorherrschende Rolle zuschreiben, jedoch zeigte er, daß primäre und sekundäre Spindelafferenzen sowie die Golgi-Sehnenorgane durch ihr lineares Antwortverhalten für diese Sinnesqualität primär verantwortlich sein müssen.

Gandevia und McCloskey [1976] und Clark et al [1979] konnten zeigen, daß die Lokalanästhesie von Haut und Gelenken ebenfalls keinen Einfluß auf propriozeptive Wahrnehmungen hat.

Tracey [1980] postulierte darauf hin, daß Gelenkrezeptoren nur in einem sehr kleinen Bereich zwischen extremer Beugung und Streckung erregt werden. Matthews [1988] folgerte aus diesen neuen Erkenntnissen, daß Gelenkrezeptoren nur eine unterstützende Rolle innehaben.

Grigg [1994] schließlich schrieb den Muskelafferenzen die dominierende Rolle bei der Übermittlung der Gelenkposition zu, während die Gelenkrezeptoren die extremen Stellungen bei Gelenkbewegungen signalisieren sollen.

Ribot-Cisar und Roll [1998] zeigten mit Hilfe der Mikroneurographie, daß Muskelspindelafferenzen sowohl aus dem agonistisch wirkenden als auch aus dem antagonistisch wirkenden Muskel die Bewegungsrichtung signalisieren. Die Geschwindigkeit der Bewegung korrelierte in ihrer Studie mit der Differenz der Spindelafferenzen von Antagonist und Agonist.

Mittlerweile ist die bedeutende Rolle der Muskelafferenzen für propriozeptive Wahrnehmungen generell akzeptiert, wohingegen den Gelenkrezeptoren eine eher unterstützende Funktion zugebilligt wird (Ishii et al [1999], Bruggencate [1999]).

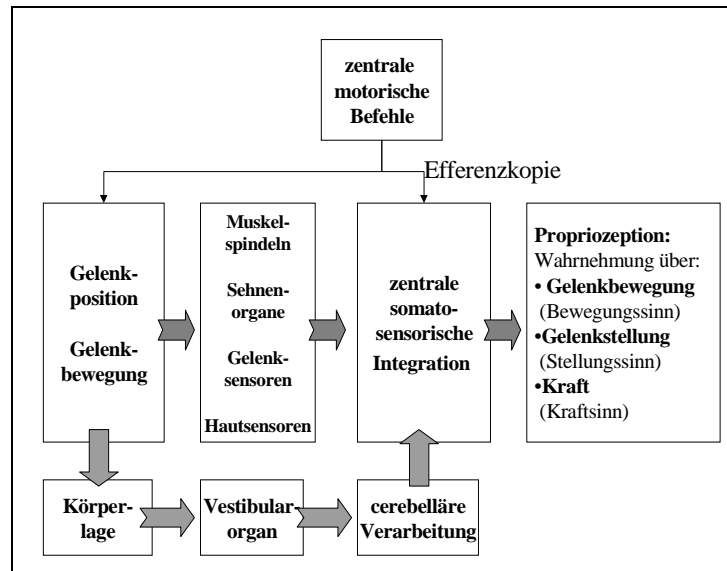
In der Literatur herrscht jedoch Einigkeit darüber, daß nur durch das komplexe Zusammenspiel aller Informationsqualitäten von allen Rezeptoren die Erfassung dieser überaus komplexen Sinnesqualität gewährleistet werden kann (Pap [2000]).

Kontrovers diskutiert wird jedoch mittlerweile die Rolle nervaler Strukturen in den gelenkstabilisierenden Elementen (Gillquist [1996]).

Van der Wal [1988] formulierte in diesem Zusammenhang die interessante These, daß die anatomische Unterteilung der verschiedenen Gewebe artifiziell sei. Er folgert aus seinen Erkenntnissen, daß Muskeln, Sehnen und Faszien eine funktionelle Einheit bilden und daß die Unterscheidung in Muskel- und Gelenkafferenzen in funktioneller Hinsicht unsinnig sei.



Zusammenfassend läßt sich sagen, daß die physiologischen Abläufe sicherlich komplexer und diffiziler sind, als daß sie in einem einfachen Schema dargestellt werden könnten. Das aktuelle Verständnis der somatosensorischen Physiologie läßt sich durch das Schema in Abbildung 1.16 annähernd gut darstellen.



**Abb. 1.16:** Schematische Übersicht über die afferenten und efferenten Systeme, die bei den bewußtwerdenden Vorgängen der Propriozeption zusammenwirken. Mod. nach Zimmermann [1993].

Die Erforschung der propriozeptiven Wahrnehmung sowohl auf Rezeptorebene als auch auf der Ebene von Rückenmark und zentralem Nervensystem ist sicherlich noch lange nicht abgeschlossen und wird vermutlich noch viele neue Erkenntnisse hervorbringen.

### **1.3. Übersicht über Messverfahren propriozeptiver Sinnesqualitäten und kritische Reflexion**

Seit Entdeckung dieser Sinnesqualität sind in unterschiedlicher Intention verschiedene Methoden entwickelt worden, um eben diese Qualität messen zu können. In den Anfängen prägten neurophysiologische Grundlagenforschungen das Bild.

Jedoch rückten klinische Fragestellungen mehr und mehr in den Vordergrund. Im Besonderen trifft dies für die Rehabilitation nach Verletzungen des Bewegungsapparates zu, da unter anderem auch die sozioökonomischen Folgen von Verletzungen dieser Art erheblich sein können.

#### **1.3.1. Bedeutung von Propriozeptionsmessungen**

Klinische Fragestellungen schieben sich jedoch mittlerweile immer mehr in den Vordergrund.

Insbesondere der Einfluß verschiedener pathogenetischer Faktoren wie Erkrankungen und Verletzungen, allen voran die Ruptur des vorderen Kreuzbandes auf die propriozeptiven Fähigkeiten des Kniegelenkes wurden exzessiv untersucht. In demselben Zusammenhang werden Propriozeptionsmessungen zunehmend als Verlaufspareter zur Erfolgskontrolle verschiedener Therapiekonzepte (z. B. konservativ vs. operativ) angewandt.

Weiterhin werden intraindividuelle Veränderungen untersucht, so beispielsweise Propriozeptionsmessungen zur Beurteilung des Umfanges eines Knie-traumas, als Verlaufskontrolle bei Physiotherapie oder als Ergebniskontrolle nach operativen Eingriffen (Pap [1999]).

##### **1.3.1.1. Kritische Darstellung von Propriozeptionsmessungen und Methoden allgemein**

Wie bereits erwähnt haben in den letzten Jahren die Verfahren zur Erfassung des Stellungs- und Bewegungssinnes in der Literatur weite Verbreitung gefunden.

Bei kritischer Betrachtung dieser Verfahren lassen sich jedoch einige Unstimmigkeiten erkennen.

In verschiedenen Publikationen wird häufig der Eindruck erweckt, es handele sich bei den Messungen zur Erfassung des *Stellungs-* und *Bewegungssinnes* um die Erfassung der *Propriozeption* schlechthin. Zusätzlich wird dieser Begriff oft synonym verwandt mit *Kinästhesie*, was zu weiterer Verwirrung führt.

Pap et al [1998] betonten jedoch ausdrücklich, daß es sich beim Stellungs- und Bewegungssinn um zwei getrennte Systeme handelt, die sich bestenfalls ergänzen, aber keineswegs gleichzusetzen sind mit der Propriozeption als Ganzes.

Die Messungen von nur einer Qualität des propriozeptiven Systemes lassen daher auch nur Rückschlüsse auf diese eine Qualität zu.

Quante und Hille [1999] weisen zusätzlich darauf hin, daß es sich bei der Propriozeption um ein rein afferentes System handelt. Bei Ausweitung der funktionellen Betrachtung auf die Motorik sprechen sie von sensomotorischen Regulationsmechanismen.

### **1.3.2. Ansätze zur Erfassung propriozeptiver Wahrnehmungen**

Seit den ersten Versuchen von Goldscheider [1889], der für die Gelenke der Extremitäten Bewegungsschwellen bestimmte, sind eine Vielzahl klinischer Tests entwickelt worden. Die folgende Übersicht soll einen Überblick über die am weitesten verbreiteten Testverfahren vermitteln.

Da die Tests zur Erfassung des Stellungs- und Bewegungssinnes weite Verbreitung gefunden haben, werden sie an dieser Stelle ausführlich erläutert, andere Testverfahren werden der Vollständigkeit halber lediglich kurz umrissen.

#### **1.3.2.1. Der aktive und passive Winkelreproduktionstest zur Erfassung des Stellungssinnes**

Die Tests zur Erfassung des Stellungssinnes beruhen trotz steter Modifikationen prinzipiell immer auf dem selben Prinzip.

Ein Winkel im Gelenk soll vom Probanden so exakt wie möglich nachgestellt werden. Der Winkel wird durch den Untersucher mit definierter Geschwindigkeit eingestellt.

Durch Wahl von sehr langsamen Geschwindigkeiten sowohl bei den Tests zur Erfassung des Stellungssinnes als auch bei den Tests zur Messung des Bewegungssinnes sollen nach Lephart et al [1998] selektiv nur Ruffini-Körperchen oder Golgi-Sehnenorgane stimuliert werden.

Die so eingestellte Position wird einige Sekunden gehalten und der Proband danach aufgefordert, den Winkel nachzustellen.

Die Differenz zwischen dem durch den Untersucher vorgegebenen und vom Probanden eingestellten Winkel wird jeweils als Maß für die Propriozeption angesehen.

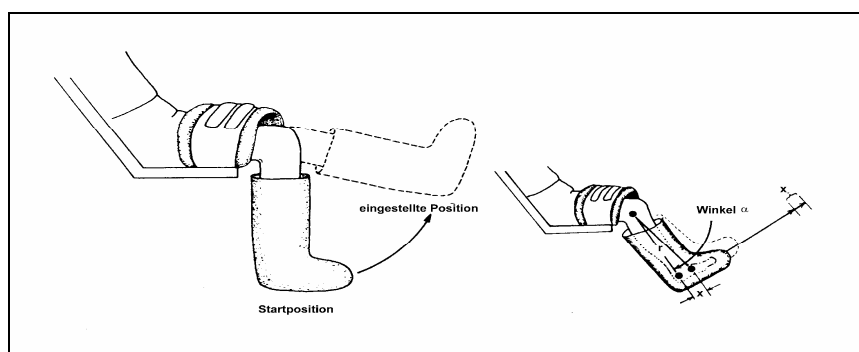
Es lassen sich prinzipiell folgende Methoden unterscheiden:

Beim *aktiven Winkelreproduktionstest* (aktive Nachstellung eines vorgegebenen Winkels durch den Probanden) stellt der Untersucher einen Winkel im Kniegelenk des Probanden ein, der danach vom Probanden aktiv nachgestellt werden soll.

Die verwendeten Geschwindigkeiten, mit der die Winkel am Kniegelenk eingestellt wurde, waren jedoch sehr uneinheitlich.

Barrack et al [1983] benutzten  $10^{\circ}/s$ , bei Pai et al [1997] wurde eine Geschwindigkeit von  $0,3^{\circ}/s$  gewählt.

Abbildung 1.17 veranschaulicht diese Meßanordnung.



**Abb. 1.17:** Schematische Darstellung der Konstruktion zur Messung des Gelenksinnes. Mod. nach Skinner et al [1986].

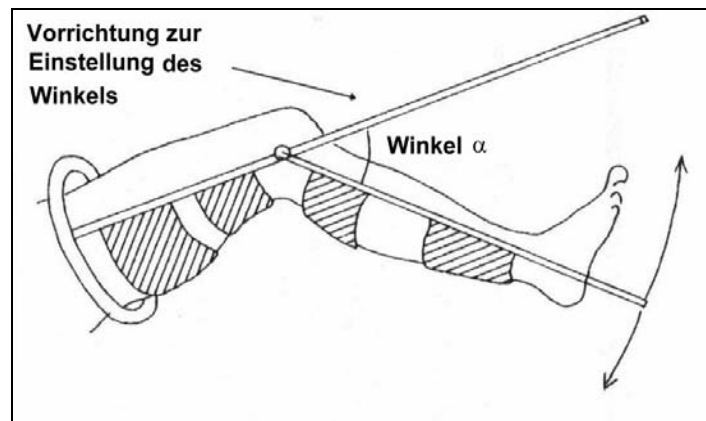
Marks et al [1993] führten diese Art Test im Stehen durch. Die Probanden stellten einen definierten Winkel im Einbeinstand am Spielbein selbständig ein, der nach sieben Sekunden nachgestellt werden mußte.

Die Auswertung erfolgte durch Photographie des Beines, an dem an Trochanter major, Epicondylus lateralis und Malleolus lateralis Markierungspunkte aufgeklebt waren. Die Winkel wurden anhand von Linien gemessen, die in die Photos eingezeichnet wurden.

Der *passive Winkelreproduktionstest* (passive Nachstellung eines vorgegebenen Winkels) unterscheidet sich von dem aktiven Winkelreproduktionstest dadurch, daß sowohl bei der Einstellung der Winkel durch den Untersucher als auch bei der Nachstellung durch den Probanden die Kniegelenke passiv bewegt werden, der Proband also keine Muskelkraft aufwenden mußte.

Die passive Winkeleinstellung erfolgte mit einer konstanten Geschwindigkeit von  $0,5^\circ/\text{s}$ . Nach Einstellung des Winkels wurde das Bein in die Ausgangsposition zurückgebracht, von der aus die Bewegung mit der selben Geschwindigkeit gestartet wurde. Bei Erreichen des als exakt eingestuften Winkels wurde die Bewegung vom Probanden durch Knopfdruck gestoppt und der Winkel abgelesen.

Fremerey et al [1998] führten dieses Meßverfahren analog zu der Meßanordnung nach Barrett [1991] über einen modifizierten Thomas-Splint aus, wie Abbildung 1.18 zeigt.

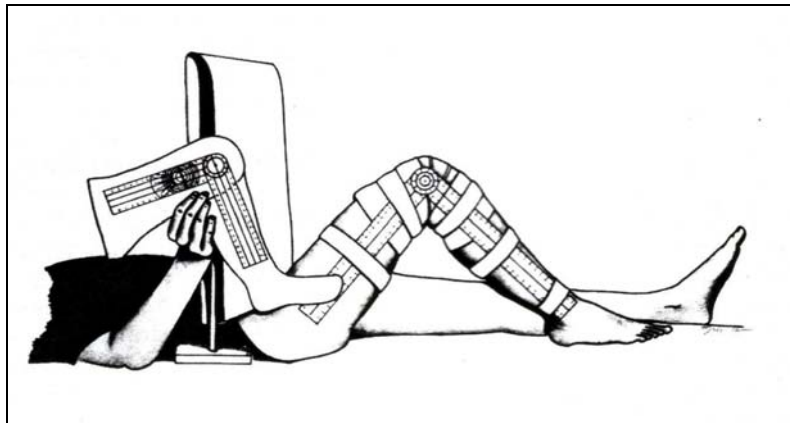


**Abb. 1.18:** Schematische Darstellung einer Meßanordnung zur Bestimmung des Gelenksinnes am Kniegelenk. Mod. nach Pap, Machner, Awiszus [1998]

Bei aktiven / passiven Winkelreproduktionstests mit *Vor-* bzw. *Nachstellung* des Winkels am *Modell* besteht die Aufgabe des Probanden darin, entweder einen am Modell vorgegebenen Winkel selbst am eigenen Kniegelenk so genau wie möglich nachzustellen, oder den eigenen Kniegelenkwinkel an einem Holzmodell so genau wie möglich nachzustellen.

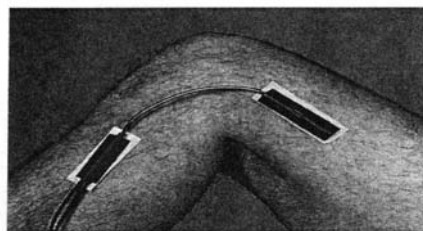
Sell et al [1993] benutzten zu diesem Zweck einen auf 80cm verlängerten Winkelmesser, der mit Pflasterstreifen über dem Kniegelenk befestigt war (vgl. Abb.1.19).

Barrett et al [1991] beugten die Kniegelenke ihrer Probanden und ließen diese dann an einem Holzmodell eines Kniegelenkes den vermuteten Winkel nachstellen.



**Abb. 1.19:** Schema des durchgeführten Testverfahrens bei Sell et al [1993] mit einem verlängerten Winkelmesser am Kniegelenk und einem Holzmodell zur Schätzung.

Jerosch et al [1997] benutzten über dem Gelenkspalt angebrachte Goniometer (elektronische Winkelmesser, siehe Abb. 1.20) zur Einstellung des gewünschten Winkels. Die Abschätzung des eingestellten Winkels erfolgte auch hier mit Hilfe eines Holzmodelles durch die Probanden.



**Abb. 1.20:** Goniometer zur Messung der Winkel am Kniegelenk. Nach Jerosch et al [1997].

Die technische Ausführung der einzelnen Tests ist oftmals jedoch nicht einheitlich. Daher lassen sich die verschiedenen Ergebnisse der einzelnen Arbeiten auch nur bedingt vergleichen. So benutzten Sell et al [1993] einen auf 80 cm verlängerten *Winkelmesser* zur Messung der Winkel im Kniegelenk, der durch Pflasterstreifen am Knie fixiert wurde.

Die Genauigkeit handelsüblicher Winkelmessers bei im orthopädischen Bereich üblichen Messungen „frei Hand“ wird mit  $5^\circ$  angegeben (Zacher [1997]).

Zusätzlich kommt das Problem der ungenügenden Fixierbarkeit eines Winkelmessers über dem Knie hinzu, der darüberhinaus noch auf Beinlänge verlängert wurde. Beugt der Proband das Knie, so entsteht durch Zug der Pflaster ein *Hautreiz*, der als zusätzliche Informationsquelle in der Versuchsplanung und Auswertung unberücksichtigt bleibt.

Des Weiteren erfährt der Winkelmessers eine Verkantung, wenn bei zunehmender Kniebeugung die Drehachse wandert, so daß diese Messung sehr stark fehlerbehaftet wird.

Eine zusätzliche Meßungengenauigkeit besteht darin, daß die verwendeten Winkelmessers mit Skalierungen im Abstand von jeweils  $2^\circ$  ausgestattet sind.

Aber auch die Verwendung eines *elektronischen Winkelmessers* (Goniometer) führt nicht zwangsläufig zu fehlerfreien Messungen.

Zum Einen muß immer berücksichtigt werden, daß gerade am Kniegelenk keine stationäre Gelenkachse vorliegt, sondern diese bei Beugung des Gelenkes wandert. Diesem Umstand kann ein am Gelenk fixierter Winkelmessers nicht in genügendem Maße Rechnung tragen.

Ein weiterer wichtiger Punkt in diesem Zusammenhang besteht in der Problematik der Fixierung starrer Goniometer über dem Gelenkspalt. Hierbei muß einerseits streng darauf geachtet werden, die Längsachse von Ober- und Unterschenkel genau zu treffen, um eine annähernd genaue Messung zu gewährleisten. Andererseits darf bei Bewegung die einmal eingestellte Stellung der Befestigungsblöcke des Goniometers nicht mehr verändert werden, da sonst wieder falsche Ergebnisse erzielt würden.

Durch Verwendung neuerer Goniometer, die aus zwei mit einer flexiblen Spirale verbundenen Endblöcken bestehen (vgl. Abb. 1.18), konnten die Messungen genauer erfolgen als mit Hilfe der starren Winkelmessers.

Dennoch ist die Fixierung der Endblöcke nicht einfach und das Problem der Verwindung weiterhin ungelöst.

Ein weiterer Kritikpunkt besteht in der *Stellung des Oberkörpers* der Probanden bei der Versuchsdurchführung, der zum Teil erheblich voneinander abweicht. Barrack et al [1983] beispielsweise wählten einen Winkel von 60° zwischen Oberkörper und Beinen, Jerosch et al [1997] ließen ihre Probanden auf dem Rücken liegen und Marks et al [1993] führten die Untersuchung im Stehen durch. Fridén et al [1997] nutzten eine Versuchsanordnung, bei der die Probanden auf der Seite lagen. Fremerey et al [1998] ließen eine halbliegende Stellung zu.

Dies erscheint insofern problematisch, als Untersuchungen an Tieren mit Großhirnläsionen, insbesondere an Thalamustieren, gezeigt haben, dass bestimmte sog. *Halte- und Stellreflexe* existieren, die die Tiere nach entsprechender Reflexauslösung befähigen, mittels der Haltereфлекse Korrekturen der Tonusverteilung der Muskulatur vorzunehmen, um eine stabile Haltung zu gewährleisten. Diese Reflexe manifestieren sich in erster Linie an der Rumpfmuskulatur und den proximalen Extremitäten. Haltereфлекse werden von Afferenzen der Nackenmuskulatur und des Labyrinthes ausgelöst und werden deshalb auch *tonische Labyrinth- und Halsreflexe* genannt.

Mit Hilfe der *Stellreflexe* gelingt es den Tieren, sich aufzurichten, um bei Lageänderung eine Anpassung der Gliederposition gewährleisten zu können.

Es werden weiterhin *statische* Reflexe (in Ruhelage) von *statokinetsichen* Reflexen (bei Lageänderungen) unterschieden (Schmidt u. Wiesendanger [1993]). Dies ist insofern von Bedeutung, als Roberts [1978] in diesem Zusammenhang den Einfluss der Kopfhaltung auf den Tonus der Rumpf- und Extremitätenmuskulatur bei der Katze zeigen konnte. Überträgt man diese Erkenntnisse auf den Menschen, so zeigt sich, dass die Aufrichtung in den bipedalen Stand nur durch fortwährende synergistische Aktivität von Muskelkräften gewährleistet werden kann. Diese Synergie wird jedoch durch verstärkte periphere Widerstände und in der Phase muskulärer Ermüdung gestört, was zu den bereits behandelten muskulären Dysbalancen und Muskelverkürzungen führen kann. Diese Veränderungen bedingen kompensatorische Veränderungen der Wirbelsäulenkrümmung, die über besagte Haltungsveränderung veränderte Bedingungen der Ziel- und Stützmotorik zur Folge haben. Diese Veränderungen modifizieren gemäß der Abhängigkeit der Hals- und Labyrinthreflexe und der bereits erwähnten Vojta-



Reaktion (Vojta [1996]) von der Kopfhaltung den Tonus der Rumpf- und Extremitätenmuskulatur über eben diese Regulationsmechanismen (Sommer [2001]).

Aus diesem Grund ist die individuelle Haltung der Probanden ebenso wie die im Rahmen der Versuche einzunehmende Haltung von Bedeutung.

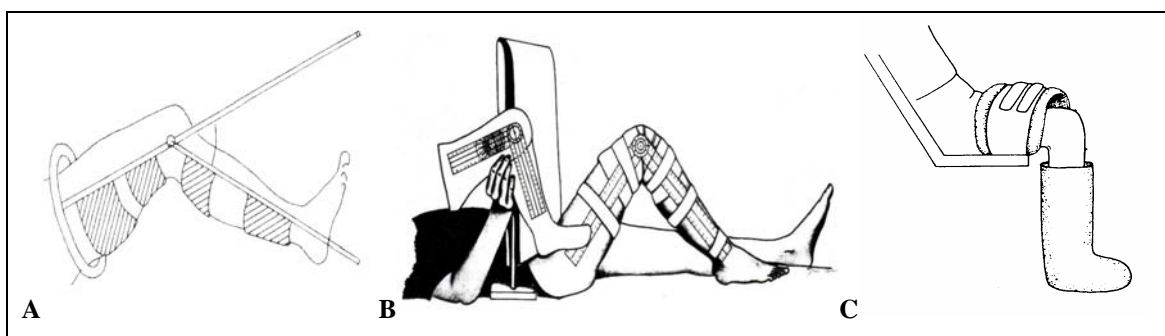
Die *Lagerung der zu messenden Beine* unterscheidet sich ebenfalls häufig in verschiedenen Publikationen..

Skinner et al [1984] ließen die Unterschenkel ihrer Versuchspersonen frei schwingen.

Sell et al [1993] ließen ihre Probanden auf dem Rücken liegen, wobei das Bein gebeugt war und auf der Ferse auflag. Das Aufliegen der Ferse wiederum bedingt erneut zusätzliche sensible Reize, die die Vergleichbarkeit dieser Ergebnisse mit denen anderer Autoren unmöglich machen.

Barrett [1991] lagerten die Beine ihrer Probanden in einem modifizierten Thomas-Splint.

Derartige Diskrepanzen im Versuchsaufbau lassen nur bedingt Vergleiche einzelner Ergebnisse zu, da z.B. bei Sell et al [1993] das ganze Bein der Probanden auf der Unterlage auflag und so allein durch den Druck der Unterlage auf die Ferse eine zusätzliche Informationsquelle zur Abschätzung des Winkels für die Probanden bestand.



**Abb. 1.21:** Übersicht über die Unterschiedliche Lagerung. A: Barrack et al [1983]. B: Sell et al [1993]. C: Barrett [1991].

Die meisten Autoren verwenden die von Barrack [1983] oder Barrett [1991] abgeleiteten Verfahren, bei denen der Unterschenkel entweder in aufblasbaren Schienen frei schwingt (Barrack), oder in einem modifizierten Thomas-Splint (Barrett) aufliegt.

Die Gelenkstellung, aus der heraus Messungen durchgeführt werden, ist jedoch keinesfalls ohne potentiell bedeutenden Einfluss auf die erzielten Werte. So kommt es beispielsweise bei endgradiger Flexion oder Extension bedingt durch erhöhte Signaldichte aus den Rezeptoren der Kreuzbänder, der Gelenkkapsel und dem erhöhten Knorpelanpressdruck und der logischerweise bei unterschiedlichen Gelenkstellungen unterschiedlichen Muskellänge und muskulärer Vorspannung zu verändertem Verhalten, verglichen mit Werten, die aus der Mittelstellung heraus resultieren (Pap et al [1998], Grigg [1994], Matthews [1988], Tracey [1980]).

Ein anderer uneinheitlicher Punkt sind die verwendeten *Winkelgeschwindigkeiten* bei Untersuchungen zur Erfassung des Bewegungssinnes.

Sie liegen bei bei Pap et al [1998] zwischen 0,1 und 0,8 °/s. Bei Skinner et al [1984] wurden 0,4 °/s verwendet, wohingegen bei Skinner et al [1986], Barrack et al [1989] und Co et al [1993] 0,5°/s angegeben wurden.

Auch der Test zur Erfassung des Stellungssinnes wird mit unterschiedlichen Winkelgeschwindigkeiten durchgeführt. Pai et al [1997] wählten 0,3 °/s, Attfield et al [1996] und Fremerey et al [1998] bewegten die Gelenke ihrer Probanden mit einer Geschwindigkeit von 0,5 °/s und Skinner [1984] führte den Test mit 10°/s durch.

Pap et al [1998] konnten in ihrer Studie, in der sie Patinten mit einer Varusgonarthrose mit einer gesunden Kontrollgruppe verglichen, zeigen, dass der Parameter Geschwindigkeit nicht ohne Einfluss auf die erzielten Ergebnisse bleibt. Später fanden Pap et al [1999] in ihrer Studie, die um die Stopdetektion erweitert ware, keine Unterschiede bezüglich des *mittleren Schwellenwertes* im Vergleich des Kollektives Kreuzbandverletzter mit einer gesunden Kontrollgruppe bei der Detektion von Bewegungsbeginn und Ende der Bewegung im Vergleich der beiden Gruppen untereinander und ebenfalls keine Unterschiede im Rechts-Links-Vergleich der Kniegelenke beider Gruppen. Sie fanden jedoch bei detaillierter Analyse der Ergebnisse zur Erfassung des Bewegungsbeginnes, dass eine Anhebung der Geschwindigkeiten, mit denen die Gelenke bewegt wurden, eine signifikante Senkung der Schwelle, bei der die Bewegung als Beginn oder Ende registriert wurde, zur Folge hatte. Der Vergleich beider Gruppen unter diesem Aspekt zeigte dann auch signifikante

Unterschiede zwischen Patienten mit gerissenen vorderen Kreuzbändern und der Kontrollgruppe. Auch im intraindividuellen Rechts-Links-Vergleich beider Kniegelenke zeigte sich ein Unterschied disebezüglich in der Patientengruppe. Die Kontrollgruppe gesunder Probanden zeigte hier keine Unterschiede im Rechts-Links-Vergleich. Die gesunden kontralateralen Gelenke verletzter Patienten zeigten signifikant geringere Schwellen, verglichen mit der verletzten Seite, jedoch lagen diese Werte immer noch signifikant über den Schwellen der unverletzten Kontrollgruppe.

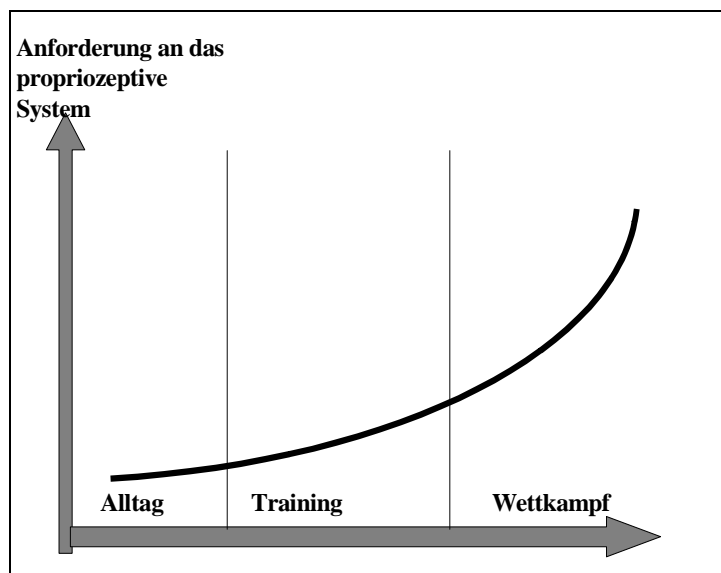
Zu den verwendeten Winkelgeschwindigkeiten lässt sich somit zusammenfassend sagen, daß bei beiden Tests zu viele verschiedene Geschwindigkeiten benutzt werden, die zudem noch weit davon entfernt sind, *physiologische Bedingungen* nachzuempfinden.

Diese Ergebnisse zeigen deutlich, dass die Wahl der verwendeten Geschwindigkeiten bei diesen stationär unter Laborbedingungen durchgeführten Messungen wesentlichen Einfluss auf die Messergebnisse haben kann. Möchte man die von Pap et al [1999] erzielten Ergebnisse interpolieren, so zeigt sich, dass das propriozeptive System unter stationären unbelasteten und unphysiologischen Bedingungen mit langsamen Bewegungen anders reagiert, als praxisnäheren Bedingungen.

Die in der Literatur verwendeten Geschwindigkeiten entsprechen nicht den natürlicherweise auftretenden Geschwindigkeiten und Belastungen. Daher sind die so erzielten Ergebnisse nur bedingt in die Praxis übertragbar, da der Bewegungsapparat dort in aller Regel dem neuromuskulären Kontrollsystem erheblich größere Leistungen abverlangt, worauf Quante und Hille [1999] hinwiesen. So kommt es bei geringer körperlicher Aktivität lediglich zu geringen Anforderungen an das propriozeptive System, und somit ist die Bedeutung des Systems in diesem Moment auch relativ gering. Bei verstärkter Belastung in Wettkampf und Training hingegen steigt die Beeinflussung sensomotorischer Steuerung durch propriozeptive Information an. Wichtig erscheint es auch in diesem Zusammenhang darauf hinzuweisen, dass es sich bei den im Bereich der Muskulatur organisierten Rezeptoren um PD-Rezeptoren (Grigg [1994]) handelt, die aufgrund dieser Eigenschaften einen direkten Vergleich von in

Ruhe gemessenen Werten mit denen unter schnelleren Geschwindigkeiten gewonnen nicht zulassen.

Es wird daher deutlich, daß die unter Ruhebedingungen ermittelten Ergebnisse wenig Rückschlüsse über das System unter Belastung liefern können (Abb. 1.22).



**Abb. 1.22:** Veranschaulichung des Zusammenhanges von Belastung des Bewegungsapparates und Anforderungen an das propriozeptive System (modifiziert nach Quante und Hille [1999]).

Die Reproduktion und Schätzung verschiedener Winkel, vor allem an Modellen, ist zudem auch abhängig von Leistungen des *Kurzzeitgedächtnisses* und dem räumlichen Vorstellungsvermögen.

Diese zu erbringenden Leistungen sind sicherlich nicht in jedem Kollektiv gleich ausgeprägt und führen daher auch nur zu bedingt vergleichbaren Ergebnissen.

Pap et al [1998] wiesen zusätzlich darauf hin, daß eine wechselnd starke *Muskelkontraktion* bei den passiven Gelenkbewegungen oft nicht ausgeschlossen werden kann, wobei auch die passive Einstellung eines Winkels im Kniegelenk bereits einen propriozeptiven Reiz darstellt.

Beide Einflüsse bleiben somit unberücksichtigt.

Die aufgeführten Faktoren bedingen ein kritisches Überdenken der undifferenzierten Übertragung der unter Laborbedingungen erzielten Ergebnisse auf die Praxis.

Betrachtet man die Ergebnisse der durchgeführten Studien, so sind einige Punkte kritisch zu hinterfragen.

Messungen zur Erfassung des Bewegungs- und Gelenkstellungssinnes sind unter den verschiedensten Fragestellungen durchgeführt worden, wobei die Ergebnisse verschiedener Studien oft widersprüchlich sind.

Den zahlenmäßig größten Anteil nehmen Studien ein, die eine verringerte propriozeptive Fähigkeit bei Erkrankung oder Trauma eines Kniegelenkes zum Ergebnis haben.

An erster Stelle stehen in diesem Zusammenhang Studien, die den Einfluß von *Rupturen des vorderen Kreuzbandes* auf die Messung der Propriozeption am Kniegelenk untersuchen.

Barrack et al [1989] und Corrigan et al [1992] wiesen wie die überwiegende Mehrheit der Studien, die sich mit dem Einfluß von Kreuzbandrupturen auf die Propriozeptionsfähigkeit des Kniegelenkes befaßten, ein Defizit bei Patienten mit Ruptur nach.

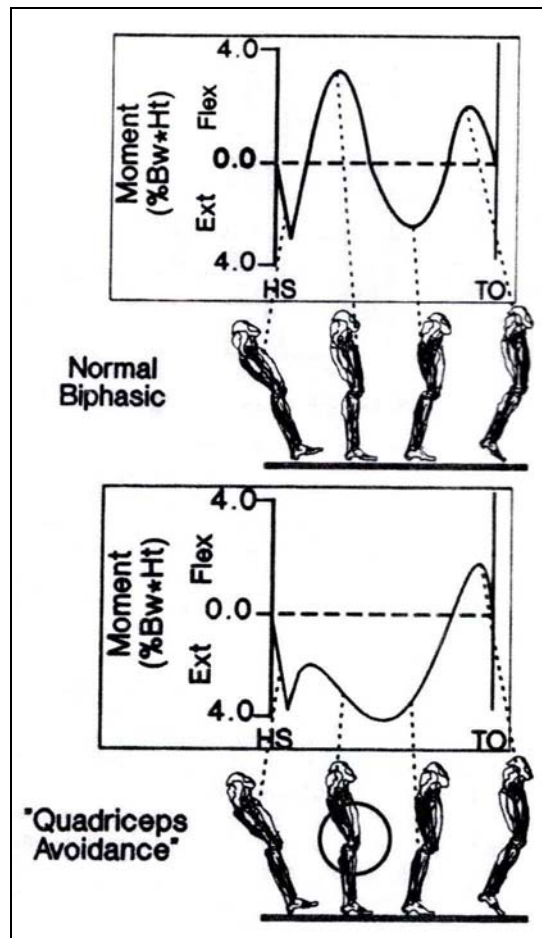
Andere Autoren wiederum (Klein et al [1992], Co et al [1995], Good et al [1995], Wright et al [1995]) waren nicht in der Lage, bei ihren Patienten mit rupturierten vorderen Kreuzbändern ein solches propriozeptives Defizit nachzuweisen.

Die Ursache mutmaßlicher propriozeptiver Defizite ist jedoch nicht isoliert im Ausfall eines sensiblen Organs – in diesem Fall der Rezeptoren im Kreuzband – zu suchen, sondern muß im Kontext aller sensiblen Strukturen gesehen werden, die bei der Übermittlung dieser Reize am Gelenk beteiligt sind.

Bereits Freeman und Wyke [1967] wiesen auf die direkte Projektion intraartikulärer Mechanorezeptoren in die  $\gamma$ -Motoneurone von Muskelspindeln hin, die bei Gelenkschädigungen (z.B. durch ein rupturiertes Kreuzband oder bei Gonarthrose) neuromuskuläre Veränderungen bewirken.

Einige Autoren (Hewett et al [2000]) wiesen in diesem Zusammenhang auf die Ergebnisse von Ganguntersuchungen bei Patienten mit rupturierten vorderen Kreuzbändern hin, bei denen elektromyographische Veränderungen

nachweisbar waren, die sie aufgrund der reduzierten Aktivität des M. quadriceps femoris als „Quadrizeps-Vermeidungs-Gangbild“ („quadriceps avoidance gait“) bezeichneten.



**Abb. 1.23:** Graphische Darstellung der muskulären Netto-Aktivität zum Nachweis des sog. „Quadriceps avoidance gait“ [HS=Fersenkontakt; TO=Abheben der Zehen]

Obere Abb.: Normale biphasische Darstellung während der Standphase normalem Gehens

Untere Abb.: Standphase ACL-defizienter Pat. mit Darstellung von eingeschränkter Flexion und Vermeidung der Quadrizepsaktivierung. Nach Andriacchi u. Birac [1993]

Diese neuromuskulären Veränderungen werden von Hurley et al [1997] als „sensorimotorisches Defizit“ bezeichnet und sollen über eine arthrogene reduzierte Erregbarkeit der Motoneurone des M. quadriceps femoris eine reduzierte willkürliche Aktivierung dieses Muskles bewirken (Berchuck et al [1990]). Es resultiert eine konsekutive Quadrizepsschwäche (Tibone et al [1986], Snyder-Mackler et al [1994]).

Ähnlich verhält es sich mit den Ergebnissen aus Studien, die den Einfluß von *Training* auf die propriozeptiven Fähigkeiten untersuchen. Barrack et al [1983] verglichen mit Hilfe eines Gelenkstellungstests ein Kollektiv von

Hochleistungssportlern mit einer Kontrollgruppe gesunder Studenten und kamen zu dem Ergebnis, daß die Hochleistungssportler schlechtere propriozeptive Fähigkeiten als die Kontrollgruppe aufweisen.

Ein Jahr später erweiterten sie ihre Untersuchungen auf die Erfassung des Bewegungssinnes (Barrack et al [1984]), und kamen nun zu dem Ergebnis, daß Leistungssportler einerseits bessere Ergebnisse im Test zur Erfassung des Bewegungssinnes aufweisen, andererseits jedoch schlechter als die Kontrollgruppe beim Test zur Erfassung der Gelenkstellung abschneiden.

Der Einfluß von *Bandagen* (Brace) auf die Propriozeption eines Gelenkes ist ebenfalls häufig Gegenstand von Studien. Jedoch kommen verschiedene Autoren auch hier wieder zu verschiedenen Ergebnissen.

Perlau et al [1995] fanden wie einige andere Autoren auch signifikante Verbesserungen propriozeptiver Fähigkeiten bei bandagierten Kniegelenken im Vergleich zu unbandagierten Gelenken.

Kaminski und Perrin [1996] hingegen konnten in ihrer Studie keinen Unterschied zwischen bandagierten und unbandagierten Kniegelenken finden, wie auch Branch et al [1989] in ihren elektromyographischen Untersuchungen keine veränderte Muskelaktivität durch die Anwendung von Braces nachweisen konnten.

Beynon et al [1999] untersuchten in ihrer Studie den Einfluß von funktionellen Orthesen und Neopren-Bandagen auf die propriozeptiven Fähigkeiten des Kniegelenkes von Probanden mit Ruptur des vorderen Kreuzbandes. Die Autoren konnten keinen Einfluß von Orthese oder Bandage auf die Meßergebnisse feststellen.

Rebel und Pässler [2001] verglichen eine Gruppe gesunder Probanden mit einer Gruppe von Patienten nach operativ versorgter Ruptur des vorderen Kreuzbandes und stellten fest, daß sich die Testergebnisse der beiden Gruppen nur zum Teil signifikant voneinander unterschieden. Sie werteten diese Befunde als Indiz für eine große Variabilität sensomotorischer Fähigkeiten in der Normalpopulation.

Kritisch angemerkt werden muß jedoch auch hier, daß die Gruppe der Probanden in Hinblick auf Art und Schwere der Knieverletzung uneinheitlich zusammengesetzt war. So betrug die Zeitspanne zwischen Ruptur des Kreuzbandes und Untersuchungszeitpunkt in dieser Studie zwischen 1,2 und

21,8 Jahren; zusätzlich war bei einigen Patienten eine partielle oder totale Meniskusentfernung vorgenommen worden.

Dennoch stehen die Ergebnisse dieser Studie im Einklang mit denen von Martinek und Friederich [1999], die in ihrer aktuellen Metaanalyse zu dem Ergebnis kamen, daß die Verwendung von Orthesen keinen Effekt auf das postoperative Ergebnis nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes hat.

Der Einfluß des *Alterns* auf die Propriozeption wurde ebenfalls mit gänzlich unterschiedlichen Ergebnissen untersucht. Einige Autoren wie Kokmen et al [1978] konnten keine Abnahme mit steigendem Alter nachweisen, während andere wie Skinner et al [1984] in ihren Studien einen signifikanten Abfall propriozeptiver Fähigkeiten im Alter feststellen konnten.

Zusammenfassend macht die Zwiespältigkeit der dargestellten Ergebnisse deutlich, wie ungenügend die zur Verfügung stehenden Instrumente zur Erfassung des Stellungs- und Bewegungssinnes der Multimodalität des propriozeptiven Systems gerecht werden.

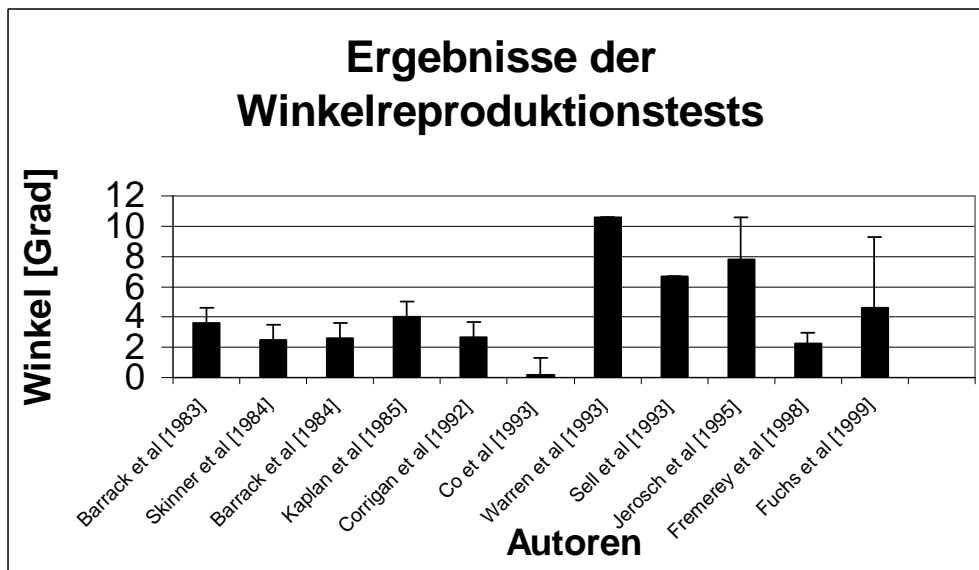
So ist es in diesem Zusammenhang nicht weiter verwunderlich, daß trotz des langen Zeitraumes, in dem Messungen zur Erfassung propriozeptiver Fähigkeiten vorgenommen werden, aufgrund der widersprüchlichen Ergebnisse bisher keine Normwerte gesunder Probanden definiert werden konnten.

Weder bei den Winkelreproduktionstests zur Erfassung des Gelenkstellungssinnes noch bei den Schwellentests zur Erfassung des Bewegungssinnes sind bisher Normwerte eines gesunden Kollektives für die jeweilige Sinnesqualität definiert worden.

Die Genauigkeit der Nachstellung einzelner Winkel gesunder Probanden unter unterschiedlichen Bedingungen schwankt bei den Winkelreproduktionstests zwischen  $0,17^\circ$  (Co et al [1993]) und  $10,61^\circ$  (Warren et al [1993]).

Abbildung 1.24 gibt einen Überblick über unterschiedliche Ergebnisse.



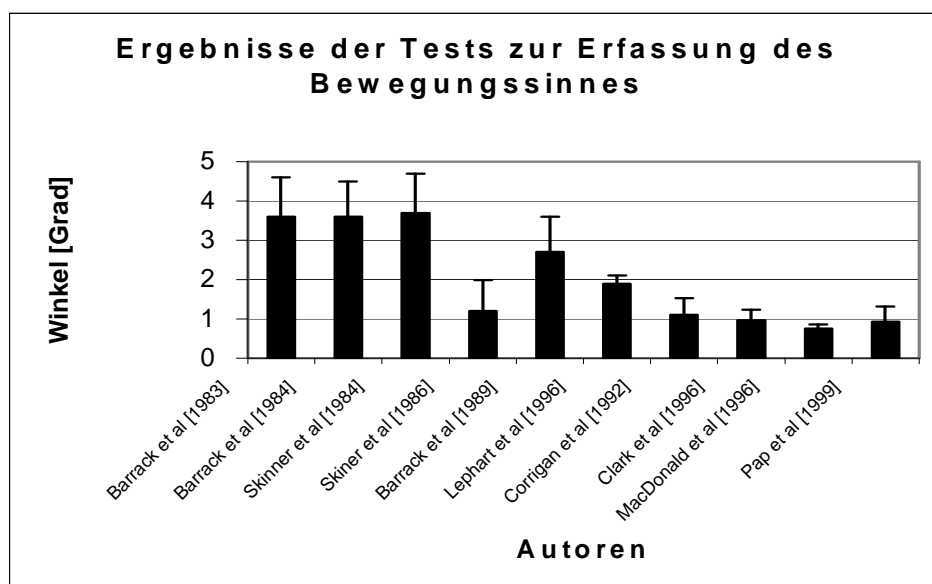


**Abb. 1.24:** Ergebnisse von Winkelreproduktionstests bei gesunden Probanden mit eingezeichneter Standardabweichung (soweit vom Autor angegeben).

Ähnlich unterschiedliche Ergebnisse lassen sich für die Tests zur Erfassung des Bewegungssinnes finden.

Hier liegt die Detektionsschwelle, bei der die passive Bewegung des Unterschenkels bemerkt wurde, zwischen  $0,97^\circ$  (Clark et al [1996]) und  $3,9^\circ$  (Barrack et al [1984]).

Abbildung 1.25 faßt verschiedene Ergebnisse zusammen.



**Abb. 1.25:** Übersicht über die Ergebnisse bei Messungen des Bewegungssinnes gesunder Probanden mit eingezeichneter Standardabweichung.

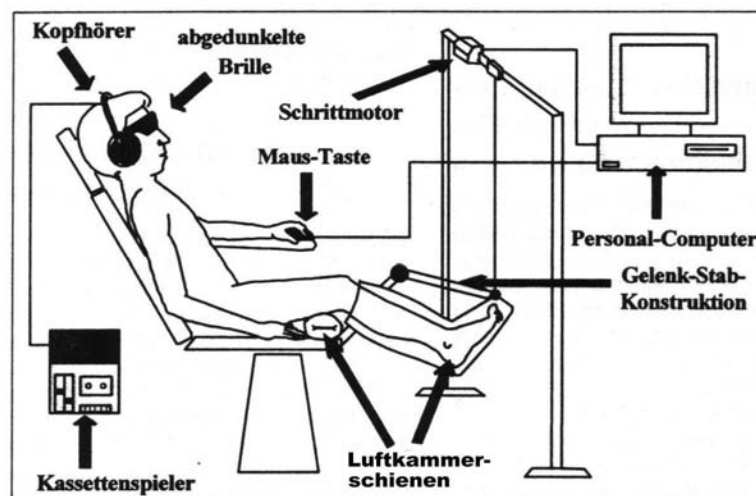
Die große Schwankungsbreite der verschiedenen Ergebnisse gesunder Probanden in der Literatur lassen eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse aus methodischen und meßtechnischen Gründen nicht zu, so daß Studien, die vielfach von propriozeptiven Defiziten bei rupturierten Kreuzbändern, Arthrosen oder anderen Gelenktraumata berichten, kritisch betrachtet werden sollten.

### 1.3.2.2. Die Detektion passiver Bewegungen als Test zur Erfassung des Bewegungssinnes

Bei dieser Art von Tests wird prinzipiell immer das Kniegelenk passiv mit definierter Geschwindigkeit bewegt

Aufgabe des Probanden ist es, die passive Bewegung seines Kniegelenkes so früh wie möglich zu bemerken. Pap et al [1999] erweiterten diese Methode derart, dass ihre Probanden zusätzlich das Ende („Stopdetektion“) einer passiven Bewegung im Kniegelenk melden mussten. Die Zeit, die zwischen Ende der Bewegung und Meldung des Probanden lag, wurde als Maß für eine propriozeptive Leistung angenommen.

Zur Eliminierung externer Reize wurden die Beine der Probanden in aufblasbare Luftkammerschienen („air-cuffs“) gesteckt, die Sicht auf ihre Beine wurde verdeckt und durch Kopfhörer wurde eine zusätzliche Reizabschirmung gewährleistet. Abbildung 1.26 gibt den grundsätzlichen Versuchsaufbau exemplarisch wieder.



**Abb. 1.26:** Schematische Darstellung einer Meßanordnung zur Bestimmung des Bewegungssinnes am Kniegelenk. Mod nach Pap et al [1998].

Das Kniegelenk wurde nun mit definierter Geschwindigkeit in Beugung gebracht. Die Aufgabe der Probanden bestand darin, die erste wahrgenommene Bewegung im Kniegelenk mittels Knopfdruck zu melden, oder wie bei Pap et al [1999] per Knopfdruck das Ende einer Bewegung zu melden..

Die Differenz zwischen Ausgangswinkel und dem Gelenkwinkel, bei dem durch den Probanden Anfang bzw. Ende einer Bewegung gemeldet wurde, wird als Maß für die Propriozeption angenommen.

Prinzipiell unterscheiden sich alle Meßverfahren zur Erfassung des Bewegungssinnes lediglich in den Ausgangsstellungen, aus denen die Winkel eingestellt werden, und in den Geschwindigkeiten, mit denen die Kniegelenke bewegt werden.

So benutzten Pap, Machner und Awiszus [1998] Geschwindigkeiten im Bereich zwischen 0,1 und 0,8 °/s, während Skinner et al [1984] und Fridén et al [1997] wie die meisten anderen Autoren auch 0,5 °/s als Geschwindigkeit wählten.

Der Kniewinkel, von dem aus die Messungen gestartet wurden, betrug bei MacDonald et al [1996] zwischen 30 und 40 ° und bei Lephart et al [1996] 45 °. Skinner et al [1984] wählten eine Ausgangsposition von 60 ° Knieflexion.

Betrachtet man das beschriebene Verfahren kritisch bezüglich seiner Methodik und der Messtechnik, so unterscheiden sich beide in Bezug auf die Wertigkeit bezüglich der erbrachten Ergebnisse *nicht*. Auch hier gilt, dass die erbrachten Ergebnisse aufgrund der im vorigen Kapitel beschriebenen Gesichtspunkte weit entfernt davon zu sein scheinen, problemlose Rückschlüsse auf Gegebenheiten, wie sie in der Praxis existieren, zuzulassen.

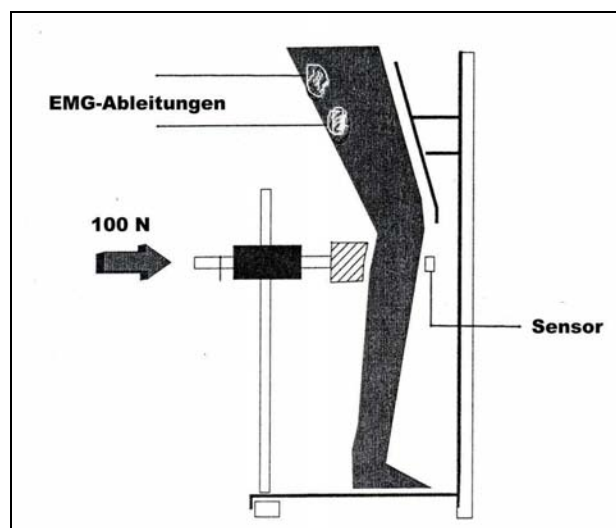
### **1.3.2.3. Reflex-Latenzzeitmessung als Äquivalent propriozeptiver Fähigkeiten**

Die Reflex-Latenzzeitmessung nach Beard et al [1993] mißt die Zeit (Latenz), die verstreicht, bis die Ischiokrurale Muskulatur auf eine von dorsal nach ventral gerichtete Krafteinwirkung auf die Tibia mit einer Kontraktion reagiert. Es wird also prinzipiell der vordere Schublidentest im Stand simuliert und die Reaktionszeit der ischiokruralen Muskulatur gemessen.

Über eine Vorrichtung wurde von dorsal auf die Unterschenkel der Probanden eine Kraft von 100 N ( Beard et al [1993]) oder 140 N (Jennings und Seedhom [1994]) ausgeübt.

Mit Hilfe von auf den Muskelbäuchen angebrachte EMG-Elektroden wurde die elektrische Aktivität der Muskulatur abgeleitet. Ein an der Tibiavorderseite angebrachter Sensor synchronisierte den Beginn der Bewegung mit dem Start der EMG-Ableitung.

Anhand der graphischen Darstellung der Meßwerte konnte auf der Zeitachse die Latenzzeit zwischen Reizung und Reaktion in Form von Muskelkontraktion abgelesen werden. Abb. 1.27 zeigt schematisiert den Versuchsaufbau.



**Abb. 1.27:** Schematische Übersicht über die Meßanordnung zur Messung der Reflex-Latenzzeit. Mod. nach Beard et al [1994].

Diese Latenzzeit ist nach Beard et al [1983] direkt abhängig vom Grad der Knieinstabilität, ist also je länger, je instabiler das jeweilige Knie ist.

Die Autoren (Beard et al [1993],[1994]) fanden signifikant schlechtere Werte bei Patienten mit gerissenen vorderen Kreuzbändern. Sie schlußfolgerten aus der längeren Latenzzeit, daß ein propriozeptives Defizit im jeweiligen Knie dafür verantwortlich sei, da das vordere Kreuzband als propriozeptive Informationsquelle ausgefallen war.

Jennings et al [1994] konnten jedoch bei identischem Versuchsaufbau und Patientengut die von Beard et al [1993] publizierten Ergebnisse nicht reproduzieren. Sie hielten diesen Test aufgrund fehlender Validität als für propriozeptive Fragestellungen wenig geeignet.

Bei anderen Messungen am Sprunggelenk wurde die Reaktionszeitmessung mit einem Falltürmechanismus durchgeführt, wobei Löfvenberg et al [1996] die Reaktionszeit des M. peroneus und M. tibialis anterior maßen.

Diese Methode hat jedoch insgesamt unter der Fragestellung propriozeptiver Eigenschaften von Gelenken wenig Verbreitung gefunden, weil sie sich auf die Erfassung lediglich eines Reflexbogens beschränkt und zudem noch unter Bedingungen durchgeführt wird, die statischer nicht vorstellbar sein könnten. Das Bein wird in einer Vorrichtung fixiert und eine Kraft wirkt auf dieses System ein, auf das der Muskel über den bekannten Reflexbogen reagiert.

Das Reflexverhalten ein und desselben Muskels dürfte unter Belastung, muskulärer Ermüdung und verschiedenen Vorspannungs-Zuständen – und somit verschiedenen Gelenkstellungen – sicherlich unterschiedlich ausfallen.

Diese Überlegung erklärt sicherlich am ehesten die Tatsache, dass sich dieses Verfahren- nicht zuletzt auch aufgrund der eingangs erwähnten Nichtreproduzierbarkeit der Ergebnisse der Erstbeschreiber nicht durchsetzen konnte.

#### **1.3.2.4. Die Reproduktion von Fußstellungen als Äquivalent propriozeptiver Fähigkeiten**

Bei diesem Tests nach Al-Othman et al [1998] standen die Patienten barfuß mit den Zehen direkt vor einer markierten Linie. Dann wurden sie aufgefordert, das Spielbein im Knie um 90° zu beugen, und es dann so exakt wie möglich wieder in die alte Position direkt vor der Linie zu plazieren. Der Abstand zwischen alter und nachgestellter Position wurde anhand eingezeichneter Abweichungslinien gemessen und die Differenz als Maß für die propriozeptive Leistungsfähigkeit gewertet.

Die Autoren fanden signifikant schlechtere Werte sowohl bei instabilen Knien verglichen mit dem gesunden Knie desselben Patienten als auch im Vergleich zu einer gesunden Kontrollgruppe.

Die hier beschriebene Methode greift lediglich die Genauigkeit der Re-Plazierung des Fußes auf einer Ebene ab. Hierbei handelt es sich prinzipiell um eine durch bloße Repetition sicherlich optimierbare Tätigkeit, die ebenfalls lediglich unter stationären Bedingungen durchgeführt wurde. Parameter wie

muskuläre Ermüdung, muskuläre Vorspannung und Belastungsäquivalente finden ebenfalls keine Berücksichtigung.

Diese Methode hat daher keine Bedeutung für Messungen der Propriozeption erlangt.

#### **1.3.2.5. Einbeinstand und Schwerpunktanalyse**

Aus der Vielzahl der mit Hilfe dieser Methode durchgeführten Studien soll hier exemplarisch die Studie von Jerosch, Schäfer und Prymka [1998] erläutert werden.

In dieser Studie standen die Patienten auf einer Kistler-Kraftmessplatte (Mehrkomponentenmeßplattform) zunächst mit offenen Augen beidbeinig, dann im Einbeinstand auf dem rechten bzw. linken Bein. Dieselbe Prozedur wurde mit geschlossenen Augen wiederholt. Mit Hilfe eines Computers wurden Schwerpunktverlagerungen, die sich aus Schwankungen des Körpers ergeben, aufgezeichnet und vektoriell dargestellt.

Die Summe der Schwankungen und die Häufigkeit der Schwerpunktverlagerungen wurden als Maß für die Propriozeption angenommen.

Es wurden gesunde Probanden mit Patienten verglichen, die aufgrund einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes konservativ oder operativ behandelt worden waren. Die Autoren fanden schlechtere Werte für die Patientengruppe im Vergleich zu dem gesunden Kollektiv sowohl für das gesunde als auch für das kranke Kniegelenk, wobei die konservativ behandelten Patienten schlechtere Werte als die operativ versorgten Patienten erreichten.

Dieses Testverfahren wird häufiger bei Messungen am Sprunggelenk durchgeführt und ist aufgrund der relativ einfachen Handhabung vielfach verwendet worden (z.B. Fridén et al [1989], Goldie et al [1994], Guskiewicz et al [1996]).

Dieser Art Testverfahren ist zum Einen zugute zu halten, dass es als einziges der bisher beschriebenen Verfahren um eine *dynamische* Komponente bereichert wurde. Analog zu den kritischen Bemerkungen bezüglich der bisher diskutierten Verfahren gilt jedoch auch hier, dass es sich zwar um ein dynamisiertes Verfahren handelt, jedoch bleiben wiederum Parameter wie muskuläre Vorspannung, Ermüdung, Belastungssteigerung etc.

unberücksichtigt, was den Transfer der erzielten Ergebnisse in die Praxis sicherlich erschweren dürfte.

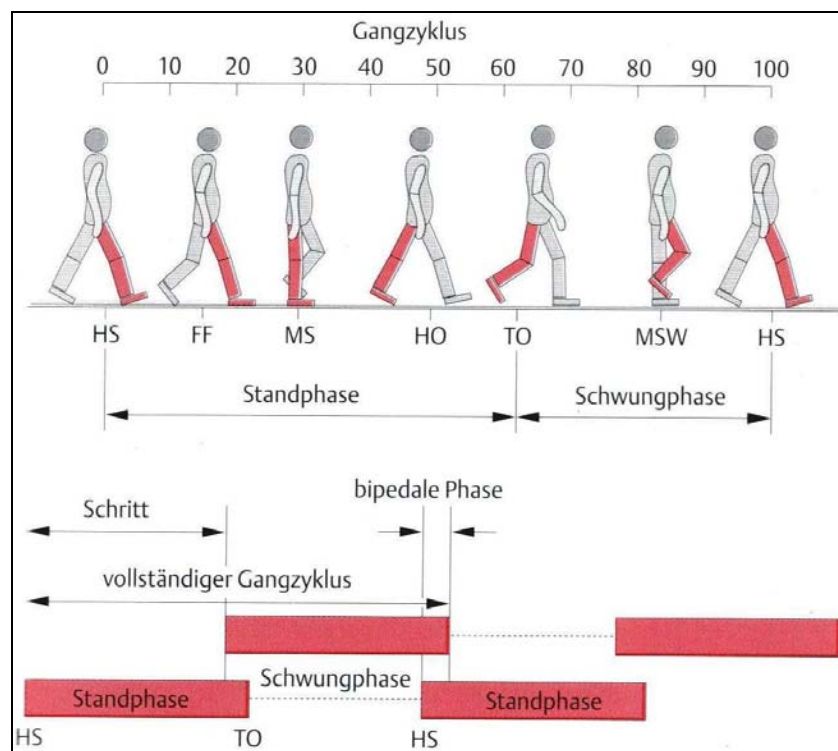
### 1.3.2.6. Die Ganganalyse als funktioneller Parameter propriozeptiver Fähigkeiten

Relativ häufig findet die Ganganalyse Anwendung zur Abschätzung propriozeptiver Defizite. Co et al [1993] verglichen in diesem Zusammenhang eine Gruppe von Patienten mit rekonstruierten vorderen Kreuzbändern mit einer gesunden Kontrollgruppe und fanden keinen signifikanten Unterschied in der Ganganalyse.

Barrack et al [1983] kombinierten Ganganalyse, Winkelreproduktionstest sowie den Test zur Erfassung des Bewegungssinnes mit der Applikation eines Lokalanästhetikums in die Kniegelenkhöhle.

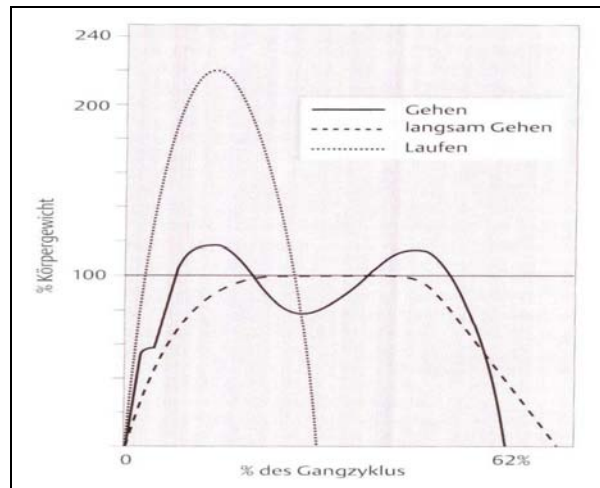
Die Resultate zeigten jedoch keinen Unterschied zwischen der Placebo-kontrollierten Gruppe gesunder Probanden und der Gruppe, die das Lokalanästhetikum erhielt.

Ein normaler Gangzyklus ist in Abb. 1.28 wiedergegeben.



**Abb 1.28:** Gangzyklus mit Stand- und Schwungphase nach Beckers und Deckers [1997].  
 HS: Fersenkontakt; FF: Fußsohlenkontakt; MS: mittlere Standphase; HO: Fersenablösung; TO: Zehenablösung; MSW: mittlere Schwungphase

Abb. 1.29 zeigt die graphische Darstellung der vertikal einwirkenden Kräfte isoliert während der Standphase.



**Abb. 1.29:** Standphase; vertikal einwirkende Kraft in Abhängigkeit von Körpergewicht und Geschwindigkeit der Einwirkung (nach Perry [1992])

Anhand dieser Graphik lässt sich die erhebliche Steigerung der Belastung beim Laufen im Vergleich zum Gehen sehr anschaulich darstellen. Dass unter stationären Bedingungen die Belastung und damit die Anforderungen an das propriozeptive System noch wesentlich geringer sein müssen, lässt sich leicht ableiten.

Zusätzlich kann mit Hilfe von Goniometern oder mit sog. Bewegungsanalysesystemen das Verhalten der Gelenkwinkel zueinander erfasst werden. Mittels Einsatz von Nadel- oder Hautelektroden kann im Rahmen der Elektromyographie das Ausmaß der Aktivität eines Muskels im jeweiligen Abschnitt des Gangzyklus untersucht werden. Ein unmittelbarer Rückschluss auf die Kraftentwicklung eines bestimmten Muskels ist nicht möglich.

Die hier exemplarisch vorgestellten Studien zeigen bereits die divergierenden Resultate, die zum Einen in der wenig standardisierten Versuchsdurchführung und -auswertung begründet sein könnten. Zum Anderen fällt es schwer, „harte“ Parameter im Rahmen einer ganganalytischen Untersuchung zu definieren, die mit verminderten oder verbesserten propriozeptiven Fähigkeiten einhergehen sollen. Im Rahmen der objektiven Ganganalyse werden über Kraftmessplatten,



über die die Probanden laufen, Kraft- und Druckmessungen vorgenommen (Abb. 1.29).

Im Rahmen der Ganganalyse lassen sich jedoch lediglich indirekt Aussagen über die im Rahmen der Analyse erfassten Parameter Änderungen im Bereich propriozeptiver Fähigkeiten treffen. Zusätzlich erschweren die Vielzahl der theoretisch erfassbaren Informationen bezüglich Gelenkwinkel, Kraft- und Druckverteilung auf den Kraftmessplatten und die möglicherweise im Rahmen der elektromyographie abgeleiteten Informationen eine differenzierte Auswertung.

#### **1.3.2.7. Visuelle Tests**

Testprinzip dieser Art von Tests ist immer, eine visuell erfaßte Vorgabe, z.B. mittels eines Monitors, auf dem Geschwindigkeiten dargestellt werden, zu erfassen und umzusetzen.

Stappers [1996] ließ seine Probanden eine mittels Monitor dargestellte Geschwindigkeit abschätzen, während sie auf einem Laufband mit unterschiedlicher Geschwindigkeit und variierender Schrittlänge laufen mußten. Er stellte fest, daß die Abschätzung der Geschwindigkeit des Laufbandes abhängig vom visuellen Feedback und der Schrittlänge ist und folgerte daraus, daß propriozeptive Informationen eine untergeordnete Rolle in der räumlichen Abschätzung bei Bewegungen spielen.

Ähnliche Testdesigns fanden bereits Anwendung bei Messung der Propriozeption am Schultergelenk (Crowe und Keesen [1987]).

Sie lassen jedoch allesamt keine direkte Beurteilung propriozeptiver Leistungen zu und haben keine Verbreitung in der Literatur gefunden.

#### **1.3.2.8. Die Elektromyographie zur Erfassung muskulärer Reaktionen**

Die Elektromyographie (EMG) leitet Summenaktionspotentiale ab, die als elektrische Reize bei der Rekrutierung motorischer Einheiten entstehen (Steinhausen [1991]). Sie werden mit Hilfe von Oberflächenelektroden (zumeist

Ag/AgCl-Elektroden) von der Haut abgeleitet und auf einem Computer zwischengespeichert.

Nach Branch et al [1989] erlaubt die Ableitung der Summenaktionspotentiale die indirekte Messung des efferenten Schenkels der propriozeptiven Steuerung. Sie wiesen erniedrigte Aktivität in M. quadriceps femoris und M. gastrocnemius und erhöhte Aktivität der ischiocruralen Muskulatur bei Patienten mit rupturierten vorderen Kreuzbändern nach.

Solomonow et al [1987] nutzten dieses Verfahren, um im Tiermodell einen Reflexbogen zwischen vorderem Kreuzband und der ischiocruralen Muskulatur nachzuweisen. Miyatsu et al [1993] konnten einen Reflexbogen zwischen vorderem Kreuzband und der Oberschenkelmuskulatur nachweisen. Ihr Ergebnis wird bestärkt durch die Ergebnisse von Gómez-Barrena et al [1996], die eine segmentale sensorische Innervation des vorderen Kreuzbandes zeigen konnten. Diese beeinflusst den Tonus sowohl der ischiocruralen Muskulatur als auch den des M. quadriceps femoris. Auf diesen Zusammenhang wurde bereits bei der Beschreibung des „Quadriceps avoidance gait“ hingewiesen.

Grüber et al [1986] wiesen durch intraoperative mechanische Reizung vorderer Kreuzbänder eine Reflexantwort in der Muskulatur des Oberschenkels nach. Die Elektromyographie als solitäre Methode ist nicht viel verwendet worden. Sie findet jedoch bei Untersuchungen des Gangbildes mittels Bewegungsanalyse-Systemen oder der Untersuchung definierter Beugungsabläufe (beispielsweise Sprünge, Laufzyklen etc.) ergänzende Verwendung.

Der Vorteil der EMG liegt in der direkten Beurteilbarkeit des muskulären Verhaltens unter verschiedenen Bedingungen. Zusätzlich lassen sich Rückschlüsse über das Reflexverhalten und den koordinativen Einsatz verschiedener Muskelgruppen zueinander gewinnen. So lassen sich Veränderungen muskulären Verhaltens auch unter verschiedenen Bedingungen wie Gehen, Joggen, Sprint gut dokumentieren und nachweisen. Der Nachteil dieser Methode besteht im lediglich indirekten Zugriff auf bereits zentral und peripher verarbeitete Informationen des propriozeptiven Systems, die sich nur

schlecht quantitativ beschreiben lassen und den interindividuellen Vergleich erschweren.

#### **1.3.2.9. Der Hoffmann-Reflex (H-Reflex)**

Der H-Reflex lässt sich durch elektrische Reizung des sensiblen afferenten Schenkels des Reflexbogens auslösen und ruft ein Summenaktionspotential im zugehörigen Muskel hervor. Der Reflex ist unabhängig vom Aktivitätsniveau der Muskelspindel und der  $\gamma$ -Fasern (nach Steinhausen [1991]).

Kennedy et al [1982] untersuchten den Zusammenhang zwischen Kniegelenkserguß und der Reflexantwort im M. quadriceps femoris mit Hilfe des H-Reflexes, der ihrer Aussage nach eine indirekte Beurteilung der Gelenkafferenzen erlaubt. Der elektrische Stimulus zur Auslösung des H-Reflexes im Rückenmark ist nach ihrer Auffassung den modulierenden Einflüssen aus u.a. eben diesen Afferenzen ausgesetzt. Sie fanden einen linearen Zusammenhang zwischen zunehmendem Volumen des Gelenkergußes und der Abnahme der Kontraktionskraft im Muskel.

Diese Methode ist sehr wenig gebraucht worden, da sich die Aussagekraft der Methode im Bereich eines einzelnen Reflexbogens erschöpft. Die oben beschriebenen Ergebnisse zeigten brachten immerhin den Beweis, dass intraartikuläre Prozesse durchaus in der Lage zu sein scheinen, einen Reflexbogen zu beeinflussen; ähnliches wurde später von verschiedenen Autoren im Zusammenhang mit dem Thema „sensorimotorisches Defizit“ (u.a. Hurley et al [1997]) beschrieben, welches bereits in 1.3.2.1. abgehandelt wurde.

#### **1.3.2.10. Fragebögen („scoring-scales“) zur Erfassung subjektiver Empfindungen von Funktion und Stabilität im Gelenk**

Es existieren viele Fragebögen, die Funktion und Stabilität des operierten Gelenkes erfassen sollen.

Barrett [1991] konnte zeigen, daß die Werte für die propriozeptive Leistungsfähigkeit seiner Patienten nach operativem Ersatz des vorderen

Kreuzbandes gut mit der subjektiven Einschätzung von Stabilität und Sicherheit durch den Patienten korrelieren.

Aus diesem Grund werden viele Fragebögen verwendet, die genau diese Punkte erfassen sollen (Lysholm und Gillquist [1982]).

Jedoch unterscheiden sich die verschiedenen Fragebögen zum Teil sehr voneinander, wobei der Anteil subjektiver Evaluationskriterien sehr stark variiert, so daß Fuchs und Friedrich [2000] zu dem Schluß gelangen, daß die Einschätzung eines Operationsergebnisses wahrscheinlich mehr von dem verwendeten Score abhängt, als von der Operation selbst.

Zusätzlich kann individuell unterschiedliche Erfahrung und Einschätzung des jeweiligen Untersuchers zu deutlichen Diskrepanzen der gewonnenen Ergebnisse führen.

Im Rahmen solcher Erhebungen mittels Fragebögen lassen sich daher am ehesten Grad der Zufriedenheit der Patienten und die jeweils subjektive Einschätzung erfassen.

#### **1.3.2.11. Somatosensibel evozierte Potentiale**

Im Rahmen dieser Technik werden elektrische Potentiale der Hirnrinde abgeleitet, nachdem in der interessierenden peripheren anatomischen Struktur zuvor ein Reiz gesetzt worden ist. Die elektrisch erfassbare Reaktion im Bereich der Großhirnrinde zeigt die zerebrale Verarbeitung des peripher gesetzten Reizes.

Pitman et al [1992] reizten elektrisch die gesunden vorderen Kreuzbänder ihrer Patienten intraoperativ und leiteten Potentiale ab, die sie als Hinweis für die propriozeptive Funktion der gereizten Struktur interpretierten.

Diese Untersuchungen sind jedoch dem experimentellen Status nicht entwachsen und haben bisher auch keine fassbaren Ergebnisse geliefert.

#### 1.4. Methodische Defizite von Studien in der Literatur

Betrachtet man die bisher erbrachten Ergebnisse verschiedener Untersuchungen, so müssen bereits vor Diskussion und Interpretation derselben zwingend Einschränkungen formuliert werden.

Zunächst fällt bei Betrachtung der *Fallzahlen* auf, dass diese mitunter zu klein gewählt sind, um einen Rückschluß auf die Gesamtpopulation zuzulassen. Bei genauerer Analyse ist die Streuung bezüglich Alter und sportlicher Aktivität mitunter so breit getroffen, dass selbst für eine Subpopulation von Patienten mit einer definierten Verletzung die Fallzahl zu gering zu sein scheint, um verwertbare Werte zu erlangen (vgl. Borsa et al [1997], Tsuda et al [2003], Hopper et al [2003]).

Betrachtet man als nächstes die „definierte“ *Verletzung*, aufgrund der die Probanden rekrutiert wurden, so ist kritisch anzumerken, dass diese oft ebenfalls eine sehr breite Toleranzbreite aufweist. Bei genauer Analyse der individuellen Anamnesen finden sich Probandengruppen, die innerhalb eines Zeitraumes von 2 bis 14 Jahren nach ihrer Verletzung den Messungen zugeführt wurden (Corrigan et al [1992]).

Zusätzliche Begleitverletzungen und deren Therapie bleiben entweder unbeachtet oder werden lediglich erwähnt.

So finden sich bei Beynnon et al [1999] in seiner Probandengruppe Patienten, die zusätzlich zur ACL-Rekonstruktion nebenbefundlich einen Zustand nach partieller oder sogar totalen Meniskusresektion aufwiesen.

Gänzlich unberücksichtigt bleiben Faktoren wie die aktuelle *muskuäre* (Trainings-)Situation des jeweiligen Probanden sowie die potentiell unterschiedlichen krankengymnastischen, physiotherapeutischen, rehabilitativen und sportlichen *Wiederherstellungsmaßnahmen nach der erlittenen Verletzung*.

Bei Betrachtung der *Kontrollgruppen* muß angemerkt werden, dass z.B. Beard et al [1994] bei ihrer Untersuchung kreuzbandverletzter Patienten keine Kontrollgruppe mitführten. Wojtys und Huston [1994] konnten in diesem

Zusammenhang nachweisen, daß ein rupturiertes Kreuzband nicht nur das muskuläre Verhalten der verletzten, sondern zusätzlich auch das der kontralateralen, vermeintlich nicht betroffenen Seite verändert.

Fremerey et al [2000] konnten zeigen, daß auch ein Winkelreproduktionstest am kontralateral zum verletzten Kreuzband gelegenen gesunden Bein zu schlechteren Werten führt, verglichen mit einer gesunden Kontrollgruppe.

Hopper et al [2003] wählten jedoch wie Cash et al [1996] und viele andere anstelle einer Kontrollgruppe das mutmaßlich gesunde kontralaterale Kniegelenk. Simmons et al [1996] verglichen ebenfalls ohne gesunde Kontrollgruppe drei Gruppen von Patienten miteinander, die jeweils verschiedene Arten künstlichen Gelenkersatzes erhalten hatten.

Bezüglich der angewandten *Testmethode* ist zu sagen, dass wie eingangs bereits diskutiert verschiedene Tests Verwendung finden, wobei zusätzlich innerhalb eines Testes die Durchführung desselben, Lagerung und Stellung der Probanden sowie die verwendeten Geschwindigkeiten nicht standardisiert sind. Ein mittlerer Messfehler wird oftmals nicht angegeben, oder es wird lediglich der Messfehler des Messgerätes (z.B. Goniometer) angegeben, nicht aber der Fehler des Gesamtsystemes.

Einige Verfahren, wie z. B. Reflexlatenzzeitmessungen, scheinen nicht valide zu sein (Jennings et al [1994]).

Aufgrund dieser geschilderten Punkte verwundert es nicht, dass sich die erzielten Ergebnisse verschiedener Untersuchungen z.T. kontrovers darstellen.

Nachstehend sind einige Studien beispielhaft tabellarisch dargestellt.

Autor	Probanden	Kontrolle	Methode	SP	G	MF	Ergebnis	Problem
Beard et al 1994	50 ACL-def.	Keine	RHCL u. scoring scales Vergleich Outcome zweier physiotherapeut Regimes	entf.	entf.	k.A.	Propriozept. Regime besser als herkömml. Regime	Methode nicht valide; Kleine Fallzahl; Keine Kontrollgruppe Inhomogene Testgruppe, Messfehler n.b., geringe Geschwindigkeit, stationäre Bedingungen
Beynn on et al 1999	20 ACL-def. 26-53 Jahre alt (1,2-21,8 Jahre nach Trauma); partielle / totale Menisektomie	« gesundes » kontralat. Kniegelenk	TDPM Zus. Vergleich Orthese und Bandage	45°	0,1	k.A.	ACL schlechtere Werte als Kontrolle; Orthese oder Bandage ohne Effekt	Kleine Fallzahl; Keine Kontrollgruppe Inhomogene Testgruppe, Messfehler n.b., geringe Geschwindigkeit, stationäre Bedingungen
Borsa et al 1997	29 ACL def. 18-50 Jahre alt (2-228 Monate nach Trauma)	« gesundes » kontralat. Kniegelenk	TDPM	15° 45°	0,5	k.A.	Propriozeptive Fähigkeiten erhöht bei endgradiger Flexion	Kleine Fallzahl; Keine Kontrollgruppe Inhomogene Testgruppe, Messfehler n.b., geringe Geschwindigkeit, stationäre Bedingungen
Cash et al 1996	30 TKA mit vs. 30 TKA ohne PCL	« gesundes » kontralat. Kniegelenk	TDPM	45°- 90°	0,5	0,05° Gonio meter	Kein signifikanter Unterschied zwischen OP- Bein und Gegenseite und TKA mit / ohne PCL	Kleine Fallzahl; keine Kontrollgruppe; Goniometermessung; Geringe Geschwindigkeit; Stationäre Bedingungen
Corrigan et al 1992	20 ACL def. 22-44 Jahre 2-14 Jahre nach Trauma	17 Gesunde	TDPM WRT Zus. Kraftmessung	35°	0,3 10	k.A.	ACL def < kontralat. Gelenk < gesunde Kontrollgruppe; Quadri-zepskraft in ACL def. <	Kleine Fallzahl; Keine Kontrollgruppe Inhomogene Testgruppe, Messfehler n.b., geringe Geschwindigkeit, stationäre Bedingungen
MacDonald et al 1996	10 ACL def. 5-192 Monate nach Trauma (acht 17-30 Monate pOP hamstring; acht 18-50 Monate pOP BTB)	6 gesunde Probanden	TDPM	30° 40°	0,5	0,1°	ACL – Rekonstruktion erhöht propriozept. Fähigkeiten nicht	Kleine Fallzahl; Keine Kontrollgruppe Inhomogene Testgruppe, Messfehler n.b., geringe Geschwindigkeit, stationäre Bedingungen
Simmons et al 1996	28 unikondyl. Prothesen, 15 TKA mit PCL, 13 TKA ohne PCL	keine	TDPM	15° 40°	0,5	k.A.	Keine signifikanten Unterschiede	Keine gesunde Kontrollgruppe; Zeitpunkt pOP n.b.; Kleine Fallzahl; geringe Geschwindigkeit, stationäre Bedingungen

**Tabelle 1.2:** Tabellarische Auflistung methodischer Defizite einiger Studien

[**SP:** Startposition; **G:** Geschwindigkeit; **MF:** Messfehler; **ACL:** vorderes Kreuzband; **ACL-def:** rupturiertes ACL; **RHCL:** Reflexlatenzzeitmessung der Hamstrings; **TDPM:** Messung des Bewegungssinnes; **TKA:** Knieendoprothese; **PCL:** hinteres Kreuzband; **WRT:** Winkelreproduktionstest; **pOP hamstring:** Z.n. Rekonstruktion des ACL mittels Semitendinosussehne; **pOP BTB:** Z.n. Rekonstruktion des ACL mittels knöchernem mittleren Drittel des Ligamentum patellae]





### **1.5. Fazit**

Die bisher verwendeten Testverfahren und methodischen Vorgehensweisen zur Einschätzung propriozeptiver Fähigkeiten führen bereits bei einem gesunden Probandenkollektiv zu erheblich unterschiedlichen Ergebnissen, so dass es bisher nicht gelingen konnte, Normwerte zu definieren. Allein deshalb müssen die Ergebnisse entsprechender Untersuchungen an einem Patientenkollektiv in Bezug auf ihre Wertigkeit und Aussagekraft ebenso relativiert werden wie die getroffenen Schlussfolgerungen.

Ausreichende systematische Untersuchungen, die eine bessere Einschätzung dieser die genannten Unterschiede determinierenden Faktoren zuließen, gibt es bisher nicht.

In keinem Fall wurde die hinlänglich bekannte Wechselwirkung zwischen der Ziel- und Stützmotorik der Extremitäten und der Wirbelsäulen- und Kopfhaltung in ihrem keinesfalls sicher ausschließbarem Einfluss auf die Ergebnisse der Winkelreproduktionstests oder der Tests zur Erfassung des Bewegungssinnes überprüft.

Zwar wurden in aller Regel definierte Positionen des Rumpfes in Zuordnung zu der untersuchten Extremität vorgegeben. Unberücksichtigt hingegen blieb, dass sich allein durch die vorgegebene Wirbelsäulenform unterschiedliche Wirbelsäulen- und Kopfhaltungen verbergen müssen, so dass bereits innerhalb einer einzigen Studie unterschiedliche Ausgangsvoraussetzungen zwischen Probanden existieren müssen.

Da auch im Vergleich verschiedener Studiendesigns keine einheitliche Untersuchungshaltung besteht, wären auch dadurch Unterschiede im Vergleich der verschiedenen Studien im Falle einer entsprechenden Auswirkung auf die Messergebnisse erklärbar.

Setzt man voraus, dass selbst im Liegen – abhängig wiederum von der jeweiligen passiven Haltung und entsprechend der individuell bestehenden muskulären (Verkürzungs-)Situation – diese unterschiedlichen Haltungen auch in Ruhe zu einem unterschiedlichen Muskeltonus führen, und das darüber hinaus auch andere Faktoren wie beispielsweise Muskelermüdung und subjektive Befindlichkeit den Muskeltonus beeinflussen können, dann sollte von Interesse sein, zu wissen, wie sich entsprechend aktiv eingenommene

Rumpfhaltungen und muskuläre Ermüdung auf die Messergebnisse entsprechender Tests auswirken.

Da die Aufrichtung in den bipedalen Stand und die bipedale Bewegung wesentlich die Beanspruchung eines Kniegelenkes bestimmen, erscheinen unter dem Gesichtspunkt der Relevanz der Messergebnisse Kenntnisse propriozeptiver Fähigkeiten des Kniegelenkes unter Berücksichtigung dieser Bedingungen von erheblicher Bedeutung.

Durch das Wissen um die Fähigkeit zu einer Haltungskorrektur neben der vorgegebenen Wirbelsäulenform und die Abhängigkeit der Korrekturfähigkeit auch vom Trainingszustand der wirbelsäulenaufrichtenden Muskulatur erscheint die Kenntnis des Einflusses entsprechender Veränderungen, beispielsweise eines speziellen Konditionierungsprogrammes, auf die Messergebnisse solcher Testverfahren vor dem Hintergrund einer möglichen therapeutischen Einflussnahme auf diese komplexen Interaktionen von erheblicher Relevanz.

## 1.6. Fragestellung und Hypothesen

### 1.6.1. Forschungsdefizite

Der eingangs beschriebene Stand der Wissenschaft und die bisherigen Ergebnisse früherer Untersuchungen propriozeptiver Fähigkeiten des Kniegelenkes leiten direkt zur Fragestellung dieser Arbeit über.

Bezüglich Propriozeptionsmessungen muss folgendes festgestellt werden:

Der Begriff „Propriozeption“ wird vielfach auf nur *eine* seiner verschiedenen Unterqualitäten reduziert (Stellungssinn, Bewegungssinn, Kraftsinn).

Die Versuchsanordnung deckt vielfach ebenfalls nur *eine* Qualität des propriozeptiven Systems ab.

Die Ergebnisse werden jedoch auf das *Gesamtsystem* angewandt und interpretiert.

Aufgrund des diskutierten Einflusses der rumpfstabilisierenden Muskulatur auf die Körperhaltung und die Tonisierung der stabilisierenden Muskelschlingen lässt sich eine Wechselwirkung fordern, deren Nachweis bisher auf theoretischen Überlegungen und klinischen Beobachtungen beruht.

Studien mit experimentellem Anteil berücksichtigen diesen Einfluss nicht und beleuchten lediglich isolierte Facetten des Gesamtkontextes propriozeptiver Fähigkeiten.

Es wird verkannt, dass die Relevanz der ermittelten Messergebnisse nicht zuletzt von der Simulation der Bedingungen bestimmt wird, die über die Beanspruchung eines Gelenkes entscheiden.

Deshalb ist es Ziel dieser Arbeit, neue Erkenntnisse zu den methodischen Problemen bei der Messung propriozeptiver Fähigkeiten zu gewinnen und dabei den Einfluss einer definierten, aktiven Rumpfhaltung und Muskelermüdung im

Interesse einer Methodenoptimierung zur Verbesserung von Aussagewerten und Aussagekraft der Messergebnisse zu überprüfen.

### **1.6.2. Arbeitshypothesen**

Als zu untersuchende Arbeitshypothesen werden angenommen:

1. Herkömmliche Goniometermessungen sind mit einem erheblichen Messfehler behaftet.
2. Die Ergebnisse eines herkömmlichen Winkelreproduktionstestes, angewendet auf ein Kollektiv junger Probanden, sind abhängig vom Status der rumpfstabilisierenden Muskulatur, dem Status muskulärer Ermüdung, der Schwere der Belastung und von der Stellung der Probanden bei Testdurchführung.
3. Die Ergebnisse dieser Tests lassen sich durch Training der rumpfstabilisierenden Muskulatur verbessern.

## **2. MATERIAL UND METHODE**

### **2.1. Material**

#### **2.1.1. Probanden**

Das Ausgangskollektiv setzte sich aus 18 kniegesunden Probanden zusammen und ist als homogen zu bezeichnen.

Davon waren 10 Frauen im Alter zwischen 24 und 30 Jahren ( $\bar{x}$ =26,2 Jahre), deren Größe zwischen 157 und 175 cm ( $\bar{x}$ = 167,8 cm) und deren Gewicht zwischen 52 und 70 kg ( $\bar{x}$ = 64,8 kg) lag.

Die 8 Männer waren zwischen 25 und 32 Jahren alt ( $\bar{x}$ = 27,5 Jahre). Ihre Größe lag zwischen 176 und 188 cm ( $\bar{x}$ = 180,75cm), ihr Gewicht lag zwischen 69 und 93 kg ( $\bar{x}$ = 77,0 kg).

Alle Probanden wurden hinsichtlich ihres Sport- und Freizeitverhaltens befragt. Von den 18 Probanden trainierten sieben gezielt ihre Bauchmuskulatur. Die restlichen gaben lediglich Freizeitsport an.

Die Gruppe kann daher als ein homogenes Kollektiv junger gesunder Studenten bezeichnet werden.

#### **2.1.2. Vorgehensweise zur Überprüfung der Arbeitshypothesen**

*Ad 1.: Herkömmliche Goniometermessungen sind mit einem erheblichen Messfehler behaftet.*

Im Rahmen einer Einzelfallstudie wurde der mittlere Messfehler eines Goniometers und der eines Systems zur Bewegungsanalyse bei Messungen von Gelenkwinkeln am Knie untersucht.

*Ad 2.: Die Ergebnisse eines herkömmlichen Winkelreproduktionstestes, angewendet auf ein Kollektiv junger Probanden, sind abhängig vom Status der rumpfstabilisierenden Muskulatur, dem Status muskulärer Ermüdung, der Schwere der Belastung und von der Stellung der Probanden bei Testdurchführung.*

Ein aktiver Winkelreproduktionstest nach Barrack et al [1983] wurde in jeweils frischem und im ermüdeten Zustand in verschiedenen Positionen durchgeführt, die zusätzlich ein Belastungsäquivalent enthielten.

Dieses Testsetting erlaubt die Abschätzung des Einflusses verschiedener Körperhaltungen auf einen üblichen Winkelreproduktionstest, wobei zusätzlich noch Veränderungen unter belasteten Bedingungen möglich werden.

Der Einfluss muskulärer Ermüdung kann durch Vergleich der Messergebnisse im frischen vs. im ermüdeten Zustand untersucht werden, da die gesamte Testbatterie im Stadium der Ermüdung erneut durchlaufen wurde.

*Ad 3.: Die Ergebnisse des Tests lassen sich durch Training der rumpfstabilisierenden Muskulatur verbessern.*

Durch direkten Vergleich der Werte ein und desselben Kollektives vor und nach Absolvierung eines Konditionierungsprogrammes zur Aktivierung der rumpfstabilisierenden Muskulatur lässt sich auch dieser Parameter kontrollieren.

### **2.1.3. Technische Hilfsmittel**

#### **2.1.3.1. Messung der Gelenkwinkel mit Hilfe von Goniometern**

Unter Goniometrie wird allgemein die Messung von Gelenkwinkeln mittels mechanischer Vorrichtungen verstanden.

Es wurde hier ein handelsübliches Goniometer der Fa. Penny & Giles<sup>®</sup> verwendet.

Es handelt sich hierbei um zwei mit einer flexiblen Spirale verbundene Endblöcke, die auf die Haut geklebt werden. Bei Verbiegung der flexiblen Spirale ändert sich der elektrische Widerstand der in den Endblöcken integrierten Leiterbahn, so daß eine Messung des Winkels zwischen den beiden Endblöcken erfolgen kann.

Die gemessenen Daten wurden über Vorverstärker der Fa. Biovision<sup>®</sup> online auf einen Personalcomputer übermittelt und mittels der zugehörigen Software ausgewertet.

Der systematische Fehler der Goniometer wird mit 1° angegeben (Berschin [1999]). Weitere Fehlerquellen bestehen in der möglicherweise ungenügenden Fixierung und daraus folgender Verschiebung der Endblöcke zur Extremitätenachse sowie in ungenügender Kalibrierung vor Testbeginn.

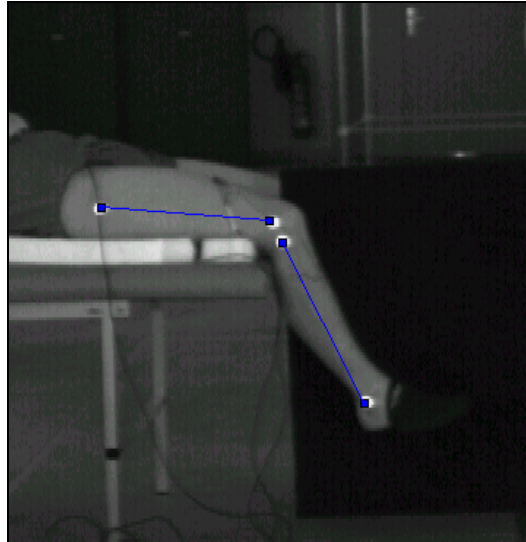
Durch Kalibrierung vor jedem Test wurde dieser Fehler ausreichend kontrolliert. Der nicht objektivierbare Gesamtfehler des Systems wird von Berschin [1999] mit 3° angegeben.

#### **2.1.3.2. Messung der Gelenkwinkel mit Hilfe des BAS**

Es wurde ein computergestütztes System zur Bewegungsanalyse (BAS) benutzt, welches aus einer Digitalkamera der Firma SIMI<sup>®</sup> triple speed, 60 bis 360Hz, dem Programm „Motion Analysis 4.0“ der Firma SIMI<sup>®</sup> und einem Personalcomputer bestand.

An Trochanter major femoris, Epicondylus lateralis femoris, Caput fibulae und Malleolus lateralis fibulae der Probanden wurden spezielle, zwei Zentimeter im Durchmesser große Klebefolien „High-gain<sup>®</sup>“ der Firma 3M geklebt. Die Folien besitzen eine spezielle hochreflektierende Beschichtung, durch die bei guter Ausleuchtung eine optimale Erfassung der markierten Punkte mittels der Digitalkamera und der Software gewährleistet war.

Das Programm erfaßte die vier markierten Punkte mittels der Digitalkamera und verrechnete sie mit Hilfe der speziellen Software zu zwei sich schneidenden Geraden, deren Winkel berechnet werden konnte.



**Abb. 2.1:** Ausschnitt Punktverfolgung SIMI<sup>®</sup>, Position sitzend, 60°.

Die Kalibration des Systems erfolgte durch einen Quader mit den Maßen 75x75x150cm, der mit den reflektierenden Klebepunkten markiert und vor Versuchsbeginn vermessen wurde. Alle späteren Meßvorgänge mit den Probanden spielten sich innerhalb des zuvor durch den Quader kalibrierten Raumes ab.

Die Meßgenauigkeit des Systems wird vom Hersteller mit einem mittleren Fehler von 10mm angegeben [SIMI<sup>®</sup> 1994].

### **2.1.3.3. Einstellung der Winkel in den verschiedenen Positionen**

#### **a) Sitzen und Liegen**

Zur Einstellung der Winkel im Kniegelenk der Probanden wurde ein Brett an der Liege befestigt, auf dem die benötigten Winkel ausgezogen eingezeichnet waren.

#### **b) Stehen**

Die Einstellung der Winkel im Stehen erfolgte durch spezielle beinlange Schablonen, die auf die vorher markierten Punkte zur Bewegungsanalyse aufgesetzt wurden und eine genaue Einstellung des jeweilig gesuchten Winkels ermöglichten.



#### **2.1.3.4. Messung der Bauchmuskelkraft**

Zur Überprüfung der Entlordosierungsfähigkeit der Probanden wurde vor Testbeginn die Abdominometrie nach Berschin durchgeführt. Es handelt sich um einen noch unveröffentlichten Test, der die Entlordosierungsfähigkeit der Lendenwirbelsäule untersucht. Zur Beurteilung des Erfolges des Konditionierungsprogrammes wurde diese Untersuchung auch zu Beginn der erneuten Testung der konditionierten Gruppe durchgeführt.

Es wurde ein 8cm breiter Aluminiumstreifen im Bereich des vierten und fünften Lendenwirbels zwischen Rücken und Unterlage des liegenden Probanden gelegt. Die Oberschenkel wurden im rechten Winkel zum Rumpf im Hüftgelenk gebeugt, die Arme hinter dem Kopf verschränkt. Durch Anspannung der Bauchmuskulatur wurde die Wirbelsäule entlordosiert und der Streifen gegen die Unterlage gepreßt. Am Streifen befestigt war eine Schnur, an der über eine Rolle ein Gewicht von 12,5N befestigt wurde. Der Proband streckte die Fußsohlen langsam distalwärts und extendierte dabei das Hüft- und Kniegelenk, bis die gestreckten Beine auf der Unterlage abgelegt wurden.

War dies erfolgreich geschehen, wurde das Gewicht stufenweise erhöht.

Der Winkel und das Gewicht, bei dem der Streifen nicht mehr gehalten werden konnte, wurden notiert.

Diese Kraftgrößen wurden in einem Diagramm aufgetragen und durch lineare Regression miteinander verbunden. Diejenige Kraft, die einem gemessenen oder interpolierten Winkel von  $100^\circ$  entsprach, wurde notiert.

Der Testwert T ergab sich aus diesem Wert und der Division durch das Körpergewicht.

## 2.2. Methode

Um Störgrößen durch Erkrankungen, die durch ihre Manifestation am Bewegungsapparat Funktionseinschränkungen hervorrufen können, wurden diese als Ausschlusskriterien definiert und durch standardisierte Voruntersuchungen und Anamneseerhebung der Probanden ausgeschlossen. Die Untersuchung orientierte sich an den üblicherweise im Rahmen von Begutachtungen oder gutachterlicher Stellungnahmen im Rahmen berufsgenossenschaftlicher Behandlung erhobenen Parametern.

### 2.2.1. Untersuchung der Muskulatur

Da die Abschätzung des Einflusses unterschiedlicher muskulärer Tonisierungen auf Messungen der propriozeptiven Fähigkeiten am Kniegelenk ein wesentliches Ziel dieser Arbeit darstellt, wurden individuell schwer kontrollierbare Faktoren wie Muskelerkrankungen, neurologische Erkrankungen mit herabgesetzter muskulärer Aktivierbarkeit, sowie Erkrankungen der Gelenke mit herabgesetzter aktiver Beweglichkeit als Ausschlusskriterium definiert und durch standardisierte Untersuchungen vor Testbeginn ausgeschlossen, um ein in Bezug auf den muskulären Status relativ homogenes Probandenkollektiv vorweisen zu können.

Der Muskelfunktionstest nach Janda [1995] ist eine Methode, die über die Kraft einzelner Muskeln oder -gruppen sowie über das Ausmaß und die Lokalisation von Läsionen peripherer motorischer Nerven Auskunft geben kann.

Es werden hierbei die einzelnen Muskel nach einem genauen Schema geprüft und ihre Kraft in sechs Gruppen eingeordnet.

Als Repräsentanten der Strecker-Beuger-Schlingen des Rumpfes und der unteren Extremitäten wurden im Einzelnen folgende Muskeln geprüft:

• M. rectus abdominis	• M. erector spinae
• M. iliopsoas	• M. glutaeus maximus
• M. biceps femoris	• M. quadriceps femoris
• M. triceps surae	• M. tibialis anterior
• M. tibialis posterior	• M. peroneus longus et brevis

**Tabelle 2.2:** Übersicht über die nach Janda getesteten Muskeln.

Vom Versuch ausgeschlossen werden sollten diejenigen Probanden, deren Muskelkraft das Stadium drei nach Janda nicht überstieg, da aufgrund der oben beschriebenen Überlegungen ein wechselseitiger Einfluss einer abgeschwächten Muskelgruppe mit konsekutivem Überwiegen des dazugehörigen Antagonisten auf die Messergebnisse nicht kontrolliert werden könnte.

<b>Grundstufe</b>	<b>Muskelfunktion</b>
<b>5</b> (n, normal [normal])	Entspricht einem normal kräftigen Muskel, bzw. einem Muskel mit sehr guter Funktion, der bei vollkommener Bewegungsfreiheit imstande ist, einen beträchtlichen äußeren Widerstand zu überwinden. Stufe 5 entspricht praktisch 100% der Norm. Allerdings bedeutet das nicht, daß der Muskel in allen Funktionen (z.B. Ermüdbarkeit) normal ist.
<b>4</b> (g, gut [good])	Entspricht etwa 75% der normalen Muskelleistung. Das bedeutet, daß der getestete Muskel die Bewegung in vollem möglichen Ausmaß schafft und imstande ist, einen mittelgroßen äußeren Widerstand zu überwinden.
<b>3</b> (f, schwach [fair])	Entspricht etwa 50% der normalen Muskelkraft. Diese Bewertung hat ein Muskel dann, wenn er imstande ist, eine Bewegung in vollem möglichen Ausmaß mit Überwindung der Schwerkraft, also gegen das Eigengewicht des getesteten Körperteils, auszuführen. Dabei leistet der Untersuchende keinen zusätzlichen Widerstand.
<b>2</b> (p, sehr schwach [poor])	Entspricht annähernd 25% der normalen Muskelkraft. Der Muskel kann zwar eine Bewegung im vollen möglichen Umfang ausführen, vermag es aber nicht, einen so geringen Widerstand zu überwinden, wie ihn das Eigengewicht des getesteten Körperteils darstellt. Daher muß der Patient so gelagert werden, daß bei der Bewegung die Gravitation weitgehend ausgeschaltet wird.
<b>1</b> (t, Spur einer Anspannung [trace])	Nur noch 10% der Muskelkraft sind erhalten. Bei der Untersuchung spannt sich der Muskel zwar noch an, aber seine Kraft reicht nicht mehr aus, den zu testenden Körperteil zu bewegen.
<b>0</b> (z, null [zero])	Drückt aus, daß beim Bewegungsversuch nicht die geringste Muskelkontraktion erkennbar wird.

Tabelle 2.3: Grundstufen des Muskelfunktionstestes nach Janda [1995]

### 2.2.2. Orthopädische Untersuchung der unteren Extremität

Alle Probanden wurden weiterhin nach der im Rahmen des Begutachtungswesens von Schäden und Verletzungen des Stütz- und Bewegungsapparates üblicherweise verwendeten Neutral-Null-Methode untersucht.

Ausschlusskriterium war hier eine Abweichung von den Normgrößen um 20%, da eine herabgesetzte Gelenkbeweglichkeit einerseits zu Muskelverkürzungen und muskulären Dysbalancen führen kann, diese andererseits jedoch auch die eigentlichen Ursachen herabgesetzter Gelenkbeweglichkeiten sein können.

### **2.2.3. Untersuchung der Wirbelsäulenbeweglichkeit**

Zur Beurteilung der Beweglichkeit der Wirbelsäule wurde das Zeichen nach Schober sowie der Finger-Boden-Abstand gemessen.

Fehlbildungen und –stellungen, z.B. Skoliosen oder Erkrankungen / Trauma waren für die Gewährleistung eines homogenen Probandenkollektives ebenfalls als Ausschlusskriterium definiert.

### **2.2.4. Spezielle Anamnese**

Ein Fragebogen, der neben Fragen zu Größe, Gewicht, Alter, Geschlecht und sportlicher Betätigung, besonders im Hinblick auf die Bauchmuskulatur, Fragen zu allgemeinen Ausschlußkriterien wie Vorerkrankungen und Stoffwechselerkrankungen (Diabetes mellitus) oder speziell zu Verletzungen des Bewegungsapparates und Operationen beinhaltet, wurde von allen Probanden ausgefüllt.

### **2.2.5. Vergleich der mittleren Messfehler von BAS und Goniometer**

In einer Einzelfallstudie wurde die Genauigkeit der Messung der Winkel im Kniegelenk untersucht.

Es wurde hierbei ein handelsübliches Goniometer der Firma Biovision mit dem System zur Bewegungsanalyse verglichen.

Es wurden hierbei jeweils drei Winkel (0°, 20° und 60°) im Kniegelenk eingestellt und die Meßergebnisse mit denen der jeweiligen anderen Methoden verglichen.

### **2.2.6. Der Winkelreproduktionstest - Wahl des Verfahrens**

Es wurde in der vorliegenden Studie ein aktiver Winkelreproduktionstest in Modifikation nach Barrack et al [1983] verwendet. Da alle Messungen in verschiedenen Positionen durchgeführt wurden, können die erzielten Ergebnisse mit den meisten Studien aus der Literatur verglichen werden.

Gottlieb et al [1994] zeigten in ihren Untersuchungen, dass ein aktiver Winkelreproduktionstest genauere und reproduzierbarere Werte liefert als

beispielsweise ein passiver Test, bei dem die Gelenke der Probanden passiv bewegt wurden.

Beynnon et al [2000] verglichen diverse Winkelreproduktionstests mit unterschiedlichem Setting und kamen zu dem Ergebnis, daß das hier gewählte Testverfahren das mit der größten Validität sei.

Es wurde bewußt ein in der Literatur weit verbreitetes Verfahren gewählt, um die Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu gewährleisten und um eventuelle Schwachstellen beurteilen zu können.

Es handelte sich um einen nach Barrack et al [1983] modifizierten Test zur Erfassung des Stellungssinnes. Nach Aufklärung, Information über Sinn und Ablauf der Studie und den Voruntersuchungen wurden die Probanden dem ersten Teil des Versuches zugeführt.

Aus den vier Ausgangsstellungen (liegend, sitzend, stehend, Kniebeuge) wurde durch den Untersucher jeweils ein Winkel von 60° und 20° im Kniegelenk des Probanden eingestellt und für drei Sekunden gehalten.

Die korrekte Einstellung der Winkel erfolgte mittels Abgleich an der bereits beschriebenen Winkelmeßplatte, wobei bei den stehenden Positionen und bei der Kniebeuge die ebenfalls bereits beschriebenen beinlangen Schablonen verwandt wurden.

Nach Einstellung der Winkel wurde die Ausgangsstellung wieder eingenommen und der Proband nun aufgefordert, den gesuchten Winkel so genau wie möglich nachzustellen.

Die vom Probanden als korrekt eingestufte Stellung wurde anhand der Punktverfolgung der zuvor markierten Punkte durch die Digitalkamera über das Bewegungs-Analyse-System auf dem PC gespeichert.

Danach wurden die Probanden aufgefordert, ihre Bauchmuskulatur während der folgenden Tests maximal anzuspannen. Daraufhin wurden alle Tests analog zu dem ersten Durchgang wiederholt.

Im zweiten Testteil wurde das Kriterium der Ermüdung mit einbezogen.

Alle Probanden liefen jeweils zwei Minuten bei 10 km/h, 15 km/h und 12 km/h auf dem Laufband. Daraufhin wurden alle Messungen in der oben beschriebenen Weise wiederholt.

Tabelle 2.5 und 2.6 geben eine Übersicht über den Ablauf der Tests.

<b>Modus</b>	<b>Sitzend</b>	<b>Liegend</b>	<b>Stehend</b>	<b>Kniebeuge</b>
<b>BAS</b>	60°, 20°	60°, 20°	60°, 20°	60°, 20°
<b>BAS</b> <b>BM↑</b>	60°, 20°	60°, 20°	60°, 20°	60°, 20°

**Tabelle 2.5:** Übersicht über den ersten Testteil. (BAS: Bewegungs- Analyse-System; BM↑: Anspannung Bauchmuskulatur)

<b>Modus</b>	<b>Sitzend</b>	<b>Liegend</b>	<b>Stehend</b>	<b>Kniebeuge</b>
<b>Ermüdet</b> <b>BAS</b>	60°, 20°	60°, 20°	60°, 20°	60°, 20°
<b>Ermüdet</b> <b>BAS</b> <b>BM↑</b>	60°, 20°	60°, 20°	60°, 20°	60°, 20°

**Tabelle 2.6:** Übersicht über den zweiten Testteil. (BAS: Bewegungs- Analyse-System; BM↑: Anspannung Bauchmuskulatur)

### **2.2.7. Lagerung und Stellung der Probanden als Einflußfaktoren auf Messungen mit Hilfe eines Winkelreproduktionstests**

Der Test wurde in vier verschiedenen Stellungen durchgeführt. Es handelte sich zum Einen um die sitzende, liegende und stehende Position, zum Anderen um eine Kniebeuge.

#### **2.2.7.1. Sitzende Position**

Die Probanden wurden mit aufrechtem Oberkörper auf die Liege gesetzt. Der Winkel im Hüftgelenk betrug dabei 90°.

Um visuelle Einflüsse auszuschließen, wurde ein Sichtschutz über der Winkelmeßplatte angebracht, so daß die Probanden nicht sehen konnten, welche Winkel eingestellt wurden. Zusätzlich wurden sie angehalten, einen Punkt an der gegenüberliegenden Wand zu fixieren.

#### **2.2.7.2. Liegende Position**

Die Probanden lagen in gestreckter Position mit dem Rücken auf einer gepolsterten Untersuchungsliege, wobei die Unterschenkel frei über dem Rand der Liege herabhingen. Der Abstand zwischen der Kante der Liege und der Fossa poplitea betrug 5cm.

#### **2.2.7.3. Stehende Position**

Hier standen die Probanden barfuß aufrecht auf einer ebenen Unterlage. Die Messungen erfolgten am Spielbein, so daß ein Einbeinstand durchgeführt werden mußte. Falls es von den Probanden gewünscht wurde, konnten sie sich während des Stehens auf einem Bein an einer vor ihnen angebrachten Stange festhalten.

#### **2.2.7.4. Kniebeuge**

Die Probanden standen barfuß aufrecht auf einer festen Unterlage und stellten mittels einer beidbeinig durchzuführenden Kniebeuge einen zuvor passiv vom Versuchsleiter eingestellten Kniegelenkwinkel nach.

#### **2.2.7.5. Ermüdung**

Das Kriterium „Ermüdung“ war durch ein standardisiertes Programm, welches die Probanden auf dem Laufband absolvierten, definiert, um ermüdungsbedingte Änderungen der rumpfstabilisierenden Muskulatur erfassen zu können, die zu Defiziten im Bereich von Stabilität und Haltung führen können.

Auf die Problematik verschiedener Definitionen, z.B. zentrale und periphere Ermüdung betreffend, wurde bereits eingegangen.

Zusammenfassend lässt sich Ermüdung nach Berschin [1999] als Resultat eines multifaktoriellen Prozesses beschreiben, der regulative und effektorische

Elemente, Stoffwechsel und die Kompensation von funktionellen Defiziten und sogar Schutzreflexe negativ beeinflussen kann.

Das im Rahmen der vorliegenden Untersuchung verwendete Ermüdungsprogramm erfüllt sicherlich o.g. Kriterien der Ermüdung, sodaß auf die Kontrolle von Stoffwechelparametern wie z.B. dem Lactat , welches üblicherweise in der Leistungsdiagnostik von Sportlern Verwendung findet, verzichtet werden konnte.

### **2.2.8. Konditionierung in Form eines speziellen Bauchmuskeltrainings als Einflußfaktor des Winkelreproduktionstests**

Nach Zulosung zur Konditionierungsgruppe absolvierten fünf Probanden ein spezielles Training der Bauchmuskulatur.

Es handelte sich hierbei um eine aus den Erkenntnissen von Krankengymnastik auf neurophysiologischer Basis nach Vojta [1996] abgeleitetes spezielles Training der Bauchmuskulatur, welches bereits 1987 von Sommer, Rohrscheidt und Arza [1987] erarbeitet worden war.

Das Training erfolgte unter Anleitung des Versuchsleiters und begann stets aus definierter Position in Rückenlage. Dabei wurde durch langsam zunehmende Aktivierung der Bauchmuskulatur die Lendenwirbelsäule entlordosiert, bis die Unterlage am Rücken zu spüren war und der betreuende Anleiter ein positives Feedback über die suffiziente Entlordosierung gegeben hatte.

Danach wurde die Spannung der Bauchmuskulatur langsam wieder gelöst, und nach einer kurzen Pause die Übung wiederholt.

Die Aufgabe der Probanden bestand darin, diese Übung selbständig zweimal täglich für ca. 20 Minuten durchzuführen.

Nach jeweils 14 Tagen wurden die Übungen einmal unter Anleitung des Versuchsleiters wiederholt, um Ausweichbewegungen zu vermeiden und um die exakte Durchführung und damit auch den Erfolg der Konditionierung zu gewährleisten.

Nach 6 Wochen wurden alle Voruntersuchungen erneut durchgeführt und die Tests in der oben beschriebenen Form wiederholt.

Das Kriterium Ermüdung wurde identisch definiert und alle Messungen wurden wiederholt.



### **2.2.9. Statistische Prüfung**

Ziele der statistischen Prüfung der Messergebnisse waren:

1. Abschätzung des mittleren Messfehlers zweier Systeme zur Erfassung von Gelenkwinkeln im Kniegelenk (BAS vs. Goniometer).
2. Prüfung unterschiedlichen Einflüsse wie Position, muskuläre Vorspannung, zusätzliche Anspannung der Bauchmuskulatur, unbelastete oder belastete Situation und Ermüdung auf die gemessenen Gelenkwinkel gesunder Probanden.
3. Einfluß rumpfstabilisierender Fähigkeiten auf die Messung von Gelenkwinkeln im Kniegelenk unter denselben Bedingungen.

#### **2.2.9.1. Statistische Auswertung**

Für die statistische Auswertung des ersten Testteiles, in dem eine Gruppe von Probanden unter unterschiedlichen Bedingungen getestet wurde, wurde ein gepaarter t-Test verwendet, um die Signifikanz eventueller Unterschiede zwischen den Variablen zu ermitteln.

Für die Auswertung des zweiten Teiles, in dem die Ergebnisse einer Gruppe von Probanden vor und nach Durchlaufen eines Konditionierungsprogrammes verglichen wurden, wurde eine Varianzanalyse (ANOVA) verwendet.

Hierbei wurde Normalverteilung unterstellt.

Es wurde ein statistisches Testprogramm (SPSS 7.5) verwendet, das Signifikanzniveau  $\alpha$  wurde mit 0,05 festgelegt. Es wurde also das 95% Konfidenzintervall verwendet.

## 3. ERGEBNISSE

### 3.1. Ergebnisse der Messtechniken im Vergleich

In einer Einzelfallstudie sollen die mit Hilfe des Bewegungs-Analyse-Systems (BAS) erzielten Ergebnisse mit denen der Goniometermessungen bezüglich der Messgenauigkeit der zu erfassenden Gelenkwinkel verglichen werden.

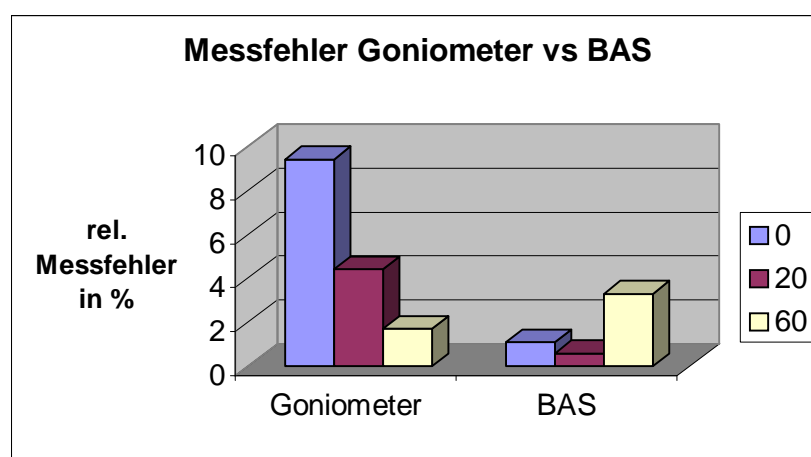
Zu diesem Zweck werden fünf Messungen pro Winkel durchgeführt und jeweils die Mittelwerte resp. die Abweichung der Ergebnisse in Prozent des geforderten Sollwertes berechnet.

Die mit Hilfe von Goniometermessungen gewonnenen Werte zeigen eine durchschnittliche Abweichung von 5,2% des Sollwertes.

Bemerkenswert ist eine Tendenz der Steigerung des Messfehlers mit zunehmender Extension im Gelenk.

Die mit Hilfe des BAS erzielten Werte weisen eine durchschnittliche Abweichung von 1,7% des Sollwertes auf.

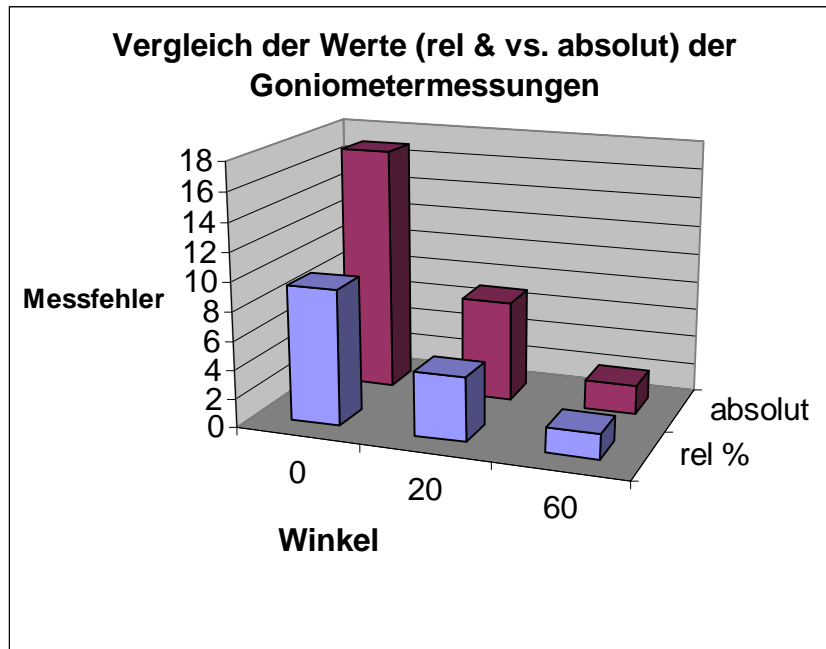
Die Unterschiede der zwischen den in verschiedenen Graden Knieflektion gemessenen Werten schwanken bei den Goniometermessungen im Vergleich zu den mit Hilfe des BAS gewonnenen Ergebnissen erheblich.



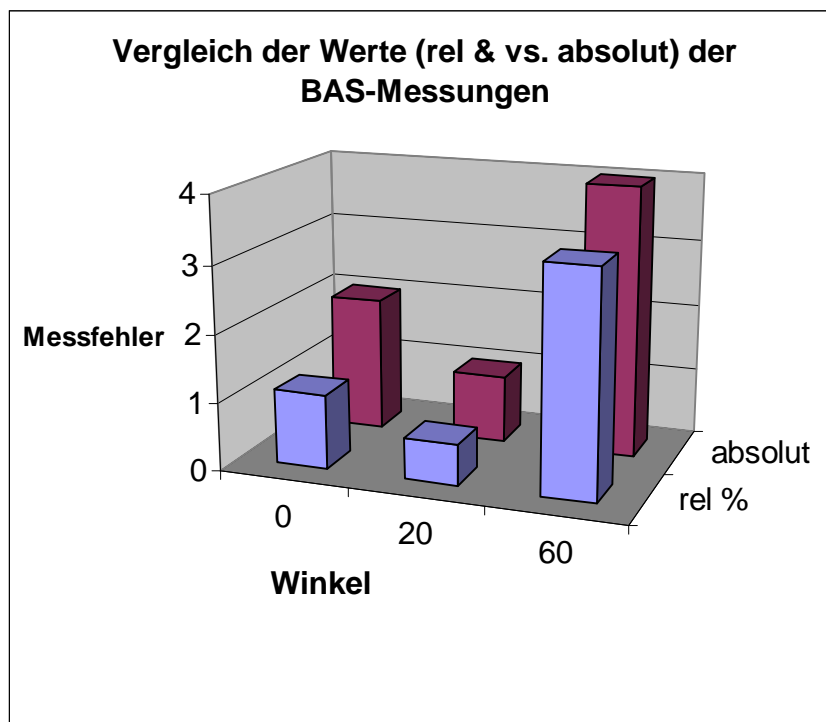
**Abb. 3.1:** Ergebnisse des Vergleichs der BAS- und Goniometermessungen.  
[ 0, 20, 60 = Winkelstellung in Grad Flektion]

Bei der Betrachtung der Ergebnisse fällt auf, daß im Bereich von 60° die Werte der Goniometermessungen wenig von denen der Messung des BAS

abweichen. Bei voller Kniestreckung zeigen sich die größten Differenzen, die 9,4% bei der Goniometermessung und 1,1% bei der BAS-Messung betragen. Eine erhebliche Abweichung der rel % Werte von den absoluten Werten ist nicht erkennbar.



**Abb. 3.2:** Vergleichende Darstellung der Ergebnisse der Goniometermessungen in rel. % und absoluten Werten.



**Abb. 3.3:** Vergleichende Darstellung der Ergebnisse der BAS-Messungen in rel. % und absoluten Werten.

Der Gesamtfehler der Ergebnisse aller Gelenkstellungen beläuft sich auf 1,7% für das BAS und 5,2% für die Goniometermessungen.

Zusammenfassend läßt sich feststellen, daß sich die Messgenauigkeit des BAS im Bereich zwischen 0,6% und 3,3% bewegt, mit einer mittleren Abweichung von 1,7% des Sollwertes, wobei der größte Fehler im Bereich größerer Flexion gemessen wird.

Der Fehler der Goniometermessungen beträgt zwischen 1,7% und 9,4% mit einer mittleren Abweichung von 5,2% des Sollwertes. Auch hier läßt sich eine deutliche Abhängigkeit des gemessenen Fehlers von der Gelenkstellung ableiten, wobei die größten Ungenauigkeiten im Bereich der vollen Streckung gemessen werden.

Abschließend lässt sich sagen, dass der mittlere Messfehler der Goniometermessungen verglichen mit dem BAS im dargestellten Modell um den Faktor drei höher liegt.

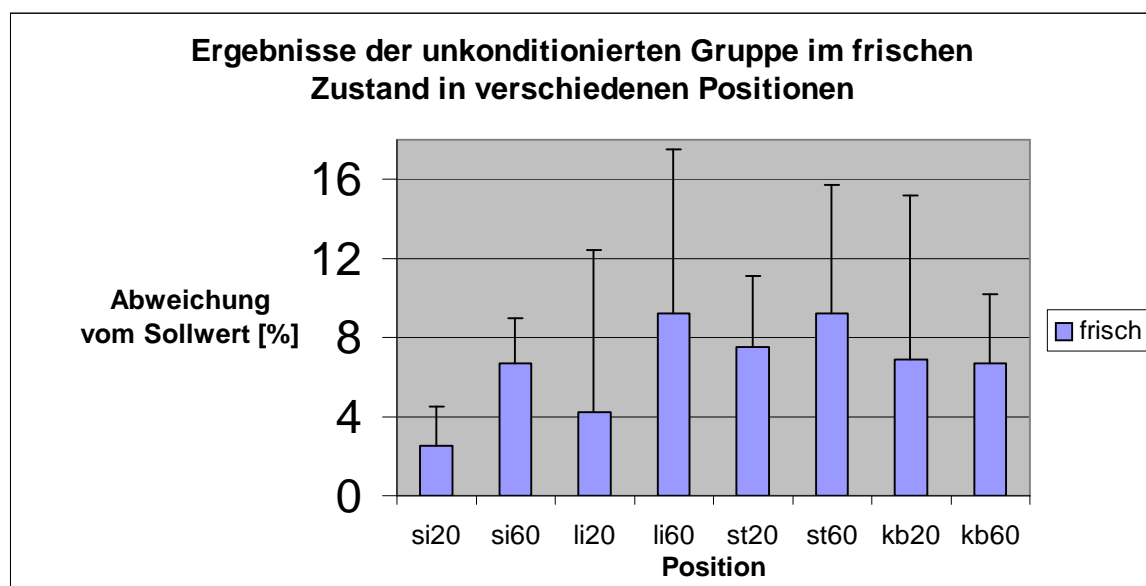
## 3.2. Ergebnisse der Winkelreproduktionstests der unconditionierten Gruppe

### Vergleich der Ergebnisse der Winkelreproduktionstests in verschiedenen Positionen

Die Ergebnisse des unconditionierten Kollektives zeigen im frischen Zustand ohne Anspannung der Bauchmuskulatur mit Ausnahme der Ergebnisse der Kniebeuge eine größere prozentuale Abweichung vom Sollwert 60° als vom Sollwert 20°.

In der Kniebeuge ist die Abweichung bezogen auf die stehenden Positionen vergleichbar groß, jedoch ohne die in den sitzenden und liegenden Positionen charakteristische Differenz zwischen den 60° und 20°-Sollwerten.

Die größten Abweichungen vom geforderten Sollwert sind bei der Reproduktion des 60°-Winkels sowohl im Stehen als auch im Liegen zu erkennen (Abb. 3.4).

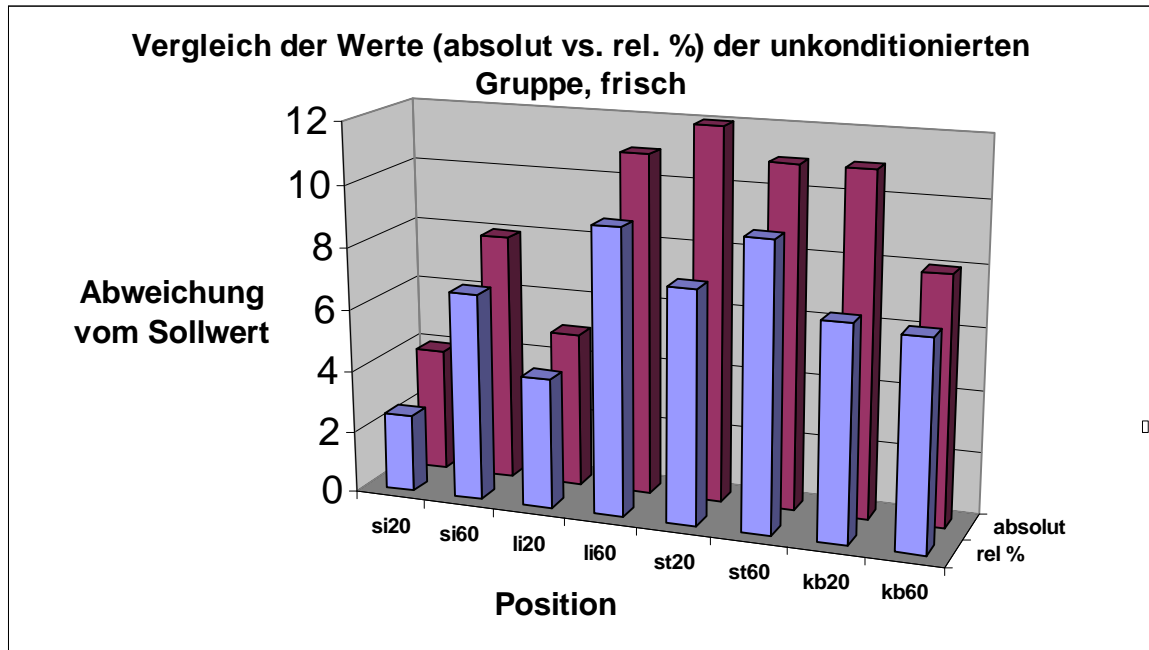


**Abb. 3.4:** Graphische Darstellung der Ergebnisse verschiedener Positionen der unconditionierten Gruppe im frischen Zustand

Im Vergleich der Werte, dargestellt als prozentuale Abweichung vom geforderten Sollwert und als absolute Abweichung zeigt analog zu den bereits beschriebenen Ergebnissen zusätzlich die deutlichste Abweichung vom geforderten Sollwert in der stehenden Position bei 20°-Sollwinkel.

Die Prüfung der ermittelten Werte auf signifikante Unterschiede zeigt für die in der Position sitzend, 20° gemessenen Werte statistisch signifikante

Unterschiede, verglichen mit allen anderen Positionen mit Ausnahme der Position liegend 20°. Die Werte der Position liegen d, 20° unterscheiden sich ebenfalls signifikant von den im Liegen und Stehen gemessenen Werten. Die Ergebnisse aus der Kniebeuge sind nur in der 20° Position signifikant unterschiedlich.



**Abb. 3.5:** Graphische Darstellung des Vergleichs der Ergebnisse der unkonditionierten Gruppe im frischen Zustand

Ebenfalls signifikant zeigt sich der Unterschied bei Vergleich der Ergebnisse sitzend gegen stehend, beide Positionen bei 60°.

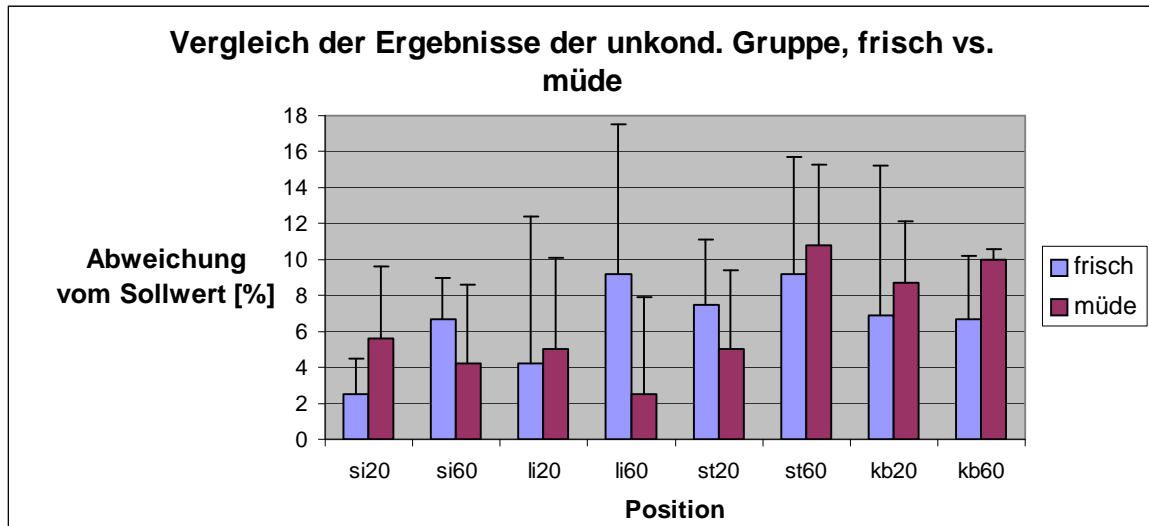
Alle anderen Unterschiede waren statistisch nicht signifikant (Tab. 3.1).

	Si20	Si60	Li20	Li60	St20	St60	Kb20	Kb60
Si20	--	<b>0,048</b>	0,706	<b>0,001</b>	<b>0,015</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,006</b>
Si60	--	--	0,176	0,060	0,321	<b>0,027</b>	0,062	0,408
Li20	--	--	--	<b>0,001</b>	<b>0,023</b>	<b>0,011</b>	<b>0,001</b>	0,071
Li60	--	--	--	--	0,380	0,772	0,743	0,286
St20	--	--	--	--	--	0,228	0,215	0,979
St60	--	--	--	--	--	--	0,913	0,264
Kb20	--	--	--	--	--	--	--	0,299

**Tab. 3.1:** Ergebnisse der statistischen Prüfung der Werte der unkonditionierten Gruppe im frischen Zustand (signifikante Unterschiede grau hinterlegt)

### Ergebnisse im Stadium der Ermüdung

Die Ermüdung verursacht im unkonditionierten Kollektiv im Vergleich zum frischen Zustand stärkere prozentuale Abweichungen bei der Winkelreproduktion. Ausnahmen von diesem Trend bilden die ermittelten Werte des 60°-Sollwinkels im Sitzen und Liegen sowie die des 20°-Sollwinkels im Stehen (Abb. 3.6). Alle anderen Werte zeigen größere Abweichungen vom geforderten Sollwert im Stadium der Ermüdung.

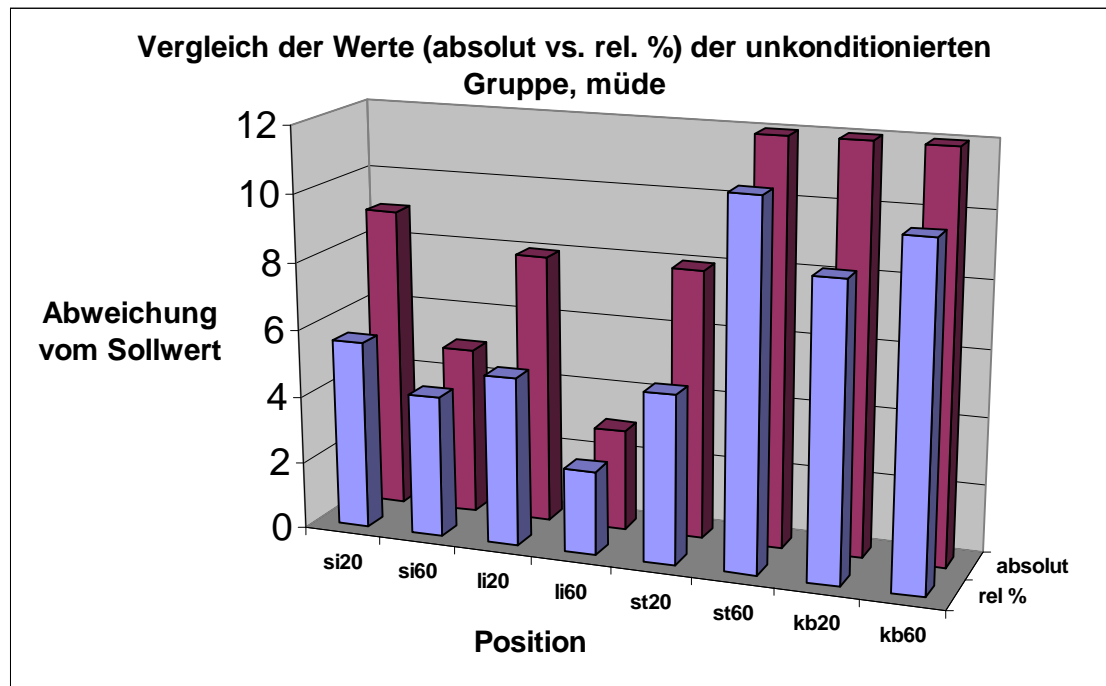


**Abb. 3.6:** Graphische Darstellung des Vergleichs der Ergebnisse der unkonditionierten Gruppe im frischen und ermüdeten Zustand

Zwar lassen sich Unterschiede vor allem in den belasteten Positionen (stehend, Kniebeuge) darstellen, diese sind jedoch nicht signifikant, wie aus Tabelle 3.2 hervorgeht.

Position	si20 Vs. si20m	Si60 Vs. Si60m	Li20 Vs. Li20m	Li60 Vs. Li60m	St20 Vs. St20m	St60 Vs. St60m	Kb20 Vs. Kb20m	Kb60 Vs. Kb60m
<b>p-Wert</b>	0,907	0,099	0,178	0,762	0,056	0,912	0,614	0,306

**Tab. 3.2:** Ergebnisse der statistischen Prüfung des Vergleichs der Werte der unkonditionierten Gruppe frisch gegen müde (m = müde; signifikante Unterschiede grau hinterlegt)



**Abb. 3.7:** Graphische Darstellung des Vergleichs der Ergebnisse der unkonditionierten Gruppe im ermüdeten Zustand

Der Vergleich der Werte, dargestellt als prozentuale Abweichung vom geforderten Sollwert und als absolute Abweichung zeigt analog zu den bereits beschriebenen Ergebnissen die deutlichste Abweichung vom geforderten Sollwert in der stehenden Position mit Betonung auf die Werte der Kniebeuge (Abb. 3.7).

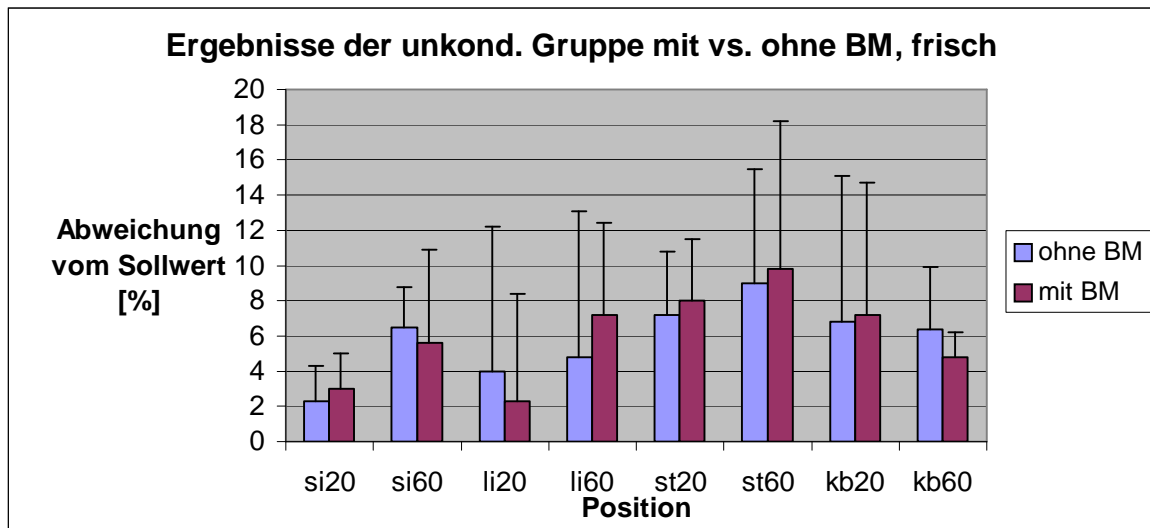
### **Ergebnisse der Messungen mit Anspannung der Bauchmuskulatur im frischen Zustand**

Im frischen nicht ermüdeten Zustand des unkonditionierten Kollektives sind im Vergleich ohne und mit Anspannung der Bauchmuskulatur etwas stärkere prozentuale Abweichungen der mit Anspannung der Bauchmuskulatur ermittelten Werte vom Sollwert 20° im Sitzen, Stehen und in der Kniebeuge sowie vom Sollwert 60° im Liegen und Stehen nachzuweisen.

Die Abweichung ist hierbei vergleichsweise gering (Abb. 3.8).



Im frischen Zustand schwanken die Werte ohne größere Abweichungen um die Ergebnisse, die ohne Anspannung der Bauchmuskulatur erzielt werden, wobei analog zu den ohne angespannte Bauchmuskulatur gemessenen Werten ein Trend hinsichtlich größerer Abweichung von den geforderten Sollwerten innerhalb der belasteten Positionen zu verzeichnen ist, verglichen mit den im Sitzen und Liegen erzielten Ergebnissen.



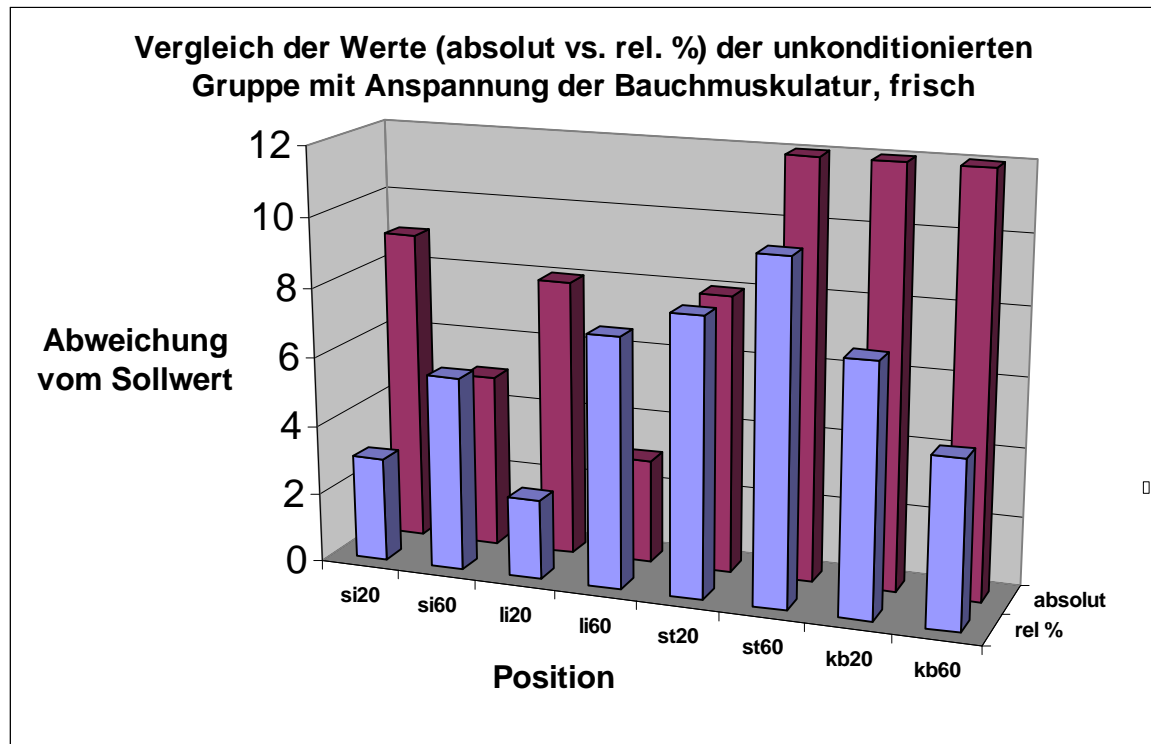
**Abb. 3.8:** Graphische Darstellung des Vergleichs der Ergebnisse verschiedener Positionen der unkonditionierten Gruppe mit und ohne Anspannung der Bauchmuskulatur im frischen Zustand

Die statistische Prüfung der Wertepaare auf Signifikanz kann den Nachweis signifikanter Unterschiede nicht erbringen (Tab. 3.3).

Der Vergleich der Werte, dargestellt als prozentuale Abweichung vom geforderten Sollwert und als absolute Abweichung zeigt auch hier analog zu den bereits beschriebenen Ergebnissen die deutlichste Abweichung vom geforderten Sollwert in der stehenden Position; im Vergleich der prozentualen mit den absoluten Werten zeigt sich eine größere Abweichung bei Angabe in absoluten Werten für den 20- und 60°-Sollwinkel bei der Kniebeuge (Abb. 3.9).

Position	si20 Vs. si20+	Si60 Vs. Si60+	Li20 Vs. Li20+	Li60 Vs. Li60+	St20 Vs. St20+	St60 Vs. St60+	Kb20 Vs. Kb20+	Kb60 Vs. Kb60+
p-Wert	0,308	0,681	0,672	0,050	0,054	0,137	0,612	0,113

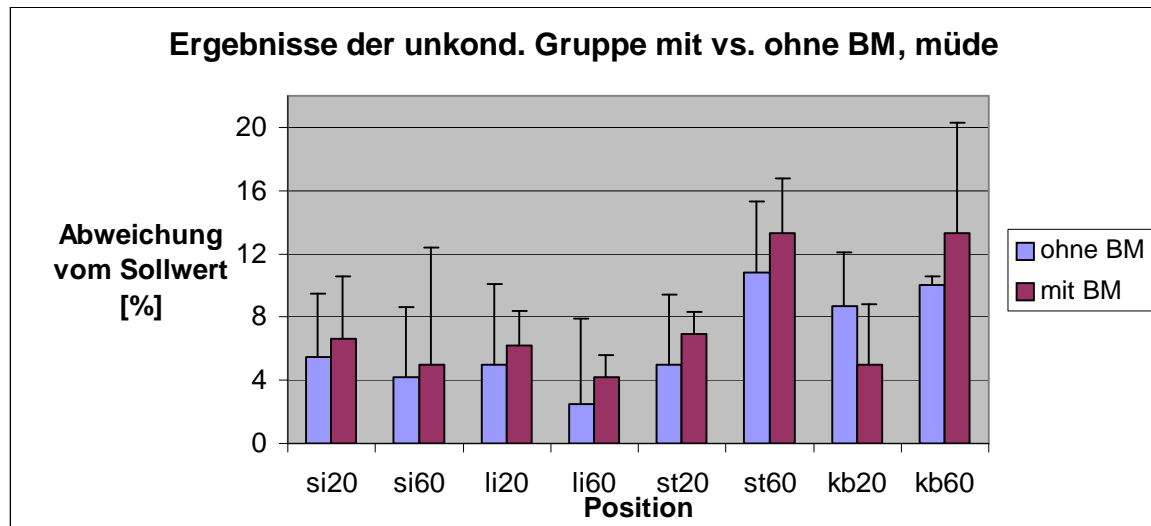
**Tab. 3.3:** Ergebnisse der statistischen Prüfung des Vergleichs der Unterschiede der Mittelwerte der unconditionierten Gruppe mit und ohne Anspannung der Bauchmuskulatur im frischen Zustand auf Signifikanz (+ = angespannte Bauchmuskulatur)



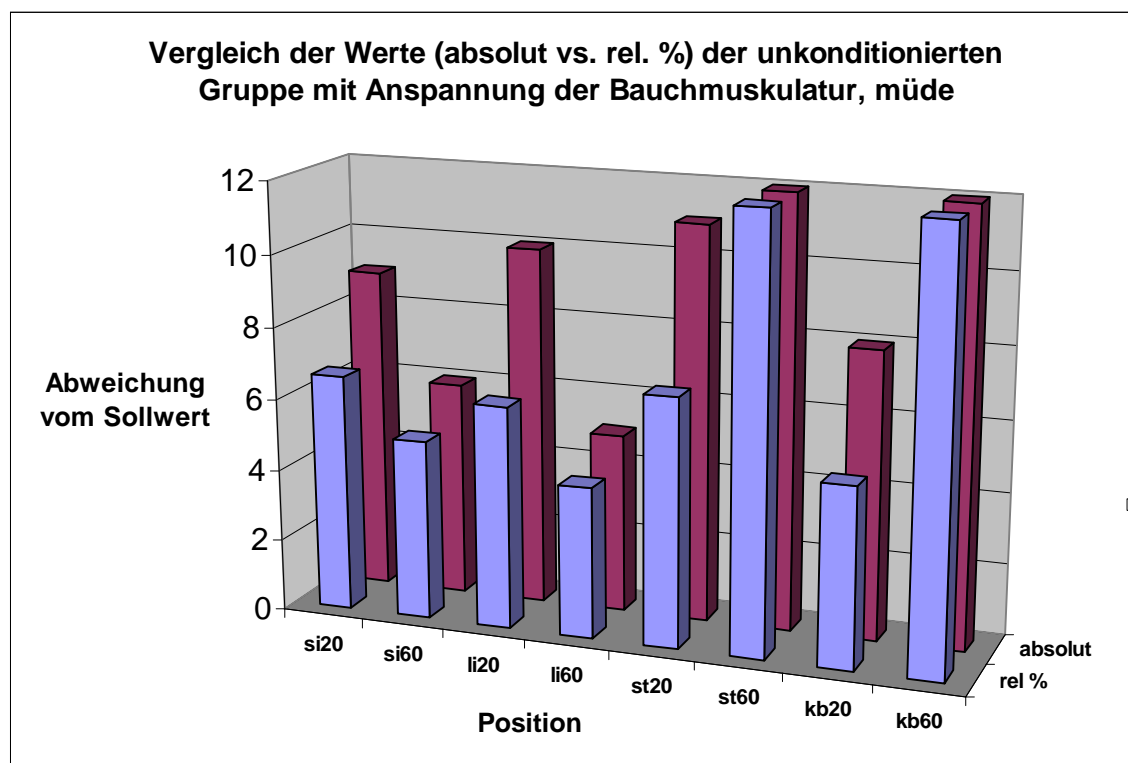
**Abb. 3.9:** Graphische Darstellung des Vergleichs der Ergebnisse der unconditionierten Gruppe mit Anspannung der Bauchmuskulatur im frischen Zustand

### Ergebnisse der Messungen mit Anspannung der Bauchmuskulatur im Stadium der Ermüdung

Der Vergleich der Werte des unconditionierten Kollektives ohne und mit angespannter Bauchmuskulatur im Stadium der Ermüdung zeigt mit Ausnahme des 20°-Sollwertes der Kniebeuge stets höhere, wenn auch nur gering ausgeprägte prozentuale Abweichungen in der Gruppe mit angespannter Bauchmuskulatur. Diese Abweichungen sind beim 60°-Sollwert im Stehen und in der Kniebeuge am deutlichsten darstellbar (Abb. 3.10).



**Abb. 3.10:** Graphische Darstellung des Vergleichs der Ergebnisse verschiedener Positionen der unkonditionierten Gruppe mit und ohne Anspannung der Bauchmuskulatur im ermüdeten Zustand



**Abb. 3.11:** Graphische Darstellung des Vergleichs der Ergebnisse der unkonditionierten Gruppe mit Anspannung der Bauchmuskulatur im Stadium der Ermüdung.

Die statistische Prüfung des Vergleichs der Ergebnisse erbringt für die stehende Position für beide Startpositionen (20° und 60°) und für die liegende Position bei 60° Flexion einen signifikanten Unterschied der Werte mit Anspannung der Bauchmuskulatur, verglichen ohne angespannte Bauchmuskulatur im ermüdeten Zustand (Tab. 3.4).

<b>Position</b>	<b>si20 vs. si20+</b>	<b>Si60 Vs. Si60+</b>	<b>Li20 Vs. Li20+</b>	<b>Li60 Vs. Li60+</b>	<b>St20 Vs. St20+</b>	<b>St60 Vs. St60+</b>	<b>Kb20 Vs. Kb20+</b>	<b>Kb60 Vs. Kb60+</b>
<b>p-Wert</b>	0,302	0,098	0,082	<b>0,045</b>	<b>0,006</b>	<b>0,010</b>	0,281	0,885

**Tab. 3.4:** Ergebnisse der statistischen Prüfung des Vergleichs der Unterschiede der Mittelwerte der unconditionierten Gruppe mit und ohne Anspannung der Bauchmuskulatur im ermüdeten Zustand auf Signifikanz (+ = angespannte Bauchmuskulatur)  
(signifikante Unterschiede grau hinterlegt)

Im Vergleich der Werte des unconditionierten Kollektives im Stadium der Ermüdung mit Anspannung der Bauchmuskulatur, dargestellt als prozentuale Abweichung vom geforderten Sollwert und als absolute Abweichung, erscheint analog zu den bereits beschriebenen Tendenzen in der Darstellung der Werte in absoluten Zahlen der Unterschied zwischen den sitzenden Positionen des 20° Sollwinkels und den stehenden sowie den Werten für die Kniebeuge beim 60° Sollwinkel weniger ausgeprägt (Abb. 3.11).

### 3.3. Ergebnisse des Winkelreproduktionstests der konditionierten Gruppe

Die Probanden der konditionierten Gruppe werden per Losverfahren aus der unkonditionierten Gruppe rekrutiert.

#### Ergebnisse der Abdominometrie durch Konditionierung

Die konditionierte Gruppe durchläuft nach Absolvierung eines speziellen sechswöchigen Trainings analog zum ersten Versuchsteil das Testdesign unter identischen Bedingungen. Als Erfolgskontrolle der Konditionierung in Form des speziellen Bauchmuskeltrainings dient die Abdominometrie nach Berschin, die eingangs bereits beschrieben wurde und eine Beurteilung der Entlordosierungsfähigkeit der Lendenwirbelsäule durch willkürlich koordinierte Anspannung der Bauchmuskulatur erfasst.

Die folgenden beiden Abbildungen zeigen exemplarisch die Entwicklung des Abdominometriewertes von Proband 15 durch die Konditionierung.

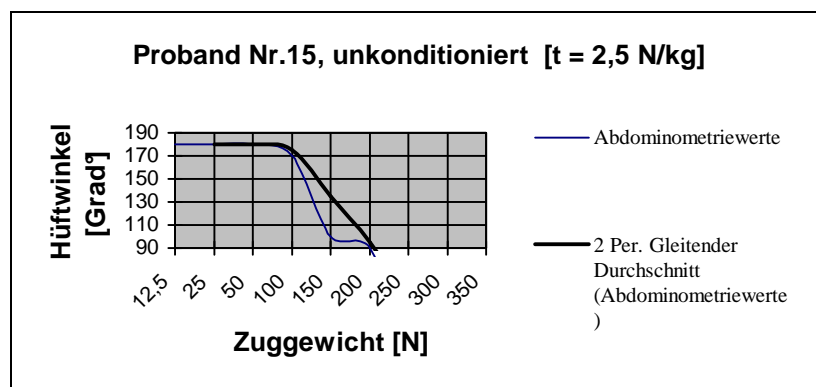


Abbildung 3.13: Proband Nr. 15, 28J, 187cm, 78kg, 15min Crunshes/d

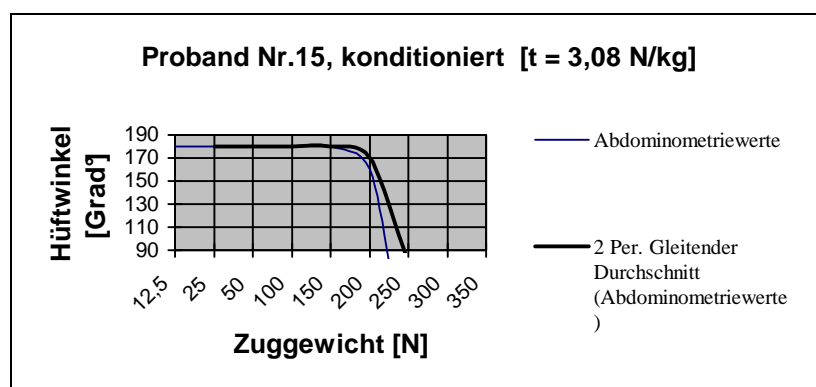


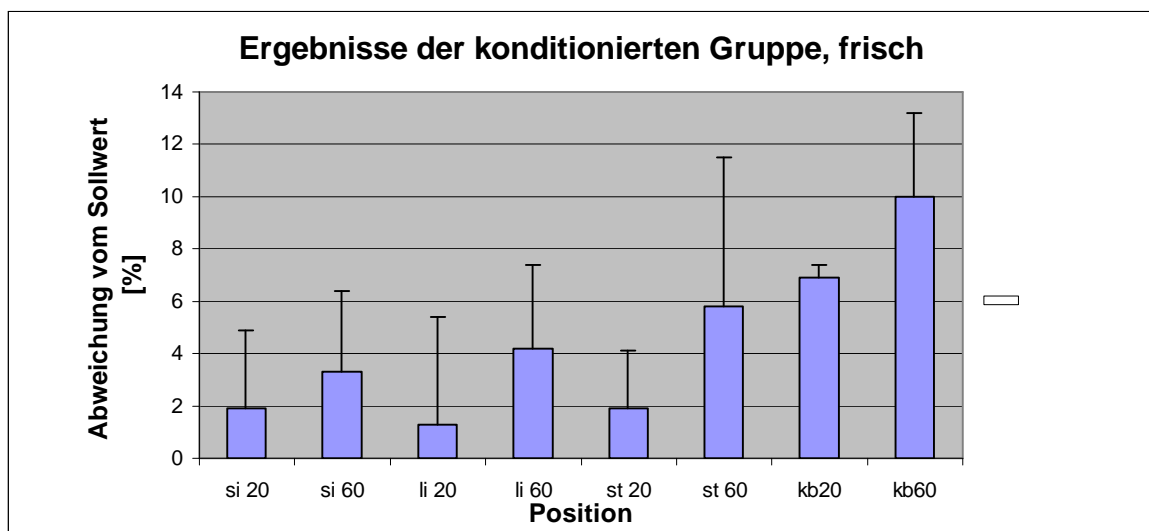
Abbildung 3.14: Proband Nr. 15, 28J, 187cm, 78kg, 15min Crunshes/d

Es ist zu erkennen, daß der Proband seine Kraft und die Koordinierbarkeit seiner Bauchmuskulatur durch das Konditionierungsprogramm deutlich stärken kann. Sein t-Wert beträgt vor Konditionierung 2,5 N/kg, nach Absolvierung des Programmes kann er seine Leistung auf 3,08 N/kg steigern.

### Vergleich der Ergebnisse der Winkelreproduktionstests in verschiedenen Positionen

Auch in der konditionierten Gruppe zeigt sich wie schon bei den unkonditionierten Probanden ein deutlicher Unterschied in den Ergebnissen verschiedener Positionen.

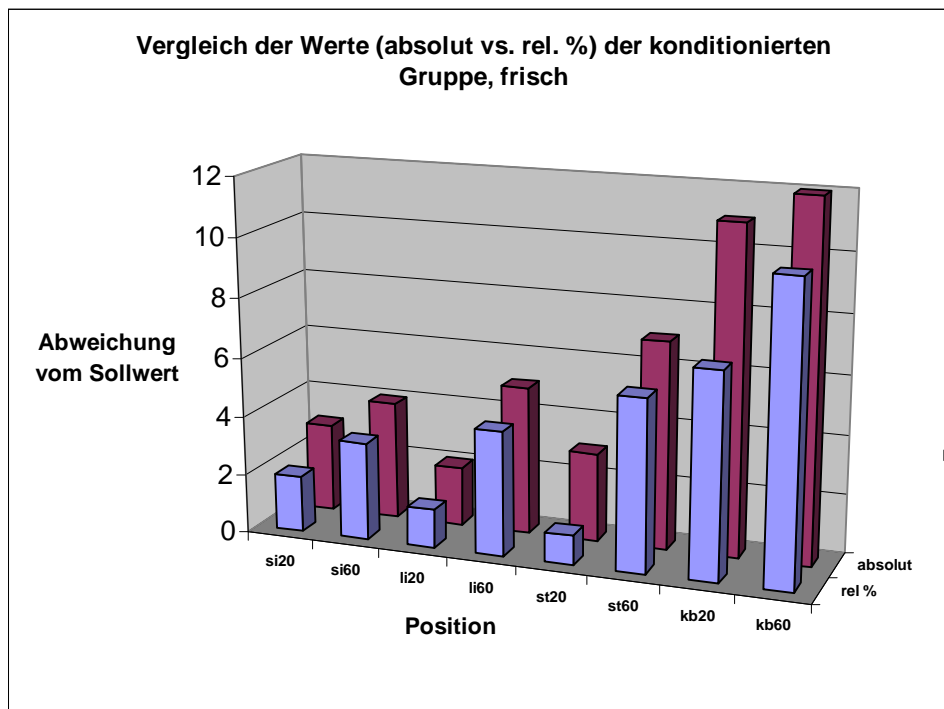
Es zeigt sich hier eine durchgängig höhere Abweichung vom 60°-Sollwert als beim 20°-Sollwert bei allen Positionen.



**Abb. 3.15:** Graphische Darstellung der Ergebnisse der Winkelreproduktionstests der konditionierten Gruppe bei verschiedenen Positionen.

Die Ergebnisse des 20°-Sollwertes zeigen eine deutlich größere Abweichung bei der Kniebeuge, verglichen mit den sitzenden, liegenden und stehenden Positionen.

Der Vergleich der Werte, dargestellt als prozentuale Abweichung vom geforderten Sollwert und als absolute Abweichung zeigt analog zu den bereits beschriebenen Ergebnissen ein deutliches Übertreffen der absoluten Werte verglichen mit der prozentualen Abweichung beim 20°-Sollwinkel in der Kniebeuge (Abb. 3.16).



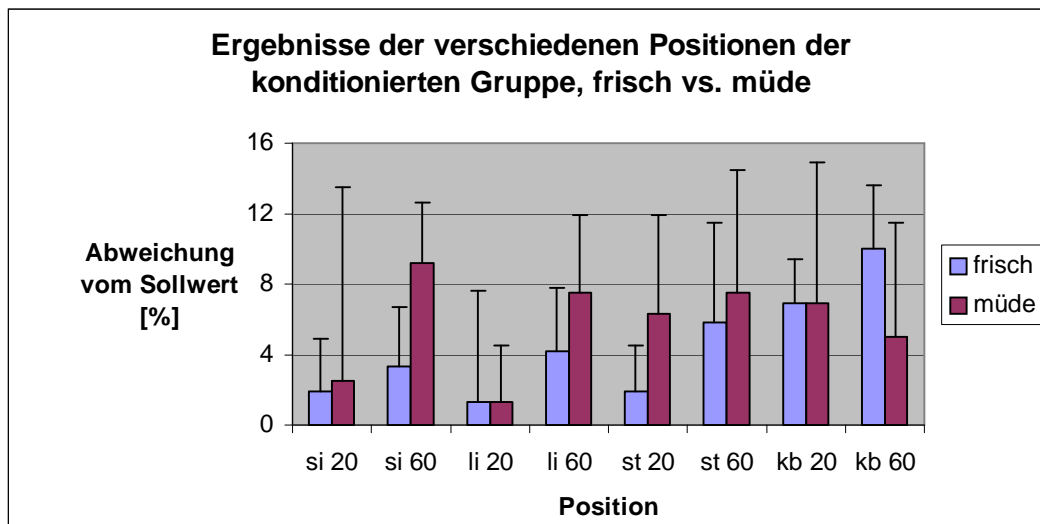
**Abbildung 3.16:** Vergleich der Ergebnisse der verschiedenen Positionen der konditionierten Gruppe im frischen Zustand

### Ergebnisse im Stadium der Ermüdung

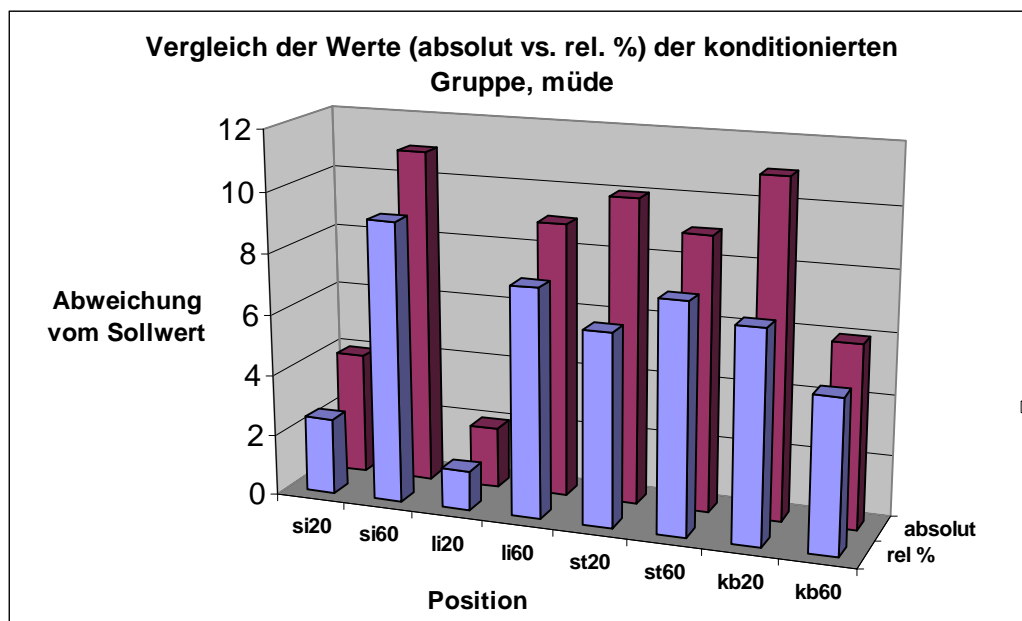
Der Vergleich der Ergebnisse der konditionierten Gruppe im frischen und ermüdeten Zustand zeigt im Stadium der Ermüdung mit Ausnahme des 60°-Sollwinkels in der Kniebeuge ein stets größeres Abweichen bei beiden Sollwinkeln vom geforderten Sollwert. Lediglich beim 20°-Sollwinkel im Liegen und bei der Kniebeuge war kein Unterschied erkennbar.

In der 60° Startposition sind die beobachteten Unterschiede im Sitzen und Liegen am deutlichsten (Abb. 3.17).

Der Vergleich der Werte, dargestellt als prozentuale Abweichung vom geforderten Sollwert und als absolute Abweichung zeigt analog zu den bereits beschriebenen Ergebnissen ein deutliches Übertreten der absoluten Werte verglichen mit der prozentualen Abweichung beim 20°-Sollwinkel im Stehen und in der Kniebeuge (Abb. 3.18).



**Abbildung 3.17:** Vergleich der Ergebnisse der verschiedenen Positionen im frischen und im ermüdeten Zustand (si 20 = Position sitzend, 20° Sollwinkel; li = liegend; st = stehend; kb = Kniebeuge)



**Abbildung 3.18:** Vergleich der Ergebnisse der verschiedenen Positionen im ermüdeten Zustand.

### Vergleich der Ergebnisse der konditionierten Gruppe mit und ohne Anspannung der Bauchmuskulatur im frischen Stadium

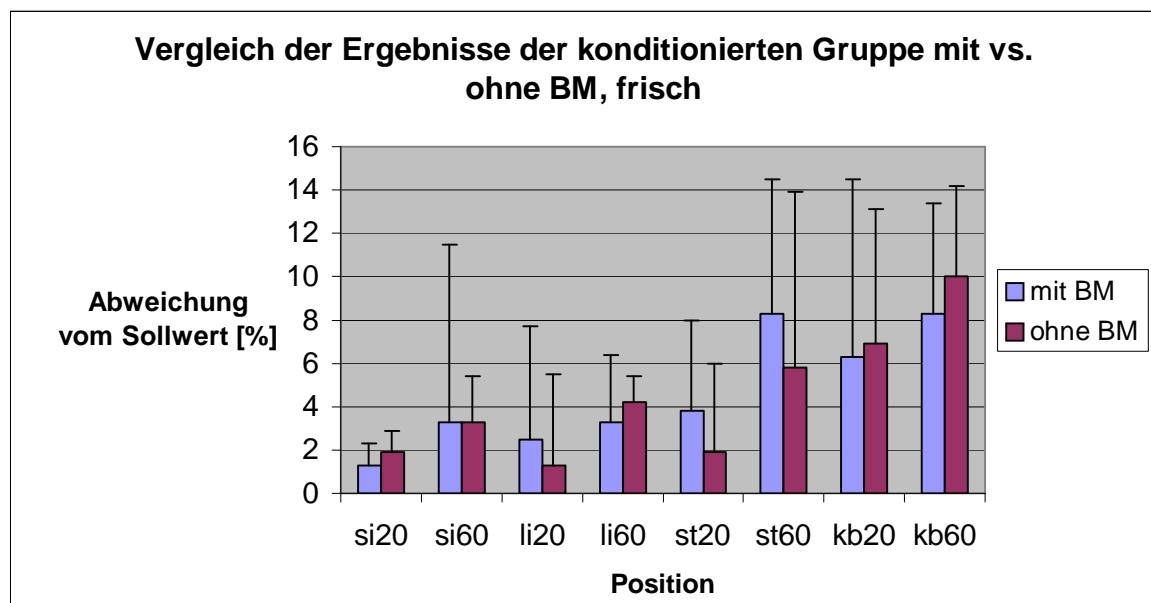
Im frischen Zustand zeigt der Vergleich mit und ohne Anspannung der Bauchmuskulatur der konditionierten Probanden lediglich gering ausgeprägte Unterschiede.



Es zeigt sich ein gering ausgeprägtes niedrigeres prozentuales Abweichen vom geforderten Sollwert mit Anspannung der Bauchmuskulatur bei beiden Sollwinkeln in der Kniebeuge.

Im Stehen ist bei beiden Sollwinkeln die prozentuale Abweichung mit Anspannung der Bauchmuskulatur höher.

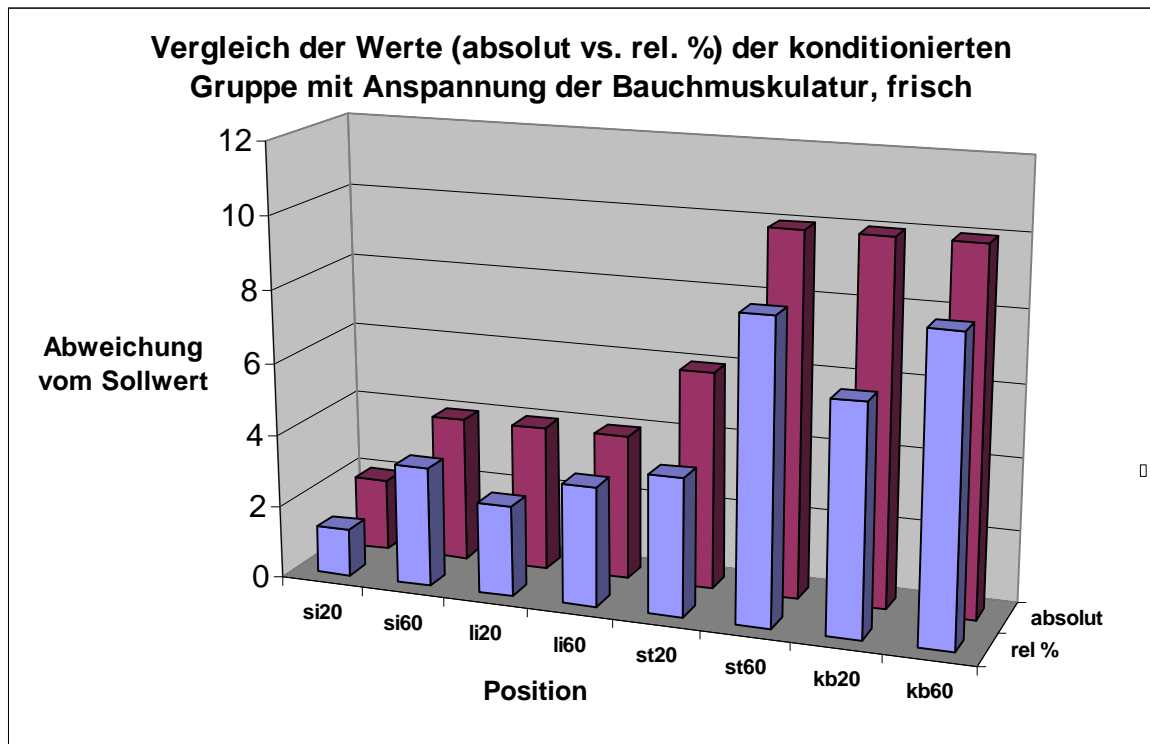
In den sitzenden und liegenden Positionen erscheint kein Trend eruiierbar.



**Abbildung 3.19:** Vergleich der konditionierten Gruppe mit und ohne Anspannung der Bauchmuskulatur, frisch.

(si 20 = Position sitzend, 20° Sollwinkel; li = liegend; st = stehend; kb = Kniebeuge)

Der Vergleich der Werte, dargestellt als prozentuale Abweichung vom geforderten Sollwert und als absolute Abweichung zeigt analog zu den bereits beschriebenen Ergebnissen ein deutliches Übertagen der absoluten Werte verglichen mit der prozentualen Abweichung beim 20°-Sollwinkel in der Kniebeuge (Abb. 3.20).



**Abbildung 3.20:** Vergleich der konditionierten Gruppe mit Anspannung der Bauchmuskulatur im frischen Stadium.

### Vergleich der Ergebnisse der konditionierten Gruppe mit und ohne Anspannung der Bauchmuskulatur im Stadium der Ermüdung

Im ermüdeteten Zustand zeigt sich eine große Schwankungsbreite bei den Messungen in den sitzenden und liegenden Positionen.

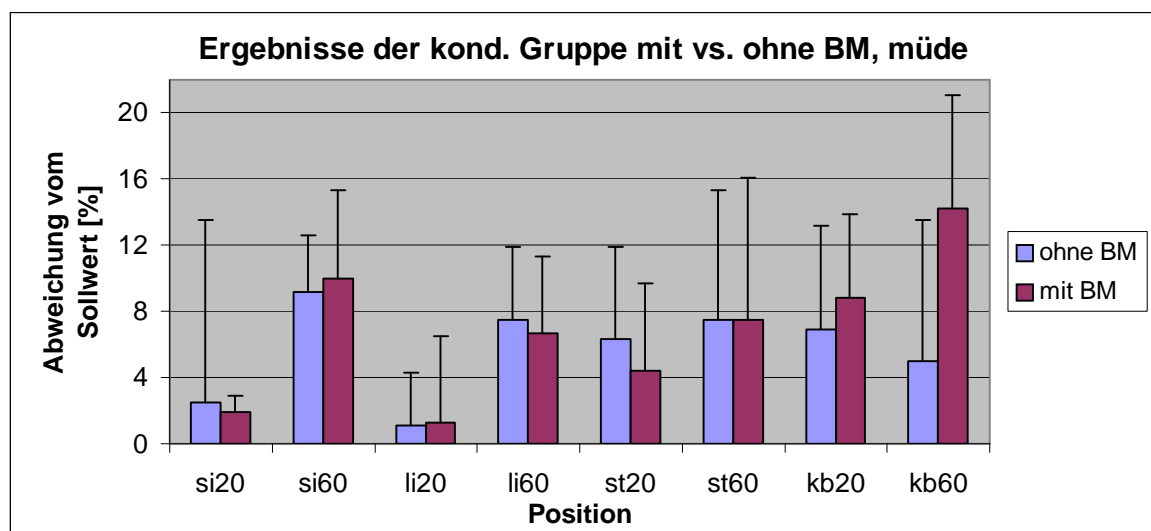
Hier fällt im Vergleich von 20° und 60°-Sollwinkel sofort die deutlich größere prozentuale Abweichung beim 60°-Sollwinkel auf, und zwar in beiden (sitzend und liegend) Positionen, ohne dass sich ein signifikanter Unterschied zwischen den ohne resp. mit Anspannung der Bauchmuskulatur ermittelten Werten darstellen liesse .

Beim 60°-Sollwinkel in der Kniebeuge zeigt sich ein sehr deutlich höheres prozentuales Abweichen vom Sollwert bei den Ergebnissen mit Anspannung der Bauchmuskulatur.

Der Vergleich der Werte, dargestellt als prozentuale Abweichung vom geforderten Sollwert und als absolute Abweichung zeigt analog zu den bereits beschriebenen Ergebnissen ein deutliches Übertreten der absoluten Werte verglichen mit der prozentualen Abweichung beim 20°-Sollwinkel im Stehen und in der Kniebeuge (Abb. 3.22).

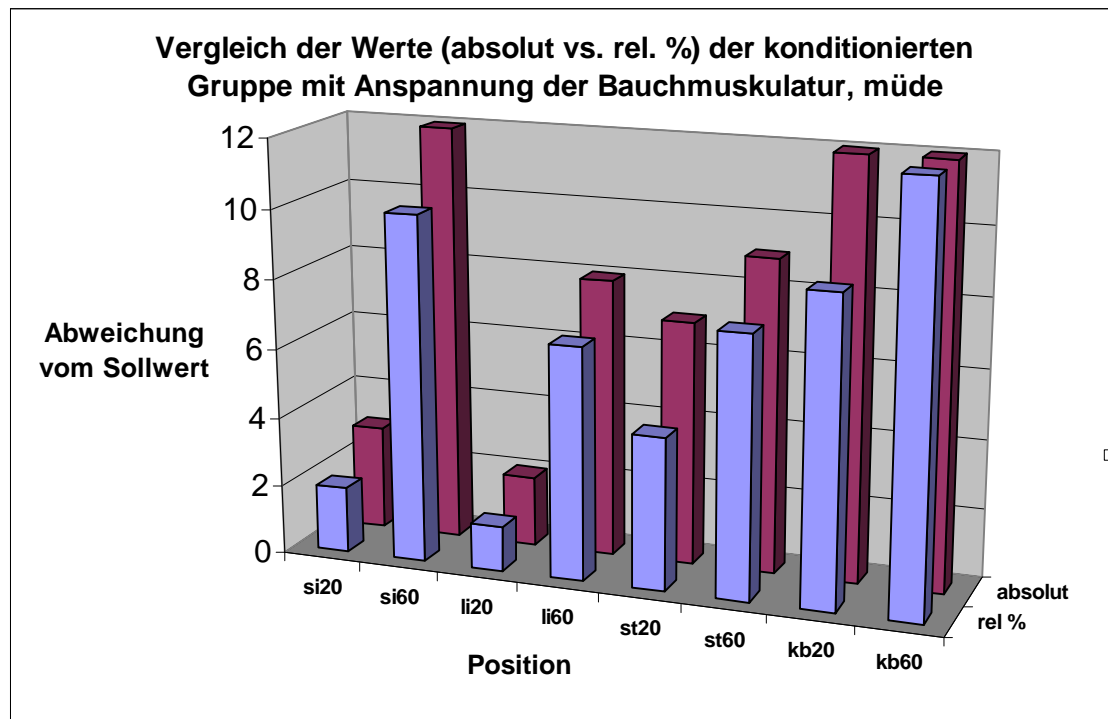
Der Vergleich der im frischen Zustand ermittelten Werte der konditionierten Gruppe mit und ohne Anspannung der Bauchmuskulatur mit den im ermüdeten Stadium ermittelten Werten zeigt eine deutliche Zunahme der durchschnittlichen prozentualen Abweichung bei den 60°-Sollwinkeln.

Ein deutlicher Unterschied zwischen den Werten ohne und mit Anspannung der Bauchmuskulatur lässt sich lediglich bei den 60°-Sollwinkeln in der Kniebeuge und im Stehen ableiten.



**Abbildung 3.21:** Vergleich der konditionierten Gruppe mit und ohne Anspannung der Bauchmuskulatur, müde.

(si 20 = Position sitzend, 20° Sollwinkel; li = liegend; st = stehend; kb = Kniebeuge).

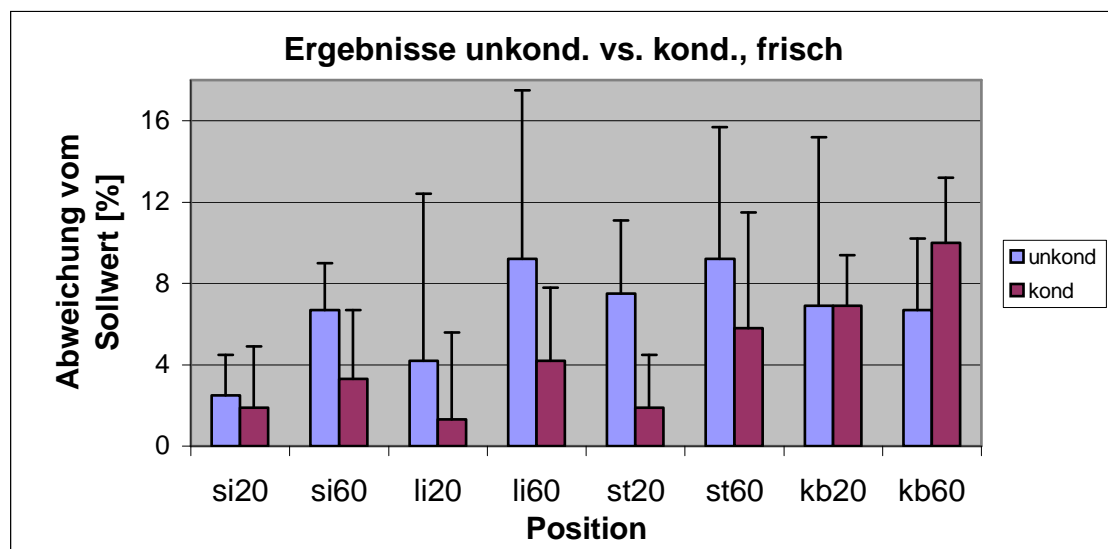


**Abb. 3.22:** Graphische Darstellung der Ergebnisse der konditionierten Gruppe mit Anspannung der Bauchmuskulatur im Stadium der Ermüdung

### 3.4. Vergleich der Ergebnisse der Winkelreproduktions- tests der unkonditionierten mit der konditionierten Gruppe

#### Vergleich der Werte im frischen Zustand

Bei Vergleich der Ergebnisse der unkonditionierten mit der konditionierten Gruppe im frischen Zustand und ohne Anspannung der Bauchmuskulatur zeigt sich eine deutlich größere Abweichung vom geforderten Sollwert in der unkonditionierten Gruppe. Lediglich die Kniebeuge bildet hier eine Ausnahme; beim 60°-Sollwinkel zeigt die konditionierte Gruppe eine deutlich stärkere Abweichung vom geforderten Sollwert als die unkonditionierte Gruppe, beim 20°-Sollwinkel sind hingegen keine Unterschiede evident.



**Abbildung 3.23:** Gegenüberstellung der Ergebnisse vor und nach Konditionierung im frischen Zustand. (si 20 = Position sitzend, 20° Sollwinkel; li = liegend; st = stehend; kb = Kniebeuge)

Die statistische Überprüfung der dargestellten Werte auf Signifikanz der Unterschiede ergibt signifikante Unterschiede bei den unterschiedlichen prozentualen Abweichungen von den geforderten Sollwerten in allen Positionen für den Sollwinkel 60° mit Ausnahme der Kniebeuge.

Statistisch signifikante Unterschiede finden sich für den 20°-Sollwert in der stehenden Position.

Alle anderen Ergebnisse unterschieden sich nicht signifikant (Tab 3.5).

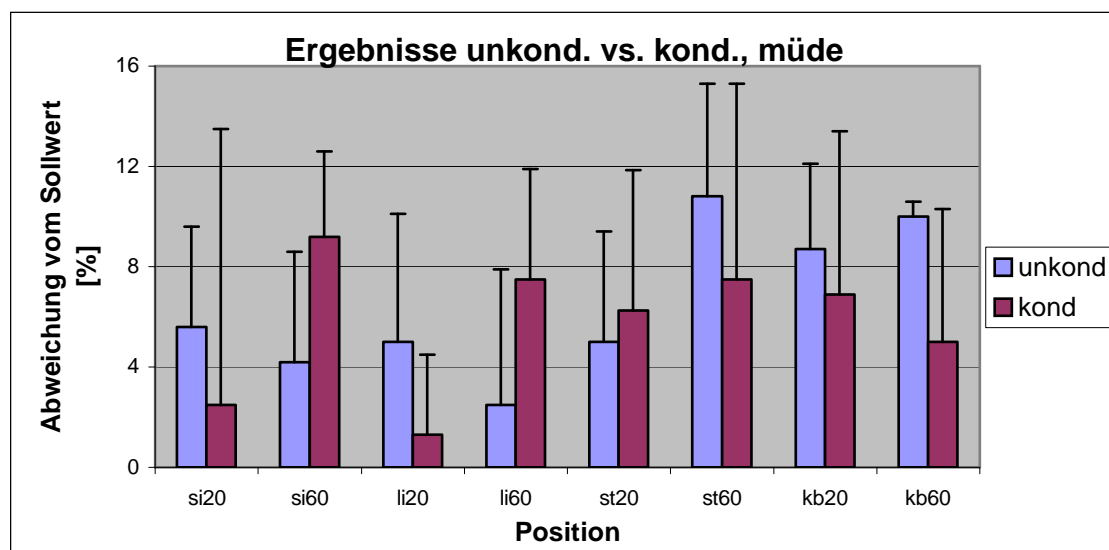
Position	Si20 Unkond. Vs. Kond.	Si60 Unkond. Vs. Kond.	Li20 Unkond. Vs. Kond.	Li60 Unkond. Vs. Kond.	St20 Unkond. Vs. Kond.	St60 Unkond. Vs. Kond.	Kb20 Unkond. Vs. Kond.	Kb60 Unkond. Vs. Kond.
p-Wert	0,327	0,035	0,06	0,001	0,002	0,04	0,886	0,074

**Tab. 3.5:** Darstellung der errechneten p-Werte zur Abschätzung der Signifikanz im Vergleich der Werte der unkontingierten mit der konditionierten Gruppe im frischen Zustand.  
(signifikante Unterschiede grau hinterlegt)

### Vergleich der Werte im Stadium der Ermüdung

Der Vergleich der Ergebnisse des unkontingierten mit denen des konditionierten Kollektives im Stadium der Ermüdung ohne Anspannung der Bauchmuskulatur zeigt für den 20°-Sollwinkel in allen Positionen mit Ausnahme der stehenden Position eine deutlich größere prozentuale Abweichung vom geforderten Sollwert für die unkontingierte Gruppe.

Für die Ergebnisse des 60°-Sollwinkels gilt dies ebenfalls für die stehende Position und die Kniebeuge.



**Abbildung 3.24:** Gegenüberstellung der Ergebnisse vor und nach Konditionierung im müden Zustand (si 20 = Position sitzend, 20° Sollwinkel; li = liegend; st = stehend; kb = Kniebeuge)

Die statistische Überprüfung der dargestellten Unterschiede auf Signifikanz lässt diese als nicht signifikant erscheinen (Tab. 3.6).

Position	Si20 Unkond. Vs. Kond.	Si60 Unkond. Vs. Kond.	Li20 Unkond. Vs. Kond.	Li60 Unkond. Vs. Kond.	St20 Unkond. Vs. Kond.	St60 Unkond. Vs. Kond.	Kb20 Unkond. Vs. Kond.	Kb60 Unkond. Vs. Kond.
<b>p-Wert</b>	0,934	0,148	0,376	0,582	0,148	0,233	0,602	0,367

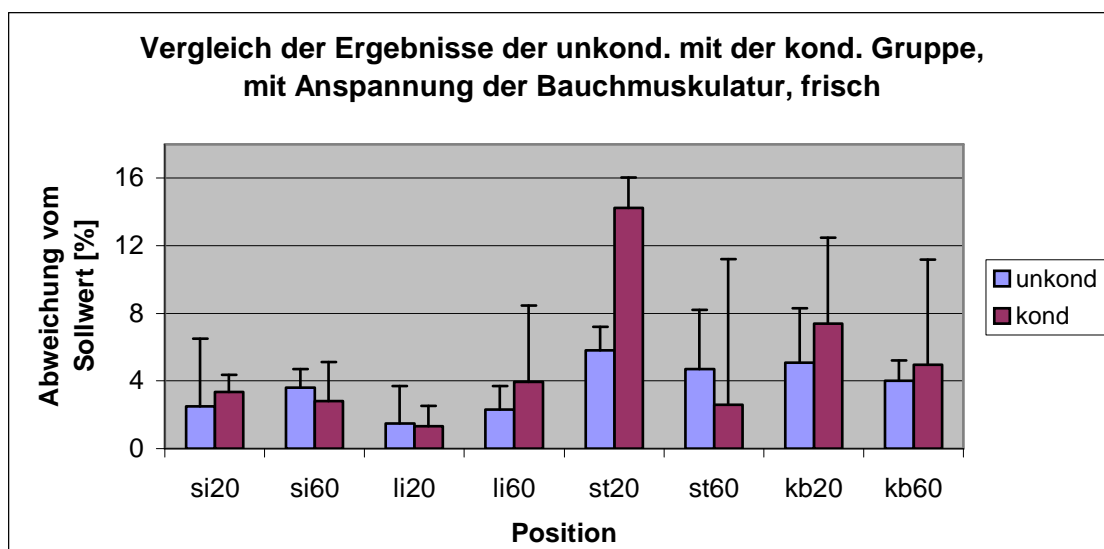
**Tab. 3.6:** Darstellung der errechneten p-Werte zur Abschätzung der Signifikanz im Vergleich der Werte der unkonditionierten und der konditionierten Gruppe im Stadium der Ermüdung

### Vergleich der Werte mit Anspannung der Bauchmuskulatur im frischen Zustand

Der Vergleich der Werte des unkonditionierten Kollektives mit denen der konditionierten Gruppe mit Anspannung der Bauchmuskulatur im frischen Zustand zeigt sowohl für den 20°-Sollwinkel als auch für den 60°-Sollwinkel eine deutlich größere prozentuale Abweichung bei den Ergebnissen der unkonditionierten Gruppe.

Lediglich beim 60°-Sollwinkel bei der Kniebeuge zeigt die konditionierte Gruppe eine höhere prozentuale Abweichung vom geforderten Sollwert.

Die größten prozentualen Abweichungen der konditionierten Gruppe zeigen sich hierbei bei Reproduktion des 20°-Sollwinkels im Stehen und bei der Kniebeuge (Abb. 3.25).



**Abb 3.25:** Vergleich der Ergebnisse der unkonditionierten Gruppe mit denen der konditionierten Gruppe bei willkürlich angespannter Bauchmuskulatur im frischen Zustand.

Die statistische Überprüfung auf Signifikanz der beschriebenen Wertepaare zeigt signifikante Unterschiede aller Wertepaare des 60°-Sollwinkels mit Ausnahme der stehenden Position.

Die Überprüfung der Wertepaare des 20°-Sollwinkels zeigen signifikante Unterschiede für die sitzenden und stehenden Positionen.

Hier zeigt der Vergleich der Ergebnisse der konditionierten Gruppe mit der unkonditionierten Gruppe in den sitzenden Positionen, im Stehen bei 20° Ausgangsstellung sowie im Liegen und bei der Kniebeuge in 60° z.T. hochsignifikant ( $p=0,003$ ) geringere Abweichungen vom geforderten Sollwert in der unkonditionierten Gruppe (Tab. 3.7).

<b>Position</b>	<b>Si20+</b> Unkond. Vs. Kond	<b>Si60+</b> Unkond. Vs. Kond	<b>Li20+</b> Unkond. Vs. Kond	<b>Li60+</b> Unkond. Vs. Kond	<b>St20+</b> Unkond. Vs. Kond	<b>St60+</b> Unkond. Vs. Kond	<b>Kb20+</b> Unkond. Vs. Kond	<b>Kb60+</b> Unkond. Vs. Kond
<b>p-Wert</b>	0,021	0,025	0,760	0,003	0,008	0,080	0,496	0,02

**Tab. 3.7:** Darstellung der errechneten p-Werte zur Abschätzung der Signifikanz im Vergleich der unkonditionierten mit der konditionierten Gruppe, frisch mit angespannter Bauchmuskulatur (+ = angespannte Bauchmuskulatur; signifikante Unterschiede grau hinterlegt)

Alle anderen beschriebenen Wertepaare zeigen bei statistischer Überprüfung keine signifikanten Differenzen.

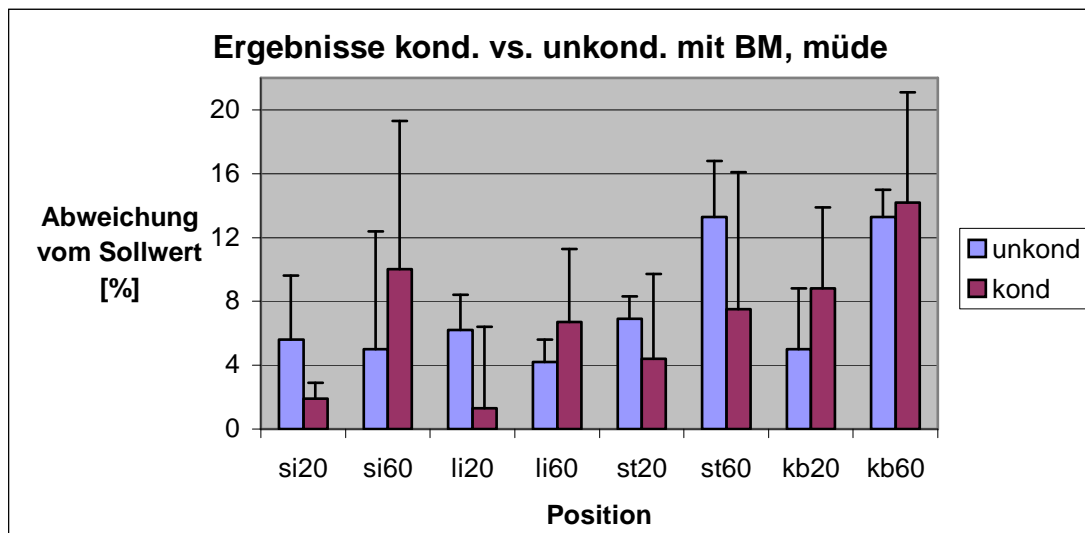
### **Vergleich der Werte mit Anspannung der Bauchmuskulatur im Stadium der Ermüdung**

Der Vergleich der jeweiligen prozentualen Abweichung vom geforderten Sollwert der unkonditionierten mit der konditionierten Gruppe mit angespannter Bauchmuskulatur im Stadium der Ermüdung zeigt für den 20°-Sollwinkel mit Ausnahme der Kniebeuge durchgehend ein deutlich größeres Abweichen vom geforderten Wert für die unkonditionierte Gruppe.

Die größte prozentuale Abweichung zeigt die unkonditionierte Gruppe bei Reproduktion des 60°-Sollwinkels in der stehenden Position.

Alle anderen Positionen bei Reproduktion des 60°-Sollwinkels zeigen ein zum Teil sehr deutlich höheres Abweichen vom geforderten Sollwert seitens der konditionierten Gruppe.





**Abbildung 3.26:** Vergleich der beiden Gruppen mit angespannter Bauchmuskulatur im ermüdeten Zustand. (si 20 = Position sitzend, 20° Sollwinkel; li = liegend; st = stehend; kb = Kniebeuge)

Der Vergleich der ermittelten Ergebnisse der unconditionierten mit der konditionierten Gruppe, ausgehend von der 60°-Start position, zeigt in allen Positionen mit Ausnahme der liegenden Position signifikante Unterschiede. Zusätzlich zeigten sich die im Liegen und stehend erzielten Werte aus der 20° Position als signifikant verschieden (Tab. 3.8).

Position	Si20+ Unkond. Vs. Kond	Si60+ Unkond. Vs. Kond	Li20+ Unkond. Vs. Kond	Li60+ Unkond. Vs. Kond	St20+ Unkond. Vs. Kond	St60+ Unkond. Vs. Kond	Kb20+ Unkond. Vs. Kond	Kb60+ Unkond. Vs. Kond
<b>p-Wert</b>	0,082	0,003	0,047	0,926	0,001	0,010	0,438	0,001

**Tab. 3.8:** Darstellung der errechneten p-Werte zur Abschätzung der Signifikanz im Vergleich der unconditionierten mit der konditionierten Gruppe mit angespannter Bauchmuskulatur im Stadium der Ermüdung (+ = angespannte Bauchmuskulatur; signifikante Unterschiede grau hinterlegt)

### **Abgleich der Ergebnisse mit den Arbeitshypothesen**

1. Die Ergebnisse des ersten Testteiles lassen im Vergleich der beiden Systeme zur Messung von Gelenkwinkeln am menschlichen Kniegelenk einen deutlich größeren Messfehler der Goniometermessung erkennen, verglichen mit dem System zur Bewegungsanalyse.

Die zu untersuchende Arbeitshypothese muss daher als erfüllt angesehen werden.

2. Die Ergebnisse des zweiten Testteiles sollen den Einfluss einiger Faktoren wie Positionierung, Belastung, Ermüdung sowie willkürlicher Anspannung der Bauchmuskulatur auf die Ergebnisse eines Winkelreproduktionstests in Anwendung auf ein Kollektiv junger gesunder Probanden darstellen.

Hierbei zeigen sich deutliche Unterschiede in den Ergebnissen der Messungen aus verschiedenen Positionen der Probanden heraus. Ebenfalls deutliche Unterschiede zeigen sich im Vergleich unbelasteter (sitzend, liegend) mit belasteten Positionen (stehend, Kniebeuge).

Der Einfluss der Ermüdung auf die Ergebnisse lässt ebenso wie der willkürlich erhöhte Muskeltonus der Abdominalmuskulatur keinen eindeutigen Trend erkennen.

Diese Hypothese muss demnach als z.T. erfüllt angesehen werden.

3. Der Einfluss des Aktivierungsniveaus der rumpfstabilisierenden Muskulatur auf die Ergebnisse eines Winkelreproduktionstests konnte im letzten Teil der Untersuchung dargestellt werden.

Hier zeigten sich z.T. statistisch hoch signifikante Unterschiede im Vergleich der ermittelten Ergebnisse des unkonditionierten Kollektivs mit dem Konditionierten.

Es zeigt sich deutlich die Modifizierbarkeit der Ergebnisse eines bekannten Winkelreproduktionstests durch Konditionierung gesunder Probanden.

Diese Arbeitshypothese hat sich im Rahmen der Untersuchung voll erfüllt.

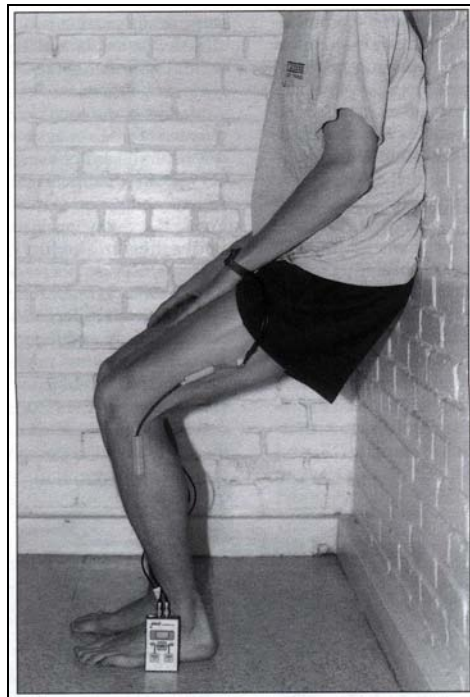
## 4. DISKUSSION

Der Vergleich der Goniometer- mit den BAS-Messungen zeigt eine deutliche Diskrepanz zwischen den ermittelten Werten.

Der mittlere Gesamtfehler der *Goniometer*messungen liegt mit  $8,7^\circ$  deutlich über dem der Messungen mit dem BAS, der bei  $3,5^\circ$  liegt.

Auffallend ist jedoch die Abhängigkeit der Meßgenauigkeit vom eingenommenen Gelenkwinkel. So besteht der größte Meßfehler der Goniometermessungen im Bereich der vollen Streckung, während das BAS im Bereich der größten Flexion den größten Fehler zeigt.

Dies kann bei der Goniometermessung u.a. mit einem Verwinden der Befestigungsblöcke an Ober- und Unterschenkel der Probanden erklärt werden; mit zunehmenden Bewegungen lockern sich diese sukzessive, so daß eine nicht mehr achsengerechte Position der Endblöcke an Ober- und Unterschenkel der Probanden resultiert. Dies bedingt so zwangsläufig fehlerhafte Messungen. Abbildung 4.1 zeigt ein Beispiel aus der Literatur.



**Abbildung 4.1:** Nicht achsengerecht befestigter distaler Endblock eines Goniometers. Aus Perrin und Shultz [2000]

Dieses Problem ist jedoch nicht neu. So beschrieben Jerosch und Prymka [1995] das Problem der korrekten Fixierung der Endblöcke. Sie empfahlen, durch Nullabgleich vor Messbeginn diesem Fehler zu begegnen.

Dieser Nullabgleich müßte konsequenterweise jedoch nach jeder einzelnen Messung erfolgen, wobei zusätzlich eine Verschiebung der Endblöcke auf der Haut bei Bewegungen nicht mit letzter Sicherheit ausgeschlossen werden kann.

Der mittlere Meßfehler der Ergebnisse des BAS stellt sich im Vergleich zu den Ergebnissen der Goniometermessungen mit  $3,5^\circ$  als sehr viel geringer dar.

Die größte Ungenauigkeit liegt bei dieser Methode jedoch im Bereich der größten Beugung. Dies kann mit den speziellen biomechanischen Eigenschaften des Kniegelenkes erklärt werden, die ja eine kombinierte Gleit-Rollbewegung im Gelenk bedingen.

Dieser Meßfehler ist mit den in der Literatur angegebenen Ergebnissen durchaus vereinbar, wobei jedoch immer das jeweilig verwendete Testsystem bedacht werden muß.

So gaben Jagodzinski et al [2000] die Genauigkeit *radiologischer* Winkelmessungen mit  $5,2^\circ$  an. Dieses Ergebnis liegt noch über dem bei den BAS-Messungen ermittelten Abweichungen.

Zusätzlich läßt sich zu den Messungen mit Hilfe eines elektrischen Goniometers anführen, daß die Befestigung der Endblöcke der Goniometer auf der Haut bereits einen propriozeptiven Reiz für sich darstellt, wie bereits Pap et al [1998] kritisierten. Führt man diesen Gedanken zu Ende, so liegt nahe, daß der Proband anhand der bei Kniebeugung auf die Haut einwirkenden Zugkräfte zusätzliche Anhaltspunkte über das Ausmaß der jeweiligen Bewegung erhalten kann. Zusätzlich läßt sich dieser Reiz nicht standardisieren, wobei er individuell sehr unterschiedliche Einflüsse auf das Meßergebnis haben dürfte.

Zusammenfassend läßt sich feststellen, daß Messung von Winkeln im Kniegelenk bei Fragestellungen, die die propriozeptiven Fähigkeiten des Kniegelenkes betreffen sollen, aufgrund des geringeren Meßfehlers und der besseren Eliminierung kutaner Reize mit Hilfe des BAS oder ähnlicher nichtinvasiver Methoden, beispielsweise der ultraschallgestützten Goniometrie, wie sie u.A. Dalichau und Scheele [2000] verwendeten, erfolgen sollte, da diese Verfahren ohne Manipulationen über dem jeweiligen Gelenk auskommen.

Die Ergebnisse der Winkelreproduktionstests in verschiedenen Positionen lagen im oberen Bereich der in der Literatur angegebenen Ergebnisse für ein gesundes Kollektiv.

Die Unterschiede einzelner Ergebnisse erwiesen sich in der statistischen Prüfung als signifikant ( $p < 0,05$ ).

Die Schwankungsbreite der Einzelmessungen jedoch lag z.T. deutlich höher als in der Literatur gemeinhin angegeben.

Neuere Erkenntnisse zeigen jedoch zusehends neue Aspekte bei dieser Art von Messungen.

Pap et al [2000] konnten diesbezüglich zeigen, daß die Schwankung jeder einzelnen Winkeleinstellung nicht unerheblich ist und zum Teil oberhalb der Werte liegt, die in anderen Studien signifikante Unterschiede zwischen gesunden und in irgendeiner Art traumatisierten Kniegelenken bedingen.

Sie verwendeten in ihrer Studie ebenfalls ein BAS und dokumentierten jeweils sechs Sekunden lang die Phase, in der eine Gruppe gesunder Probanden den vermeintlich korrekten Winkel im Kniegelenk nachgestellt hatte. Sie stellten während dieses Zeitraumes erhebliche Schwankungen fest, wobei die mittlere Schwankung innerhalb einer Person bei  $6,4^\circ$  lag.

Diese Erkenntnisse konnten mit Hilfe der Gerätschaften, die in früheren Versuchen, die zumeist in Modifikation des von Barrack [1983] verwendeten Versuchsaufbaus durchgeführt wurden, nicht beobachtet werden, da sie immer nur Momentaufnahmen eines dynamischen Prozesses aufzeichneten.

Die in der vorliegenden Studie erzielten unterschiedlichen Ergebnisse in verschiedenen Positionen machen deutlich, daß die Lagerung der Probanden nicht willkürlich gestaltet werden darf, sondern einheitlich sein sollte.

Unterschiedliche Lagerungen der Probanden führen zu einem erhöhten Tonus einzelner Muskelgruppen im Rumpfbereich; dies bedingt über die  $\gamma$ -Muskelspindelschleife (Johansson et al [2000]) eine Tonisierung der nachgeschalteten kinematischen Kette und führt zu einer Vorinnervation der betroffenen Muskelschlingen. Diese Mechanismen beschreiben auch Wilke und Froböse [2003] in ihrer Studie und benutzen diese zur Erklärung ihrer Ergebnisse. Sie fanden in sitzenden und stehenden Positionen bessere Ergebnisse als in Rückenlage. Zusätzlich fanden sie bessere Ergebnisse bei

Messungen in der geschlossenen kinematischen Kette, verglichen mit dem offenen System und erklären dies mit dem höheren Alltagsbezug und der muskulären Vorinnervation dieser Positionen. Sie verglichen ebenfalls aktive und passive Positionierung der Gelenke bei der Winkeleinstellung und fanden bessere Ergebnisse bei den aktiv voreingestellten Messungen.

Wenige Studien untersuchen den Einfluss der Belastung auf Messungen propriozeptiver Fähigkeiten.

Marks et al [1993] untersuchten die propriozeptiven Fähigkeiten junger, älterer und Patienten mit Osteoarthritis mittels eines Winkelreproduktionstests im Stehen an Spiel- und Standbein, also einmal unbelastet und einmal belastet.

Die Autoren fanden höhere Reproduktionsfehler in den unbelasteten Messungen. Ebenso stellten sich die jüngeren Probanden mit geringeren Fehlern als die älteren dar, die wiederum einen geringeren Fehler als die Patienten mit Osteoarthritis zeigten.

Die eigenen Ergebnisse lassen sich mit denen dieser Studie vereinen; auch hier zeigte sich in der unkonditionierten Gruppe im frischen Zustand in den unbelasteten stehenden Positionen ein größerer Fehler als bei der Kniebeuge als Belastungsäquivalent.

Im ermüdeten Zustand hingegen zeigte sich in der belasteten Situation ein größerer Reproduktionsfehler als in der unbelasteten.

Diese Ergebnisse veranschaulichen deutlich die Problematik einer unreflektierten Übertragung von unter Ruhebedingungen gewonnenen Erkenntnissen auf ein belastetes System.

Der Bedeutung dieser Faktoren ist bisher in nicht ausreichendem Maß Rechnung getragen worden, was dazu geführt hat, daß viele Autoren ihr Testdesign über längere Zeiträume kritiklos anwenden und ihre Ergebnisse unreflektiert publizieren. Beispielhaft seien hier einige Studien genannt (Jerosch et al [1995], [1996], [1997]), in denen über Jahre ein konstanter mittlerer Reproduktionsfehler von  $7,8^\circ$  für die mitgeführte Kontrollgruppe gesunder Probanden ermittelt wurde.

Diese unterschiedlichen Ergebnisse zeigen exemplarisch die Diskrepanzen der aktuellen Erkenntnisse. Sie sind in nicht geringem Maße bedingt durch die unterschiedlichen Testdesigns.

Dies beinhaltet die Stellung der Probanden und die verwendete Methode inklusive der gewählten Winkelgeschwindigkeit ebenso wie den Meßfehler der jeweiligen Vorrichtung.

So werden zwangsläufig Ergebnisse erzielt, die mit denen anderer Studien (und anderen Testmethoden) nicht vergleichbar sind.

Ein weiterer Einflussfaktor kann der individuelle Zustand der rumpfstabilisierenden Muskulatur darstellen, wie die Ergebnisse der konditionierten Gruppe dieser Studie deutlich machen.

Die Effizienz des Konditionierungsprogrammes nach Sommer et al [1987] konnte in der vorliegenden Studie durch die nachgeschaltete Abdominometrie sichergestellt werden.

Die Ergebnisse zeigen im frischen Zustand mehr als im ermüdeten einen deutlichen Unterschied in den Ergebnissen der konditionierten Gruppe, der im Wesentlichen auf die konditionierungsbedingt größere Ruhespannung der Bauchmuskulatur und damit auch der nachgeschalteten Flexor-Extensor-Schlinge der unteren Extremität zurückgeht. Diese Ergebnisse korrelieren mit den Erkenntnissen der Literatur.

So wiesen unter anderem Wiemann et al [1998] in ihrer Arbeit auf die speziellen Eigenschaften des Titins unter besonderer Berücksichtigung der Muskelruhespannung hin.

Es handelt sich beim Titin um ein elastisches Polypeptid innerhalb der Sarkomere, welches mit seinen Bindungspartnern das physiologische Dehnungsverhalten des Muskels determiniert.

Die Autoren folgern, daß mit steigender muskulärer Hypertrophie zwangsläufig auch die Ruhespannung des betreffenden Muskels ansteigen muß.

Es sollte in der vorliegenden Studie nicht gezeigt werden, daß „die“ Propriozeption eines Kollektives durch Konditionierung verbessert werden kann,

wie dies in der Literatur oft beschrieben wurde (Jerosch et al [1998], Beard et al [1994], Hoffman et al [1995]).

Vielmehr sollten die Auswirkungen unterschiedlicher Spannungszustände der involvierten Muskulatur auf die bisherigen Messverfahren dargestellt werden.

Es erscheint in diesem Zusammenhang wichtig zu betonen, daß die konditionierte Gruppe in den Winkelreproduktionstests z.T. niedrigere Abweichungen aufwies als die unkonditionierte Gruppe.

Dies wurde allein durch Training der Bauchmuskulatur und den damit in Zusammenhang stehenden Mechanismen erreicht. Es wurden in keiner Weise Fertigkeiten trainiert, die später Gegenstand der Tests sein sollten, wie dies in der Literatur oft der Fall war.

So ließen beispielsweise Tropp et al [1985] ebenso wie Hoffman et al [1995] ihre Probanden auf einer instabilen Ebene Balanceübungen trainieren und testeten danach das Balancevermögen auf einer stabilen Unterlage.

Der Begriff „Ermüdung“ ist in der Literatur verschieden definiert.

Enoka [1994] beschrieb ein funktionelles Modell, in dem das Stadium der Ermüdung durch akute Effekte gekennzeichnet ist, die die korrekte Ausführung geplanter Bewegungen und die aufzubringende Muskelkraft direkt inhibieren.

In der vorliegenden Arbeit wurde das Kriterium Ermüdung durch ein standardisiertes Laufprogramm auf dem Laufband definiert, wobei sicherlich beide o.g. Definitionen Berücksichtigung fanden.

Die in der Literatur beschriebenen Ermüdungsprogramme fanden meist in Form von isokinetischen Abfolgen von Beugung und Streckung im Kniegelenk statt (Skinner et al [1986]).

Kritisch angemerkt werden muß jedoch, daß unmittelbar nach Beendigung des jeweiligen Ermüdungsprogrammes die Phase der Regeneration beginnt. Somit ist zwar am Ende des Ermüdungsprogrammes ein Stadium der Ermüdung klar definiert und erfüllt, jedoch befinden sich die muskulären Strukturen gegen Ende eines Testdurchlaufes in einem mehr regenerierten Zustand.



Konsequenterweise müßte jeder Proband nach Verstreichen einer definierten Zeitspanne neu ermüdet werden. Aus Gründen der Praktikabilität wurde dies jedoch bisher nicht durchgeführt.

In der Literatur gibt es zum Thema Propriozeption unter Ermüdung nur sehr wenige Studien, jedoch mit widersprüchlichen Ergebnissen.

Skinner et al [1986] folgerten aus ihren Untersuchungen, daß im Stadium der Ermüdung ein signifikantes Abnehmen der propriozeptiven Fähigkeiten stattfindet. Roberts et al [2003] kamen in ihrer Untersuchung zu ähnlichen Schlussfolgerungen, wohingegen Marks und Quinney [1993] diesen Effekt nicht darstellen konnten.

Die eigenen Ergebnisse zeigen hier keinen eindeutigen Trend. Auffällig ist jedoch, daß unter Belastung die mittleren Fehler im ermüdeten Zustand deutlich höher ausfielen als im frischen Zustand. Dies steht in Übereinstimmung mit Rozzi et al [2000], die postulierten, daß im Stadium der Ermüdung sowohl lokale metabolische Faktoren im Muskel selbst als auch zentrale Steuerungsmechanismen des ZNS die veränderten Kennwerte der Propriozeption am Gelenk bedingen, und somit periphere und zentrale Ermüdung eine komplexe Einheit bilden.

Bartlett und Warren [2002] konnten in einer aktuellen Studie hingegen zeigen, dass ein Aufwärmprogramm die Ergebnisse eines Winkeltests signifikant verbessern kann. Dieses Ergebnis lässt sich durchaus in Einklang mit den Ergebnissen dieser Studie bringen, wenn auch hier bis in den Ermüdungsbereich „aufgewärmt“ wurde.

Roberts et al [2003] fanden in ihrer Studie herabgesetzte propriozeptive Fähigkeiten im Stadium der Ermüdung und schlussfolgerten, dass dies eine Ursache für die bekanntermaßen erhöhte Verletzungsanfälligkeit ermüdeter Athleten aufgrund eingeschränkter muskulärer Gelenkstabilisierungsfähigkeiten darstellen könnte.

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß die Messungen der propriozeptiven Fähigkeiten am Kniegelenk in der beschriebenen Art und Weise durch den Faktor Ermüdung modifiziert werden.

Alle Messungen wurden mit und ohne Anspannung der Bauchmuskulatur durchgeführt.

Das Anspannen der Bauchmuskulatur hatte in der unkonditionierten Gruppe einen geringeren Effekt auf die Meßergebnisse als in der konditionierten Gruppe. Im frischen Stadium konnten beide Probandenkollektive ihren mittleren Fehler bei der Kniebeuge durch Anspannung der Bauchmuskulatur verringern, im erschöpften Zustand gelang dies jedoch nicht mehr.

Die Ergebnisse zeigen, daß auch die willkürliche submaximale Anspannung der Bauchmuskulatur einen Faktor darstellt, der die Messergebnisse der Propriozeptionsmessung am Kniegelenk in der dargestellten Weise beeinträchtigen zu scheint.

Dieser Umstand wird durch die erhöhte Tonisierung der nachgeschalteten kinematischen Kette an den Extremitäten via  $\gamma$ -Muskelspindel-System (Johansson et al [2000], Wilke und Froböse [2003]) erreicht.

Zwar wiesen Pap et al [1998] auf dieses Problem hin, dennoch stellt eine willkürliche oder unwillkürliche zusätzliche Muskelkontraktion einen Faktor bei den in der Literatur beschriebenen Messungen dar, der bisher in nicht genügendem Ausmaß berücksichtigt worden ist.

So kann ein erhöhter Spannungszustand des M. rectus femoris als Ausgleich der bei insuffizienter Bauchmuskulatur erfolgenden Ventralneigung des Beckens resultieren (Lehmann [1991]), was wiederum völlig andere muskuläre Ausgangsbedingungen schaffen könnte.

Diese Erkenntnisse führen in das Feld der muskulären Dysbalancen.

Den verschiedenen Ansätzen und Definitionen ist die Ansicht gemeinsam, daß der Winkel zweier durch ein Gelenk verbundener Knochen durch die Spannung des Agonisten einerseits und die Dehnfähigkeit des Antagonisten andererseits determiniert wird. Zusätzlich unterliegt jeder einzelne Muskel multiplen zusätzlichen Einflüssen, die den aktuellen Kennwert individuell modifizieren können (Freiwald J, Engelhard M [1996]).

Berschin [1999] wies jedoch darauf hin, daß in Konsequenz dieser Erkenntnisse das Modell muskulärer Dysbalancen in Fortführung von Sommer [1997], der

eine mehr funktionelle Definition gebraucht, um die ermüdungsbedingte Dysbalance erweitert werden muß.

Betrachtet man die Auswirkung der Aufrichtung in den bipedalen Stand des Menschen, so ist zu bemerken, dass dieser eine stetige Muskelarbeit entgegen der wirkenden Schwerkraft erfordert. Die Summe aus agonistisch und antagonistisch wirkenden Muskelkräften entsprechend des eingangs geschilderten Stabilitätsprinzips durch zwei entgegengesetzte Muskelschlingen determiniert eine positive oder negative Bewegung des Körpers. Bekanntermaßen wird diese Bewegung durch verstärkte periphere Widerstände und durch Ermüdung zumeist zu Lasten der Beugerkräfte gestört. So entstehen Muskelverkürzungen und muskuläre Dysbalancen, die im Bereich des Rumpfes beispielsweise eine Ventralverkipfung des Beckens und an der Wirbelsäule eine Hyperlordose im Lendenwirbelsäulenbereich und eine Hyperkyphose im Bereich der Brustwirbelsäule determinieren.

Diese veränderten Ausgangspositionen im Sinne von Wirbelsäulenverkrümmungen bedingen veränderte periphere Widerstände und damit Einschränkungen im Bereich des Stützvermögens der Extremitäten und der Wirbelsäule.

Im Bereich der Sensomotorik resultieren aus diesen Haltungsveränderungen veränderte Ausgangssituationen der Regelung der Stütz- und Zielmotorik.

Entsprechend der bereits erwähnten Abhängigkeit der Hals- und Labyrinthreflexe und der Lagereaktion nach Vojta [1996] von der Kopf- und Halswirbelsäulenhaltung bzw. der Rumpfhaltung wird auch das Basisprogramm der Hirnstammotorik in entsprechenden Regelkreisen einer Modifikation unterzogen (Sommer [2001]).

In Phasen verstärkter Anforderungen an das stabilisierende System werden eben diese stabilisierenden Strecker- und Beugersynergien verstärkt unwillkürlich abgerufen, wie eingangs gezeigt.

Es zeigt sich, dass sich diese durch gezielte verstärkte Beckenaufrichtung steigern lassen können.

Propriozeptive Fähigkeiten gesunder Probanden in der Form, die aktuell messbar erscheint, lassen sich durch Konditionierung in Form von verstärkter synergistischer Aktivierung der rumpfstabilisierenden Muskulatur nachweislich modifizieren.

## 5. SCHLUSSFOLGERUNGEN

Die kritische Untersuchung eines der beiden Verfahren, die standardmäßig unter den verschiedensten Fragestellungen zur Beurteilung propriozeptiver Fähigkeiten am Kniegelenk eingesetzt werden, lässt verschiedene Schlussfolgerungen zu.

Unter messtechnischen Gesichtspunkten zeigte sich ein erheblicher Messfehler der verwendeten Goniometer, der weit unter dem Fehler des Systems zur Bewegungsanalyse lag.

Gleichwohl dürfte der Messfehler handelsüblicher Winkelmesser, deren Verwendung ebenfalls in der Literatur beschrieben ist, aus verschiedenen Gründen noch über dem der Goniometermessungen liegen.

Es ergeben sich demnach folgende Schlußfolgerungen:

- Die Messung von Gelenkwinkeln mit Hilfe handelsüblicher Winkelmesser sollte auf die klinische Untersuchung beschränkt bleiben.
- Bei Untersuchungen zur Erfassung propriozeptiver Fähigkeiten eines Gelenkes sollte ein dem BAS vergleichbares System gewählt werden, da dieses mit dem geringsten Messfehler behaftet ist und als nichtinvasives Verfahren, das nicht direkt über dem betreffenden Gelenk angebracht werden muß, keinerlei artifizielle periphere Reize bedingt.

Zusätzlich zeigt die vorliegende Studie, daß Messungen zur Erfassung propriozeptiver Fähigkeiten am Kniegelenk unter standardisierten Bedingungen stattfinden müssen, um zu vergleichbaren Ergebnissen zu gelangen.

Dabei ist die Lagerung der Probanden von gleicher Wichtigkeit wie der aktuelle Ermüdungsstatus der Muskulatur.

Der Vergleich der stehenden Position mit der Kniebeuge als Belastungsäquivalent hat gezeigt, daß unter Belastung andere Gesetzmäßigkeiten zu herrschen scheinen als in Ruhe.

Zusätzlich läßt sich ein Effekt des Status der rumpfstabilisierenden Muskulatur auf die Messergebnisse darstellen. Der Vergleich des konditionierten Kollektives mit der unkonditionierten Gruppe hat gezeigt, daß der Status der rumpfstabilisierenden Muskelgruppen der Probanden ebenfalls nicht unberücksichtigt bleiben darf, da durch Konditionierung bekenaufrichtender Fähigkeiten eine verstärkte Tonisierung der betroffenen Muskulatur erreicht werden kann, die im Kontext der rumpfstabilisierenden Muskelschlingen ein verändertes Antwortverhalten der Muskulatur der Extremitäten bedingen kann, welches direkt in das komplexe Zusammenspiel propriozeptiver Signalübermittlung eingreift.

Aus den dargestellten Punkten ergeben sich folgende Schlußfolgerungen:

- Die Untersuchung unterschiedlicher Subpopulationen auf Unterschiede ihrer propriozeptiven Fähigkeiten muß standardisiert erfolgen.
- Dies beinhaltet die Lagerung in unbelasteten Situationen ebenso wie in belasteten Stellungen.
- Die Messung sollte in allen physiologisch genutzten Gelenkwinkeln erfolgen.
- Zur Übertragung gewonnener Erkenntnisse auf die Praxis sollten künftige Untersuchungen auf den Bereich belasteter Positionen und das Stadium der Ermüdung ausgeweitet werden.
- Der Einfluß des jeweiligen Muskelaktivitätsniveaus, in erster Linie der rumpfstabilisierenden Muskulatur, bedarf vermehrter Beachtung bei Interpretation der Ergebnisse zukünftiger Studien.

Der wissenschaftliche und methodische Ansatz vieler verfügbaren Studien stellt sich ebenfalls mit einigen Kritikpunkten dar, die die Vergleichbarkeit der Ergebnisse untereinander und ihre Übertragung auf den praktischen Bereich erschweren.

Im folgenden sind dies:

- Es handelt sich bei der Propriozeption um eine multimodale Sinnesqualität, die sich den aktuellen Meßverfahren weitgehend verschließt und in vielen Aspekten bis dato unverstanden bleibt.

- Die Ergebnisse der Erfassung lediglich einer propriozeptiven Submodalität können nicht bedenkenlos auf die Gesamtqualität propriozeptiver Wahrnehmungen übertragen werden.
- Die bekannten Messverfahren sollten wegen der erheblichen interindividuellen Streubreite auf den intraindividuellen Vergleich beschränkt bleiben. Die in dieser Untersuchung ermittelten Werte gesunder Probanden überschreiten den Bereich, der in einigen Studien signifikante Unterschiede zwischen beispielsweise gesunden und kreuzbanddefizienten Bändern bedingt.
- Bei klinischen Fragestellungen muß dem individuellen Ausmaß des jeweiligen Traumas, seinen Begleitverletzungen, der operativen Rekonstruktion oder Resektion anatomischer Strukturen (beispielsweise partielle/komplette Meniskusresektion) und dem angewandten Regime postoperativer Rehabilitationsmaßnahmen erheblich mehr Bedeutung zugemessen werden.
- Die Gruppe der Probanden sollte ebenfalls homogen sein in Bezug auf den Zeitpunkt der Messungen nach erlittenem Trauma resp. Operation und der jeweils erfolgten Rehabilitationsmaßnahme bzw. dem (bereits erfolgten) Trainingsaufbau.

Aus den angeführten Punkten wird die Notwendigkeit des kritischen Überdenkens des aktuellen Verständnisses der Propriozeption als peripher und zentral modulierende Einheit der Gesamtheit afferenter Informationen aller beteiligter Rezeptoren deutlich, sowie die Notwendigkeit, kommende Studien unter diesen Gesichtspunkten auszurichten.

Es wird deutlich, dass die Messung propriozeptiver Fähigkeiten am Kniegelenk zwar technisch möglich, aber keinesfalls problemlos durchführbar ist.

Ebenso behutsam hat die Interpretation der gewonnenen Ergebnisse zu erfolgen, da sie lediglich einen Teilaspekt eines komplexen Systems darstellen und daher von eingeschränkter Aussagekraft bezüglich des neuromuskulären Gesamtsystems sind.

## 6. ZUSAMMENFASSUNG / SUMMARY

### 6.1. Deutsch

Unter dem Begriff Propriozeption wird die bewußte und unbewußte Verarbeitung aller afferenter Informationen des Bewegungsapparates im zentralen Nervensystem verstanden. Es lassen sich weiterhin die Submodalitäten Bewegungssinn, Stellungssinn und Kraftsinn unterscheiden.

Die Rezeptoren dieser Sinnesqualitäten liegen im Muskel, den Bändern und Sehnen, und in der Gelenkkapsel.

Es sind in der Literatur eine Reihe von Testverfahren zur Erfassung propriozeptiver Eigenschaften des Kniegelenkes beschrieben worden, von denen jedoch nur zwei relativ weite Verbreitung gefunden haben. Hierbei handelt es sich um einen Test zur Erfassung des Bewegungssinnes und um den Winkelreproduktionstest zur Erfassung des Gelenkstellungssinnes.

Die komplexe Struktur der neuronalen Verbindungen und die bis heute wenig verstandene Modulation afferenter Informationen in den verschiedenen Ebenen cerebraler Reizverarbeitung ebenso wie das dynamische Verhalten der beteiligten muskulären Strukturen lassen vermuten, daß die Propriozeption sich den gängigen Meßverfahren entzieht.

Diese Vermutung wird durch die Ergebnisse der aktuellen Literatur bestärkt.

So sind unter den unterschiedlichsten Fragestellungen Propriozeptionsmessungen am Kniegelenk durchgeführt worden, die jedoch zum Teil widersprüchliche Ergebnisse lieferten. Ebenfalls ist bemerkenswert, daß es bis dato nicht gelungen ist, Normwerte gesunder Probanden zu definieren.

Zusätzlich fallen wissenschaftliche, methodische und messtechnische Defizite vieler Studien auf. Hierbei variiert die Durchführung der Untersuchungen in vielen Punkten sehr stark. Dies beinhaltet die Lagerung der Probanden ebenso wie die verwendeten Winkelgeschwindigkeiten, mit denen die betreffende Extremität bewegt wurde.

So werden die Messungen zumeist in unphysiologischer Art und Weise durchgeführt, die eine Übertragung der gewonnenen Erkenntnisse auf die Praxis erschwert.

In dieser Studie wurde der mittlere Meßfehler gängiger elektronischer Winkelmesser mit einem System zur Bewegungsanalyse (BAS) verglichen.

In einem zweiten Testabschnitt wurde der Einfluß der Lagerung, der Anspannung der Bauchmuskulatur und die Messung in unbelasteter und belasteter Position auf die Messergebnisse eines Winkelreproduktionstests untersucht.

In Tabelle 6.1 ist eine Übersicht über den Ablauf des Winkelreproduktionstests dargestellt.

<b>Modus</b>	<b>Sitzend</b>	<b>Liegend</b>	<b>Stehend</b>	<b>Kniebeuge</b>
<b>BAS</b>	60°, 20°	60°, 20°	60°, 20°	60°, 20°
<b>BAS</b> <b>BM↑</b>	60°, 20°	60°, 20°	60°, 20°	60°, 20°

**Tabelle 6.1:** Übersicht über den ersten Testteil. (BAS: Bewegungs- Analyse-System; BM↑: Anspannung Bauchmuskulatur)

Nach einer standardisierten Ermüdung der Probanden auf dem Laufband wurde der Winkelreproduktionstest wiederholt.

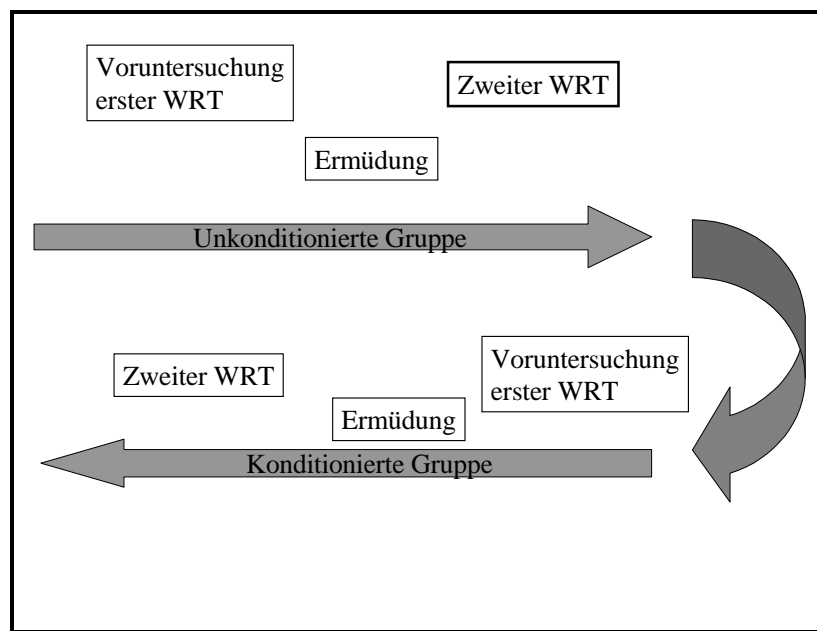
Nach Zulosung zur Konditionierungsgruppe erfolgte die Konditionierung in Form eines sechswöchigen Bauchmuskeltrainings.

Daraufhin wurden die Probanden erneut getestet, um den Einfluß spezieller Trainingsformen auf die Ergebnisse abschätzen zu können.

Die Konditionierung wurde mit Hilfe der Abdominometrie nach Berschin verifiziert.



Der Gesamtablauf der Untersuchungen ist in Abbildung 6.1 dargestellt.



**Abbildung 6.1:** Schematische Darstellung des Ablaufs der Untersuchungen.  
(WRT=Winkelreproduktionstest)

Im Vergleich der Meßmethoden zeigten die Ergebnisse eine Abhängigkeit der Meßgenauigkeit vom zu messenden Winkel.

Die Goniometermessungen stellten sich mit einem mittleren Meßfehler von  $8,7^\circ$  dar; dieser lag deutlich über dem der BAS-Messung mit  $3,5^\circ$ .

Die Ergebnisse der Winkelreproduktionstests zeigten deutlich den Einfluß unterschiedlicher Lagerungen (sitzend, liegend) der Probanden und der Stellung (belastet, unbelastet) auf die Messergebnisse. Der Einfluß einer angespannten Bauchmuskulatur stellte sich im Vergleich als insgesamt geringer dar.

Die Ergebnisse der konditionierten Probanden unterschieden sich in fast allen Punkten deutlich von denen der unkonditionierten Gruppe.

Aus den Ergebnisse lassen sich folgende Schlüsse ziehen:

- Bei Untersuchungen zur Erfassung propriozeptiver Fähigkeiten eines Gelenkes sollte ein dem BAS vergleichbares System gewählt werden, da dieses mit dem geringsten Meßfehler behaftet ist und keinerlei artifizielle periphere Reize bedingt.

- Die Untersuchung unterschiedlicher Subpopulationen auf Unterschiede ihrer propriozeptiven Fähigkeiten muß standardisiert erfolgen.
- Dies beinhaltet die Lagerung in unbelasteten Situationen (sitzend, liegend) ebenso wie die in belasteten Stellungen (stehend, Kniebeuge).
- Die Messungen sollten in allen physiologisch genutzten Gelenkwinkeln unter Verwendung physiologischer Bedingungen erfolgen.
- Zur Übertragung gewonnener Erkenntnisse auf die Praxis sollten künftige Untersuchungen auf den Bereich belasteter Positionen und das Stadium der Ermüdung ausgeweitet werden.
- Der Einfluß des jeweiligen Trainingszustandes, in erster Linie der rumpfstabilisierenden Muskulatur, bedarf vermehrter Beachtung bei Interpretation der Ergebnisse zukünftiger Studien.

Der wissenschaftliche und methodische Ansatz vieler verfügbaren Studien stellt sich ebenfalls mit einigen Kritikpunkten dar, die die Vergleichbarkeit der Ergebnisse untereinander und ihre Übertragung auf den praktischen Bereich erschweren.

Im folgenden sind dies:

- Propriozeption ist eine multimodale Sinnesqualität, die sich den aktuellen Meßverfahren weitgehend entzieht und in vielen Aspekten bis dato unverstanden bleibt.
- Die Ergebnisse der Erfassung lediglich einer propriozeptiven Submodalität können nicht bedenkenlos auf die Gesamtqualität propriozeptiver Wahrnehmungen übertragen werden.
- Die bekannten Messverfahren sollten wegen der erheblichen interindividuellen Streubreite auf den intraindividuellen Vergleich beschränkt werden.
- Die in dieser Untersuchung ermittelten Werte gesunder Probanden überschreiten den Bereich, der in einigen Studien signifikante Unterschiede zwischen gesunden und kreuzbanddefizienten Bändern bedingt.
- Bei Studien unter klinischen Fragestellungen muß dem individuellen Ausmaß des jeweiligen Traumas, seinen Begleitverletzungen, der

operativen Rekonstruktion oder Resektion anatomischer Strukturen (beispielsweise partielle/komplette Meniskusresektion) und dem angewandten Regime postoperativer Rehabilitationsmaßnahmen erheblich mehr Bedeutung zugemessen werden, um vergleichbare Ergebnisse zu gewährleisten.

- Bei der Beurteilung postoperativer Parameter sollte ein einheitlicher Zeitpunkt gewählt werden, nach dem die Messung stattfinden soll.

Aus den angeführten Punkten wird die Notwendigkeit des kritischen Überdenkens des aktuellen Verständnisses zur Propriozeption als peripher und zentral modulierende Einheit der Gesamtheit afferenter Informationen aller beteiligter Rezeptoren deutlich, sowie die Notwendigkeit, kommende Studien an diesen Punkten auszurichten.

## **6.2. English**

The actual definition of proprioception represents the conscious and unconscious modulation of all afferent informations concerning the musculoskeletal system in the central nervous system.

Furthermore three subdivisions of the proprioceptive sense exist, which are the senses of detecting movement, position sense and the ability to measure strenght. The receptors of these senses are located within muscles, tendons, ligaments and the joint capsule.

Many different testing procedures have been discribed in order to to measure proprioceptive abilities of the human knee joint, but only two of them have found to be used very often: one is a tst which measures movement sense, the other one is an angle reproduction test, which registers joint position sense.

The complex structure of the involved neuronal connections and the so far barely understood modification of afferent information in the different levels of cerebral stages on the one hand and the dynamic response of involved muscles on the other hand lead to the hypothesis, that proprioception is not completely measureable using current availible testing methods.

Seeing through actual literature there have been lots of studies concerning proprioceptive abilities of the knee joint but many of them with contradictory results.

It seems reasonable, that until now nobody has been able to define standard values of healthy subjects using some tests concerning knee joint proprioception.

Additionally there are many deficits concerning methodical, scientific and measuring techniques. The setting of the tests differs in many points concerning positioning of the subjects, the different kinds of speed, which have been used to move the subjects limbs.

Most of the methods have been found measure in non-physiological ways which makes it very difficult to transform results into praxi.

In this study we compared the middle measurement error of a common goniometer with a system created to analyse motion (BAS).

In the second part of the study we examined the influence of body position, tension of the abdominal muscles and load of the extremity on the results of an angle reproduction test.

A general view about the testing procedures is given in Table 6.1.

<b>Mode</b>	<b>sitting</b>	<b>lying</b>	<b>Standing</b>	<b>Knee-bend</b>
<b>BAS</b>	60°	60°	60°	60°
	20°	20°	20°	20°
<b>BAS AM ↑</b>	60°	60°	60°	60°
	20°	20°	20°	20°

**Table 6.1 :** General view about testing procedures.

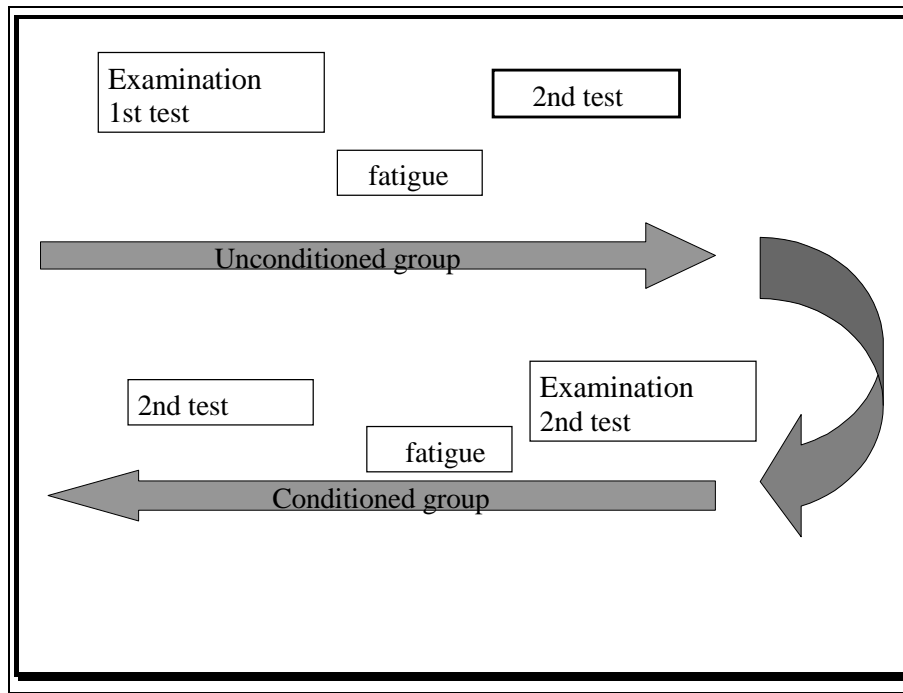
(BAS: movement-analysis-system; AM↑: tensioned abdominal muscles)

After a standardized fatigue-program angle reproduction tests were repeated. Test subjects were separated accidently and the test group started a special training program, the so called conditioning, in which a special training of the abdominal muscles was performed for six weeks.

After that the subjects were tested again in order to see the influence of some special training on the results of an angle reproduction test.

The success while training the abdominal muscles was controlled using Berschin's abdominometrie.

Figure 6.1 shows the running order of the test-setting and the different procedures.



**Plate 6.1:** Running order of the tests

Comparing the two methods of angle –measuring the accuracy of measuring seems to depend on the angle measured.

Goniometer-measurement showed a middle error of  $8,7^\circ$ , which was clearly smaller than that of the BAS, which was  $3,5^\circ$ .

The results of the angle reproduction tests showed that positioning and load of the subjects is of great influence on the results.

On the other hand influence of tensioned abdominal muscles was rather small.

Results of the conditioned group were in almost every position different from the results of the unconditioned group.

These results lead to the following conclusions:

- The accuracy of the BAS is significantly higher than goniometer-measurement and therefore in future testing BAS should be used
- In addition the BAS produces no skin irritation which goniometers usually do
- Examination of different subpopulations concerning different proprioceptive abilities should be standardized

- Standardisation includes positioning of the subjects (sitting, lying) and loading of the limbs (standing, knee-bend, running)
- Measurements should be practiced in all physiological joint angles using normal loads
- In order to transform results into praxi future studies should cover loaded positions and fatigue
- More attention should be paid to the influence of the actual training-condition (especially of trunk-stabilizing muscles)

Detailed analysis of of many studies shows severe deficits concerning methodical and scientific approach. This renders compatibility of different studies and their results.

The deficits are as follows:

- Proprioception is a multimodale quality which is not measurable by the use of common techniques by now and remains barely understood in many aspects
- By testig only one submodality results cannot be transformed onto proprioception as a whole
- Actual measuring techniques should be limited on *intraindividual* comparison because of the great *interindividual* diversion
- Values of healthy subjects tested within this study pass over the range which determines significant difference between healthy and operated knee joints in other studies
- Studies concerning clinical questions should pay more attention to the individual trauma, collateral damages, operative reconstruction, resection of anatomical structures (e. g. partial vs. total meniscectomie) and the rehabilitation regime chosen after operation to make results more comparable
- If paramaters after an operative therapy are of interest a standardised time after operation should be created on which examination can be performed in order to create nearly standardised conditions

These aspects show the necessity of thinking over our current understanding of proprioception which is the peripheral and central modulating unity of all the afferent information from all involved receptors of the musculoskeletal system. Further studies should consider these points in order to get one step closer to the understanding of proprioception.



---

## 7. LITERATURLISTE

Ahonen J, Lahtinen T, Sandström M, Pogliani G, Wirhead R  
Sportmedizin und Trainingslehre  
Schattauer Verlag, Stuttgart (1994)

Al-Othman A, Moussa M, Zakaria M  
A simple outpatient test for proprioception in the anterior cruciate ligament-deficient knee  
Orthopedics 21(6): 677-679 (1998)

Andrew BL, Dodt E  
The deployment of sensory nerve endings at the knee joint of the cat  
Acta physiol scand 28: 287-296 (1953)  
Zitiert in: Lattanzio PJ, Petrella RL  
Knee proprioception: a review of mechanisms, measurements, and implications of muscular fatigue  
Orthopedics 21(4): 463-470 (1998)

Andriacchi TP, Birac D  
Functional testing in the anterior cruciate ligament-deficient knee  
Clin Orth Rel Res 288 (March): 40-47 (1993)

Barrack RL, Skinner HB, Brunet ME, Cook SD  
Joint kinesthesia in the highly trained knee  
J sports med 24: 18-20 (1984)

Barrack RL, Skinner HB, Brunet ME, Cook SD  
Joint laxity and proprioception in the knee  
Phys sports med 11(6): 130-135 (1983)

Barrack RL, Skinner HB, Brunet ME, Haddad RJ  
Functional performance of the knee after intraarticular anesthesia  
Am j sports med 11(4): 258-261 (1983)

Barrack RL, Skinner HB, Buckley SL  
Proprioception in the anterior cruciate deficient knee  
Am j sports med 17(1): 1-6 (1989)

Barrack RL, Skinner HB, Cook SD  
Proprioception of the knee joint – paradoxical effect of training  
Am j phys med 63(4): 175-181 (1984)

Barrack RL, Skinner HB, Cook SD, Haddad RJ  
Effect of articular disease and total knee arthroplasty on knee joint position sense  
J neurophysiol 50(3): 684-687 (1983)

Barrett DS  
Proprioception and function after anterior cruciate reconstruction

J bone j surg (Br) 73-B: 833-837 (1991)

Barrett DS, Cobb AG, Bentley G  
Joint proprioception in normal, osteoarthritic and replaced knees  
J bone joint surg (Br) 73-B: 53-56 (1991)

Bartlett MJ, Warren PJ  
Effect of warming up on knee proprioception before sporting activity  
Br J Sports Med 36 (2): 132-134 (2002)

Bastian HC  
The muscular sense  
Brain 10,1-137 (1888)  
Zitiert in: Lephart SM, Fu HM  
The role of proprioception in the treatment of sports injuries  
Sports exercise and injury 1: 96-102 (1995)

Beard DJ, Dodd CA, Trundle HR, Simpson AHRW  
Proprioception enhancement for anterior cruciate ligament deficiency  
J bone joint surg (Br) 76-B: 654-659 (1994)

Beard DJ, Kyberg PJ, Fergusson CM, Dodd CAF  
Proprioception after rupture of the anterior cruciate ligament  
J bone joint surg (Br) 75-B: 311-315 (1993)

Beard DJ, Kyberg PJ, O'Connoer JJ, Fergusson CM, Dodd CAF  
Reflex hamstring contraction latency in anterior cruciate ligament deficiency  
J orthop res 12: 219-228 (1994)

Beckers D, Deckers J  
Ganganalyse und Gangschulung  
Springer Verlag Berlin (1997)

Beitzel Y  
Empirische Überprüfung eines Zusammenhanges zwischen zwei Testverfahren zur  
Bauchmuskulatur und zur funktionellen Stabilität des Sprunggelenkes  
Examensarbeit Sportmedizin  
Philipps Universität Marburg (2000)

Bell C  
On the nervous circle that connects voluntary muscles with the brain  
Part 2, 163  
Phil trans soc London (1863)  
Zitiert in: Williams WJ  
A systems oriented evaluation of the role of joint receptors and other afferents in  
position and motion sense  
Critical reviews in biomedical engineering, Dec: 23-77 (1981)

Benke H, Dietrich L  
Die Bestimmung der Rücken- und Bauchmuskelkraft

Medizin und Sport 26 (3): 92-94 (1986)

Berchuck M, Andriacchi TP, Bach BR, Reider B  
Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament  
J bone joint surg (Am) 72-A: 871-877 (1990)

Berschin G  
Das bewegungsbedingte Schädigungspotential bei der Pathogenese von  
Supinations-Inversions-Traumen des oberen Sprunggelenks  
Inauguraldissertation zur Erlangung der Doktorwürde  
Verlag Görich & Weiershäuser GmbH  
Marburg / Lahn (1999)

Beynon BD, Renström PA, Konradsen L, Elmqvist LG, Gottlieb D, Dirks M  
Validation of techniques to measure knee proprioception  
In: Lephart SM, Fu FH  
Proprioception and neuromuscular control in joint stability  
Human Kinetics Publishing 2000

Beynon BD, Ryder SH, Konradsen L, Johnson RJ, Johnson K, Renström PA  
The effect of anterior cruciate ligament trauma and bracing on knee proprioception  
Am j sports med 27: 150-155 (1999)

Boyd JA  
Muscle spindles and stretch reflexes  
In: Scientific basis of clinical neurology  
Hrs. Swash M, Kennard C  
Churchill Livingstone, London 74-97 (1985)

Branch TP, Hunter R, Donath M  
Dynamic EMG analysis of anterior cruciate deficient legs with and without bracing  
during cutting  
Am j sports med 17(1): 35-41 (1989)  
Brantigan OC, Voshell AF  
Ligaments of the knee joints: The relationship of the ligament of Humphry to the  
ligament of Wrisberg  
J bone joint surg 28: 66 (1946)

Browne K, Lee J, Ring PA  
The sensation of passive movement at the metatarsophalangeal joint of the great toe  
in man  
J physiol (London) 126: 448 (1954)  
Zitiert in: Williams WJ  
A systems oriented evaluation of the role of joint receptors and other afferents in  
position and motion sense  
Critical reviews in biomedical engineering, Dec: 23-77 (1981)

Bruggencate ten G  
Somatoviszzerale Sensibilität  
In: Deetjen P, Speckmann, EJ (Hrsg)

Physiologie

Urban & Fischer Verlag, München – Stuttgart  
3. Auflage (1999)

Cash RM, Gonzalez MH, Garst J  
Proprioception after arthroplasty  
Clin orth rel res 331: 172-178 (1996)

Clark FJ, Horch KW, Bach SM, Larson GF  
Contributions of cutaneous and joint receptors to static knee-position sense in man  
J neurophys 42 (3): 877-888 (1979)

Clark P, MacDonl PB, Sutherland K  
Analysis of proprioception in the posterior cruciate ligament-deficient knee  
Knee surg sports traumatol arthroscopy 4: 225-227 (1996)

Co FH, Skinner HB, Cannon WD  
Effect of reconstruction of the anterior cruciate ligament on proprioception of the knee  
and the heel strike transient  
J orthop res 11: 696-704 (1993)

Corrigan JP, Cashman WF, Brady MP  
Proprioception in the cruciate deficient knee  
J bone joint surg (Br) 74-B: 247-250 (1992)

Cotta H, Sommer HM  
Ursache und Behandlung des Rückenschmerzes bei Sportlern  
Chirurg 59 (11): 708-712 (1988)

Cross MJ, McCloskey DI  
Position sense following surgical removal of joints in man  
Brain res 55: 443-445 (1973)

Crowe A, Keesen W  
Proprioceptive accuracy in two dimensions  
Percept mot skills 64: 831-864 (1987)

Dalichau S, Scheel, K  
Die Winkelreproduktionsfähigkeit der Lendenwirbelsäule männlicher Turner, Tennis-  
und Hockeyspieler  
Dtsch z sportmed 51: 21-25 (2000)

Delagi EF, Perotto A  
Elektromyographie der Extremitäten  
Enke Verlag Stuttgart (1989)

DeLuca C, Knaflitz M  
Surface Elektromyography: What's new?  
Torino (1992)  
Zitiert in: Engelhardt M, Freiwald J

EMG-kontrollierte Muskelrehabilitierung – Knieverletzungen  
Sportverl – Sportschaden 11: 87-89 (1997)

Dietrich L, Berthold F, Benke H  
Muskeldehnung aus sportmethodischer Sicht  
Medizin und Sport 25 (2): 52-57 (1985)

Döderlein L, Wenz W, Schneider U  
Der Klumpfuß  
Springer Verlag Heidelberg (1999)

Duchenne GB  
In: Poore GV (ed)  
Paralysis of the muscular and articular sensibility  
New sydenham society, London: 378-398 (1883)  
Zitiert in: Jerosch J, Prymka M  
Proprioception and joint stability  
Knee surg sports traumatol arthroscopy 4: 171-179 (1996)

Dye SF, Shapeero L, Lipton MJ, et al  
Quantitative assessment of functional knee morphology by means of cine computed tomography  
Am j sports med 15: 387 (1987)

Dye SF, Vaupel GL  
Functional anatomy of the knee: bony geometry, static and dynamic restraints, sensory and motor innervation  
In: Lephart SM, Fu FH  
Proprioception and neuromuscular control in joint stability  
Human Kinetics Publishing 2000

Engelhardt M, Freiwald J  
EMG-kontrollierte Muskelrehabilitierung – Knieverletzungen  
Sportverl – Sportschaden 11: 87-89 (1997)

Finkbeiner GF  
Rehabilitation bei Krankheiten der Haltungs- und Bewegungsorgane  
In: Dellbrück H, Haupt E  
Rehabilitationsmedizin  
Urban und Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore (1996)

Freeman M, Wyke B  
Articular reflexes at the ankle joint: an electromyographic study of normal and abnormal influences of ankle-joint mechanoreceptors upon reflex activity in the leg muscles  
Br J surg 54:990-1001 (1967)

Freeman M, Wyke B  
The innervation of the knee joint: An anatomical and histological study in the cat

J anat 101: 505 (1967)

Freiwald J

Neuromuskuläre Veränderungen des M. quadrizeps femoris nach akuten und chronischen Kniegelenkschädigungen

Habilitationsschrift, Dortmund (1996)

Zitiert in: Engelhardt M, Freiwald J

EMG-kontrollierte Muskelrehabilitierung – Knieverletzungen

Sportverl – Sportschaden 11: 87-89 (1997)

Freiwald J, Engelhardt M

Neuromuskuläre Dysbalancen in Medizin und Sport

Dtsch z sportmed 47: 99-106 (1996)

Fremerey RW, Lobenhoffer P, Born I, Tscherne H, Bosch U

Kann die Kniegelenkspropriozeption durch Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes wiederhergestellt werden?

Unfallchirurg 101: 697-703 (1998)

Fremerey RW, Lobenhoffer P, Zeichen J, Skutek M, Bosch U, Tscherne H

Proprioception after rehabilitation and reconstruction in knees with deficiency of the anterior cruciate ligament

J bone joint surg (Br) 82-B (6): 801-806 (2000)

Fridén T, Roberts D, Zätterström R, Lindstrand A, Moritz U

A stabilometric technique for evaluation of lower limb instabilities

Am j sports med 17(1): 119-122

Fridén T, Roberts D, Zätterström R, Lindstrand A, Moritz U

Proprioception after an acute knee ligament injury: a longitudinal study on 16 consecutive patients

J orthop res 15: 637-644 (1997)

Fuchs S, Friedrich M

Beeinflussungsmöglichkeiten von Kniegelenkscores

Unfallchirurg 103: 44-50 (2000)

Fuchs S, Thorwesten L, Niewerth S

Proprioceptive function in knees with and without total knee arthroplasty

Am j phys med rehabil 78(1): 39-45 (1999)

Fulkerson JP, Hungerford DS

Normal anatomy

In: Disorders of the patellofemoral joint

2<sup>nd</sup> edition Baltimore: Williams & Wilkins (1990)

Gandevia SC, McCloskey DI

Joint sense, muscle sense, and their combination as position sense, measured at the distal interphalangeal joint of the middle finger

J physiol 260: 387-407 (1976)

Gasser HS, Grundfest H  
Axon diameters in relation to the spike dimension and the conduction velocity in mammalian A-fibers  
Am j physiol 127: 393 (1939)  
In: Dudel J  
Informationsvermittlung durch elektrische Erregung  
In Schmidt RF, Thews G (Hrsg)  
Physiologie des Menschen  
Springer Verlag, Berlin – Heidelberg  
25. Auflage S. 40 (1993)

Gelfan S, Carter S  
Muscle sense in man  
Exp neurology 18: 469-473 (1967)

Gillquist J  
Knee ligaments and proprioception  
Acta orthop scand 67(6): 533-535 (1996)

Goldie P, Evans O, Bach T,  
Postural control following inversion injuries of the ankle  
Arch phys med rehabil 75: 969-975 (1994)

Goldscheider A  
Untersuchungen über den Muskelsinn  
Arch anat physiol 3: 369-502 (1889)  
Zitiert in: McKloskey DI  
Kinesthetic sensibility  
Physiol rev 58 (4): 763-817 (1978)

Gómez-Barrena E, Martínez-Moreno E, Munuera L  
Segmental sensory innervation of the anterior cruciate ligament and the patellar tendon of the cat's knee  
Acta orthop scand 67(6): 545-552 (1996)

Good L, Beynon BD, Gottlieb DJ, Renström PA, Johnson RJ  
Joint position sense is not changed after ACL disruption  
Orthp res soc abstracts 41: 95 (1995)  
Zitiert in: Gillquist J  
Knee ligaments and proprioception  
Acta orthop scand 67(6): 533-535 (1996)

Goodwin GM, McCloskey DI, Matthews PBC  
The contribution of muscle afferents to kinæsthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralyzing joint afferents  
Brain 95: 705-748 (1972)

Gottlieb DJ, Beynon BD, Dirks M, Renström PA  
Is joint position sense clinically relevant

Trans Orthop Res Soc 19: 83 (1994)

Grandjean E  
Physiologische Arbeitsgestaltung  
Thun – München: Ott (1979)

Grigg P  
Peripheral neural mechanisms in proprioception  
J sports reh 3: 2-17 (1994)

Grigg P, Finerman GA, Riley LH  
Joint-position sense after total hip replacement  
J bone joint surg (Am) 55-A (5): 1016-1025 (1973)

Grüber J, Wolter D, Lierse W  
Der vordere Kreuzbandreflex (LCA-Reflex)  
Unfallchirurg 89: 551-554 (1986)

Guanche CA, Solomonow M, D'Ambrosia RD  
Peripheral afferents of the shoulder: Relationship between active and passive  
restrains regulating muscle activation  
In: Lephart SM, Fu FH  
Proprioception and neuromuscular control in joint stability  
Human Kinetics Publishing 2000

Guskiewicz K, Perrin D  
Effect of orthotics on postural sway following inversion ankle sprain  
J orthop sports phys ther 23: 326-331 (1996)

Haus J, Halata Z  
Innervation of the anterior cruciate ligament  
Int orthop 14: 293-296 (1990)

Haus J, Halata Z, Refior HJ  
Propriozeption im vorderen Kreuzband des menschlichen Kniegelenkes –  
morphologische Grundlagen  
Z orthop 130: 484-494 (1992)

Helmholtz H von  
Helmholtz's treatise on physiological optics  
3<sup>rd</sup> edition  
Edited by Southall JPC  
Menasha Wisconsin: Optical society of america, Vol.3  
Zitiert in: Goodwin GM, McCloskey DI, Matthews PBC  
The contribution of muscle afferents to kinaesthesia shown by vibration induced  
illusions of movement and by the effects of paralyzing joint afferents  
Brain 95: 705-748 (1972)

Hertel P  
Frische und alte Kniebandverletzungen



Unfallchirurg 99: 686-700 (1996)

Hewett TE, Paterno MV, Noyes FR  
Neuromuscular contributions to knee kinematics and kinetics: Normal versus pathological state  
In: Lephart SM, Fu FH  
Proprioception and neuromuscular control in joint stability  
Human Kinetics Publishing 2000

Hoffman M, Payne VG  
The effect of proprioceptive ankle disc training on healthy subjects  
JOSPT 21(2): 90-93 (1995)

Hopper DM, Creagh MJ, Formby PA, Goh SC, Boyle JJ, Strauss GR  
Functional measurement of knee joint position sense after anterior cruciate ligament reconstruction  
Arch Phys Med Rehabil. 84 (6): 868-872 (2003)

Horch KW, Clark FJ, Burgess PR  
Awareness of knee joint angle under static conditions  
J neurophysiol 38: 1436-1447 (1975)

Horstmann T  
Sportfähigkeit bei Arthrose und nach endoprothetischer Versorgung  
Sportort-Sporttraumat 16(1) 26-29 (2000)

Hurley MV, Scott DL, Rees J, Newham DJ  
Sensorimotor changes and functional performance in patients with knee osteoarthritis  
Ann rheum Dis 56: 641-648 (1997)

Ishii Y, Tojo T, Terajima K, Terashima S, Bechtold JE  
Intracapsular components do not change hip proprioception  
J bone joint surg 81-B: 345-348 (1999)

Jennings AG, Seedhom BB  
Proprioception in the knee and reflex hamstring contraction latency  
J bone joint surg (Br) 76-B: 491-494 (1994)

Jerosch J, Pfaff G, Thorwesten L, Schoppe R  
Auswirkungen eines propriozeptiven Trainingsprogramms auf die sensomotorischen Fähigkeiten der unteren Extremität bei Patienten mit einer vorderen Kreuzbandinstabilität  
Sportverl. Sportschaden 12: 121-130 (1998)

Jerosch J, Prymka M  
Propriozeptive Fähigkeiten des gesunden Kniegelenks: Beeinflussung durch eine elastische Bandage  
Sportverl. Sportschaden 9: 72-76 (1995)

Jerosch J, Prymka M  
Knee joint proprioception in patients with posttraumatic recurrent patella dislocation  
Knee surg sports traumatol arthroscopy 4: 14-18 (1996)

Jerosch J, Schäffer C, Prymka M  
Propriozeptive Fähigkeiten bei operativ und konservativ behandelten Kreuzbandin-  
suffizienten Kniegelenken  
Unfallchirurg 101: 26-31 (1998)

Jerosch J, Schmidt K, Prymka M  
Beeinflussung der propriozeptiven Fähigkeit von Kniegelenken mit einer primären  
Gonarthrose  
Unfallchirurg 100: 219-224 (1997)

Johansson H  
Role of knee ligaments in proprioception and regulation of muscle stiffness  
J electromy kines 1(3): 158-179 (1991)

Johansson H, Pedersen J, Bergenheim M, Djupsjöbacka M  
Peripheral afferents of the knee: Their effects on central mechanisms regulating  
muscle stiffness, joint stability, and proprioception and coordination.  
In: Lephart SM, Fu FH  
Proprioception and neuromuscular control in joint stability  
Human Kinetics Publishing 2000

Johansson H, Sjölander P, Sojka P  
Fusimotor reflexes in triceps surae muscle elicited by natural and electrical stimula-  
tion of joint afferents  
Neuro-orthop 6: 67-80 (1988)

Johansson H, Sjölander P, Sojka P  
Receptors in the knee joint ligaments and their role in the biomechanics of the joint  
Biomed engin 18(5): 341-368 (1991)

Johansson H, Sjölander P, Sojka P  
Receptors in the knee joint ligaments and their role in the biomechanics of the joint  
Crit rev biomed engin 18(5): 341-368 (1991)

Junqueira LC, Carneiro J  
Histologia basica  
Übersetzt von: Schiebler TH, Schneider F  
Springer Verlag, Berlin – Heidelberg  
3. Auflage (1991)

Kaminski TW, Perrin DH  
Effect of prophylactic knee bracing on balance and joint position sense  
J athl train 31: 131-136 (1996)  
Kaplan FS, Nixon JE, Reitz M, Rindfleish L, Tucker J  
Age-related changes in proprioception and sensation of joint position  
Acta orth scand 56: 72-74 (1985)

Kennedy JC, Alexander IJ, Hayes KC  
Nerve supply of the human knee and its functional importance  
Am j sports med 10(6): 329-335 (1982)

Klee A  
Zur Theorie der muskulären Balance  
In: Zichner L, Engelhardt M, Freiwald J  
Die Muskulatur – sensibles integratives und messbares Organ  
Wehr Ciba – Geigy (1994)

Klee A  
Haltung, muskuläre Balance und Training  
In: Dages R (Hrsg.)  
Beiträge zur Sportwissenschaft, Band 20  
Frankfurt a. M (1995)

Klein BP, Blaha JD, Simons W  
Anterior cruciate-deficient knees do not have altered proprioception  
Orthop res soc abstracts 38: 501 (1992)  
Zitiert in: Gillquist J  
Knee ligaments and proprioception  
Acta orthop scand 67(6): 533-535 (1996)

Klinke R, Silbernagl S  
Lehrbuch der Physiologie  
Georg Thieme Verlag Stuttgart (1994)

Kokmen E, Bossemeyer RW, Williams WJ  
Quantitative evaluation of joint motion sensation in an aging population  
J gerontol 33(1): 62-67 (1978)

Krutz A, Kohn D  
Gelenkschäden nach Sportverletzungen  
Dtsch Z Sportmed 53 (2): 4548 (2002)

Kristic RV  
Die Gewebe des Menschen und der Säugetiere  
Springer Verlag, Berlin – Heidelberg – New York (1978)  
In: Schiebler TH, Schmidt W  
Lehrbuch der gesamten Anatomie des Menschen  
Springer Verlag, Berlin – Heidelberg  
5. Auflage (1991)

Lanz v, Wachsmuth  
Wirkung von Muskeln auf das Kniegelenk  
In: Schiebler TH, Schmidt W  
Lehrbuch der gesamten Anatomie des Menschen  
Springer Verlag, Berlin – Heidelberg  
5. Auflage (1991)

Lattanzio PJ, Petrella RL  
Knee proprioception: a review of mechanisms, measurements, and implications of muscular fatigue  
Orthopedics 21(4): 463-470 (1998)

Leanderson J, Eriksson E, Nilsson C, Wykman A  
Proprioception in classical ballet dancers  
Am j sports med 24(3): 370-374 (1996)

Lehmann F  
Zur Bedeutung des arthromuskulären Gleichgewichts  
Leistungssport 1: 16-19 (1991)  
Lephart SM, Fu FH  
The role of proprioception in the treatment of sports injuries  
Sports exercise injury 1: 96-102 (1995)

Lephart SM, Giraldo JL, Borsa PA, Fu FH  
Knee joint proprioception: a comparison between female intercollegiate gymnasts and controls  
Knee surg sports traumatol arthroscopy 4: 121-124 (1996)

Lephart SM, Kocher MS, Fu FH, Borsa PA, Harner CD  
Proprioception following anterior cruciate ligament reconstruction  
J sports rehab 1: 188-196 (1992)

Lephart SM, Pincivero DM, Giraldo JL, Fu FH  
The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries  
Am j sports med 25 (1): 130-137 (1997)

Lephart SM, Pincivero DM, Rozzi SL  
Proprioception of the ankle and knee  
Sports med 25(3): 149-155 (1998)

Lloyd DPC, Chang HAT  
Afferent fibres in muscle nerves  
J neurophysiol 11: 199 (1948)  
In: Dudel J  
Informationsvermittlung durch elektrische Erregung  
In Schmidt RF, Thews G (Hrsg)  
Physiologie des Menschen  
Springer Verlag, Berlin – Heidelberg  
25. Auflage S. 40 (1993)

Löfvenberg R, Kärrholm J, Sundelin G  
Die propriozeptive Reaktion beim gesunden und beim chronisch kranken Sprunggelenk  
Sportverl. Sportschaden 10: 79-83 (1996)

Lysholm J, Gillquist J

---

Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale  
Am J sports med 10(3): 150-154 (1982)

MacDonald PB, Hedden D, Pacin O, Sutherland K  
Proprioception in the anterior cruciate ligament-deficient and reconstructed knees  
Am j sports med 24(6): 774-778 (1996)

Martinek V, Friederich NF  
To brace or not to brace?  
Orthopäde 28. 565-570 (1999)

Marks R, Quinney HA, Wessel J  
Proprioceptive sensibility in women with normal and osteoarthritic knee joints  
Clin rheuma 12(2): 170-175 (1993)

Matthews PBC  
Proprioceptors and their contribution to somatosensory mapping: complex messages require complex processing  
Can j physiol pharmacol 66: 430-438 (1988)

Merten PA  
Human position sense and the sense of effort  
Symp soc exp biol 18: 387 (1964)  
Zitiert in: Matthews PBC  
Where does Sherrington's „muscular sense“ originate? Muscles, joints corollary discharges?  
Ann rev neurosci 5: 189-218 (1982)

Miller RG, Giannini D, Milner-Brown HS, Layzer R, Koretsky AP, Hooper D, et al  
Effects of fatiguing exercise on high-energy phosphates, force and EMG: Evidence of three phases of recovery  
Muscle nerve 10: 810-821 (1987)

Mills KR, Edwards RHT  
Muscle fatigue in myophosphorylase deficiency: power spectral analysis of the electromyogram  
Electroencephal clin neurophysiol 57. 330-335 (1984)

Miyatsu M, Atsuta Y, Watakabe M  
The physiology of mechanoreceptors in the anterior cruciate ligament  
J bone joint surg (Br) 75-B (4): 653-657 (1993)

Mountcastle VB, Poggio GF, Werner G  
The relation of thalamic cell response to peripheral stimuli varied over an intensive continuum  
J neurophysiol 26: 807 (1963)  
Zitiert in: Williams WJ  
A systems oriented evaluation of the role of joint receptors and other afferents in position and motion sense

Critical reviews in biomedical engineering, Dec: 23-77 (1981)

Mountcastle VB, Powell TPS

Central nervous mechanisms subserving position sense and kinesthesia

Bull John Hopkins hosp 105: 173 (1959)

Zitiert in: Williams WJ

A systems oriented evaluation of the role of joint receptors and other afferents in position and motion sense

Critical reviews in biomedical engineering, Dec: 23-77 (1981)

Müller W

The knee: form, function, and ligament reconstruction

Springer Verlag New York, Heidelberg (1983)

Nicholas

Einteilung der dynamischen und statischen Stabilisatoren am Knie

In: Häring, Zilch

Lehrbuch Chirurgie

De Gruyter Verlag Berlin – New York

3. Auflage (1992)

Niethard FU, Pfeil J

Orthopädie

Hippokrates Verlag Stuttgart

3. Auflage (1997)

Oscarsson O, Rosen I

Projection to the cerebral cortex of large muscle spindle afferents in forelimb nerves of the cat

J physiol (London) 169: 924-945 (1963)

Zitiert in: Goodwin GM, McCloskey DI, Matthews PBC

The contribution of muscle afferents to kinæsthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralysing joint afferents

Brain 95: 705-748 (1972)

Pai YC, Rymer WZ, Chang RW, Sharma L

Effect of age and osteoarthritis on knee proprioception

Arthr rheumat 40(12): 2260-2265 (1997)

Pap G

Möglichkeiten und Grenzen von Propriozeptionsmessungen

Vortrag auf dem Kongress: Propriozeption in Forschung, Klinik und Praxis

Münster, 17.09.1999

Pap G, Machner A, Awiszus F

Proprioceptive deficits in ACL deficient knees – do they really exist?

Sports exercise injury 3: 9-14 (1997)

Pap G, Machner A, Awiszus F

Messung der Kniegelenkskinästhesie zur Bestimmung von Propriozeptionsdefiziten

bei Varusgonarthrose  
Z rheumatol 57: 5-10 (1998)

Pap G, Machner A, Awiszus F  
Propriozeptionsmessungen – Möglichkeiten und Grenzen  
Orthopädie Mitteilungen 4: 221-227 (1998)

Pap G, Machner A, Nebelung W, Awiszus F  
Detailed analysis of proprioception in normal and ACL-deficient knees  
J bone joint surg 81-B: 764-768 (1999)

Perlau R, Frank C, Fick G  
The effect of elastic bandages on human knee proprioception in the uninjured population  
Am j sports med 23(2): 251-255 (1995)

Perrin DH, Shultz, SJ  
Models for clinical research involving proprioception and neuromuscular control  
In: Lephart SM, Fu FH  
Proprioception and neuromuscular control in joint stability  
Human kinetics publishing, 2000

Perry J  
Gait analysis  
McGraw-Hill New York (1992)

Pitman MI, Nainzadeh N, Menche D, Gasalberti R, Song EK  
The intraoperative evaluation of the neurosensory function of the anterior cruciate ligament in humans using somatosensory evoked potentials  
Arthroscopy: J arthrosc rel surg 8(4): 442-447 (1992)

Platzer W  
Taschenatlas der Anatomie, Band 1: Bewegungsapparat  
Georg Thieme Verlag Stuttgart – New York  
6. Auflage (1991)

Provins KA  
The effects of peripheral nerve block on the appreciation and execution of finger movements  
J physiol (London) 143: 55 (1958)  
Zitiert in: Williams WJ  
A systems oriented evaluation of the role of joint receptors and other afferents in position and motion sense  
Critical reviews in biomedical engineering, Dec: 23-77 (1981)

Quante M, Hille E  
Propriozeption: Eine kritische Analyse zum Stellenwert in der Sportmedizin  
Dt z sportmed 50: 306-310 (1999)

Race A, Amis A

The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament  
J biomechanics 27: 13 (1994)

Rebel M, Pässler H H  
Auswirkungen einer Knieorthese auf die sensomotorischen Fähigkeiten bei Patienten mit einer VKB-Plastik  
Sportverl Sportschaden 15: 16-21 (2001)

Ribot-Cisar E, Roll JP  
Ago-antagonist muscle spindle inputs contribute together to joint movement coding in man  
Brain res 791: 167-176 (1998)

Roberts D, Ageberg E, Andersson G, Friden T  
Effects of short-term cycling on knee joint proprioception in healthy young persons  
Am Journal Sports Med 31 (6): 990-994 (2003)

Roberts TDM  
Neurophysiology of postural mechanisms  
Butterworth London (1978)

Roland PE  
Do muscular receptors in man evoke sensations of tension and kinaesthesia?  
Brain res 99: 162-165 (1975)

Rozzi SL, Lephart SM, Gear WS, Fu FH  
Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players  
Am j sports med 27(3): 312-319 (1999)

Rozzi S, Yuktanandana P, Pincivero D, Lephart SM  
Role of fatigue on proprioception and neuromuscular control  
In: Lephart SM, Fu FH  
Proprioception and neuromuscular control in joint stability  
Human Kinetics Publishing 2000

Scaliger  
Motion sense  
Zitiert in: Jerosch J, Prymka M  
Proprioception and joint stability  
Knee surg sports traumatol arthroscopy 4: 171-179 (1996)

Schiebler TH, Schmidt W  
Lehrbuch der gesamten Anatomie des Menschen  
Springer Verlag Berlin – Heidelberg  
4. Auflage (1991)

Schifferdecker – Hoch F, Denner A  
Mobilitäts-, Muskelkraft- und Muskelleistungsfähigkeitsparameter der Wirbelsäule



Manuelle Medizin 37 (1): 30-33 (1999)

Schmidt RF, Wiesendanger M  
Motorische Systeme  
In: Schmidt, Thews (Hrsg)  
Physiologie des Menschen  
Springer Verlag Heidelberg (1993)

Schultz RA, Miller CM, Kerr CS, Micheli L  
Mechanoreceptors in human cruciate ligaments  
J bone joint surg [Am] 66: 1072-1076 (1984)

Sell S, Zacher J, Lack S  
Propriozeptionsstörung am arthrotischen Kniegelenk  
Z rheumatol 52: 150-155 (1993)

Sherrington CS  
The muscular sense  
In: Textbook of physiology, Vol 2  
Ed. EA Schäfer  
Pentland, Edinburgh – London (1900)  
Zitiert in: Matthews PBC  
Where does Sherrington's „muscular sense“ originate? Muscles, joints corollary discharges?  
Ann rev neurosci 5: 189-218 (1982)

SIMI Benutzerhandbuch, Version 4.1  
München (1996)

Simmons S, Lephart S, Rubash H, Pifer GW, Barrack R  
Proprioception after unicondylar knee arthroplasty versus total knee arthroplasty  
Clin orthop rel res 331: 179-184 (1996)

Skinner HB, Barrack RL, Cook SD  
Age-related decline in proprioception  
Clin orthop rel res 184: 208-211 (1984)

Skinner HB, Barrack RL, Cook SD, Haddad RJ  
Joint position sense in total knee arthroplasty  
J orthop res 1: 276-283 (1984)

Skinner HB, Wyatt MP, Hodgdon JA, Conard DW, Barrack RL  
Effect of fatigue on joint position sense of the knee  
J orthop res 4: 112-118 (1986)

Snyder-Mackler L, De Luca PF, Williams PR, Eastlack ME, Bartolozzi AR  
Reflex inhibition of the quadriceps femoris muscle after injury or reconstruction of the anterior cruciate ligament  
J bone joint surg (Am) 76-A 555-560 (1994)

Sobotta J

Atlas der Anatomie des Menschen

Band 2. Rumpf, Eingeweide, untere Extremität

Urban & Schwarzenberg, München – Wien – Baltimore

20. Auflage (1993)

Solomonow M, Baratta R, Zhou BH, Shoji H, Bose W, Beck C, D'Ambrosia R  
The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in  
maintaining joint stability

Am j sports med 15(3): 207-213 (1987)

Sommer HM

Muskuläre Ungleichgewichte im Bereich der unteren Extremitäten als Ursache für  
Leistungsverlust und Überlastung

In: Jeschke D (Hrsg.)

Stellenwert der Sportmedizin in Medizin und Sportwissenschaften

Springer Verlag Berlin (1984)

Sommer HM, Rohrscheidt v. C, Azra D

Leistungssteigerung und Prophylaxe von Überbelastung und Verletzung des  
Haltungs- und Bewegungsapparates im Sport durch „alternative Gymnastik“

Lehre der Leichtathletik 26(38-39): 1763-1766 (1987)

Sommer HM, Rohrscheidt v. C

Zentrale Fehlsteuerung als Ursache von Bewegungsstörungen im Leistungssport?

Sportverletzung – Sportschaden 1 (2): 10-14 (1988)

Sommer HM

Sportfähigkeit

In: Krämer KL, Stock M, Winter M

Klinikleitfaden Orthopädie, 3. Auflage

Gustaf Fischer Verlag Ulm (1997)

Sommer HM

Wirbelsäulenhaltung und Sensomotorik

Dt Z Sportmed 52 S( 7-8): 47 (2001)

Stappers PJ

Matching proprioceptive to visual speed affected by nonkinematic parameters

Percept motor skills 83: 1353-1354 (1996)

Staubesand J

Untere Gliedmaßen

In: Benninghoff

Makroskopische und mikroskopische Anatomie des Menschen

Band 1, Cytologie, Histologie, allgemeine Anatomie und Anatomie des  
Bewegungsapparates

Urban & Schwarzenberg, München – Wien – Baltimore

14. Auflage (1985)

Steinhausen M

Medizinische Physiologie  
Verlag für Medizin Fischer, Heidelberg  
2. Auflage 1991

Tibone JE, Antich TJ, Fanton GS, Moynes DR, Perry J  
Functional analysis of anterior cruciate ligament instability  
Am j sports med 14(4): 276-284 (1986)

Tittel K  
Funktionelle Anatomie und Biomechanik des Kniegelenkes  
Medizin und Sport 3: 65-74 (1977)

Tittel K  
Funktionell – anatomische und biomechanische Grundlagen für die Sicherung des  
“athro – muskulären Gleichgewichts” im Sport; ein Beitrag zur Erhöhung der  
Belastbarkeit bindegewebiger Strukturen  
Medizin und Sport 26 (1): 2-4 (1986)

Tittel K  
Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen  
VEB Gustav Fischer Verlag Jena (1990)

Tracey DJ  
Joint receptors and the control of movement  
TINS Nov: 251-255 (1980)

Tropp H, Askling C, Gillquist J  
Prevention of ankle sprains  
Int j sports med 5: 260-262 (1985)

Tsuda E, Ishibashi Y, Okamura Y, Toh S  
Restoration of anterior cruciate ligament-hamstring reflex arc after anterior cruciate  
ligament reconstruction  
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 11: 63-67 (2003)

Ulmer HV  
Arbeitsphysiologie  
In: Schmidt, Thews (Hrsg)  
Physiologie des Menschen  
Springer Verlag Heidelberg (1993)

Van der Wal JC  
The organisation of the substrate of proprioception in the elbow region of the rat  
Dissertation  
Rijksuniversiteit Limburg te Maastricht, Holland (1988)

Van Dommelen BA, Fowler PJ  
Anatomy of the posterior cruciate ligament: A review  
Am J Sports Med 19: 210 (1989)

Vojta V

Die zerebrale Bewegungsstörung im Säuglingsalter  
Ferdinand Enke Verlag Stuttgart (1981)

Vojta V, Peters A  
Das Vojta-Prinzip  
Springer Verlag Berlin-Heidelberg  
2. Auflage 1996

Vos EJ, Harlaar, J, Van Ingen Schenau GJ  
Electromechanical delay during knee extensor contractions  
Med sci sports exerc 23(10): 1187-1193 (1991)

Warren PJ, Olanlokun TK, Cobb AJ, Bentley G  
Proprioception after knee arthroplasty  
Clin orthop rel res 297: 182-187 (1993)

Weber MD, Ware NA  
Knee rehabilitation  
In: Andrews, Harrelson, Wilk  
Physical rehabilitation of the injured athlete  
WB Saunders company  
2<sup>nd</sup> edition (1998)

Weist R  
Der Einfluß des Rumpfstabilisierungsvermögens auf die Fußhaltung und  
Fußbelastung  
Inauguraldissertation Fachbereich Humanmedizin der Philipps-Universität Marburg  
Marburg (2001)

Wilke C, Froböse I  
Quantifizierung propriozeptiver Leistungen von Kniegelenken  
Dtsch Z Sportmed 54: 49-54 (2003)

Wineck J  
Sportanatomie  
In: Beiträge zur Sportmedizin  
Perimed-spitta, Nürnberg (1993)

Weineck J  
Optimales Training: leistungsphysiologische Trainingslehre unter besonderer Berücksichtigung des Kinder- und Jugendtrainings  
Balingen Demeter 10. Auflage (1997)

Wiemann K, Klee A, Startmann M  
Filamentäre Quellen der Muskel-Ruhespannung und die Behandlung muskulärer  
Dysbalancen  
Dtsch. Z. Sportmed. 49(4): 111-118 (1998)

Williams WJ  
A systems oriented evaluation of the role of joint receptors and other afferents in

position and motion sense

Critical reviews in biomedical engineering, Dec: 23-77 (1983)

Winter DA

Biomechanics and motor control of human movement

Wiley, 2d edition, New York 191-212 (1990)

Wojtys EM, Huston LJ

Neuromuscular performance in normal and anterior cruciate ligament-deficient lower extremities

Am J sports med 22: 89-104 (1994)

Wolkoff I

Überprüfung der Effizienz isolierter Dehnungsübungen hinsichtlich der Reduktion muskulärer Dysbalancen der hüftgelenkstabilisierenden Muskulatur

Examensarbeit Sportmedizin

Philipps Universität Marburg (2000)

Wright SA, Tearse DS, Brand RA, Gabel RH

Proprioception in the anteriorly unstable knee

Iowa orthop j 15: 156-161 (1995)

Zidorn T

Classification of the suprapatellar septum considering ontogenetic development

Arthroscopy 8: 459 (1992)

Zilch H

Derzeitiger Stand der Knieendoprothetik

In: Oestern HJ, Rehm KE

Der Unfallchirurg

Springer Verlag Berlin, Heidelberg (1997)

Zilch H

Chirurgie des Bewegungsapparates

In: Häring, Zilch

Lehrbuch Chirurgie

De Gruyter Verlag Berlin – New York

3. Auflage (1992)

Zimmermann M

Das somatoviszzerale sensorische System

In: Schmidt RF, Thews G (Hrsg)

Physiologie des Menschen

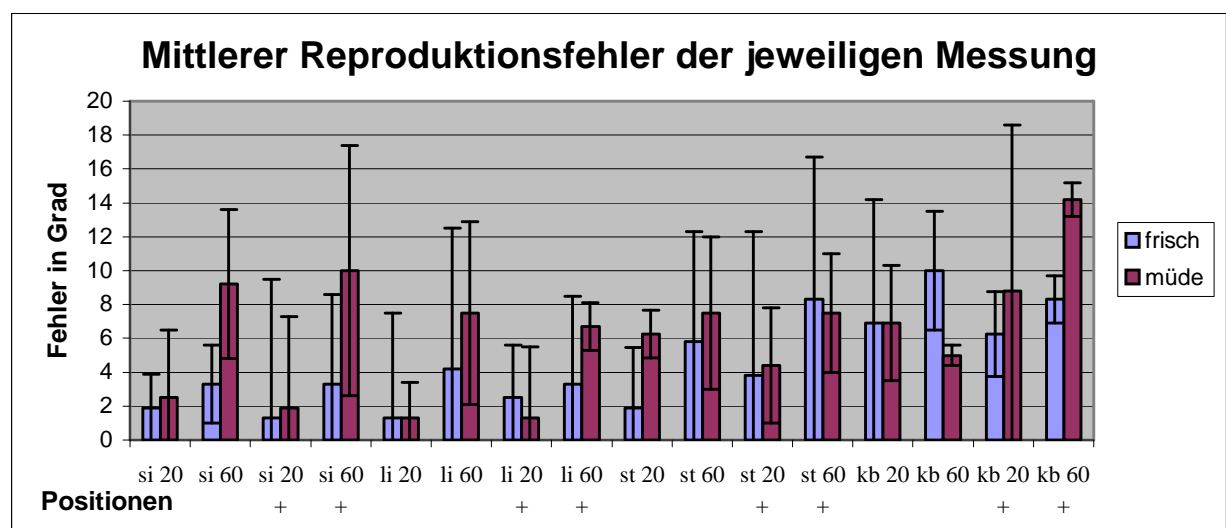
Springer Verlag, Berlin – Heidelberg

25. Auflage S. 216-222 (1993)

## 8. ANHANG

	Geschlecht	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	Spez. Training
01	♀	30	172	60	-
02	♀	28	169	58	-
03	♀	28	173	65	15 min/Woche
04	♀	25	169	70	15 min/Woche
05	♀	24	167	66	15 min/Woche
06	♂	29	169	71	2x60 Crunch/W
07	♀	26	172	70	-
08	♂	25	183	73	Situps/Halteüb. Tgl. seit 4J.
09	♀	25	164	67	-
10	♂	25	185	85	6J Rudern, 14h/Woche
11	♂	25	178	70	30min Bauchmuskeltraing/d
12	♂	28	178	77	-
13	♀	27	175	70	-
14	♂	30	180	93	-
15	♂	28	187	78	15min crunches /d
16	♀	25	157	52	-
17	♀	24	160	70	-
18	♂	30	176	69	-
Ges ♀	N=10	24-30 D=26,2	157-175 D=167,8	52-70 D=64,8	
Ges ♂	N=08	25-32 D=27,5	176-188 D=180,75	69-93 D=77,0	

Tab.8.1: Merkmale der Probanden



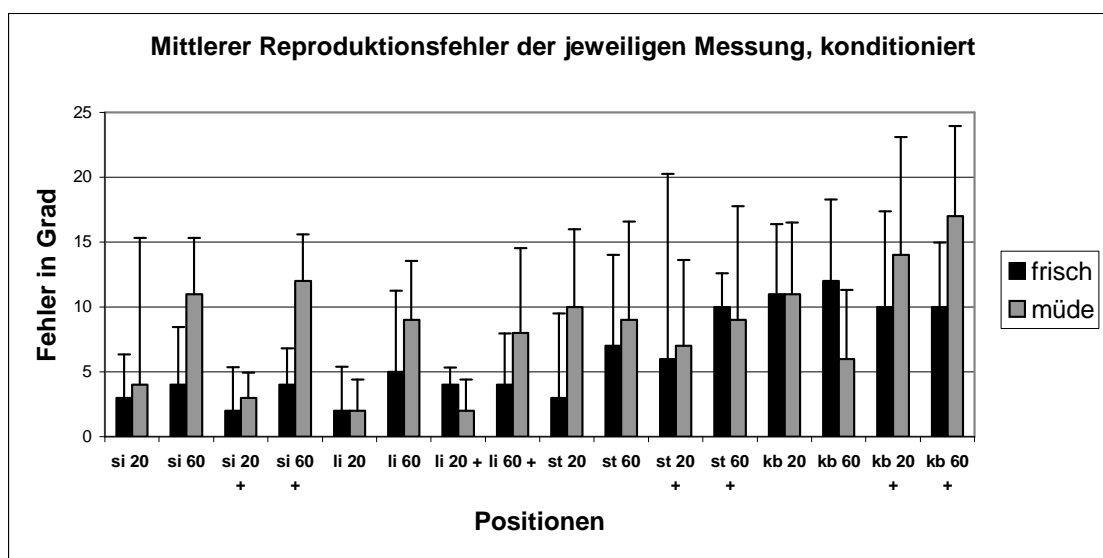
**Abbildung 8.1:** Mittlerer Reproduktionsfehler unconditioniert, Standardabweichung eingezeichnet.  
 (si 20 = Position sitzend, 20° Sollwinkel; + = mit Anspannung der Bauchmuskulatur; li = liegend; st = stehend; kb = Kniebeuge)

<b>n<sub>unkond</sub>=18</b>			
<b>Position frisch</b>	<b>Mittelwerte Fehler frisch [°]</b>		<b>Mittelwerte Fehler müde [°], Position müde</b>
01 sitzend 20	04		09 17 sitzend 20
02 sitzend 60	08		05 18 sitzend 60
03 sitzend 20 plus BM	05		09 19 sitzend 20 plus BM
04 sitzend 60 plus BM	07		06 20 sitzend 60 plus BM
05 liegend 20	05		08 21 liegend 20
06 liegend 60	11		03 22 liegend 60
07 liegend 20 plus BM	04		10 23 liegend 20 plus BM
08 liegend 60 plus BM	09		05 24 liegend 60 plus BM
09 stehend 20	12		08 25 stehend 20
10 stehend 60	11		13 26 stehend 60
11 stehend 20 plus BM	13		11 27 stehend 20 plus BM
12 stehend 60 plus BM	12		16 28 stehend 60 plus BM
13 Kniebeuge 20	11		14 29 Kniebeuge 20
14 Kniebeuge 60	08		12 30 Kniebeuge 60
15 Kniebeuge 20 plus BM	12		08 31 Kniebeuge 20 plus BM
16 Kniebeuge 60 plus BM	06		16 32 Kniebeuge 60 plus BM

**Tab. 8.2:** Mittlere Abweichung der unkonditionierten Gruppe von den Sollwerten

<b>Proband Nr.</b>	<b>t-Wert unkonditioniert</b>	<b>t-Wert konditioniert</b>
<b>1</b>	1,57 N/kg	2,93 N/kg
<b>2</b>	1,27 N/kg	1,12 N/kg
<b>3</b>	2,15 N/kg	2,47 N/kg
<b>4</b>	2,50 N/kg	3,08 N/kg
<b>5</b>	2,14 N/kg	2,43 N/kg

**Tab. 8.3** Ergebnisse der Abdominometrie vor und nach Konditionierung.



**Abbildung 8.2:** Mittlerer Reproduktionsfehler konditioniert, Standardabweichung eingezeichnet. (si 20 = Position sitzend, 20° Sollwinkel; + = mit Anspannung der Bauchmuskulatur; li = liegend; st = stehend; kb = Kniebeuge)

$n_{\text{kond}}=5$			
Position frisch	Mittelwerte Fehler [°], frisch		Mittelwerte Fehler [°], müde Position müde
01 sitzend 20	00		04 17 sitzend 20
02 sitzend 60	04		11 18 sitzend 60
03 sitzend 20 plus BM	02		03 19 sitzend 20 plus BM
04 sitzend 60 plus BM	04		12 20 sitzend 60 plus BM
05 liegend 20	02		02 21 liegend 20
06 liegend 60	05		09 22 liegend 60
07 liegend 20 plus BM	04		02 23 liegend 20 plus BM
08 liegend 60 plus BM	04		08 24 liegend 60 plus BM
09 stehend 20	03		10 25 stehend 20
10 stehend 60	07		09 26 stehend 60
11 stehend 20 plus BM	06		07 27 stehend 20 plus BM
12 stehend 60 plus BM	10		09 28 stehend 60 plus BM
13 Kniebeuge 20	11		11 29 Kniebeuge 20
14 Kniebeuge 60	12		06 30 Kniebeuge 60
15 Kniebeuge 20 plus BM	10		14 31 Kniebeuge 20 plus BM
16 Kniebeuge 60 plus BM	10		17 32 Kniebeuge 60 plus BM

**Tab. 8.4:** Mittlere Abweichung der konditionierten Gruppe von den Sollwerten



## 9. LEBENS LAUF

Name	Armin Hofmaier
Geburtsdatum	11.01.1971
Geburtsort	Ratingen
Anschrift	Kantstr. 106 42553 Velbert
Familienstand	verheiratet mit Dr. med. Suzan Hofmaier, geb. Güneysu, Ärztin
Kinder	Josefine Mia, geb. 04.04.2005
Religion	katholisch
<u>Familie:</u>	
Vater	Horst Hofmaier Vize-Direktor i.R. Berthold-Brecht-Fachschule für Elektrotechnik, Duisburg
Mutter	Mechthild Hofmaier, geb. Lahaye
Schwester	Katja Hofmaier Master of International Business Universität Maastricht, NL Consultant, Frankfurt / Main
<u>Schulbildung:</u>	
1990	Abitur 1990 Gymnasium Adolfinum, Moers
<u>Zivildienst:</u>	
1990-1991	Rettungssanitäter Deutsches Rotes Kreuz, O.V. Vluyt
<u>Berufsausbildung/-tätigkeit:</u>	
1991-92	Angestellter Rettungssanitäter Fa. City Ambulanz, Krefeld
1992-1994	Krankenpflegeausbildung Städtische Kliniken Kalkweg, Duisburg
<u>Studium:</u>	
1994 -2000	Studium der Humanmedizin an der Philipps Universität Marburg / Lahn

April 2000 bis Mai 2001	Wechsel an die Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf  Praktisches Jahr Kliniken St. Antonius, Wuppertal Akademisches Lehrkrankenhaus der Heinrich Heine Universität Düsseldorf Wahlfach: Orthopädie St. Josef, Zentrum für Orthopädie, Wuppertal Chefarzt: Prof. Dr. med. Goymann
08. Mai 2001	3. Staatsexamen Note: sehr gut
01.07.2001 bis 31.12.2002	Arzt im Praktikum (AiP) Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungs- chirurgie, Kliniken St. Antonius, Wuppertal Akademisches Lehrkrankenhaus der Heinrich Heine Universität Düsseldorf Chefarzt: Dr. med. H. Kapp
01.01.2003 bis 31.07.2004	Assistenzarzt Orthopädische Abteilung St. Elisabeth Krankenhaus Herten Chefarzt: Prof. Dr. med. R. Wittenberg
Seit 01.08.2004	Assistenzarzt St. Josef, Zentrum für Orthopädie, Wuppertal, akademisches Lehrkrankenhaus der Heinrich Heine Universität Düsseldorf Allgemeine, Kinder- und Wirbelsäulen-Orthopädie Chefärzte: Dr. med. W. Cordier Dr. med. J. Lersmacher

## DANKSAGUNGEN

Ich danke besonders Herrn Prof. Dr. med. Schwering, außerplanmäßiger Professor für Chirurgie an der Westfälischen Wilhelms Universität Münster und Chefarzt der chirurgischen Abteilung des akademischen Lehrkrankenhauses Marienhospital Euskirchen für seine Unterstützung.

Besonders danke ich meiner Frau Suzan für die unendliche Geduld und die liebevolle Unterstützung über all die Jahre.

Ebenfalls danken möchte ich meinen Eltern, die mich immer unterstützt haben.

Ein Dankeschön geht auch nach Frankfurt zu meiner Schwester Katja, die mir bei der statistischen Auswertung hilfreich zur Seite stand.

Dank gebührt auch den Gebrüdern Bernhard und Karl Hanses, die mir bei den Literaturrecherchen in den Katakomben der Universitätsbibliothek zu Köln, gehandicapt durch Gipsbein, eine unschätzbare Hilfe waren.

Auch Stefan Heldmann machte mit mir den Weg nach Köln und unterstützte mich zusätzlich bei der Planung des praktischen Teiles dieser Arbeit.

Meinem Freund Ludger Linkemeyer habe ich für seine Gastfreundschaft während meines Aufenthaltes anlässlich des Kongresses in Münster zu danken.

Zusätzlicher Dank all meinen Freunden, die mir bei den zahlreichen Reparaturen meines PC in all den Jahren geholfen haben.

Zu aller letzt darf ich mich bei den Probanden bedanken, ohne deren Engagement diese Studie nicht möglich gewesen wäre.



