

# FUNKTIONELLE STABILITÄT AM KNIEGELENK

von

Sven Bruhn aus Freiburg

Bei der Fakultät für Geschichts-, Sozial- und Wirtschaftswissenschaften  
der Universität Stuttgart  
zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Philosophie (Dr. phil.)

eingereichte Dissertation

Hauptberichter: Prof. Dr. A. Gollhofer

Mitberichter: Prof. Dr. G. Schoder

Tag der mündlichen Prüfung: 3. November 1999

Institut für Sportwissenschaft der Universität Stuttgart 1999

# INHALTSVERZEICHNIS

Inhaltsverzeichnis .....	2
Abbildungsverzeichnis.....	4
Tabellenverzeichnis .....	6
Abstract.....	7
Zusammenfassung.....	8
Vorwort .....	9
Kapitel 1 .....	11
Einleitung.....	11
1.1 Problembeschreibung und Ziele dieser Arbeit.....	11
1.2 Grundlegende Begriffe und deren Bedeutung .....	13
1.3 Literaturübersicht und Stand der Forschung.....	14
1.3.1 Laxizität des Kapsel-Band-Apparates.....	14
1.3.1.1 Manuelle Testverfahren .....	16
1.3.1.2 Instrumentelle Testverfahren .....	18
1.3.2 Muskelfunktion.....	25
1.3.2.1 Manuelle Testverfahren .....	26
1.3.2.2 Instrumentelle Testverfahren .....	26
Kapitel 2 .....	37
Voruntersuchung.....	37
2.1 Methoden.....	41
2.2 Ergebnisse.....	44
Kapitel 3 .....	46
Laxizität des Kapsel-Band-Apparates.....	46
3.1 Methoden.....	46
3.1.1 Tibiaverschiebung.....	48
3.1.2 Compliance-Index.....	49
3.1.3 Stiffness .....	51
3.1.4 Progression .....	53
3.1.5 Energie.....	55
3.1.6 Statistik.....	58
3.2 Ergebnisse.....	59
3.2.1 Ergebnisse der Kontrollvariablen .....	59
3.2.1.1 Kraft.....	59
3.2.1.2 Kniewinkeländerung.....	60
3.2.1.3 Integralquotienten .....	60
3.2.2 Ergebnisse der Kriteriumsvariablen.....	61
3.2.2.1 Tibiaverschiebung.....	61
3.2.2.2 Compliance-Index.....	64
3.2.2.3 Stiffness bei niedrigen Zugkräften.....	68
3.2.2.4 Stiffness bei hohen Zugkräften .....	71
3.2.2.5 Progression .....	73
3.2.2.6 Energie.....	77
3.3 Zusammenfassung .....	79
Kapitel 4 .....	83
Muskelfunktion .....	83
4.1 Methoden.....	83
4.1.1 Integralquotienten .....	84
4.1.2 Amplituden .....	84
4.1.3 Latenzzeiten.....	85
4.1.4 Statistik.....	86
4.2 Ergebnisse.....	86
4.2.1 Ergebnisse der Kontrollvariablen .....	86
4.2.1.1 Kraft.....	86
4.2.1.2 Kniewinkeländerung.....	87

## Inhaltsverzeichnis

---

4.2.2 Ergebnisse der Kriteriumsvariablen.....	87
4.2.2.1 Amplituden .....	87
4.2.2.2 Integralquotienten .....	90
4.2.2.3 Latenzzeiten.....	95
4.3 Zusammenfassung .....	103
Kapitel 5 .....	106
Fazit und Ausblick.....	106
5.1 Diskussion der Ergebnisse.....	106
5.1.1 Mechanische Parameter .....	106
5.1.2 Neurophysiologische Parameter .....	111
5.2 Schlußfolgerungen und Ausblick.....	121
Literaturverzeichnis .....	126
Anhang.....	139
Mechanische Parameter .....	139
Neurophysiologische Parameter .....	142
Lebenslauf.....	148
Erklärung.....	149

## ABBILDUNGSVERZEICHNIS

### *Nummer/Seite*

Abbildung 1: Roll-Gleit-Mechanismus und überschlagene Viereckkette. (Müller 1982) .....	15
Abbildung 2: Ursprung und Ansatz von Kreuz- und Seitenbändern liegen auf einer Burmester – Kurve. (Menschik 1987).....	16
Abbildung 3: KT1000 MedMetric Corp., San Diego .....	18
Abbildung 4: Compliance-Index (MedMetric Corp., San Diego 1995) .....	19
Abbildung 5: Laxity und Stiffness (Markolf et al. 1978; 1981) .....	22
Abbildung 6: Kokontraktion von Quadrizeps und Ischiokruralmuskulatur. (abgeändert nach Sobotta 1997) .....	25
Abbildung 7: $\alpha$ - $\gamma$ -motorische Koppelung: (abgeändert nach Schmidt/Thews 1997) .....	33
Abbildung 8: Messvorrichtung zur Erfassung der Tibiaverschiebung.....	37
Abbildung 9: Technische Realisation des Messprinzips.....	39
Abbildung 10: Messgerät in der Untersuchungssituation.....	41
Abbildung 11: Versuchsaufbau zur Validierung des Messgerätes .....	42
Abbildung 12: Röntgenaufnahme zur Validierung des Messgerätes .....	43
Abbildung 13: Vergleich der Messwerte des Gerätes mit den Auswertungen der Röntgenbilder.....	45
Abbildung 14: Versuchsaufbau zur Erfassung der Tibiaverschiebung und der Muskelfunktion .....	47
Abbildung 15: Tibiaverschiebung als Funktion der eingeleiteten Kraft.....	48
Abbildung 16: Compliance-Index.....	50
Abbildung 17: Approximation der Hysteresisschleife durch Polynom zweiter Ordnung.....	51
Abbildung 18: Graphische Darstellung der Stiffness bei niedrigen und hohen Kraftwerten.....	52
Abbildung 19: Progression=1 .....	54
Abbildung 20: Progression>1 .....	54
Abbildung 21: Progression<1 .....	55
Abbildung 22: Energie > 0 .....	56
Abbildung 23: Energie >> 0 .....	56
Abbildung 24: Energie < 0 .....	57
Abbildung 25: Mittelwerte der Zugkräfte bei langsamer Krafteinleitung .....	59
Abbildung 26: Mittelwerte des Aktivitätszuwachses des M. vastus lateralis aufgrund der Krafteinleitung.....	60
Abbildung 27: Tibiaverschiebung bei langsamer Krafteinleitung .....	63
Abbildung 28: Tibiaverschiebung, Gruppen zusammengefasst.....	63
Abbildung 29: Tibiaverschiebung, leichte und schwere anteriore Zuglast zusammengefasst.....	64
Abbildung 30: Gegenseitiger Einfluss von maximaler Tibiaverschiebung und Compliance-Index .....	66
Abbildung 31: Compliance-Index bei langsamer Krafteinleitung .....	67
Abbildung 32: Compliance-Index, leichte und schwere anteriore Zuglast zusammengefasst.....	68
Abbildung 33: Stiffness bei niedrigen Kraftwerten und langsamer Krafteinleitung.....	70
Abbildung 34: Stiffness bei niedrigeren Zugkräften, leichte und schwere anteriore Zuglast zusammengefasst .....	71
Abbildung 35: Stiffness bei hohen Kraftwerten und langsamer Krafteinleitung.....	72
Abbildung 36: Stiffness bei hohen Zugkräften, leichte und schwere anteriore Zuglast zusammengefasst .....	73
Abbildung 37: Progression bei langsamer Krafteinleitung.....	76
Abbildung 38: Progression, leichte und schwere anteriore Zuglast zusammengefasst.....	76
Abbildung 39: Energie bei langsamer Krafteinleitung .....	78
Abbildung 40: Energie, leichte und schwere anteriore Zuglast zusammengefasst .....	79
Abbildung 41: Modellhafter Vergleich eines verletzten, operierten und rehabilitierten Kniegelenkes mit einem intakten Kniegelenk bei axial entlastetem Bein .....	82
Abbildung 42: Kunststoffbrücke zur Sicherung des Kniegelenkes und zur Begrenzung der Zugkraft .....	83
Abbildung 43: Rohdaten aufsummiert.....	84
Abbildung 44: EMG – Parameter bei schneller Krafteinleitung.....	85
Abbildung 45: Mittelwerte der Zugkräfte bei schneller Krafteinleitung .....	87
Abbildung 46: maximale Amplitude M. biceps femoris .....	89
Abbildung 47: maximale Amplitude M. vastus lateralis .....	89
Abbildung 48: maximale Amplitude von Kniebeugern .....	90
Abbildung 49: maximale Amplitude von Kniestreckern .....	90
Abbildung 50: Mittelwertunterschiede von Knieflexoren im bezug auf den Zustand des Kniegelenkes .....	92
Abbildung 51: Mittelwertunterschiede von Knieextensoren im bezug auf den Zustand des Kniegelenkes .....	93
Abbildung 52: Integralquotienten von M. biceps femoris nach Versuchsbedingungen gruppiert.....	93
Abbildung 53: Integralquotienten von M. semitendinosus nach Versuchsbedingungen gruppiert.....	94
Abbildung 54: Integralquotienten von Knieflexoren in Abhängigkeit von den Versuchsbedingungen .....	94

Abbildung 55: Integralquotienten von Knieextensoren in Abhängigkeit von den Versuchsbedingungen .....	95
Abbildung 56: Latenzzeiten von Knieflexoren in Abhängigkeit vom Zustand des Kniegelenkes .....	98
Abbildung 57: Latenzzeiten von Knieextensoren in Abhängigkeit vom Zustand des Kniegelenkes .....	98
Abbildung 58: Latenzzeiten des M. biceps femoris.....	99
Abbildung 59: Latenzzeiten des M. semitendinosus .....	100
Abbildung 60: Latenzzeiten des M. vastus lateralis .....	100
Abbildung 61: Latenzzeiten des M. vastus medialis.....	100
Abbildung 62: Verteilung in den Gruppen Intakt und Verletzt im bezug auf den Gesamtmittelwert .....	102
Abbildung 63: Verteilung in der Gruppe Kontrolle im bezug auf den Gesamtmittelwert und Verteilung aller Daten im bezug auf die Gruppenmittelwerte .....	102
Abbildung 64: Aktivität der stabilisierenden Muskulatur repräsentiert durch die maximale Amplituden .....	103
Abbildung 65: Aktivität der stabilisierenden Muskulatur repräsentiert durch die Integralquotienten.....	104
Abbildung 66: Integralquotienten von Knieflexoren im bezug auf den Zustand des Kniegelenkes.....	104
Abbildung 67: Latenzzeiten von Knieflexoren im bezug auf den Zustand des Kniegelenkes.....	105
Abbildung 68: Latenzzeiten von Knieextensoren im bezug auf den Zustand des Kniegelenkes.....	105

## TABELLENVERZEICHNIS

### *NummerSeite*

Tabelle 1: Vergleich der Messwerte des Gerätes mit den Auswertungen der Röntgenbilder.....	44
Tabelle 2: Mehrweg Varianzanalyse für die Tibiaverschiebung .....	61
Tabelle 3: Einfluss der Faktoren auf die Kriteriumsvariable Tibiaverschiebung .....	62
Tabelle 4: Bestimmtheitsmaß des Modells für die Tibiatranslation .....	62
Tabelle 5: Mehrweg Varianzanalyse für den Compliance-Index .....	65
Tabelle 6: Einfluss der Faktoren auf die Kriteriumsvariable Compliance-Index .....	65
Tabelle 7: Bestimmtheitsmaß des Modells für den Compliance-Index .....	65
Tabelle 8: Mehrweg Varianzanalyse für die Stiffness bei geringen Zugkräften.....	68
Tabelle 9: Einfluss der Faktoren auf die Kriteriumsvariable Stiffness bei geringen Zugkräften.....	69
Tabelle 10: Bestimmtheitsmaß des Modells für die Stiffness bei geringen Zugkräften .....	69
Tabelle 11: Mehrweg Varianzanalyse für die Stiffness bei hohen Zugkräften .....	71
Tabelle 12: Einfluss der Faktoren auf die Kriteriumsvariable Stiffness bei hohen Zugkräften .....	72
Tabelle 13: Bestimmtheitsmaß des Modells für die Stiffness bei hohen Zugkräften .....	72
Tabelle 14: Mehrweg Varianzanalyse für die Progression bei axial entlastetem Bein .....	74
Tabelle 15: Einfluss der Faktoren auf die Kriteriumsvariable Progression bei axial entlastetem Bein .....	74
Tabelle 16: Bestimmtheitsmaß des Modells für die Progression bei axial entlastetem Bein.....	74
Tabelle 17: Mehrweg Varianzanalyse für die Energie.....	77
Tabelle 18: Einfluss der Faktoren auf die Kriteriumsvariable Energie.....	77
Tabelle 19: Bestimmtheitsmaß des Modells für die Energie .....	78
Tabelle 20: Einweg-Varianzanalyse für die Integralquotienten der Muskeln .....	91
Tabelle 21: Einweg-Varianzanalyse mit Kontrasten .....	91
Tabelle 22: Multifaktorielle Varianzanalyse von Latenzzeiten der Muskeln im bezug auf die Faktoren.....	96
Tabelle 23: Mittelwertunterschiede der Latenzzeiten im Bezug auf den Faktor Zustand des Kniegelenkes.....	97
Tabelle 24: Anzahl der überprüften Fälle .....	101
Tabelle 25: Anzahl der herauszufilternden intakten und verletzten Kniegelenke.....	101
Tabelle 26: Gruppenmittelwerte im bezug auf den Gesamtmittelwert .....	101
Tabelle 27: Ergebnisse der Gruppenzuordnung.....	102
Tabelle 28: Korrelationen mechanischer Parameter untereinander und mit den Versuchsbedingungen .....	140
Tabelle 29: Korrelationen der mechanischen Parameter mit dem Faktor Zustand des Kniegelenkes .....	140
Tabelle 30: Korrelationen mechanischer Parameter mit den Integralquotienten der Muskeln .....	141
Tabelle 31: Partialkorrelationen mechanischer Parameter mit den Integralquotienten der Muskeln.....	141
Tabelle 32: Korrelationen der Integralquotienten mit den Amplituden.....	142
Tabelle 33: Korrelationen der Latenzzeiten mit den Amplituden.....	143
Tabelle 34: Korrelationen der Latenzzeiten mit den Integralquotienten.....	143
Tabelle 35: Korrelationen der maximalen Amplituden mit axialer Belastung und anteriorer Zuglast .....	144
Tabelle 36: Korrelationen der Integralquotienten mit axialer Belastung und anteriorer Zuglast.....	145
Tabelle 37: Korrelationen der Latenzzeiten mit den Faktoren Belastung des Beines und Zuglast.....	146
Tabelle 38: Korrelation der Latenzzeit des M. biceps femoris mit dem Zustand des Kniegelenkes .....	146
Tabelle 39: Korrelation der Latenzzeit des M. semitendinosus mit dem Zustand des Kniegelenkes .....	146
Tabelle 40: Korrelation der Latenzzeit des M. vastus lateralis mit dem Zustand des Kniegelenkes .....	147
Tabelle 41: Korrelation der Latenzzeit des M. vastus medialis mit dem Zustand des Kniegelenkes .....	147

## ABSTRACT

**Introduction:** Stability of the knee joint may be limiting performance in sports. Especially the ACL frequently gets injured. Well-known testing methods to diagnose the stability of the knee joint can only be used, if the patient lies on the back with the knee joint muscles relaxed. Statements about the stability of a joint in sports practice therefore may be speculative.

**Methods:** A device with a high temporal and local resolution for the measurement of the tibial displacement under functional conditions was developed. With the corresponding method, it is possible to measure the reflex reaction of the stabilising muscles at the knee joint. The injured and the uninjured knee joints of ACL-deficient subjects after ACL-reconstruction and rehabilitation were measured. They were compared with normal healthy subjects.

**Results:** There was a tendency towards higher laxity in ACL-deficient subjects under non weight bearing conditions. There was a significant increase of the reflex-latencies of all stabilising muscles for the people with ACL-reconstruction in comparison with the healthy people. The iEMG of the injured subjects were increased at their injured knee joint as well as on the contralateral site.

**Conclusions:** Concerning the mechanical parameters, differences between the injured and the uninjured knee joints could only be detected, when the leg was axially unloaded. But there were significant differences concerning the neurophysiological parameters under non weight bearing as well as under weight bearing conditions. This is remarkably, because the injured subjects were all operated and completely rehabilitated. They have all returned to their former sports practice. This new investigation method is sensible enough to examine even the influence of training methods on the functional stability at the knee joint.

**Key words:** knee joint, functional stability, anterior cruciate ligament, emg, reflex

## ZUSAMMENFASSUNG

**Einleitung:** Die Stabilität des Kniegelenkes kann im Sport leistungslimitierend sein. Insbesondere das vordere Kreuzband ist anfällig für Sportverletzungen. Herkömmliche Untersuchungsmethoden zur Diagnose der Stabilität des Kniegelenkes sind in der Regel nur im Liegen bei entspannter Muskulatur einsetzbar. Sie lassen daher kaum Aussagen über die Stabilität des Gelenkes in der sportlichen Praxis zu.

**Methoden:** Es wurde nun ein Gerät entwickelt, mit dem die Tibiaverschiebung mit sehr hoher räumlicher und zeitlicher Auflösung unter funktionellen Bedingungen untersucht werden kann. Mit der zugehörigen Untersuchungsmethode kann der muskuläre Anteil in Form von Reflexreaktionen bei der Gelenkstabilisierung erfasst werden. Bei Sportlern nach Abriss des vorderen Kreuzbandes wurde das intakte und das verletzte Bein untersucht. Als Kontrollgruppe dienten Sportler ohne Verletzung des Kniegelenkes.

**Ergebnisse:** Die Tibiaverschiebung der verletzten Kniegelenke war bei axial entlastetem Bein noch geringfügig erhöht. Die Latenzzeit der Reflexaktivitäten von den stabilisierenden Muskeln war bei den verletzten Kniegelenken signifikant um ca. 10% verlängert. Die iEMG waren bei den verletzten Sportlern sowohl auf der verletzten Seite, als auch auf der kontralateralen Seite erhöht.

**Schlussfolgerungen:** Ein Unterschied zwischen verletzten und rekonstruierten Kniegelenken konnte hinsichtlich der mechanischen Parameter nur noch bei axial entlastetem Bein nachgewiesen werden. Es konnten jedoch noch bedeutende neurophysiologische Unterschiede zwischen den verletzten und den intakten Kniegelenken bei allen Versuchsbedingungen nachgewiesen werden. Dieser Befund ist um so bemerkenswerter, da die Sportler nach ihrer Verletzung alle operativ versorgt und vollständig rehabilitiert waren. Mit dieser neuartigen und hochsensiblen Untersuchungsmethode ist es daher unter anderem auch möglich, den Einfluss von Trainingsmethoden auf die funktionelle Stabilität am Kniegelenk zu untersuchen.

**Schlagwörter:** Kniegelenk, funktionelle Stabilität, vorderes Kreuzband, EMG, Reflex.



## VORWORT

In einer Zeit, in der die Athleten in der Leistungsspitze mit Belastungsumfängen und –intensitäten konfrontiert werden, die nicht mehr steigerbar scheinen, rücken qualitative Aspekte des Trainings in den Vordergrund des Interesses. Es gilt daher auch Zwangspausen, bedingt durch Verletzungen zu vermeiden, da sie nicht nur Schmerzen, sondern in der Regel auch einen Leistungsverlust nach sich ziehen. Dadurch wird die körperliche Unversehrtheit eines Athleten zwar nicht zur hinreichenden, aber immerhin doch zur notwendigen Bedingung sportlicher Höchstleistung. Gesundheit rückt in den Bereich einer konditionellen Eigenschaft, die es zu verbessern und auf einem hohen Niveau zu erhalten gilt.

Muskelkräfte werden durch Gelenke in äußerlich sichtbare Bewegungen übertragen. Da im Sport häufig sehr hohe Muskelkräfte zum Einsatz kommen, sind an die Stabilität der Gelenke, welche die Kräfte übertragen, sehr hohe Anforderungen gestellt (Marxer 1986; Wieck/Verdonk 1994). Um die Gelenke im Hochleistungssport nicht vorzeitig zu zerstören, ist es zum einen von grundlegender Bedeutung, die das Gelenk umgebende Muskulatur funktionell aufzutrainieren. Zum anderen ist die Kenntnis des Stabilitätszustandes der Gelenke in ihrer Funktion, d.h. während der Belastung in sportlichen Bewegungen, von elementarem Interesse.

Das Kniegelenk ist eine der am häufigsten von Verletzungen betroffenen Körperregionen des sporttreibenden Menschen (Eriksson 1991). Besonders gefährdet sind Sportler sogenannter Kontaktsportarten (Ballspiele, Kampfsportarten) und im alpinen Skisport (Nigg et al. 1997). Die Frage, ob ein Athlet irgendwann im Laufe seines Sporttreibens von einer Verletzung betroffen wird oder nicht, hängt dabei nicht nur von externen Faktoren der äußeren Belastung ab, sondern auch von internen Faktoren der Beanspruchbarkeit eines Arthrons (Janssen et al. 1992). Für die Stabilität der Gelenke ist der Zustand des aktiven und passiven Bewegungsapparates maßgebend. In besonders gefährdeten Sportarten sollten diese Faktoren z.B. schon bei der Talentsichtung im Sinne einer Prävention berücksichtigt werden.

Eine der häufigsten Verletzungen des Kniegelenkes im Leistungssport ist die Ruptur des vorderen Kreuzbandes (Eriksson 1991). Hohe äußere Belastungen führen hier zu großen inneren Beanspruchungen (An et al. 1990; Markolf et al. 1993; Nigg et al. 1997). Als Faktoren der Beanspruchung kommen neben der äußeren Belastung insbesondere die Bandstabilität sowie der Zustand der Muskulatur, die das Gelenk umgibt und stabilisiert, in Frage. Nach einem Kreuzbandriß sind die Aussichten auf völlige Wiederherstellung der Sportfähigkeit und ein

Comeback im Spitzensport unterschiedlich. Sie hängen wiederum von den zwei genannten internen Faktoren ab: Zum einen vom Geschick des Arztes die ligamentäre Integrität des Gelenkes durch ein geeignetes Verfahren wiederherzustellen, zum anderen vom Erfolg der Rehabilitation in ihrem Bemühen, Kraft und Koordination der gelenkstabilisierenden Muskulatur wieder aufzutrainieren.

Im Bereich der Prävention und Rehabilitation von Kniegelenkverletzungen im Leistungssport dürfte die exakte Diagnose des ligamentären und des muskulären Zustandes als funktionelle Stabilität des Kniegelenkes demnach eine wesentliche Rolle spielen. Dazu wurde im Rahmen dieser Dissertation ein neues Messgerät und eine Methode entwickelt, mit denen es nun möglich ist, die Stabilität des Kniegelenkes unter funktionellen Bedingungen zu erfassen.

Die Entwicklung des Messgerätes und der Untersuchungsmethode war begleitet von einem fruchtbaren und freundschaftlichen Klima in der Arbeitsgruppe Biomechanik am Institut für Sportwissenschaft der Universität Stuttgart.

Daher möchte ich besonders Walter Rapp, PhD Hans-Josef Gros und Dr. Jürgen Edelmann-Nusser für zahlreiche Gespräche und nützliche Hinweise danken.

Dr. Wilfried Alt und Dr. Heinz Lohrer vom Sportmedizinischen Institut in Frankfurt möchte ich für die Mitarbeit bei der Validierung des Messgerätes danken.

Ich möchte mich auch herzlich bei all den Studierenden der Universität Stuttgart bedanken, die mir zum Teil mit Engelsgeduld als Probanden zur Verfügung standen.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Albert Gollhofer für die in jeder Hinsicht ausgezeichnete Betreuung dieser Arbeit.

## EINLEITUNG

### **1.1 Problembeschreibung und Ziele dieser Arbeit**

Nicht nur Verschleißerscheinungen infolge von langfristigen Fehl- oder Überbelastungen, sondern auch akute Verletzungen zwingen die Athleten im Leistungssport immer wieder zu Trainingsunterbrechungen, die von Leistungseinbußen begleitet sind. Das Kniegelenk bereitet in diesem Zusammenhang dem sporttreibenden Menschen häufig Anlass zur Sorge (Eriksson 1991). Neben der Laxizität des Kapsel-Band-Apparates und der muskulären Spannung spielt die axial wirkende Gewichtskraft eine wichtige Rolle bei der Modulation der Stiffnesseinstellung am Kniegelenk (Markolf et al. 1981; Solomonow et al. 1987; Hollis et al. 1991; Torzilli et al. 1994; Wißmeyer et al. 1997; Beynnon et al. 1997). Die Stiffness gibt das Verhältnis von Kraftänderung und Wegänderung wieder. Sie drückt dabei aus, wie viel Widerstand das Arthron einer Auslenkung entgegensetzt und kann daher als Maß für die Gelenkstabilität gelten. Die gelenkumgreifende Muskulatur besitzt einen großen Einfluss auf die Gelenkstabilität (Markolf et al. 1978; Baratta et al. 1988; Frndak/Berasi 1991; O'Connor 1993). In den bislang durchgeführten Routinediagnosen werden diese Einflussgrößen überwiegend in unfunktionellen, passiven Situationen, an entspannten, liegenden Patienten überprüft (Strobel et al. 1995). Die Übertragbarkeit von Ergebnissen passiver Stabilitätstests auf die funktionelle Stabilität des Gelenkes ist daher in Frage zu stellen.

Die Erfassung der funktionellen Stabilität am Kniegelenk rückt erst in jüngerer Vergangenheit in das Forschungsinteresse (Lafortune et al. 1992; Andriacchi/Birack 1993; Lysholm et al. 1994; Pfeifer 1996; Bruhn/Gollhofer 1998). Dabei muss in der Regel aber weiterhin mit Diagnosegeräten und Methoden gearbeitet werden, die für Untersuchungen an sitzenden oder liegenden Probanden entwickelt wurden. Wie sich ein unverletztes, verletztes oder bereits operiertes Gelenk in der Funktion verhält, kann aufgrund derartiger Untersuchungen nicht vorhergesagt werden (Walla et al. 1985; Tegner et al. 1986).

Zur Prüfung des Funktionszustandes des Kniegelenkes stehen eine Reihe von Diagnoseverfahren zur Verfügung, von denen Strobel et al. (1995) eine hervorragende Darstellung bieten, welche der vorgestellten Arbeit zu Grunde gelegt wurde. Bildgebende Verfahren, wie z.B. radiologische Diagnostik oder magnetische Resonanztomographie und invasive Verfahren, wie z.B. Arthroskopie

wurden dabei nicht berücksichtigt, da sie der Fragestellung nach funktioneller Stabilität nicht angemessen schienen. Neben der Laxizität des Kapsel-Band-Apparates muss gerade im Hinblick auf die funktionelle Stabilität am Kniegelenk unbedingt die Muskelfunktion erfasst werden. Berücksichtigt wurden daher manuelle und instrumentelle Verfahren zur Diagnose der Laxizität des Kapsel-Band-Apparates und der Muskelfunktion, die zum Teil aus der orthopädischen und physiotherapeutischen Praxis bekannt sind.

Da mit den bisher bekannten Untersuchungsmethoden eine Diagnose der Stabilität des Kniegelenkes in funktionellen Situationen nicht durchführbar ist, wurde im Rahmen dieser Dissertation ein neues Messgerät und eine Methode entwickelt, mit denen es nun möglich ist, die Stabilität des Kniegelenkes unter funktionellen Bedingungen zu erfassen. Dazu werden am stehenden Probanden Verfahren zur Absicherung von Parametern erarbeitet, um die Laxizität des Kapsel-Band-Apparates und die Muskelfunktion zu beurteilen.

Um die funktionelle Stabilität des Kniegelenkes zu erfassen, muss in einer für das Kniegelenk funktionellen Situation untersucht werden. Die funktionelle Situation, die messmethodisch am besten zu kontrollieren ist, ist der aufrechte Stand. Die untere Extremität und damit auch das Kniegelenk erfüllen dabei zwar nicht die Funktion der Lokomotion, aber der Körperschwerpunkt muss über der Unterstützungsfläche gehalten werden. Dabei werden die zwei wesentlichen Merkmale von Situationen, die für das Kniegelenk funktionell sind, erfüllt: Zum einen die axiale Belastung des Gelenkes durch das Körpergewicht, zum anderen eine Anspannung der kniegelenkumgreifenden Muskulatur. Daher wurden die Probanden in dieser Arbeit im Stehen untersucht. Es wurden dabei zwei Kennwerte erhoben, die Laxizität des Kapsel-Band-Apparates und die Muskelfunktion. Die Laxizität wird über eine Reihe von mechanischen Parametern, wie z.B. die Tibiaverschiebung erfasst, die Muskelfunktion wird über verschiedene EMG-Parameter, wie z.B. der Zeitpunkt des Einsatzes und die Höhe der muskulären Aktivität quantifiziert.

Das verletzte Bein der Probanden einer Versuchsgruppe wurde hinsichtlich dieser Parameter mit deren intaktem Bein verglichen. Zusätzlich wurden diese Parameter bei den Probanden einer Kontrollgruppe erhoben. Die Probanden der Experimentalgruppe hatten alle einseitig einen Abriss des vorderen Kreuzbandes, der operativ rekonstruiert und rehabilitiert wurde. Es wurden dabei bewusst Probanden gewählt, die als sporttauglich aus der Behandlung entlassen worden waren und die sich selbst als beschwerdefrei bezeichneten. Daher war anzunehmen, dass sich die ehemals verletzten Kniegelenke hinsichtlich der erhobenen Parameter als funktionell stabil darstellten.

In dieser Untersuchung sollte die Frage geklärt werden, ob sich die verletzten Beine nach Operation und Rehabilitation hinsichtlich der erhobenen Stabilitätsparameter in einer funktionellen Situation von den intakten Beinen und denen der Kontrollgruppe unterscheiden oder nicht. Aufgrund der Auswahl der Probanden der Experimentalgruppe, die alle beschwerdefrei und sporttauglich waren, konnte davon ausgegangen werden, dass sich keine Unterschiede hinsichtlich der funktionellen Stabilität des Kniegelenkes zwischen den verletzten Beinen, den intakten Beinen und denen der Kontrollgruppe zeigen würden.

## 1.2 Grundlegende Begriffe und deren Bedeutung

*Funktionelle Gelenkstabilität* ist nach Wagner/Schabus (1982) durch die Fähigkeit charakterisiert, Gelenkaktivitäten zu kontrollieren. Unter Aktivitäten sind dabei sowohl Bewegungen, als auch Belastungen in Ruhe zu verstehen. Damit sind sowohl dynamische, als auch statische Situationen gemeint. Die Faktoren, die das Gelenk in seiner Funktion stabilisieren, sind hier das neuromuskuläre System, die Kapsel-Band-Strukturen und die Gelenkgeometrie.

Wißmeyer et al. (1997) unterscheiden passive Stabilität und aktive Stabilität. Die *passive Stabilität* hängt von den mechanischen Eigenschaften des gelenkumgebenden Weichteilgewebes und der Gelenkgeometrie ab. Den Hauptanteil haben dabei die am Gelenk ansetzenden Bänder. Auch die am Gelenk angreifende Muskulatur trägt mit ihren mechanischen Eigenschaften und vor allem mit ihrem Aktivierungsniveau zur passiven Stabilität bei. Daher ist die passive Stabilität nur bei vollkommener Relaxation der Muskulatur isoliert zu betrachten.

Die *aktive Stabilität* am Kniegelenk hängt von den Faktoren der passiven Stabilität ab. Zusätzlich haben jedoch noch die axiale Belastung des Beines mit dem Körpergewicht und die Muskelkräfte der am Kniegelenk angreifenden Muskulatur einen entscheidenden Einfluss auf die Stabilität am Kniegelenk. Beide Faktoren erhöhen den Anpreßdruck der Gelenkkongruenten, führen zu erhöhter Reibung und wirken daher stabilisierend (Wißmeyer et al. 1997).

*Stabilität* ist nach Strobel et al. (1995). das subjektive Empfinden des Untersuchers bzw. des Patienten. Es handelt sich dabei um ein qualitatives Merkmal, sozusagen um dem Gesamteindruck, den das Gelenk hinterlässt. Stabilität ist nicht direkt quantitativ messbar, wohl gibt es aber einige Parameter, die die Stabilität eines Gelenkes beschreiben können. In klinischen Untersuchungen wird die *Laxizität* eines Gelenkes gemessen, womit die Bandlockerheit gemeint ist. Dieses quantitative Merkmal bezeichnet die Bewegung zweier Gelenkkongruenten relativ zueinander, die durch eine Krafteinwirkung verursacht wird. Diese Krafteinwirkung kann dabei durch den

Untersucher von außen eingeleitet werden (passive Laxizitätstests) oder durch Muskelkontraktion des Probanden selbst ausgelöst werden (aktive Laxizitätstests).

Die physiologische Bewegung der Gelenkkongruenten relativ zueinander ist eine *gekoppelte Bewegung* sich überlagernder *Translations-* und *Rotationsbewegungen*. Bei einem anterioren Laxizitätstest z.B. überlagern sich anteriore Translation, Innenrotation und proximale Translation der Tibia, bezogen auf ein als ortsfest gedachtes Femur. Daher wird in Anlehnung an Strobel et al. (1995) in dieser Arbeit nicht von einer *anterioren Translation* die Rede sein, da dieser Terminus die übrigen Bewegungsanteile unberücksichtigt lässt, sondern von einer *vorderen Schublade* oder von einer *Tibiaverschiebung*.

*Funktionelle Stabilität* kennzeichnet dabei die Stabilität eines Gelenkes in seiner Funktion. Das Kniegelenk hat als Bestandteil der Gliederkette der unteren Extremität im wesentlichen zwei *Funktionen*: Zum einen muss der Körperschwerpunkt über der Unterstützungsfläche gehalten und gegen die Schwerkraft gestützt werden, um den aufrechten Stand zu gewährleisten, zum anderen müssen Muskelkräfte flexibel auf die Außenwelt übertragen werden, um eine Ortsveränderung des Körperschwerpunktes im Raum zu ermöglichen und dadurch Fortbewegung zu gewährleisten (Tittel 1995).

Für diese Arbeit wurde funktionelle Stabilität am Kniegelenk als Stabilität des Kniegelenkes im aufrechten Stand definiert. Dabei umfasst die Stabilität eine passive und eine aktive Komponente. Der passive Anteil der Stabilität wurde über die Laxizität des Kapsel-Band-Apparates, der aktive Anteil der Stabilität wurde über die Muskelfunktion operationalisiert. Die Parameter der Laxizität des Kapsel-Band-Apparates wurden von der anterioren Tibiaverschiebung abgeleitet. Um die Muskelfunktion abzuschätzen, wurden die Oberflächenelektromyogramme der kniestabilisierenden Muskulatur abgeleitet.

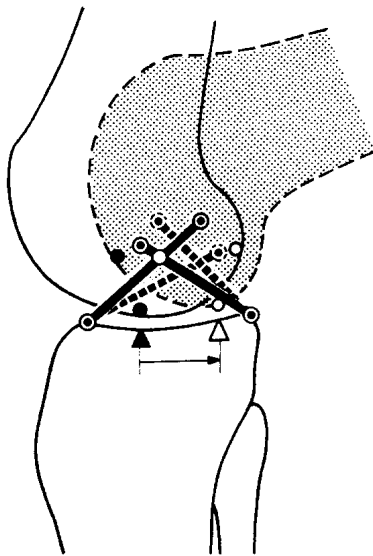
## **1.3 Literaturübersicht und Stand der Forschung**

### **1.3.1 Laxizität des Kapsel-Band-Apparates**

Das Kniegelenk wird vereinfacht als Drehscharniergelenk bezeichnet, womit zwei rotatorische Komponenten der Kniegelenkbewegung beschrieben werden, nämlich die einwärts-auswärts-Rotation um die Longitudinalachse und die Flexion-Extension um die Transversalachse (Sobotta 1997). Die physiologische Bewegung der Gelenkkongruenten relativ zueinander ist jedoch eine gekoppelte Bewegung sich überlagernder Translations- und Rotationsbewegungen. Deshalb wird

die Kniegelenkbewegung auch als Roll-Gleit-Mechanismus bezeichnet (Hackenbruch 1990; Zabel 1993).

Eine der Hauptfunktionen des vorderen Kreuzbandes innerhalb dieser Mechanik besteht darin, das Ausmaß der extensionsnahen anterioren Tibiaverschiebung zu begrenzen (Müller 1982). Das vordere Kreuzband ist daher einer der wichtigsten Kniestabilisatoren und wird im Hinblick auf die anteriore Tibiaverschiebung als „primary restraint“ betrachtet (Hollis et al. 1991; Noyes et al. 1992). Die kinematische Funktionsweise der beiden Kreuzbänder wurde lange Zeit als überschlagene, ebene Viergelenkkette modelliert, wobei man sich punktuelle Ursprünge und Ansätze der beiden Bänder und die Bänder selbst als homogene Stangen vorstellen muss (Menschik 1987).

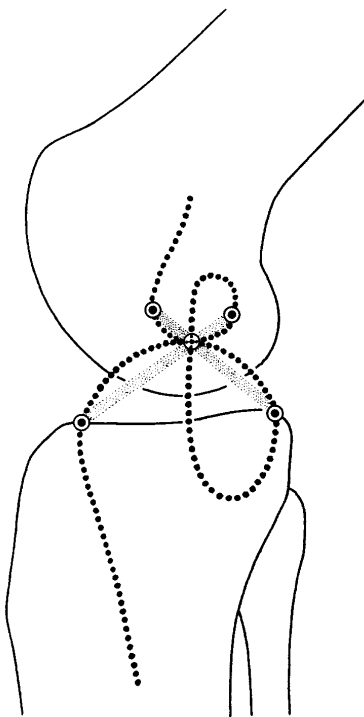


**Abbildung 1: Roll-Gleit-Mechanismus und überschlagene Viergelenkkette. Die femoralen Auflagepunkte (Kreise) für die beiden unterschiedlichen Kniewinkel liegen weiter auseinander, als die tibialen (Dreiecke). Das bedeutet, dass das Femur auf der Tibia im Verlaufe der Kniebeugung eine Gleitbewegung absolviert. Die Tatsache, dass es für die beiden betrachteten Kniewinkel zwei unterschiedliche Auflagepunkte sowohl für die Tibia (helles und dunkles Dreieck), als auch für das Femur (heller und dunkler Kreis) gibt, macht deutlich, dass auch eine Abrollbewegung des Femur auf der Tibia stattfindet. Die beiden Kreuzbänder sind als schwarze, durchgezogene bzw. gestrichelte Linien eingezeichnet, deren femorale Ursprungs- und tibiale Ansatzpunkte die vier Gelenke der überschlagenen Viergelenkkette bilden (Müller 1982).**

Dieses Modell verkürzt die Realität allerdings erheblich: Es werden dabei nur die zentralen stabilisierenden Strukturen berücksichtigt, die peripheren Strukturen bleiben unberücksichtigt. Die Bewegungen des Kniegelenkes laufen auch nicht nur in der Sagittalebene ab, sondern in allen drei Ebenen (Huiskes/Blankevoort 1990). Darüber hinaus sind die Ursprünge und Ansätze der Bänder keinesfalls punktförmig sondern mehr oder weniger ausgedehnte Areale. Von den Ursprungs- und Ansatzarealen ausgehend, verwringen sich die Fasern des vorderen Kreuzbandes miteinander, wobei sich funktionell zwei Fasersysteme, anteromediale Fasern und posterolaterale Fasern, voneinander unterscheiden lassen (Wagner/Schabus 1982). Dadurch sind in Abhängigkeit von der Flexionsstellung des Kniegelenkes immer unterschiedliche Fasern angespannt, während andere entspannt sind (Zabel 1993).

Menschik (1987) konnte nachweisen, dass die Ansatz- und Ursprungsareale der Kreuzbänder und der Seitenbänder auf einer Burmester-Kurve liegen. Die Burmester-Kurve setzt sich aus einer

Angelkubik und einer Scheitelkubik zusammen. Die beiden Kreuzbänder kreuzen sich im momentanen Drehzentrum des Gelenkes (vergl. Abb. 2). Die Angelkubik liegt proximal des momentanen Drehzentrums des Gelenkes, die Scheitelkubik liegt distal des momentanen Drehzentrums. Verbindet man einen Punkt auf der Scheitelkubik über eine Gerade, die durch das momentane Drehzentrum des Gelenkes geht, mit einem Punkt auf der Angelkubik, so laufen diese beiden Punkte auf angenäherten Kreisbahnen, so dass ihr Abstand voneinander auf der Geraden praktisch gleich bleibt. So können die Kreuzbänder und Seitenbänder ohne eine nennenswerte Längenänderung den gesamten Bewegungsradius des Gelenkes durchlaufen. Die Ursprungs- und Ansatzareale der Kreuz- und Seitenbänder stehen daher in einer engen wechselseitigen Beziehung. Die Änderung eines Parameters, d.h. Ansatz, Ursprung oder Länge eines Bandes, z.B. durch Verletzung und Operation, beeinflusst daher nachhaltig die Kinematik des gesamten Gelenkes (Strobel/Neumann 1996).



**Abbildung 2: Ursprung und Ansatz von Kreuz- und Seitenbändern liegen auf einer Burmester – Kurve, deshalb sind Ausrichtungen und Längen dieser Strukturen genau determiniert. Die Veränderung eines dieser Parameter führt daher unweigerlich zu einer Beeinflussung der Kinematik des gesamten Kniegelenkes (Müller 1982).**

### 1.3.1.1 Manuelle Testverfahren

Zur klinischen Diagnose von Verletzungen des vorderen Kreuzbandes stehen verschiedene manuelle Testverfahren und Geräte zur Verfügung. Von den manuellen Tests ist der bekannteste der Lachman-Test, bei dem der Patient mit einem Kniewinkel von  $30^\circ$  auf dem Rücken liegt, wobei der Untersucher den Unterschenkel des Patienten nach vorne zieht. Die Verschiebbarkeit des Unterschenkels gegenüber dem Oberschenkel in sagittaler Ebene nach anterior ist als „vordere Schublade“ bekannt (Rupp et al. 1994). Diese Prüfung der vorderen Schublade in extensionsnaher Gelenkstellung hat den Vorteil, dass sich eine Insuffizienz des vorderen Kreuzbandes besonders



auffällig auswirkt, weil gerade in dieser Gelenkwinkelstellung die Stabilisierungsfunktion des vorderen Kreuzbandes besonders ausgeprägt ist (Losee 1983). Erfahrene Untersucher können am Ausmaß der vorderen Schublade im Seitenvergleich Aussagen über den ligamentären Zustand der Kniegelenke eines Patienten machen (Anderson/Libscorn 1989; Neuschwander et al. 1990; Strobel/Neumann 1996).

Der Lachman-Test kann auch als aktiver Test durchgeführt werden, indem die Tibiaverschiebung nicht durch den Untersucher ausgelöst wird, sondern durch eine Quadrizepskontraktion durch den Patienten selbst. Der Untersucher fixiert dabei lediglich den Fuß des Patienten und fordert diesen auf, den M. quadriceps anzuspannen. Bei einer Insuffizienz des vorderen Kreuzbandes lässt sich die Tibiaverschiebung entweder mit den Fingern, die am Gelenkspalt aufgelegt sind, fühlen oder manchmal sogar mit bloßem Auge erkennen (Strobel et al. 1995).

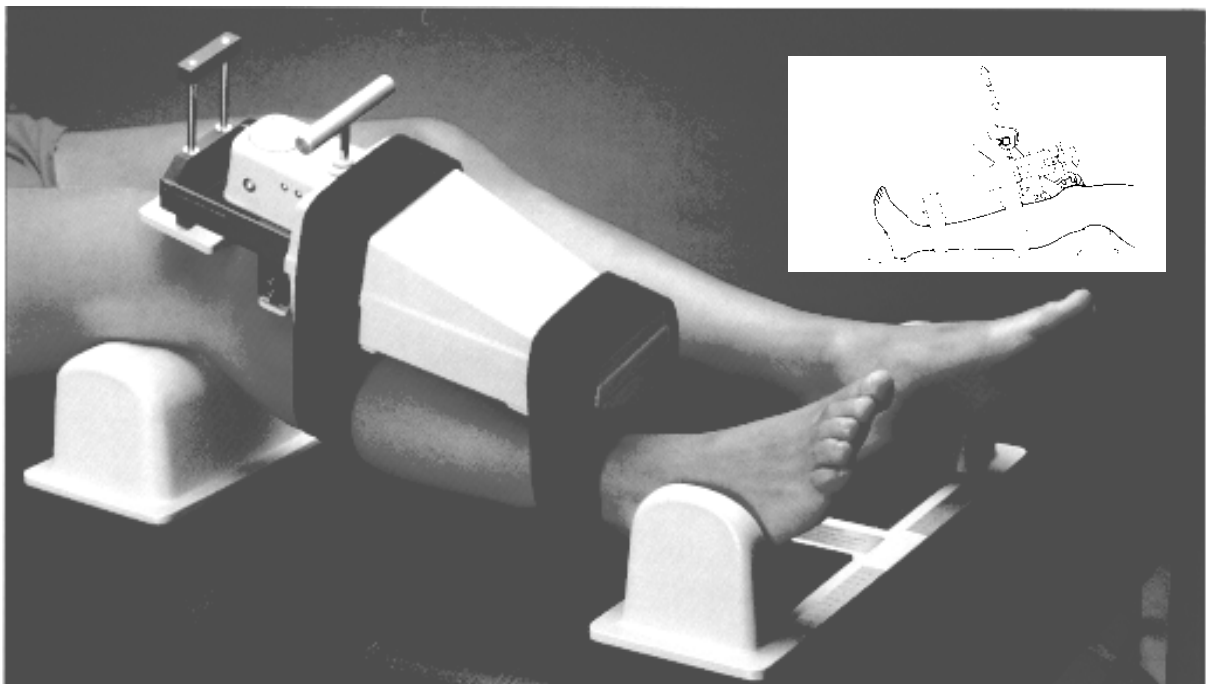
Neben diesen Tests, bei denen der Patient in der Regel auf dem Rücken liegt, existieren auch einige Funktionstests, bei denen der Patient die Tibiaverschiebung im Stehen oder Laufen selbst auslöst. Beim Giving-way-Test nach Jakob (1987) lehnt der Patient an der Wand und geht langsam in die Kniebeuge, wobei der Untersucher mit seinen Händen einen Valgusstreß auf das Kniegelenk ausübt. Bei einer Insuffizienz des vorderen Kreuzbandes kann die plötzliche Reposition der Tibia als Ruck gefühlt werden, wobei das Kniegelenk nachgibt. Darüber hinaus werden Performancetests wie der Einbeinsprungtest, 8er-Figurlaufen oder Treppauf- und Treppablaufen durchgeführt (Tegner et al. 1986; Gauffin/Tropp 1992). Die Leistungsfähigkeit in derartigen Komplextests ist allerdings nur bedingt vom Zustand des Kniegelenkes abhängig. Hier spielen auch Faktoren, wie der allgemeine konditionelle Zustand sowie die Motivation des Patienten eine große Rolle.

Die bis hierher beschriebenen manuellen oder visuellen Testverfahren sind zur Prüfung, ob eine Verletzung des vorderen Kreuzbandes vorliegt oder nicht, nach wie vor die Methode der Wahl für die klinische Praxis. Sie können und sollen durch apparative Testverfahren nicht ersetzt, sondern lediglich ergänzt werden. Soll z.B. der Verlauf einer Rehabilitationsmaßnahme dokumentiert werden, so kommt man um die genaue Quantifizierung der Tibiaverschiebung nicht umhin, da ansonsten nur indirekte Messparameter, wie z.B. Muskelumfang sowie Umfang, Rotation und Flexion des Kniegelenkes zur Verfügung stehen (Dahlstedt/Dalen 1989; Baumgartl/Thiemen 1993). Auf die Vielzahl der weiteren manuellen Tests zur Erfassung der Laxizität des Kapsel-Band-Apparates wird hier nicht eingegangen, da sie sich für wissenschaftliche Untersuchungen aufgrund fehlender Reproduzierbarkeit der Ergebnisse und fehlender Objektivität nicht eignen. Will man also die Tibiaverschiebung genau quantifizieren, so sollte dies unbedingt mit einer Testapparatur

geschehen, da die subjektive Einschätzung des Untersuchers hierfür zu ungenau ist (Strobel et al. 1995).

### 1.3.1.2 Instrumentelle Testverfahren

Bei den medizinischen Diagnosegeräten hat sich besonders das KT1000 (MedMetric Corp., San Diego) hervorgetan. Dabei wird ein Gehäuse mittels zweier Klettbandagen an der Vorderseite des Unterschenkels angebracht. Das Ende eines Hebelarmes wird auf der Patella, das Ende eines anderen Hebelarmes auf der Tuberositas tibiae aufgelegt. Da bereits bei leichter Kniebeugung die Patella an den Femurkondylen anliegt, kann die Patella als Repräsentant des Oberschenkelknochens betrachtet werden. Die Tuberositas tibiae repräsentiert den Unterschenkelknochen. Eine Tibiaverschiebung relativ zum Femur wird daher in eine Rotationsbewegung der beiden Hebelarme relativ zueinander umgewandelt, die dann auf einer Analoguhr angezeigt wird. Die Tibiatranslation kann durch eine Kraftübertragung über einen Hebelarm am Unterschenkel ausgelöst werden. Die aufgewandte Kraft wird durch akustische Signale mit drei unterschiedlichen Frequenzen in die Bereiche 67N – 89N, 89N – 133N und über 133N eingeteilt (MedMetric Corp., San Diego 1995).



**Abbildung 3: KT1000 MedMetric Corp., San Diego**

Die Untersuchungsanordnung ist hier die gleiche wie beim Lachman-Test, wobei ein definierter Kniewinkel von ca. 25° Flexion durch ein unterlegtes Oberschenkelteil konstant gehalten wird. Ein Fußteil stützt die Füße nach lateral ab, so dass die Füße in einer leichten Außenrotation gehalten werden, ohne dass der Patient die Muskulatur zur Stabilisierung der Fußhaltung anspannen muss. In dieser Untersuchungsanordnung werden zur Diagnose des vorderen Kreuzbandes der passive

vordere Schubladentest mit 67N oder 89N durchgeführt. Wird die Tibierverschiebung nicht durch Zug am Hebelarm, sondern mit der Hand des Untersuchers auf der Dorsalseite des Unterschenkels des Patienten eingeleitet, so kann der Schubladentest als maximal manueller Test durchgeführt werden. Dabei kann die Kraft allerdings nicht dokumentiert werden. Ohnehin ist es beim KT1000 nicht möglich, die zur Auslösung der Tibierverschiebung aufgewandte Kraft zu registrieren, sie kann lediglich in die genannten Bereiche unterteilt werden. Daher wird das KT1000 zusätzlich mit einem x-y-Plotter zur graphischen Darstellung der Messwerte unter dem Namen KT2000 angeboten.

Durch die Einteilung in verschiedene Kraftbereiche kann beim KT1000 zusätzlich ein sogenannter Compliance-Index errechnet werden, indem man den 67N – Messwert vom 89N – Messwert subtrahiert. Bei intaktem Kreuzband liegt der Compliance-Index bei 1mm in anteriorer Richtung, bei Verletzungen des vorderen Kreuzbandes zwischen 2mm und 3mm (Strobel et al. 1995). Die Herstellerfirma gibt im Gegensatz zu Strobel et al. einen „30-pound 15-pound compliance index“ an, also den Differenzwert zwischen 133N und 67N. Laut Hersteller liegt dieser Compliance-Index für intakte Kniegelenke bei 1,5mm in anteriorer Richtung, bei Verletzungen des vorderen Kreuzbandes etwa um 7mm (MedMetric Corp., 1995). Im Gegensatz dazu lag der Compliance-Index in einer Untersuchung von Forster et al. (1989) bei intakten Kniegelenken bei 1,3mm, bei verletzten Kniegelenken dagegen bei 2,4mm.

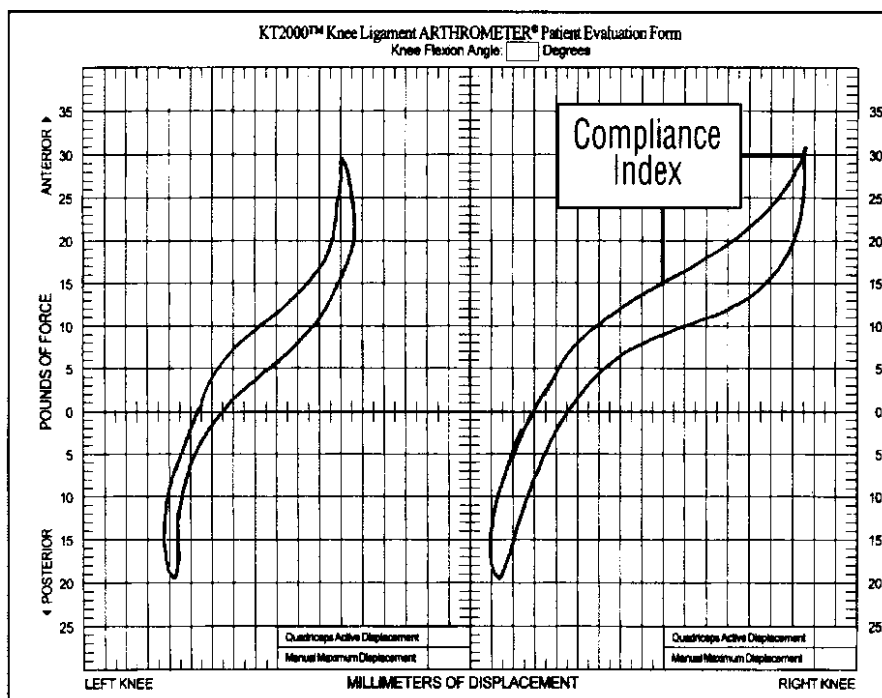


Abbildung 4: Compliance-Index (MedMetric Corp., San Diego 1995)

In der Literatur werden jedoch meist nur die Messwerte der Tibierverschiebung für die einzelnen Kraftbereiche genannt. Sie schwanken im Mittelwert bei intaktem Kreuzband für den 67N – Wert

zwischen 4,6 und 8,9mm, für den 89N – Wert zwischen 4,6 und 10,3mm und für den maximal manuellen Wert zwischen 7,0 und 10,3mm. Bei verletztem Kreuzband schwanken sie im Mittelwert für den 67N – Wert zwischen 7,4 und 12,3mm, für den 89N – Wert zwischen 9,4 und 16,6mm und für den maximal manuellen Wert zwischen 13,0 und 18,1mm. Besser als die Absolutwerte der Tibiaverschiebung scheinen dagegen die Seitendifferenzen der Tibiaverschiebungen innerhalb eines Individuums zur Diagnose geeignet. Die Differenzen von intraindividuellen Vergleichen bei beidseitig intakten Kniegelenken werden in der Literatur im Mittelwert immer mit kleiner oder gleich 1mm angegeben, wogegen intraindividuelle Vergleiche eines intakten Kniegelenkes mit einem verletzten im Mittelwert immer Differenzen von 3mm oder größer erbrachten. Da die Untersuchungsergebnisse für den maximal manuellen Test am zuverlässigsten sind, sollte dieser zur Ermittlung der 3mm Grenze angewandt werden, wenn es darum geht, einen Kreuzbandriß nachzuweisen, oder auszuschließen. (Daniel et al. 1985; 1989; Anderson/Libscorn 1989; Dahlstedt/Dalen 1989; Neuschwander et al. 1990; Bach et al. 1990; Andersson 1993; Rupp et al. 1994; Strand/Solheim 1995; Strobel et al. 1995). Die Genauigkeit, mit der die Tibiaverschiebung dabei angegeben wurde, ist etwas schmeichelhaft für das KT1000, da die Skala der Analoguhr, auf der die Messwerte ausgegeben werden, in Millimeterschritte eingeteilt ist, so dass die Genauigkeit im Bereich von Zehntelmillimetern nur durch Berechnung eines Mittelwertes entsteht (Draganich et al. 1989; Palmitier et al. 1991).

Das KT1000 stellt unter den Kniearthrometern sozusagen den state of the art dar, wenngleich über die Gütekriterien dieses Gerätes Uneinigkeit herrscht. Die Korrelation der anteroposterioren Tibiaverschiebung gemessen mit dem KT1000 und der Bewegung von Knochenmarkern, die zeitgleich in einem in vitro Experiment aufgenommen wurden, ist mit 0.979 angegeben und damit nahezu perfekt (Daniel et al. 1985, Daniel 1990). Die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse war in einem Vergleich von vier unterschiedlichen Messgeräten für das KT1000 am besten, wobei hier die test-retest-Variabilität bei 60-80% lag (Steiner et al. 1990). Der Messfehler war bei diesem Test für das KT1000 am geringsten. Die diagnostische Exaktheit liegt beim KT1000 bei 80%, d.h. 80% aller verletzten und intakten Kniegelenke, die getestet wurden, wurden aufgrund des Tests mit dem Gerät korrekt als verletzt oder intakt klassifiziert. In dieser Untersuchung schneiden allerdings zwei Konkurrenzprodukte besser ab (85% bzw. 90%).

Forster et al. (1989) untersuchten die Intra- und Interuntersucher-Variabilität bei vier unverletzten Probanden und sechs Probanden mit diagnostiziertem Abriss des vorderen Kreuzbandes vor der Rekonstruktion. Dabei konnten bei Messungen der Absolutwerte am jeweils gleichen Knie nur 20% der Messwerte reproduziert werden. Nur 40% der Messwerte bezogen auf das gleiche Knie lagen innerhalb eines Clusters von 3mm. Auch die Wiederholungsmessungen bei jeweils

identischen Untersuchern war unbefriedigend. Nur etwa 25% der Wiederholungsmessungen ergaben gleiche Werte, wie bei der ersten Messung. Dagegen ergaben 19% der Wiederholungsmessungen Differenzen zur ersten Messung von 2mm oder mehr. Beim Seitenvergleich der Kniegelenke innerhalb eines Probanden konnten nur bei 60% der Messungen intakte Kniegelenke von verletzten Kniegelenken korrekt unterschieden werden. Dieser Wert wurde von 25% der unverletzten Probanden erreicht, während 31% der verletzten Probanden diese kritische Marke nicht überschritten. Der Seitenvergleich bei den unverletzten Probanden ergab in 94% der Fälle einen Compliance-Index von 1.0mm oder weniger. Allerdings wurde dieses Ergebnis auch für 75% der Fälle bei den verletzten Probanden erzielt, so dass die Autoren den Compliance-Index als unsensiblen Parameter für die Diagnose des vorderen Kreuzbandes einstufen. Insgesamt kommen die Autoren zu dem Schluss, dass die Messung der anterioren Laxizität des Kapsel-Band-Apparates mit dem KT1000 in ihrer Untersuchung eine nicht unerhebliche Anzahl falsch positiver und falsch negativer Ergebnisse produzierte.

Neben dem KT1000 existiert noch eine Reihe weiterer Messgeräte zur Erfassung der Tibiaverschiebung, die allerdings bei weitem nicht die Verbreitung des KT1000 fanden (Andersson/Gillquist 1990; Lysholm et al. 1994). Strobel et al. (1995) bieten hier eine vollständige Übersicht. Strobel/Neumann (1996) haben selbst ein Gerät zur Erfassung der Tibiaverschiebung (KLT) vorgestellt. Dabei wird über einen induktiven Wegaufnehmer, der an der Tuberositas tibiae anliegt, der Weg des Schienbeinkopfes relativ zu dem an der Patella anliegenden Rahmen gemessen. Die Untersuchungsanordnung ist wiederum die gleiche, wie beim Lachman-Test, der hier als maximal manueller Test durchgeführt wird. Die aufgewandte Kraft wird nicht registriert, wohl aber die über den Messtaster erfasste Tibiaverschiebung. Mit einer vergleichbaren Konstruktion können die Patienten in einem Röntgenhaltegerät mit einstellbarer Knieflexion und Unterschenkelrotation eingespannt und untersucht werden (Stedtfeld/Strobel 1983). Die Auswertung der Messergebnisse kann dreidimensional dargestellt werden, wobei die Knieflexion und die Unterschenkelrotation als unabhängige Größen berücksichtigt werden. Die dritte Dimension beschreibt die Tibiaverschiebung. Die zur Tibiaverschiebung aufgewandte Kraft findet hier keine Berücksichtigung.

Verzichtet man auf die Variation von Knieflexion und Unterschenkelrotation, indem man hierfür einen definierten Wert vorgibt, so genügt eine zweidimensionale Darstellung der Ergebnisse. Wenn man zusätzlich zur Tibiaverschiebung gleichzeitig die auslösende Kraft registriert, kann die Beziehung zwischen aufgewandter Kraft und resultierender Tibiaverschiebung als Hysterese dargestellt werden (Markolf et al. 1978; Daniel et al. 1985; MedMetric Corp., 1995). Auf der Ordinate wird die Kraft aufgetragen, auf der Abszisse die Tibiaverschiebung. Das Vorzeichen gibt

dabei die Richtung der wirksamen Kraft und der Tibiaverschiebung an. Positive Werte bedeuten eine Krafrichtung nach anterior, negative Werte bedeuten eine Krafrichtung nach posterior. Die Bedeutung des Vorzeichens für die Orientierung der Tibiaverschiebung kann man beim KT1000 nur aus der Lage der Messkurve innerhalb der vier Quadranten im Koordinatensystem erschließen, da die Abszisse nicht ausreichend beschriftet ist. Auch für die Tibiaverschiebung bedeuten dann positive Werte eine Bewegungsrichtung nach anterior, negative Werte eine Bewegungsrichtung nach posterior (MedMetric Corp., 1995).

Bei Markolf et al. (1978) weisen die Vorzeichen für Kraft und Tibiaverschiebung ungünstigerweise in die entgegengesetzte Richtung. Positive Werte bedeuten hier für die Kraft eine Richtung nach anterior für die Tibiaverschiebung dagegen eine Richtung nach posterior. Für negative Werte gilt entsprechendes in entgegengesetzter Richtung. An der Hysteresisschleife lassen sich nach Markolf et al. zwei Parameter, die Laxizität, definiert als Tibiatrianlation bei einer Kraft von 100 bzw. 200N, sowie die Stiffness, definiert als Kraftanstieg pro Längenzunahme ( $\Delta F/\Delta l$ ) ermitteln. In der graphischen Darstellung entspricht die Stiffness der Tangentensteigung der Hysteresisschleife an einem definierten Punkt (Markolf et al. 1978; Johansson et al. 1991).

Strobel et al. (1995) geben für die Berechnung der Stiffness einen Kraftwert von 50N an, während in einigen Originalarbeiten von Markolf et al. (1978; 1981) ein Kraftwert von 100N zur Berechnung der Stiffness angegeben ist. Verletzungen des Kapsel-Band-Apparates führen zu erhöhter Laxizität und verringerter Stiffness (Strobel et al. 1995).

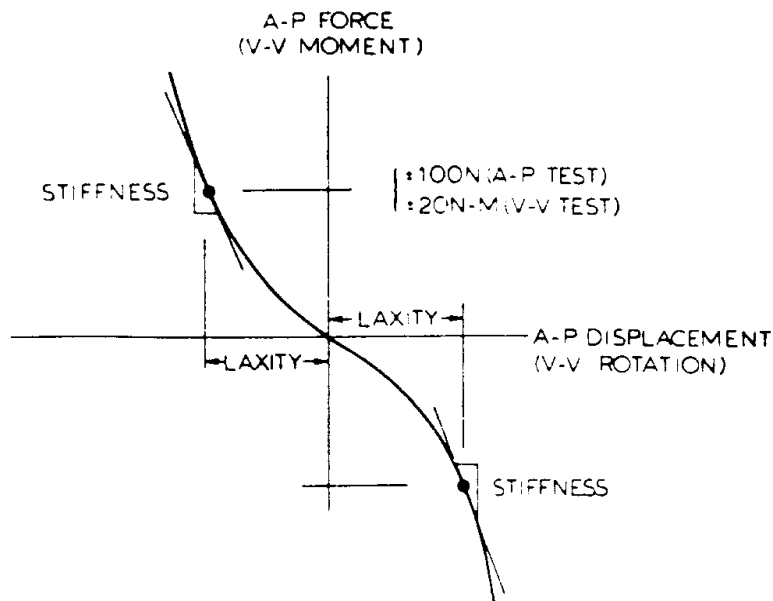


Abbildung 5: Laxity und Stiffness (Markolf et al. 1978; 1981)

Markolf et al. (1978; 1981) untersuchten mit diesen Parametern vornehmlich den Einfluss der Kniegelenkmuskulatur und der axialen Belastung des Beines mit dem Körpergewicht auf die passive Stabilität am Kniegelenk. Demnach ist es bei axial unbelastetem Bein mit einem Kniewinkel von 20° Flexion möglich, die Stiffness durch Kontraktion der Kniegelenkmuskulatur um das Zweibis Vierfache zu erhöhen, und die Laxizität um 25 – 50% zu reduzieren. Die axiale Belastung des Beines mit 925N in vitro führte bei einem Kniewinkel von 20° Flexion zu einer Reduktion der Laxizität in anteroposteriorer Richtung um 13 – 25% und einer Erhöhung der Stiffness auf das Doppelte. Die anteriore Tibiaverschiebung betrug in vivo bei einem Kniewinkel von 20° Flexion mit axial unbelastetem Bein und entspannter Muskulatur durchschnittlich 2,6mm, die anteriore Stiffness betrug unter gleichen Bedingungen  $5,9 \cdot 10^4 \text{N/m}$ .

Während die Zuordnung des Vorzeichens der Messwerte zur Richtung von Kraft und Tibiatranslation willkürlich ist und als Konvention akzeptiert werden kann, leuchtet die Wahl der Achsen aus mathematischer Sicht nicht ganz ein. In der von Markolf et al. (1978) und MedMetric Corp. (1990) gewählten Zuordnung wird die Kraft als Funktion der Tibiaverschiebung dargestellt. Dabei scheinen Ursache und Wirkung vertauscht, da in Wirklichkeit eine Kraft eingeleitet wird, um eine Tibiaverschiebung zu verursachen und nicht umgekehrt. Daher sollte besser die Tibiaverschiebung als Funktion der Kraft dargestellt werden, das heißt, sie sollte auf der Ordinate aufgetragen werden und die Kraft auf der Abszisse. Es erscheint außerdem günstiger, für identische Richtungen von Kraft und Tibiaverschiebung das identische Vorzeichen zu wählen.

Die manuellen und instrumentellen Untersuchungsmethoden zur Diagnostik des Kniegelenkes sind in der klinischen Praxis etabliert, sie haben jedoch den Nachteil, dass sie für Untersuchungen am liegenden Patienten unter Entlastung des Kniegelenkes konzipiert sind. Aus Untersuchungen am Sprunggelenk ist jedoch bekannt, dass die Verschiebbarkeit zweier Gelenkkongruenzen unter Entlastung des Gelenkes noch keine Aussage über die funktionelle Stabilität des Gelenkes zulässt (Lohrer et al. 1993; Scheuffelen 1993; Gollhofer et al. 1994). Auch am Kniegelenk besteht zwischen der passiven und der funktionellen Stabilität keine strenge Beziehung (Walla et al. 1985; Tegner et al. 1986).

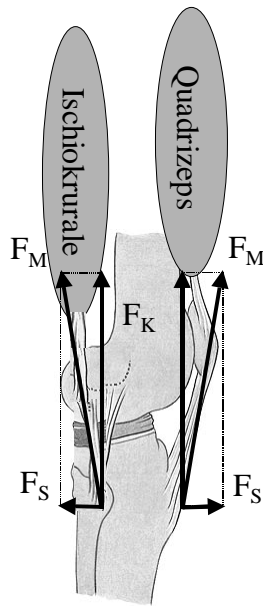
Die obengenannten Untersuchungsmethoden helfen dem Arzt zu entscheiden, ob bei einer Verletzung vermutlich das vordere Kreuzband abgerissen wurde und ob eine Operation notwendig ist. Wie sich ein unverletztes, verletztes oder bereits operiertes Gelenk in der Funktion verhält, kann so nicht diagnostiziert werden (Wißmeyer et al. 1997). Herzog et al. (1998) konnten am Katzenknie ohne vorderes Kreuzband noch ein Jahr nach der Verletzung deutliche Unterschiede in der Stabilität bei statischer Belastung des Gelenkes im Vergleich mit dem Gangbild bei dynamischer

Belastung des Gelenkes feststellen. Während sich die verletzten Kniegelenke bei statischer Belastung unauffällig verhielten, offenbarten sich im Gangbild noch erhebliche Unterschiede zu den intakten Kniegelenken. Als problematisch erwies sich in diesem Zusammenhang vor allem die anteroposteriore Instabilität, da die Rotationsstabilität bereits vier Monate nach Verletzung wieder hergestellt war.

Zur Diagnose der Stabilität des Kniegelenkes in funktionellen Situationen wurde im Rahmen dieser Untersuchungen eigens ein neues Messgerät entwickelt, mit dem es möglich ist, die Laxizität des Kapsel-Band-Apparates am Kniegelenk unter funktionellen Bedingungen, z.B. am stehenden Probanden zu messen. Dieses wird notwendig, da neben der Laxizität des Kapsel-Band-Apparates unter Entlastung des Beines noch weitere Faktoren einen Einfluss auf die funktionelle Stabilität des Kniegelenkes haben (Wißmeyer et al. 1997). Im Stand wird das Bein axial belastet. Durch die axialen Kraftkomponenten von Gewichtskraft und Bodenreaktionskraft, die senkrecht auf die Gelenkflächen stehen, werden Femur und Tibia stärker aufeinander gepresst, was über eine erhöhte Reibung dazu führt, dass einer Tibiaverschiebung mehr Widerstand entgegen gesetzt wird (Markolf et al. 1981; Hollis et al. 1991; Torzilli et al. 1994). Beynnon et al. (1997) konnten bei Spannungsmessungen am vorderen Kreuzband in einem Kniewinkel von 30° Flexion mit einer anterioren Zuglast von 140N zwar keine Unterschiede in der Spannung zwischen sitzender und stehender Körperposition erkennen. Der Spannungsanstieg von der Zugentlastung zur Zugbelastung bis 150N war jedoch im Sitzen deutlich größer, als im Stehen.

Einen vergleichbaren Effekt hat eine Kokontraktion von ischiokruraler Muskulatur und Quadrizeps. Auch dabei entstehen Kraftkomponenten, die senkrecht auf die Gelenkfläche gerichtet sind, so dass Femur und Tibia stärker aufeinander gepresst werden. Das Gelenk wird, wiederum über eine erhöhte Reibung, gegen eine Tibiaverschiebung stabilisiert (Markolf et al. 1978; Solomonow et al. 1987; Frndak/Berasi 1991; O'Connor 1993; Lysholm et al. 1994; Beynnon et al. 1997). Die Muskelkraftkomponenten, die parallel zur Gelenkfläche gerichtet sind, aber in anteroposteriorer Richtung die entgegengesetzte Orientierung haben, heben sich bei einer Kokontraktion von Quadrizeps und Ischiokruralen teilweise gegenseitig auf, so dass von den Muskelkräften kein destabilisierendes Moment ausgeht (Devita et al. 1992). Zudem führt eine Kokontraktion zu einer gleichmäßigeren Druckverteilung über die gesamten Gelenkflächen (Baratta et al. 1988). Wojtys et al. (1996) berichten von einer Reduktion der Tibiaverschiebung von durchschnittlich 8,3mm auf 6,3mm bei Untersuchungen mit Patienten ohne vorderes Kreuzband in einem Kniewinkel von 30° Flexion, einer axialen Belastung von 133N und einer anterioren Zugkraft von ebenfalls 133N.





**Abbildung 6: Kokontraktion von Quadrizeps und Ischiokruralmuskulatur.**  
 $F_M$  = Muskelzugkraft,  $F_K$  = Teilkomponente Kompressionskraft,  $F_S$  =  
 Teilkomponente Scherkraft. (abgeändert nach Sobotta 1997)

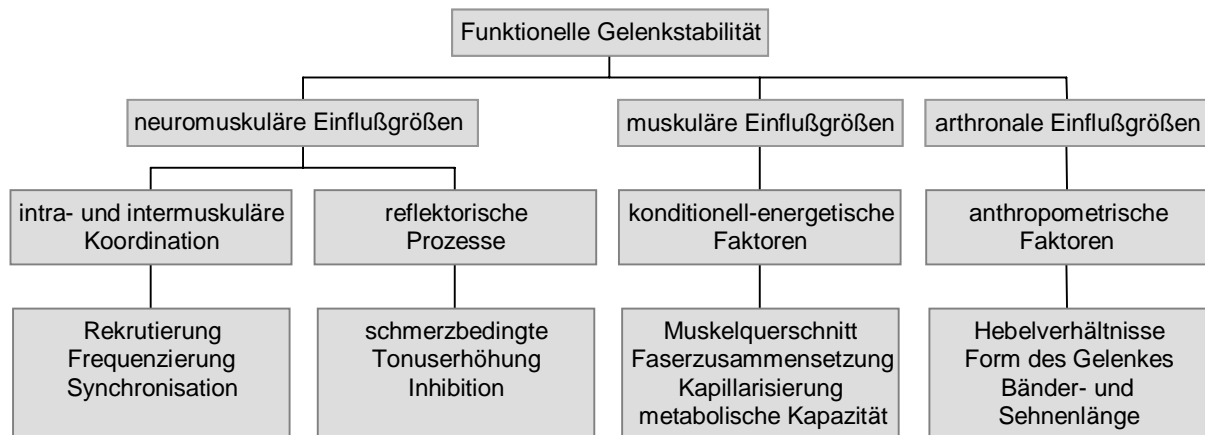
In Folge von muskulärer Ermüdung kann eine Erhöhung tibialer Verschiebung registriert werden, d.h. das Gelenk wird mit zunehmender Ermüdung instabiler. Daher könnte muskuläre Ermüdung eine bedeutende Rolle in der Pathomechanik von Knieverletzungen spielen (Wojtys et al. 1996).

### 1.3.2 Muskelfunktion

Die Funktionsweise der Muskulatur kann an verschiedenen Parametern überprüft werden. Die Ausprägung motorischer Grundeigenschaften, wie Kraft, Ausdauer, Schnelligkeit bzw. Koordination und Flexibilität ist mehr oder weniger abhängig von der Leistungsfähigkeit der Muskulatur (Martin et al. 1993). Einige Komponenten dieser Grundeigenschaften werden dazu herangezogen, die Arbeitsfähigkeit der Muskulatur abzuschätzen. Im Zusammenhang mit Prävention und Rehabilitation von Verletzungen sind vor allem Erscheinungsformen der Kraft, Kraftausdauer, und die Flexibilität der Muskulatur von Interesse (Zätterström et al. 1992; Perhonen et al. 1992). In Abhängigkeit vom Messprinzip werden daher in der Regel entweder statisch oder dynamisch die willkürliche Maximalkraft bzw. maximales Drehmoment, Arbeit, Leistung oder die maximale Bewegungsamplitude eines Arthrions erfasst (Kannus 1994).

Wichtig ist, zu erwähnen, dass bei derartigen Messungen immer der Bruttooutput eines gesamten Arthrions, d.h. eines Nerv-Muskel-Gelenk-Systems erhoben wird, wobei man sich durch die Messergebnisse Aufschluss über den morphologischen und physiologischen Zustand der Muskulatur erhofft. Die Ausprägung der Messparameter wird durch verschiedene Einflussgrößen des Arthrions determiniert (Hollmann/Hettinger 1990; Strobel et al. 1995).

Komponenten funktioneller Gelenkstabilität



### 1.3.2.1 Manuelle Testverfahren

In der Rehabilitation wird der Verlauf einer Trainingstherapie unter anderem dadurch evaluiert, dass man die Muskulatur die das Kniegelenk stabilisiert, einer Leistungsdiagnose unterzieht. Auch hier sind eine Reihe von manuellen und instrumentellen Testverfahren im Gebrauch. Die bekanntesten manuellen Tests sind die Muskelfunktionstests nach Janda (1994). Dabei versucht man, durch geeignete Körperpositionen mit definierten Gelenkwinkelstellungen die zu testende Muskulatur in eine gewünschte Arbeitslänge zu bringen und gleichzeitig andere Muskeln, die die Testbewegung beeinflussen könnten, auszuschalten. Nun kann entweder die Kraft über den Widerstand des Untersuchers, oder die Dehnfähigkeit der Muskulatur über die Bewegungsamplitude des Gelenkes abgeschätzt werden (Kendall/Kendall 1985; Janda 1994). Diese manuellen Testverfahren haben ähnliche Nachteile, wie die manuellen Testverfahren zur Bestimmung der Laxizität des Kapsel-Band-Apparates. Die Ergebnisse verschiedener Untersucher oder eines Untersuchers zu verschiedenen Zeitpunkten sind nur mit Vorbehalt zu vergleichen. Daher sind sie für wissenschaftliche Untersuchungen in funktionellen Situationen nicht geeignet.

### 1.3.2.2 Instrumentelle Testverfahren

Bei den instrumentellen Testverfahren haben sich isokinetische Systeme durchgesetzt. Sie erfreuen sich vor allem in der Rehabilitation wachsender Beliebtheit u.a. deshalb, weil sie sowohl als Diagnoseinstrument, wie auch als Trainingsgerät gleichermaßen einsetzbar sind. Man versucht dabei apparativ eine Bewegung mit gleichbleibender Geschwindigkeit bei fixierter Bewegungsrichtung mit akkommodierendem Widerstand vorzugeben (Froböse 1993). Häufig wird eine konzentrische und eine exzentrische Phase hintereinander geschaltet. So können Beugung und Streckung in einem Gelenk alternierend in Bewegungszyklen durchgeführt werden. An den

Umkehrpunkten der Bewegung sind allerdings Brems- und Beschleunigungsphasen notwendig, in denen strenggenommen keine isokinetischen Verhältnisse herrschen (Perrin 1993; Mayer et al. 1994; Horstmann et al. 1994).

Im Bezug auf die Stabilität am Kniegelenk z.B. nach Verletzungen des vorderen Kreuzbandes ist vor allem die kniebeugende (Ischiokrurale) und die kniestreckende Muskulatur (Quadriceps) von Interesse. Man testet die kniebeugende und die kniestreckende Muskulatur hinsichtlich ihrer Kraftfähigkeiten, indem man an isokinetischen Trainingsgeräten mit unterschiedlichen Winkelgeschwindigkeiten den Drehmomentverlauf in der Kniebeugung und in der Kniestreckung erfasst (Froböse 1993; Hantel et al. 1994). Von den Berufsgenossenschaften gibt es hierfür standardisierte Testprotokolle (Strobel et al. 1995). In der Darstellung des Drehmoment-Zeit-Verlaufes und der Winkelgrade einer alternierenden Extensions-Flexions-Bewegung am isokinetischen Beincurler lassen sich bei Kreuzbandinsuffizienz häufig typische Drehmomenteinbrüche bzw. Unregelmäßigkeiten in der Extensionsphase nachweisen, die im EMG der Kniegelenkstreckere eine Konvergenz zeigen. Der Drehmomenteinbruch wird als Resultat der Inhibition im EMG der Extensoren gewertet (Solomonow et al. 1987).

Als leistungsrelevante Parameter haben sich in der Isokinetik u. a. das maximale Drehmoment in der Kniebeugung und in der Kniestreckung sowie der Quotient aus diesen beiden Messwerten, der sogenannte Hamstrings-Quadriceps-Quotient (H/Q-Quotient) erwiesen (Scharf et al. 1988; Weinhart/Bernett 1992). Liegt der H/Q-Quotient je nach Winkelgeschwindigkeit in einem Bereich von 0,6-0,8, so spricht man von muskulärer Balance, andernfalls von einer muskulären Dysbalance (Campbell/Glenn 1982; Kannus et al. 1992).

Das Entstehen einer muskulären Dysbalance wird inzwischen nicht mehr nur der unterschiedlichen Faserzusammensetzung von Antagonisten zugeschrieben, wonach Muskeln mit überwiegend fast-twitch-fibres zur Abschwächung neigen, dagegen Muskeln mit überwiegend slow-twitch-fibres zur Verkürzung. Auch die Einteilung in Halte- und Bewegungsmuskulatur trägt zur Erklärung nicht viel bei, vielmehr muss dem Umstand Rechnung getragen werden, dass das Verhalten der Muskulatur wesentlich von ihrer neuronalen Ansteuerung abhängt (Klee 1993; 1994; Neumann 1997). Der muskuläre Balancezustand kann durch schmerzbedingte, reflektorische Inhibition, aber auch durch trainingsbedingte, motorische Stereotypen oder durch habituelle Fehlhaltungen im Alltag aus dem Gleichgewicht geraten (Boernert/Dippold 1994). Um der Bedeutung der neuronalen Ansteuerung der Muskulatur im Zusammenhang mit der Entstehung muskulärer Dysbalancen Rechnung zu tragen, hat sich inzwischen der Begriff der „neuromuskulären Dysbalancen“ eingebürgert (Freiwald et al. 1997).

Gerade durch das Training in der offenen Bewegungskette, wie z.B. am Beincurler, können solche Beuger-Strecker-Dysbalancen entstehen oder verstärkt werden. Darüber hinaus wird beim Training in der offenen Bewegungskette das Kniegelenk erhöhten Scherkräften ausgesetzt, was mit vergrößerten Tibiatranslationen einher geht, da im Vergleich zur geschlossenen Bewegungskette die gelenkstabilisierende Kokontraktion der Antagonisten fehlt (Kaufman et al. 1991).

Die Terminologie in der Literatur ist hier sehr uneinheitlich. Die Begriffe kinetische Kette (Palmitier et al. 1991), kinematische Kette (Strobel et al. 1995) und Bewegungskette (Segesser et al. 1993; Pässler/Shelbourne 1995) werden dabei synonym gebraucht. Unter einer offenen Bewegungskette versteht man Bewegungen, bei denen das distale Segment (Fuß), der Gliederkette (Bein) frei bewegt werden kann, ohne dass dadurch Bewegungen in anderen Gelenken erzwungen würden. Dies ist beim Laufen in der Schwungphase des Beines der Fall. Hier können Fuß-, Knie- und Hüftgelenk isoliert nacheinander bewegt werden. Trainingsübungen in der offenen Kette sind meist isolierte Eingelenkübungen, wie z.B. am Kniestreckgerät oder am Beincurler, und an den meisten isokinetischen Trainingsgeräten (Pässler/Shelbourne 1995). Im bezug auf das Kniegelenk bedeutet dies, das Ischiokrural- und Quadrizepsmuskulatur die gegensätzlichen Aufgaben der Flexion und Extension erfüllen, das heißt, sie arbeiten antagonistisch. Bei einer isolierten Kniestreckung mit Flexionswinkeln von weniger als  $60^\circ$  führt die anterior gerichtete Scherkraftkomponente des Quadrizeps zu einer Ventralisation der Tibia, die überwiegend durch das vordere Kreuzband kompensiert werden muss, da die Ischiokruralmuskulatur ihre synergistische Wirkung zum vorderen Kreuzband nicht entfalten kann (Draganich et al. 1989; Beynnon et al. 1992).

Von einer geschlossenen Bewegungskette spricht man, wenn das distale Segment (Fuß), der Gliederkette (Bein) fixiert ist. Dies ist beim Laufen in der Stützphase des Beines der Fall. Die Fixierung des Fußes hat dabei zur Folge, dass Bewegungen in einem Gelenk immer Bewegungen in den anderen Gelenken erzwingen. Bei der Beinstreckung in der geschlossenen Kette arbeiten die Muskeln in sogenannten Muskelschlingen (Tittel 1995). Die Streckerschlinge des Beines umfasst dabei unter anderem sowohl die ischiokrurale Muskulatur, die am Hüftgelenk streckt, als auch die Quadrizepsmuskulatur, die am Kniegelenk streckt. Im bezug auf eine Beinstreckung in der geschlossenen Bewegungskette arbeiten also Ischiokruralmuskulatur und Quadrizepsmuskulatur synergistisch (Palmitier et al. 1991). Für das Kniegelenk bedeutet diese Kokontraktion mehr Stabilität, da die Scherkraftkomponenten von Ischiokruralen und Quadrizeps in die entgegengesetzte Richtung weisen und sich gegenseitig ausgleichen (Lutz et al. 1991; Segesser et al. 1993)

Diese Tatsache muss vor allem im frühen postoperativen Stadium berücksichtigt werden, da ein Transplantat nach etwa vier Wochen in eine Umbauphase eintritt, die mit einer Schwächung des Transplantates einher geht. In Kniewinkelstellungen nahe der Gelenkstreckung führt die Zugkraft des M. quadriceps vor allem bei sehr weit distal angebrachtem Widerlager zu einer Ventralisation der Tibia. (An et al. 1990; Hollis et al. 1991; Beynon et al. 1992). Hier besteht die Gefahr einer Bandlockerung, wodurch die Ergebnisse der Operation gefährdet werden (Marxer 1986). Isokinetische Systeme stellen bei reflektierter und problemorientierter Anwendung dennoch eine sinnvolle Ergänzung zu herkömmlichen Rehabilitationstechniken dar. Die Diagnose der Muskelfunktion in der offenen Bewegungskette hat allerdings den Nachteil, dass die Alltagsmotorik, die in der Regel in der geschlossenen Bewegungskette abläuft, eine andere Ansteuerung der Muskulatur und Propriozeption des Gelenkes bedingt (Palmitier et al. 1991; Strobel et al. 1995). Es existiert allerdings derzeit keine Möglichkeit, einen einzelnen Muskel in der geschlossenen kinematischen Kette ausschließlich mit dem isokinetischen System zu testen. Daher ist dieses Verfahren zur Erfassung der Muskelfunktion im bezug auf die funktionelle Stabilität am Kniegelenk nicht geeignet.

Unter der Prämisse, dass z.B. beim Skifahren die Zeit, die von einem traumatisierenden Ereignis bis zur Zerstörung morphologischer Strukturen verstreicht, gerade mal 40ms beträgt (Johansson et al. 1991), stellt sich insbesondere im Hinblick auf Rezidivtraumen die Frage, ob die erhobenen Parameter, die von der willkürlichen Maximalkraft abhängen, geeignete Messwerte sind, um über die funktionelle Stabilität eines Kniegelenkes nach einer Trainingstherapie Aussagen machen zu können. In hochdynamischen sportlichen Prozessen wird vermutlich die Zeit in einer traumatisierenden Situation für die Muskulatur nicht ausreichen, um ihre maximalen Kraftwerte zu mobilisieren (Rack 1981; Sjölander 1989). Die funktionelle Stabilität eines Gelenkes scheint weniger eine Frage der maximal erreichbaren Kraftwerte der gelenkstabilisierenden Muskulatur, als vielmehr eine Frage der neurophysiologischen Ansteuerung und Koordination derselben.

Daher erscheint es im Zusammenhang mit der funktionellen Stabilität des Kniegelenkes sinnvoller, die Muskelfunktion über die neurophysiologische Ansteuerung und Koordination der gelenkstabilisierenden Muskulatur abzuschätzen (Schimek 1985; Wittekopf/Rühl 1991). Die Methode der Wahl hierfür ist die Elektromyographie. Die Untersuchungssituation muss dabei, wie bei der Diagnose der Laxizität des Kapsel-Band-Apparates, möglichst funktionell sein.

Von den meisten sogenannten passiven Strukturen, vor allem aber vom vorderen Kreuzband und von der Gelenkkapsel weiß man, dass sie sensorisch innerviert sind und dass sie in einem Reflexbogen mit der ischiokruralen Muskulatur verschaltet sind (Grüber et al. 1986; Solomonow et

al. 1987; Grabiner et al. 1994). In zahlreichen Arbeiten konnte der morphologische Nachweis von Rezeptoren vom Typ I – IV, deren Einteilung auf Freeman/Wyke (1966) zurück zu führen ist, zunächst für das vordere Kreuzband der Katze, dann auch für das vordere Kreuzband des Menschen erbracht werden (Schultz et al. 1984; Zimny et al. 1986; Halata/Haus 1989). Demnach unterscheidet man die artikulären Rezeptoren, die im übrigen auffallende Ähnlichkeiten zu Rezeptoren in nicht-artikulären Geweben haben, aufgrund ihrer morphologischen Erscheinung, ihrer axonalen Reizleitungsgeschwindigkeit und der charakteristischen Reizqualitäten, für die sie sensibel sind.

Rezeptoren vom Typ I, den RUFFINI-Körperchen ähnlich, sind langsam adaptierende Rezeptoren, die eine niedrige Reizschwelle besitzen. Sie arbeiten statisch und dynamisch und signalisieren intraartikulären Druck, Gelenkposition, Bewegungsamplitude und Geschwindigkeit der Bewegung.

Rezeptoren vom Typ II, den PACINI-Körperchen ähnlich, sind schnell adaptierende Rezeptoren, die eine niedrige Schwelle haben. Sie arbeiten rein dynamisch und signalisieren sowohl positive, als auch negative Beschleunigung der Gelenkbewegung.

Rezeptoren vom Typ III, den GOLGI-Sehnenorganen ähnlich, sind langsam adaptierende Rezeptoren mit einer eher hohen Reizschwelle. Sie arbeiten überwiegend dynamisch und signalisieren die Spannung im Band während der Bewegung des Gelenkes.

Rezeptoren vom Typ IV haben keine korpuskuläre Struktur, es handelt sich dabei um freie Nervenendigungen. Es sind im Gegensatz zu den Rezeptortypen I, II und III keine reinen Mechanorezeptoren, sondern eher Chemorezeptoren, sogenannte Nozizeptoren. Sie reagieren nur auf abnormal hohe, mechanische Belastungen und auf chemische Entzündungsmediatoren. Dadurch sind sie in der Lage, Schmerz zu signalisieren.

Mittels dieser Rezeptoren sind das vordere Kreuzband und die übrigen sogenannten passiven Strukturen des Kniegelenkes in der Lage, das ZNS mit einer Vielzahl von Informationen über den Zustand und die Bewegung des Kniegelenkes, wie Gelenkposition, Richtung, Geschwindigkeit und Beschleunigung von Bewegungen, sowie Schmerzzustände, zu versorgen (Schutte et al. 1987; Haus/Halata 1990; Miyatsu et al. 1993; Reuter et al. 1994; Blümel/Kraatz 1997).

Alle vier Rezeptortypen konnten inzwischen morphologisch für das vordere Kreuzband zweifelsfrei identifiziert werden. Die sensorischen Impulse der Gelenkrezeptoren werden über Nervenfasern unterschiedlicher Dicke und unterschiedlicher Reizleitungsgeschwindigkeit, die den

Typen II, III und IV zugeordnet werden, abgeleitet (Schimek 1985; Krauspe et al. 1992; Fromm et al. 1993). Die afferenten Fasern des vorderen Kreuzbandes treffen u.a. mit denen des hinteren Kreuzbandes und denen der Menisken zusammen und bilden den posterior articular nerve (PAN). Übrige Kniestrukturen wie z.B. die Seitenbänder und das Kniescheibenband werden vom medial articular nerve (MAN) oder vom lateral articular nerve (LAN) versorgt. Die drei Gelenknerven leiten sämtliche Sinnesqualitäten vom Kniegelenk an das ZNS weiter (Haus et al. 1992, Reuter et al. 1994).

Der physiologische Nachweis, dass die Rezeptoren im Kreuzband in einem Reflexbogen mit der ischiokruralen Muskulatur verschaltet sind, gelang beim Menschen erstmals Grüber et al. (1986). Sie konnten durch Dehnung des vorderen Kreuzbandes reflektorische Kontraktionen der synergistischen (ischiokruralen) Muskulatur provozieren. Die Frage, ob es eine direkte, neurophysiologische Verbindung zwischen dem vorderen Kreuzband und der synergistisch arbeitenden ischiokruralen Muskulatur gibt, war allerdings noch einige Zeit kontrovers diskutiert worden.

Grabiner et al. konnten noch 1992 keine Reaktion der ischiokruralen Muskulatur auf isolierte Quadrizepskontraktionen bei unterschiedlichen Kniewinkelstellungen registrieren. Sie werteten dies als Beleg dafür, dass eine neurophysiologische Verbindung zwischen dem vorderen Kreuzband und der ischiokruralen Muskulatur nicht existiert. Schon ein Jahr später allerdings reihte Grabiner sich in die Gruppe der Befürworter einer solchen Verbindung ein, da das gleiche Untersuchungsdesign signifikante Unterschiede in der Aktivierung der ischiokruralen Muskulatur zwischen Probanden mit und ohne Kreuzbandverletzungen erbrachte (Grabiner 1993). Dabei war die ischiokrurale Muskulatur bei den Verletzten stärker aktiv, als bei den Unverletzten. Solomonow et al. (1987) führten einen direkten Nachweis darüber, dass zwischen dem vorderen Kreuzband und der ischiokruralen Muskulatur eine Verbindung besteht, indem sie am Katzenknie eine Zugbelastung direkt am vorderen Kreuzband einleiteten und dadurch eine im EMG nachweisbare Aktivitätssteigerung der ischiokruralen Muskulatur verursachten. Pope et al. (1990) bezweifelten die Existenz eines LCA-Reflexes, sie konnten mit physiologischen Belastungen am vorderen Kreuzband der Katze keine Aktivierung der Oberschenkelmuskulatur auslösen. Die synergistische Wirkung der ischiokruralen Muskulatur zum vorderen Kreuzband wurde inzwischen in vielen anderen Studien bestätigt (Noack/Scharf 1987; Solomonow et al. 1987; Sjölander 1989; Johansson et al. 1990; Krauspe et al. 1992).

Wie muss man sich nun die Wirksamkeit eines solchen vorderen Kreuzbandreflexes vorstellen? Es kann sich beim LCA-Reflex nur um einen medium-latency-reflex oder einen long-latency-reflex

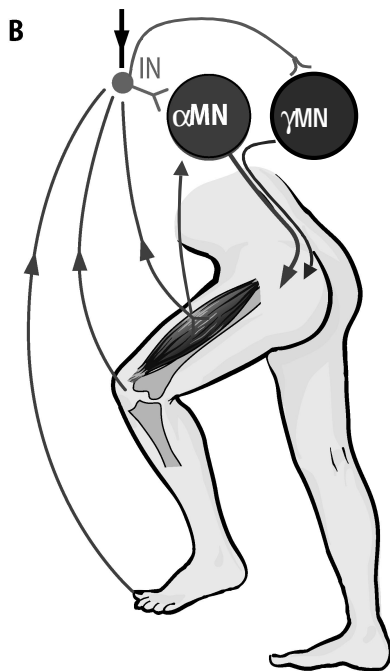
handeln. Ein short-latency-reflex scheidet aus, da hier kein Eigenreflex vorliegt. Weil es sich beim LCA-Reflex um einen Fremdreiflex handelt, werden Reflexumlaufzeiten von mehr als 40ms zu erwarten sein (Houk/Rymer 1981). Bei den von Johansson et al. (1991) angegebenen Zeiten von 40ms zwischen traumatisierendem Ereignis und der Zerstörung morphologischer Strukturen würde daher jede reflektorische Kontraktion der ischiokruralen Muskulatur zu spät kommen, als dass sie ihre Schutzfunktion für das vordere Kreuzband rechtzeitig entfalten könnte (Rack 1981; Pope et al. 1990). Eine entspannte ischiokrurale Muskulatur wäre nicht in der Lage das vordere Kreuzband zu schützen, wenn sie über einen LCA-Reflex  $\alpha$ -motorisch innerviert würde.

Die ischiokrurale Muskulatur kann ihre synergistische Funktion für das vordere Kreuzband nur entfalten, wenn man sich vorstellt, dass sie über den LCA-Reflex  $\gamma$ -motorisch innerviert wird. Das bedeutet, dass das Kreuzband über seine Sensoren Sinnesqualitäten wie Länge, Längenänderung, Spannung und Spannungsänderung permanent registriert und zum ZNS leitet, welches darauf hin die Muskelspindeln der ischiokruralen Muskulatur über die  $\gamma$ -Motoneuronen entsprechend der registrierten Beanspruchung einstellt (Solomonow et al. 1987; Sjölander 1989). Afferenzen nicht nur aus den Gelenkrezeptoren, sondern auch aus der Peripherie und aus dem ZNS werden in den  $\gamma$ -Motoneuronen verschaltet, die ihrerseits die Innervation der Muskelspindel regulieren. Diese komplexe Verarbeitung sensorischer Afferenzen zur efferenten Ansteuerung der Muskulatur über das  $\gamma$ -Motoneuronen-System moduliert den Tonus in der ischiokruralen Muskulatur in Abhängigkeit von der momentanen Belastungssituation (Johansson et al. 1991). In diesem Zusammenhang wäre allerdings auch vorstellbar, dass die Afferenzen aus dem Gelenk und der Peripherie über spinale Interneurone verschaltet werden und dass über diese spinalen Interneurone ein direkter Zugriff auf die  $\alpha$ -Motoneurone erfolgt.

Der LCA-Reflex führt wahrscheinlich nicht zu einer direkten Kontraktion der Arbeitsmuskulatur, sondern verändert die Erregbarkeit ihrer  $\alpha$ -Motoneurone. Eine derart vorinnervierte Muskulatur ist nun auch in der Lage, hohe zusätzliche Belastungsspitzen durch zusätzlich aufgeschaltete  $\alpha$ -motorische Reflexe abzubauen und seine synergistische Funktion für das vordere Kreuzband zu entfalten. Der LCA-Reflex stellt also eher eine kontinuierlich regelnde Anpassung der muskulären Aktivität der Kniestabilisatoren an die Bewegungssituation und deren Veränderungen dar, als einen einmalig umlaufenden, spontanen Schutzreflex (Grigg 1994; Nyland et al. 1994). Das  $\gamma$ -Motoneuronen-System ist dabei mit seiner Muskelspindel die letzte Integrationsstelle des sensorischen Inputs für die Muskelkoordination (Sjölander 1989; Johansson et al. 1990). Da die Afferenzen der Muskelspindeln an der Regulation der Muskelstiffness teilhaben, tragen wahrscheinlich die Rezeptoren der Kniegelenkbänder über das  $\gamma$ -Motoneuronen-System zur



Voreinstellung der Stiffness der Kniegelenkmuskeln und dadurch zur Stiffness des Kniegelenkes und zur funktionellen Stabilität des Gelenkes bei (Gollhofer et al. 1984; Johansson et al. 1991).



**Abbildung 7:  $\alpha$ - $\gamma$ -motorische Koppelung:** Afferenzen aus der Haut, aus dem Gelenk und aus dem Muskel werden über ein Hinterhornneuron im Rückenmark (IN) an das ZNS weitergeleitet. Über absteigende Bahnen (B) werden Impulse aus höhergelegenen Regionen zugeleitet. Die Summe dieser Reize kann nun über die  $\alpha$ -Motoneuronen ( $\alpha$ MN) direkt zur Kontraktion des betreffenden Muskels führen, wenn eine gewisse Reizintensität überschritten wird. In der Regel bestimmt jedoch diese Reizsumme über die  $\gamma$ -Motoneuronen ( $\gamma$ MN) die Stiffnesseinstellung der Muskulatur. Die Muskelspindeln, die auf diese Art und Weise sensibilisiert sind, können nun direkt über die  $\alpha$ -Motoneuronen ( $\alpha$ MN) monosynaptische Dehnungsreflexe auslösen. (abgeändert nach Schmidt/Thews 1997)

Insbesondere bei Verletzungen des vorderen Kreuzbandes geht dem Kniegelenk nicht nur etwas von seiner ligamentären Stabilität verloren, sondern es wird auch ein Teil seiner Sensorik zerstört, der LCA-Reflex ist unterbrochen (Corrigan et al. 1992; Eckhardt et al. 1994; Borsa et al. 1997). Auch durch eine Operation kann die zerstörte Sensorik zunächst nicht wieder hergestellt werden, es ist sogar anzunehmen, dass durch Einschnitte in die Gelenkkapsel bei der Operation weitere sensorische Nervenendigungen zerstört werden (Sjölander et al. 1989; Fromm et al. 1993).

Durch den unterbrochenen arthrokinetischen Reflex fehlen bahnende, sensorische Potentiale. Daher müsste man annehmen, dass die ischiokrurale Muskulatur in Folge einer anterioren Tibiaverschiebung bei Kreuzbandverletzten weniger stark aktiviert wird als bei Kreuzbandintakten. Grüber et al. (1986) berichten dagegen von einer verstärkten Aktivierung der Ischiokruralmuskulatur bei durchtrenntem vorderem Kreuzband. Solomonow et al. (1987) konnten bei Kraftmessungen an einem Patienten nach Abriss des vorderen Kreuzbandes in der isokinetischen Kniestreckung ebenfalls eine verstärkte Aktivität der Ischiokruralen und zusätzlich eine Inhibition des Quadrizeps, die von einem messbaren Drehmomenteinbruch begleitet war, feststellen. Sie schlossen daraus, dass die übrigen Rezeptoren des Kniegelenkes aufgrund des Fehlens des vorderen Kreuzbandes eine verstärkte anteriore Tibiaverschiebung registrieren, die

durch eine Quadrizepsinhibition und eine verstärkte Aktivierung der Ischiokruralen kompensiert werden soll.

Einige Autoren machten sich verletzungs- und operationsbedingte Veränderungen dieser neurophysiologischen Verbindung zwischen dem vorderen Kreuzband und der ischiokruralen Muskulatur zu nutze, um Unterschiede zwischen Kreuzbandverletzten mit unterschiedlich langen Regenerationsphasen bzw. Unverletzten nachzuweisen (Tibone/Antich 1993; Beard et al. 1993; 1994; Wojtys/Hutson 1994). Während Beard et al. (1993) nach eingeleiteter Tibiaverschiebung einen Unterschied zwischen Kreuzbandverletzten und Gesunden im bezug auf die Latenzzeit der Reflexaktivität in der ischiokruralen Muskulatur nachweisen konnten, beschreiben Wojtys/Hutson (1994) bei Kreuzbandverletzten mit unterschiedlich langer Regenerationsphase Unterschiede in den Latenzzeiten und in der Höhe der Innervation. Jennings/Seedhom (1994) konnten bei ähnlicher Versuchsanordnung die Ergebnisse von Beard et al. (1993) allerdings nicht reproduzieren.

In einigen neueren Untersuchungen wurde der H-Reflex als Diagnostikum eingesetzt. Diese Technik geht auf Paul Hoffmann (1922) zurück. Sie lässt Aussagen über die „Durchlässigkeit“ von Reflexbahnen sowie die Erregbarkeit der Muskelspindeln zu. Dabei wird ein monosynaptischer Dehnungsreflex durch elektrische Reizung eines Muskelnerven von außen induziert. Muskelnerven enthalten in der Regel sowohl afferente, als auch efferente Fasern. Da die Ia-Fasern (afferente Bahnen) die niedrigste Schwelle aller Nervenfasern besitzen, leiten sie bereits bei niedrigen Spannungen (20-30V) den von außen induzierten Reiz weiter. Deshalb nimmt das entstandene Aktionspotential den Weg über die afferente Bahn zum Rückenmark, wo er auf eine efferente Bahn umgeschaltet und an die motorische Endplatte des zugehörigen Muskels weitergeleitet wird. Dort kann er mit dem Oberflächen-EMG als Reflexantwort (H-Welle) sichtbar gemacht werden. Wird der N. tibialis in der Kniekehle von außen elektrisch gereizt, so kommt der H-Reflex mit einer Latenz von 30-35ms am M. triceps surae an. Je höher dabei die Reizintensität, desto größer die Reflexantwort.

Erhöht man die Reizintensität weiter (>35V), so werden nicht nur die Ia-Afferenzen gereizt, sondern zunehmend auch  $\alpha$ -Motoneurone (efferente Bahnen). Der Reiz breitet sich nun nicht nur über die afferente Bahn zum Rückenmark und von dort über die efferente Bahn zum Muskel hin aus, sondern er nimmt auch den direkten Weg über das  $\alpha$ -Motoneuron zur motorischen Endplatte. Da dieser Weg, unter Auslassung des Rückenmarkes, wesentlich kürzer ist, kann diese Reflexantwort (M-Welle) wesentlich früher im Muskel registriert werden. Im Beispiel des N. tibialis und des M. triceps surae tritt die M-Antwort mit einer Latenz von 5-10ms auf. Man kann nun also im EMG zwei Reizantworten registrieren, zuerst die M-Welle und dann den H-Reflex.

Wird die Reizstärke nun weiter erhöht, so wird die H-Antwort immer kleiner, die M-Antwort dagegen immer größer, bis es bei Reizstärken um 100V zu einer völligen Unterdrückung der H-Antwort durch die M-Antwort kommt (Schmidt/Thews 1993). Dabei breitet sich der Reiz im  $\alpha$ -Motoneuron nun nicht mehr nur orthodrom, das heißt in Richtung motorischer Endplatte, sondern auch antidrom, also sozusagen entgegen der Einbahnstraße auf einer efferenten Faser in Richtung Rückenmark aus. Auf diesem Weg trifft er auf die entgegenkommende, umgeschaltete H-Reflex-Antwort, wobei sich beide gegenseitig auslöschen (Wißmeyer et al. 1997).

Die Größe der H-Reflex-Antwort hängt dabei nicht nur von der Höhe der Reizintensität, also der elektrischen Stimulation des Nerven von außen ab, sondern auch vom afferenten Einstrom aus dem ZNS oder eben aus dem  $\gamma$ -Motoneuronen-System (Johansson et al. 1990). Hält man nun die äußeren Bedingungen konstant, so stellt die Amplitude des H-Reflexes ein genaues Maß für die Erregbarkeit der stimulierten neuromuskulären Einheit dar.

Wißmeyer et al. (1997) konnten mit dieser Technik Unterschiede zwischen intakten Kniegelenken und Kniegelenken mit Verletzungen des vorderen Kreuzbandes feststellen. Dazu lösten sie bei den Probanden durch Stimulation des N. femoralis H-Reflexe aus, die sie am M. vastus medialis ableiteten. Durch Zug am Unterschenkel nach anterior wurde das vordere Kreuzband gedehnt. Bei Kniegelenken mit intaktem vorderem Kreuzband führte die Dehnung zu einer reflektorischen Inhibition des Quadrizeps, was sich in einer Verringerung der H-Reflex-Amplitude bemerkbar machte. Die Signale aus dem intakten vorderen Kreuzband führten bei Belastung zu einer Verringerung der Erregbarkeit derjenigen Arbeitsmuskulatur, welche die Belastung für das vordere Kreuzband noch erhöhen würde. Bei Kniegelenken mit durchtrenntem vorderem Kreuzband führte die Dehnung zu einem Anwachsen der H-Reflex-Amplitude, da die inhibitorischen Einflüsse aus dem vorderen Kreuzband fehlten und lediglich die Dehnungsreize der Quadrizepsmuskulatur einen Einfluss auf die H-Reflex-Amplitude hatten.

Die Ergebnisse dieser Untersuchung stehen allerdings in einem gewissen Widerspruch zu Befunden aus der klinischen Praxis, da Verletzungen des vorderen Kreuzbandes häufig mit einer Quadrizepsatrophie einher gehen (Corrigan et al. 1992). Diese Tatsache deutet eher auf eine reflektorische Inhibition des Quadrizeps aufgrund des veränderten neuronalen Inputs als Folge der Verletzung hin, als auf eine Verstärkung der Erregbarkeit von Motoneuronen des Quadrizeps. Der Quadrizeps zeigt sich nach Verletzungen des vorderen Kreuzbandes häufig therapieresistent und bleibt manchmal noch lange Zeit nach der Verletzung hinsichtlich seiner Kraftwerte defizitär (Solomonow et al. 1987).

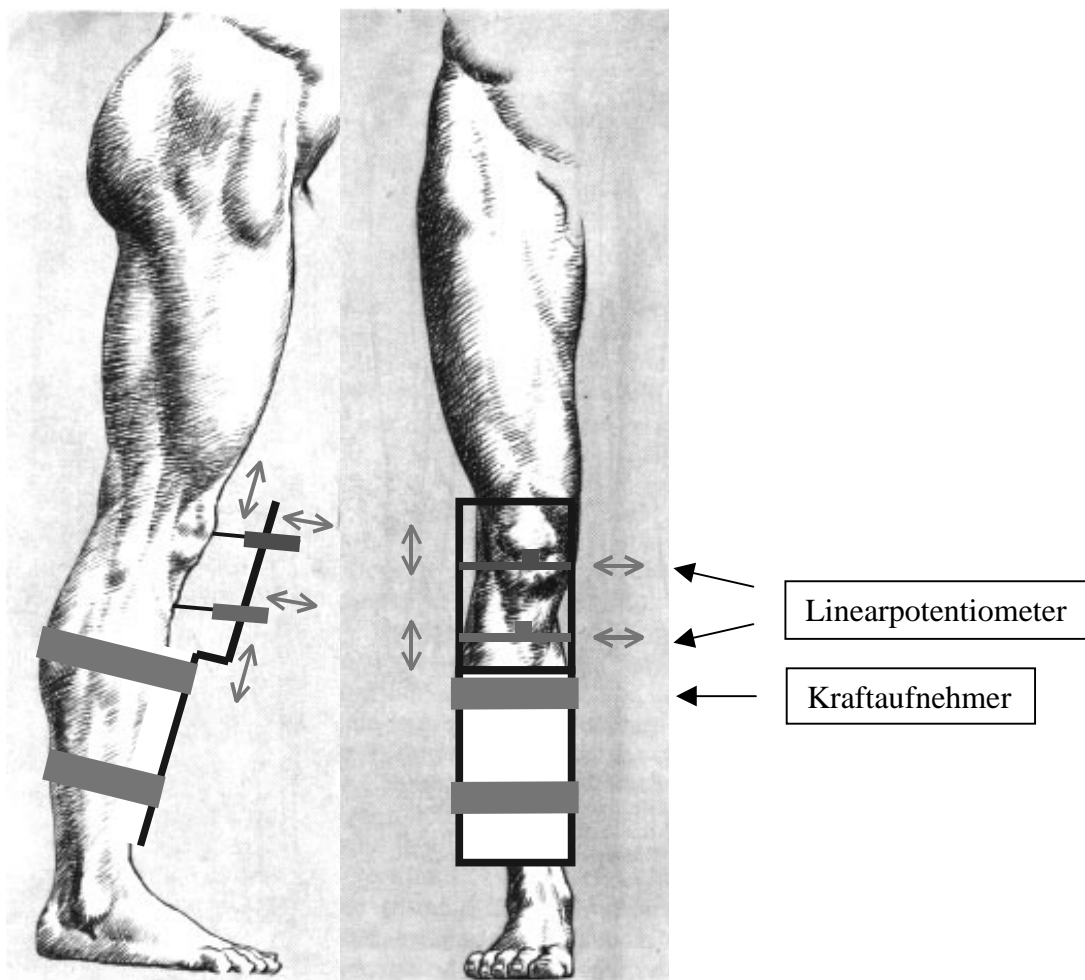
Die nach Verletzungen des vorderen Kreuzbandes häufig auftretende Quadrizepsatrophie wird gemeinhin als Reflexinhibition zum Schutz des verletzten Kniegelenkes vor ventralisierenden Kraftkomponenten, die durch Kontraktion des Quadrizeps entstehen, interpretiert (Scharf et al. 1992; Snyder-Mackler et al. 1993). Durch Spannungsmessungen am vorderen Kreuzband konnte eine Belastung des vorderen Kreuzbandes bei isolierter Quadrizepskontraktion bis zum sogenannten Quadrizepsneutralwinkel bei weniger als 60° Knieflexion nachgewiesen werden (An et al. 1990; Beynnon et al. 1992). Eine gleichzeitige Kokontraktion der ischiokruralen Muskulatur führt im Vergleich zur isolierten Quadrizepskontraktion zu einer Entlastung des vorderen Kreuzbandes (Baratta et al. 1988; Draganich et al. 1989; O'Connor 1993; More et al. 1993; Raunest et al. 1996).

Inwieweit eine Unterbrechung des LCA-Reflexes irreversibel ist und ob es funktionelle Kompensationsmechanismen gibt, ist noch ungeklärt (Johansson et al. 1991; Görtzen/Schulitz 1993). Fromm et al. (1993) konnten am Kreuzbandtransplantat des Kaninchens bereits 24 Wochen nach der Operation neu eingewachsene Nervenfasern im Transplantat nachweisen. Ausdifferenzierte Rezeptoren konnten sie jedoch auch nach längerer Zeit noch nicht nachweisen. Biedert et al. (1998) gelang allerdings zum einen der morphologische Nachweis von Nozizeptoren im Kreuzbandtransplantat (Lig. patellae) des Menschen durchschnittlich 26 Monaten nach der Operation, zum anderen konnten sie arthroskopisch durch Zug am Kreuzbandtransplantat mit dem Tasthaken ein Schmerzempfinden bei den meisten Probanden auslösen.

Der eindeutige Nachweis, dass die neu eingewachsenen neuronalen Strukturen wieder die volle funktionelle Bedeutung erlangen, steht allerdings bislang noch aus. Durch die Veränderung des sensorischen Anteiles des Reflexbogens mit der gelenkstabilisierenden Muskulatur wird sich vermutlich auch die funktionelle Stabilität am Kniegelenk verändern. Es ist daher anzunehmen, dass sich Probanden mit Verletzungen des vorderen Kreuzbandes auch nach Wiederherstellung von gesunden Probanden hinsichtlich ihres Reflexverhaltens am Kniegelenk unterscheiden.

## VORUNTERSUCHUNG

Da mit den bisher bekannten Untersuchungsmethoden eine Diagnose der Stabilität des Kniegelenkes in funktionellen Situationen nur schwer zu realisieren ist, wurde ein neues Messgerät entwickelt, mit dem es nun möglich ist, die Stabilität des Kniegelenkes in funktionellen Bedingungen unter Belastung, z.B. am stehenden Probanden zu messen.



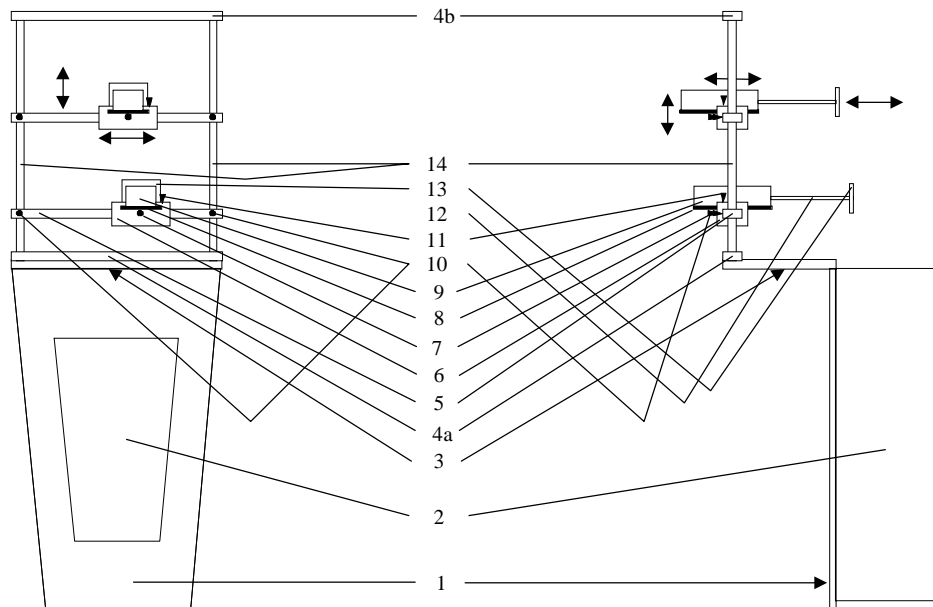
**Abbildung 8: Messvorrichtung zur Erfassung der Tibiaverschiebung**

Das Messgerät umfasst zwei Linearpotentiometer, die in einem Gestell am Unterschenkel des Probanden fixiert sind. Die Messstrecken der Potentiometer sind zueinander und zum Tibiaplateau parallel. Das erste Potentiometer wird an der Patella angebracht, das zweite an der Tuberositas tibiae. Da die Kniescheibe bereits bei leichter Kniebeugung auf den Femurkondylen des Oberschenkelknochens aufliegt, wird jede Translationsbewegung des Oberschenkels relativ zu dem Gestell über die Kniescheibe übertragen und durch das obere Potentiometer erfasst. Analog dazu

werden Bewegungen des Unterschenkels relativ zu dem Gestell vom unteren Potentiometer erfasst. Die Differenz der beiden Messwerte ist ein Maß für die Bewegung der beiden Knochen in sagittaler Ebene relativ zueinander. Der untere Messwertaufnehmer wäre redundant, wenn es möglich wäre, das Gestell vollkommen fest und unbeweglich am Unterschenkel zu fixieren. Besonders in funktionellen Situationen ist eine minimale Bewegung des Gestelles am Unterschenkel, verursacht durch Massenträgheit oder durch Weichteilverschiebungen infolge von Muskelkontraktionen nicht auszuschließen. Insbesondere Bewegungen des Messgerätes in sagittaler Ebene relativ zum Unterschenkel würden einen Messfehler erzeugen. Daher muss dieser Bewegungsanteil des Messgerätes durch das untere Potentiometer erfasst und mit dem Messwert des oberen Potentiometers verrechnet werden. Die Potentiometer haben einen Messweg von 50mm und sind so geeicht, dass deren Nullpunkt in der Mitte des Messweges liegt, d.h. sie haben vom Nullpunkt aus einen Messweg von je 25mm in anteriorer und in posteriorer Richtung. Durch Federn werden die Sensoren mit einer Kraft von ca. 10N an die anatomischen Kontaktstellen angepreßt. Die Signale der Potentiometer werden verstärkt und A/D gewandelt vom Computer eingelesen. Die Bildung der Messwertdifferenz zur Ermittlung der Tibiaverschiebung kann sowohl hardwaremäßig als auch softwaremäßig erfolgen.

vorne

links



Trägergestell:

- 1 = Schienbeinplatte
- 2 = Schienbeinpolster
- 3 = Trägerplattform

Rahmen:

- 4 = Rahmenquerträger
- 14 = Rahmenlängsträger

Meßwertaufnehmer Tibia:

- 5 = Querträger
- 6 = Schlitten
- 7 = Klemmschraube (Schlitten)
- 8 = Gleitschiene
- 9 = Linearpotentiometer
- 10 = Klemmschrauben (Querträger)
- 11 = Klemmschraube (Gleitschiene)
- 12 = Schiebearchse mit Rückstellfeder
- 13 = Kontaktplatte

Meßwertaufnehmer Patella:

Der Meßwertaufnehmer an der Patella ist baugleich mit dem an der Tibia. Die Elemente 5 - 13 sind hier analog angeordnet. Der besseren Übersichtlichkeit wegen wurden die Nummern der Elemente des Meßwertaufnehmers an der Patella in der Zeichnung weggelassen.

**Abbildung 9: Technische Realisation des Messprinzips**

Die technische Umsetzung des Messprinzips brachte ein Gerät hervor, das im Wesentlichen aus drei Teilen besteht: Dem Trägergestell, dem Rahmen für die Messwertaufnehmer und den beiden Messwertaufnehmern.

Das Trägergestell dient der Aufgabe, den Rahmen mit den Messwertaufnehmern am Unterschenkel des Probanden zu fixieren. Es besteht aus einem Winkel aus Aluminiumblech, dessen längerer Schenkel die Schienbeinplatte (1) bildet und dessen kürzerer Schenkel die Trägerplattform (3) darstellt. Die Schienbeinplatte (1) ist gegen das Schienbein des Probanden mit einem Schienbeinpolster (2) aus Styropor abgestützt. Die Schienbeinplatte (1) ist aus Gewichtsgründen mit einer Aussparung versehen. Das Schienbeinpolster (2) umschließt die Ventralseite des Unterschenkels und ist auf der Innenseite den anatomischen Konturen des Unterschenkels nachempfunden. Das Trägergestell wird mit zwei breiten, elastischen Klettbandern zirkulär am Unterschenkel des Probanden fixiert, wobei auf möglichst festen Halt zu achten ist. Dadurch soll möglichst hohe Passgenauigkeit und optimaler Tragekomfort gewährleistet werden. Die Klettbander wurden der Übersichtlichkeit wegen in der Zeichnung nicht dargestellt.

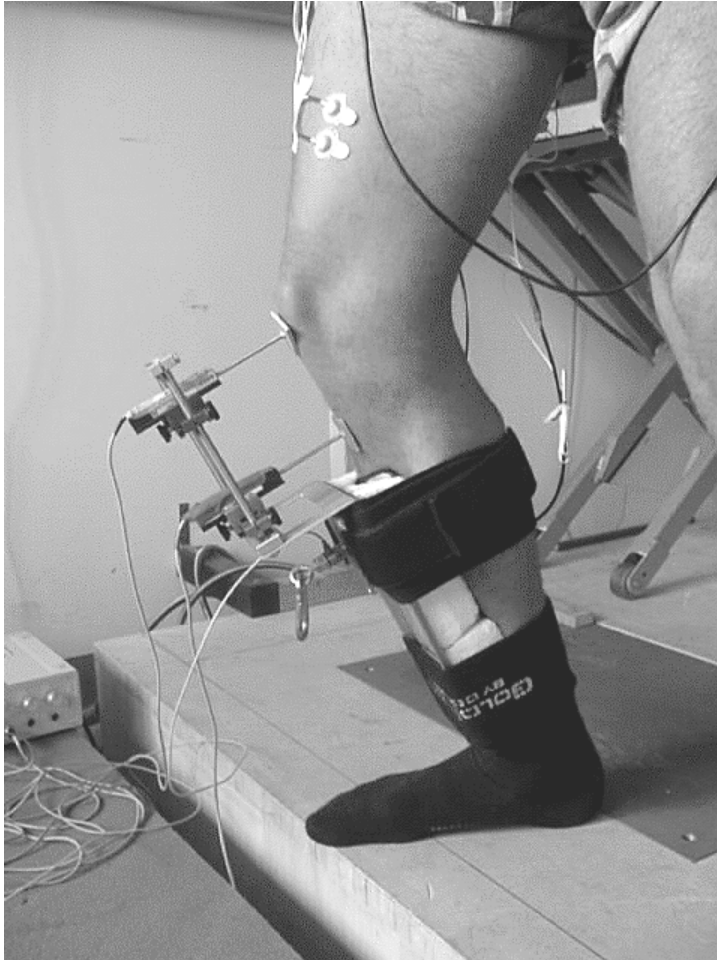
Der Rahmen, der die Messwertaufnehmer beherbergt, besteht aus zwei Rahmenquerträgern (4) und zwei Rahmenlängsträgern (14). Der untere Rahmenquerträger (4a) wird mit der Trägerplattform (3) verschraubt, so dass Trägergestell und Rahmen fest miteinander verbunden sind. Die Rahmenlängsträger (14) sind aus einem Rundstahl mit verchromter Oberfläche gefertigt, so dass die Querträger der Messwertaufnehmer (5) auf den Rahmenlängsträgern (14) reibungsarm in vertikaler Richtung nach proximal oder distal verschoben werden können. Dadurch soll gewährleistet werden, dass der vertikale Abstand zwischen dem Auflagepunkt des unteren Messwertaufnehmers an der Tuberositas tibiae und dem Auflagepunkt des oberen Messwertaufnehmers an der Patella den individuellen anatomischen Gegebenheiten optimal angepasst werden kann. Die Querträger der Messwertaufnehmer (5) werden mit je zwei Klemmschrauben (10) in ihrer Position an den Rahmenlängsträgern (14) fixiert.

Die beiden Messwertaufnehmer sind Baugleich, daher wird in der Zeichnung nur der untere Messwertaufnehmer beschrieben. Auf dem Querträger des Messwertaufnehmers (5) ist ein Schlitten (6) aufgebracht, der in horizontaler Richtung nach medial oder lateral auf dem Querträger (5) verschoben werden kann. Daher ist es möglich, mit dem selben Messgerät linkes und rechtes Knie zu messen, sowie individuelle anatomische Gegebenheiten zu berücksichtigen. Der Schlitten (6) wird mit einer Klemmschraube (7) in seiner Position auf dem Querträger (5) fixiert. Das Linearpotentiometer (9) wird in die Gleitschiene (8) eingeführt und mit einer Klemmschraube (11) in seiner Position in der Gleitschiene fixiert. Das Linearpotentiometer (9) kann in der Gleitschiene (8) in horizontaler Richtung nach anterior oder posterior verschoben werden, um den anatomischen Gegebenheiten gerecht zu werden.

Bei dem verwendeten Linearpotentiometer handelt es sich um potentiometrische, lineare Wegaufnehmer mit „Leit – Plastik“ – Element der Firma Megatron. Positionsänderungen der anatomischen Strukturen werden über die Kontaktplatten (13), die an der Tuberositas tibiae und an der Patella angebracht sind registriert. Die Kontaktplatte (13) ist auf der Schiebeachse (12) des Potentiometers verschraubt. Die Schiebeachse (12) des Linearpotentiometers besitzt eine Rückstellfeder mit einer Gegenkraft von ca. 10N, so dass ein permanenter Kontakt der Kontaktplatte (13) mit den anatomischen Strukturen gewährleistet ist. Das verwendete Linearpotentiometer besitzt einen Messweg von 50mm bei einer Auflösung von 0,01mm.

Die Signale der Linearpotentiometer werden vorverstärkt, so dass eine Wegänderung von 1mm einer Spannungsänderung von 0,1V an der A/D – Wandlerkarte des Einzugrechners entspricht. Bei vollständig ausgefahrener Schiebeachse liegen  $-2,5V$  am A/D – Wandler an, bei vollständig eingefahrener Schiebeachse liegen  $+2,5V$  am A/D – Wandler an. Wird das Linearpotentiometer vor der Messung auf 0V geeicht, stehen entsprechend 25mm Messweg in anteriorer Richtung und 25mm in posteriorer Richtung zur Verfügung. Die Signale der beiden Linearpotentiometer werden im Sinne einer Differenzbildung verrechnet, so dass das Ergebnis in Abhängigkeit von seinem Vorzeichen die Tibiaverschiebung in anteriorer oder posteriorer Richtung gegenüber dem Femur in Millimetern anzeigt.



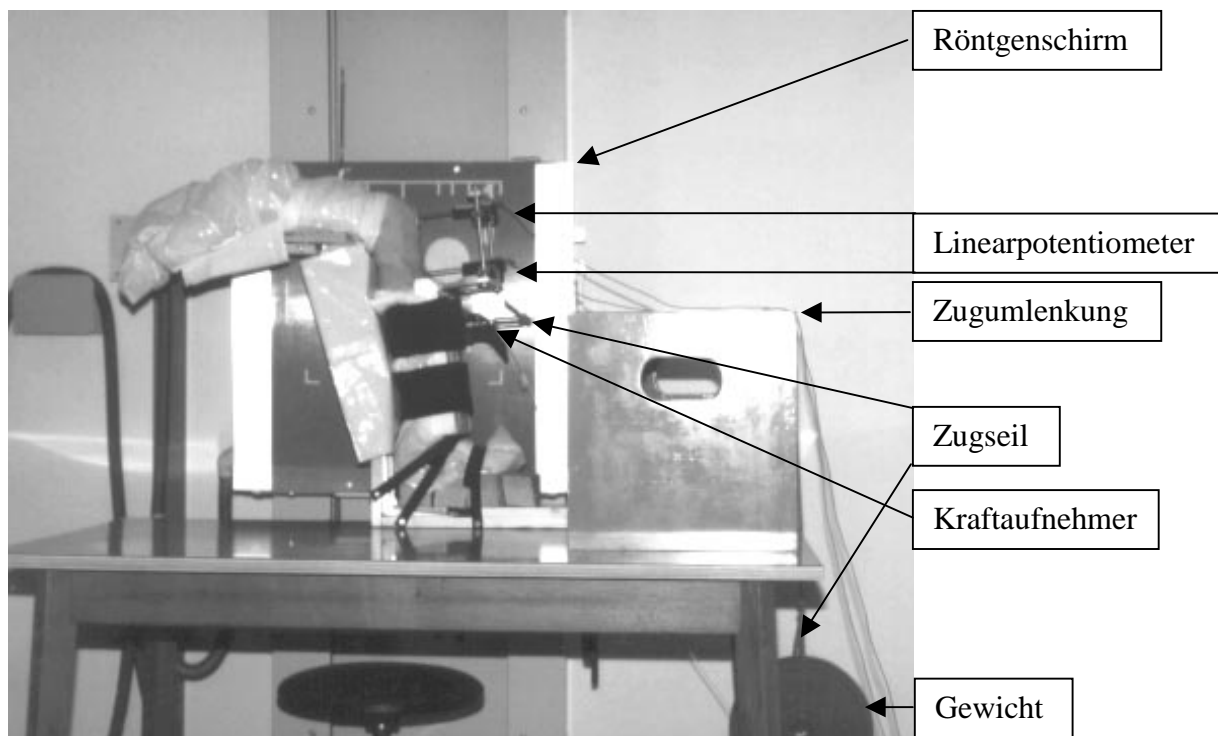


**Abbildung 10: Messgerät in der Untersuchungssituation**

## 2.1 Methoden

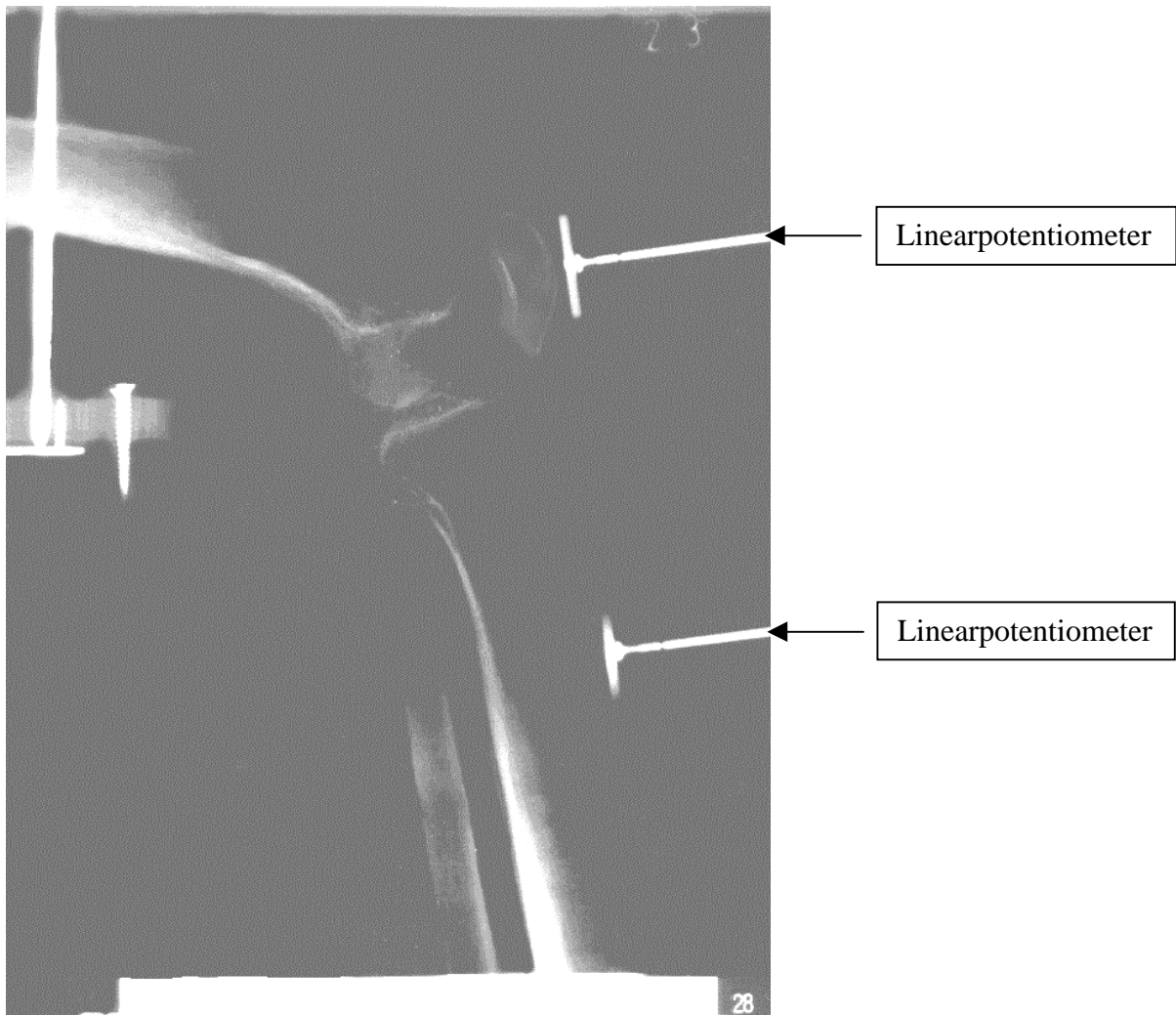
Vor der eigentlichen Untersuchung mit den Probanden musste das neu konstruierte Messgerät validiert werden. Dies wurde *in vitro* am Leichenpräparat durchgeführt, indem die Werte des Messgerätes mit den Ergebnissen einer gleichzeitig durchgeführten Röntgenuntersuchung verglichen wurden. Dazu wurde ein ab Mitte Oberschenkel amputiertes Präparat mit Klettbandagen am distalen Unterschenkel und mit Steinemannägeln am Oberschenkel, so weit wie möglich proximal, auf einem Untergestell fixiert. Dadurch war gewährleistet, dass der Kniewinkel des Präparates von  $90^\circ$  über die gesamte Messung weitestgehend konstant gehalten wurde. Zusätzlich wurde auch der Fuß mit Klettbandagen zirkulär am Gestell fixiert, um das Ausmaß der Tibiarotation zu reduzieren. Über eine Bandschlinge und eine Umlenkung wurde ein Gewicht von 10kg bzw. 20kg am proximalen Unterschenkel fixiert, wodurch hier eine Kraft von ca. 100N bzw. 200N eingeleitet wurde. Diese Kraft verursachte eine Tibiaverschiebung in anteriorer Richtung. Am Unterschenkel des Präparates wurde das Gestell des Messgerätes angelegt. Die Messwertaufnehmer wurden in das Gestell eingebracht, wobei der obere Messwertaufnehmer an der Patella und der untere Messwertaufnehmer an der Tuberositas tibiae angelegt wurde. Die gesamte

Versuchsanordnung befand sich vor einem Röntgenschirm, so dass das Kniegelenk von medial durch den seitlichen Strahlengang in der sagittalen Ebene erfasst werden konnte.



**Abbildung 11: Versuchsaufbau zur Validierung des Messgerätes**

Nun wurden die Positionen von Ober- und Unterschenkel in der sagittalen Ebene mit dem Gerät und durch Röntgen bestimmt, indem jeweils zeitgleich immer eine Messung mit dem Gerät und eine Röntgenaufnahme angefertigt wurde. Messung und Röntgenaufnahme wurden immer einmal ohne, dann einmal mit Gewichtsbelastung am Präparat durchgeführt. Die Differenz aus der Positionsmessung mit Gewichtsbelastung und ohne Gewichtsbelastung ist ein Maß für die anteriore Tibiaverschiebung, die sich auf Grund der Krafteinwirkung des angehängten Gewichtes ergibt. Nun kann man die Tibiaverschiebung, die aus den beiden Messungen mit dem Gerät errechnet wurde, mit der Tibiaverschiebung die aus den beiden gleichzeitig mit den Messungen angefertigten Röntgenaufnahmen errechnet wurde, vergleichen. Beim Messgerät ergeben sich die Positionen der Gelenkskongruenten aus den Messwerten der Linearpotentiometer. Theoretisch lassen die Linearpotentiometer eine Genauigkeit von 0,01mm zu. Da dies physiologisch aber keinen Sinn macht, sind die Werte auf 0,1mm genau angegeben. Die Auswertung der Röntgenbilder erfolgte nach einem Verfahren, das bei Jacobsen (1981) beschrieben ist. Die Genauigkeit der angegebenen Werte beträgt 0,5mm.



**Abbildung 12: Röntgenaufnahme zur Validierung des Messgerätes**

Jedes Versuchspaar (entlastet – belastet) wurde dreimal mit 10kg und dreimal mit 20kg durchgeführt, so dass Messwerte und Röntgenaufnahmen von 12 Einzelversuchen bzw. sechs Versuchspaaren erhoben wurden. Danach wurde bei dem Präparat das vordere Kreuzband durchtrennt, und das gesamte Versuchsprotokoll wurde wiederholt. Aus 24 Einzelversuchen wurden insgesamt 12 Versuchspaare gebildet, woraus sich 12 Tibiaverschiebungen ergaben. Die Werte der Messungen mit dem Gerät und die Ergebnisse der Röntgenaufnahmen wurden, um sie miteinander vergleichen zu können, in eine Tabelle eingetragen. Dabei sind Messwerte und Röntgenaufnahmen durch die Spalten repräsentiert, während gleiche Messzeitpunkte durch die Zeilen repräsentiert sind. Nach jeweils drei Messwertpaaren (Doppelzeilen) sind Mittelwerte eingetragen. Die Endergebnisse der Tibiaverschiebungen für das Messgerät (Schub Mg) und das Röntgen (Schub Rö) sind grau unterlegt, die Abweichungen der Werte von Messgerät und Röntgen (Abw.) stehen in der letzten Spalte. Alle Werte sind in Millimetern angegeben.

## 2.2 Ergebnisse

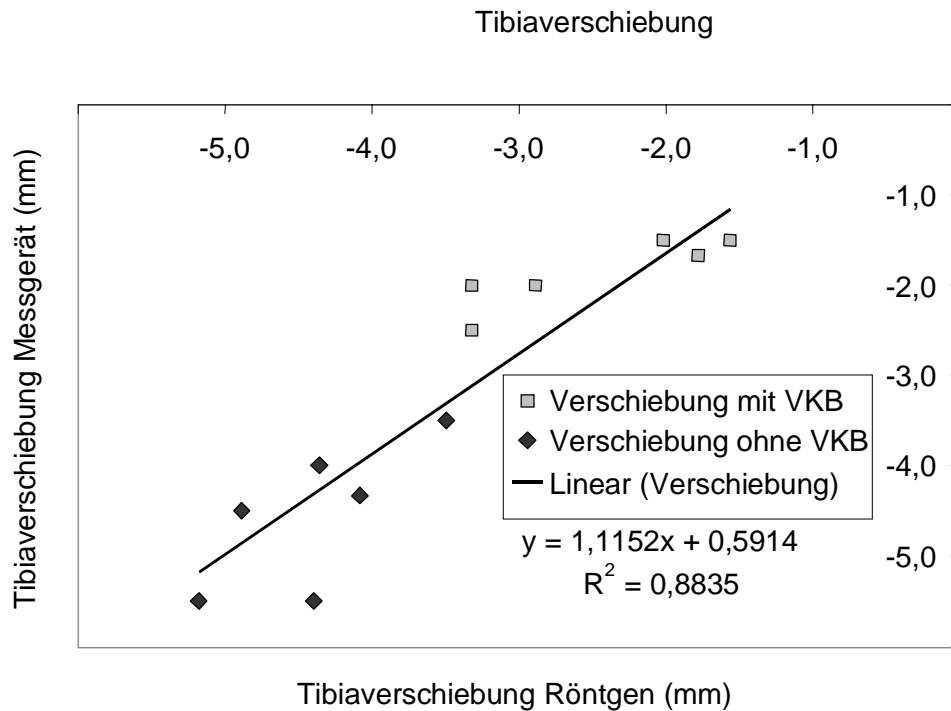
**Tabelle 1: Vergleich der Messwerte des Gerätes mit den Auswertungen der Röntgenbilder**

V Nr.	Bein	ACL	Last	Pos. Pat.	Pos. Tib.	Dif.	Gerät	Schub Mg	Röntgen	Schub Rö	Abw.
1	entlastet	mit	10kg	-3906	-2930	-976	-0,976		15		
2	belastet	mit	10kg	-7813	-5274	-2539	-2,539	-1,6	13,5	-1,5	-0,1
3	entlastet	mit	10kg	-3906	-2930	-976	-0,976		15,5		
4	belastet	mit	10kg	-7813	-5274	-2539	-2,539	-1,6	14	-1,5	-0,1
5	entlastet	mit	10kg	-2278	-1953	-325	-0,325		15,5		
6	belastet	mit	10kg	-7617	-5078	-2539	-2,539	-2,2	13,5	-2,0	-0,2
7	entlastet	mit	20kg	-3906	-2930	-976	-0,976	-1,8	14,5	-1,7	-0,1
8	belastet	mit	20kg	-11005	-8008	-2997	-2,997	-2,0	13	-1,5	-0,5
9	entlastet	mit	20kg	-4492	-3320	-1172	-1,172		15,5		
10	belastet	mit	20kg	-12500	-8008	-4492	-4,492	-3,3	13,5	-2,0	-1,3
11	entlastet	mit	20kg	-4688	-3516	-1172	-1,172		15,5		
12	belastet	mit	20kg	-12696	-8203	-4493	-4,493	-3,3	13	-2,5	-0,8
13	entlastet	ohne	10kg	-1367	-391	-976	-0,976	-2,9	13,5	-2,0	-0,9
14	belastet	ohne	10kg	-8766	-4297	-4469	-4,469	-3,5	10	-3,5	0,0
15	entlastet	ohne	10kg	-4102	-1758	-2344	-2,344		14,5		
16	belastet	ohne	10kg	-10866	-4167	-6699	-6,699	-4,4	10,5	-4,0	-0,4
17	entlastet	ohne	10kg	-4428	-1758	-2670	-2,67		14,5		
18	belastet	ohne	10kg	-11361	-4297	-7064	-7,064	-4,4	9	-5,5	1,1
19	entlastet	ohne	20kg	-4688	-1953	-2735	-2,735	-4,1	14	-4,3	0,3
20	belastet	ohne	20kg	-14454	-6836	-7618	-7,618	-4,9	9,5	-4,5	-0,4
21	entlastet	ohne	20kg	-4883	-2051	-2832	-2,832		14		
22	belastet	ohne	20kg	-14698	-6836	-7862	-7,862	-5,0	9	-5,0	0,0
23	entlastet	ohne	20kg	-4981	-2149	-2832	-2,832		14		
24	belastet	ohne	20kg	-15040	-7031	-8009	-8,009	-5,2	8,5	-5,5	0,3
								-5,0		-5,0	0,0

Bei einer Analyse der Ergebnisse fällt auf, dass in der Versuchsanordnung mit diesem Kniewinkel auch bei durchtrenntem vorderem Kreuzband und einer Zuglast von 20kg die anteriore Tibiaverschiebung nicht größer ist als 5,2mm (Messgerät) bzw. 5,5mm (Röntgen). Markolf et al. (1978) haben an intakten Kniegelenken bei einem Kniewinkel von 90° Flexion mit einer Zugkraft von 100N in vitro eine durchschnittliche anteriore Tibiaverschiebung von 2,0mm gemessen. Die Werte aus dieser Untersuchung bei gleichen Bedingungen betragen 1,8mm für das Messgerät und 1,7mm für die Röntgenuntersuchung. Jacobsen (1981) ermittelte röntgenologisch bei gleichen Versuchsbedingungen mit einer anterioren Zuglast von 20kg in vivo eine durchschnittliche anteriore Tibiaverschiebung von 3,4mm. Die vergleichbaren Werte dieser Untersuchung betragen 2,9mm für das Messgerät und 2,0mm für die Röntgenuntersuchung.

Die Werte für die Tibiaverschiebungen werden innerhalb einer Dreiergruppe mit identischen Versuchsbedingungen vom ersten zum letzten Versuch größer. Betrachtet man die Abweichungen der Werte von Messgerät und Röntgen, so erkennt man keine Systematik, da einmal das Messgerät, das andere Mal das Röntgen die größeren Tibiaverschiebungen ermittelt. Die maximale Abweichung von 1,3mm muss vermutlich auf eine Fehlmessung mit dem Gerät zurückgeführt werden. Dabei könnte aber auch die geringere Genauigkeit, mit der die Werte der Röntgenaufnahmen angegeben sind, eine Rolle spielen. Um ein Maß für die Übereinstimmung der

ermittelten Tibiaverschiebungen des Messgerätes mit dem Röntgen zu ermitteln, wurden Wertepaare gebildet und in ein Diagramm eingetragen. Dabei sind die Werte der Röntgenaufnahmen auf der Abszisse, die Tibiaverschiebungen des Messgerätes auf der Ordinate abgetragen.



**Abbildung 13: Vergleich der Messwerte des Gerätes mit den Auswertungen der Röntgenbilder**

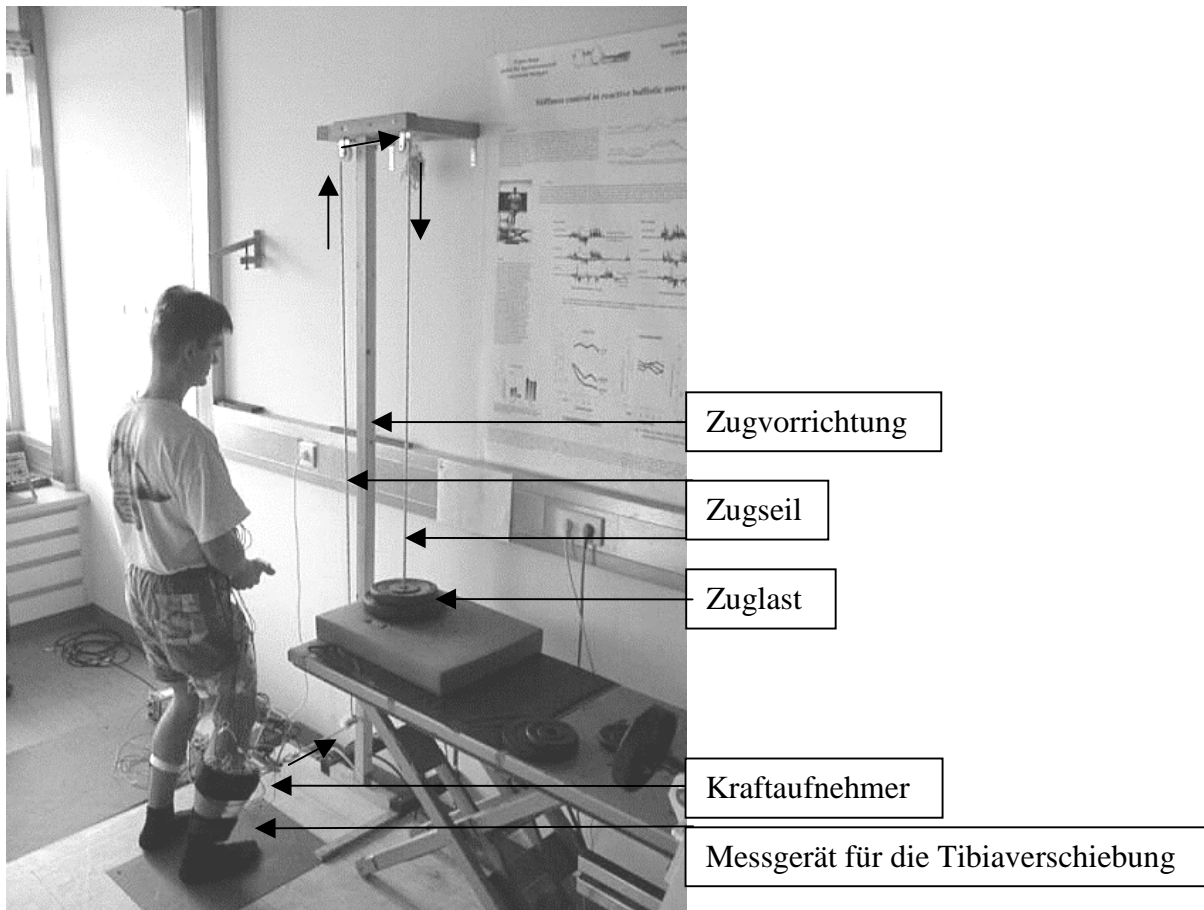
Die Wertepaare streuen um eine Gerade. Aus den Wertepaaren wurde eine lineare Regression berechnet, die mit einem Bestimmtheitsmaß von  $R^2=0,88$  insgesamt einen hohen Zusammenhang zwischen den Tibiaverschiebungen der Gerätemessung und dem Röntgen bestätigt. Daher kann das neu entwickelte Messgerät als hinreichend valide akzeptiert werden.

## LAXIZITÄT DES KAPSEL-BAND-APPARATES

### **3.1 Methoden**

Die funktionelle Stabilität, repräsentiert durch die Laxizität des Kapsel-Band-Apparates und die Muskelfunktion, wurde vergleichend an gesunden Probanden (N=12) und Probanden mit Kreuzbandverletzung nach Wiederherstellung, also mit Kreuzbandersatz (N=12) untersucht. Bei den Probanden mit Kreuzbandersatz wurde immer das intakte und das verletzte Bein untersucht. Die Probanden waren bis auf zwei Studierende des Faches Sportwissenschaft der Universität Stuttgart (w=6; m=18).

In der Versuchsbedingung mit langsamer Krafteinleitung waren hauptsächlich die rein mechanischen Parameter der Gelenkstabilität von Interesse. Um die Laxizität des Kapsel-Band-Apparates zu erfassen, wurde den stehenden Probanden über eine Schlinge und Umlenkrollen ein Gewicht am Unterschenkel angehängt. Analog zur Auslösung der vorderen Schublade erzeugte dieses Gewicht am Unterschenkel in sagittaler Ebene eine Kraft nach anterior. Das Aushängen und wieder Anheben des Gewichtes erfolgte langsam (4-5s), so dass sich die Zugkraft allmählich entfaltete und der Unterschenkel langsam bewegt wurde. Es wurde mit Gewichten von 10kg bzw. 20kg gezogen, wodurch also Kräfte von etwa 100N bzw. 200N entstanden. Die Zugkraft wurde mit einem Kraftaufnehmer (Kistler) dokumentiert. Die Probanden standen hüftbreit mit beiden Fußsohlen am Boden, die Füße in einer „natürlichen“ Stellung mit den Fußspitzen leicht auswärts gedreht. Dadurch wurde die Unterschenkelrotation während der Messung eingeschränkt. Der Fuß des gemessenen Beines wurde zusätzlich mit einem mechanischen Anschlag gegen Verrutschen nach ventral gesichert. Die axiale Belastung des Beines wurde variiert (belastet - entlastet). Die Probanden erhielten die Anweisung, den Kniewinkel, der mit einem Goniometer (Penny&Giles) registriert wurde, bei 30° Flexion möglichst konstant zu halten, um rotationsbedingte Einflüsse auf die Messwerte möglichst auszuschließen. Darüber hinaus wurden die Oberflächenelektromyogramme der Mm gastrocnemius medialis, semitendinosus, biceps femoris, rectus femoris, vastus lateralis und vastus medialis aufgezeichnet, um die Reaktion der Muskulatur auf die Destabilisierung des Gelenkes zu kontrollieren.



**Abbildung 14: Versuchsaufbau zur Erfassung der Tibiaverschiebung und der Muskelfunktion**

Da in der Versuchsbedingung mit langsamer Krafteinleitung hauptsächlich die ligamentäre Stabilität des Kniegelenkes interessiert, wurden folgende Parameter erhoben: Tibiaverschiebung, Compliance-Index, Stiffness bei niedrigen und bei hohen Zugkräften, Progression und Energiebilanz. Zur Kontrolle wurden das Maximum der eingeleiteten Kraft, der Kniewinkel und die EMGs der Beinmuskulatur erfasst. Die Daten wurden A/D-gewandelt und mit einer Frequenz von 500Hz in den PC eingezogen. Die Rohdaten wurden über fünf Einzelversuche aufsummiert und gemittelt. Die EMGs wurden gleichgerichtet. Um ein Maß für die Aktivitätssteigerung der Muskulatur als Reaktion auf die Krafteinleitung zu erhalten, wurden die EMGs integriert. Es wurde ein 100ms Integral vor der eigentlichen Krafteinleitung gebildet, und ein Integral von 50ms vor bis 50ms nach dem Kraftmaximum. Das Integral zum Zeitpunkt des Kraftmaximums wurde am Integral vor der Krafteinleitung relativiert. Dieser fortan als *Integralquotient* bezeichnete Wert wurde als Maß für die Aktivitätssteigerung herangezogen, um den Einfluss der Beinmuskulatur auf die mechanischen Parameter zu kontrollieren. Dabei bedeutet ein großer Integralquotient eine starke Aktivitätssteigerung der betreffenden Muskulatur. Die Positionssignale der Linearpotentiometer und des Winkelgoniometers am Kniegelenk wurden in den Versuchen mit langsamer Krafteinleitung mit 50Hz tiefpassgefiltert.

Der über das Potentiometer an der Tibia erhaltene Weg des Unterschenkels wurde von dem über das Potentiometer an der Patella erhaltene Weg des Oberschenkels subtrahiert. Diese Differenz wurde als Weg der Knochenteile in der Messebene relativ zueinander interpretiert und als Maß für die anteroposteriore Tibiaverschiebung herangezogen.

### 3.1.1 Tibiaverschiebung

Bei den Versuchen mit langsamer Krafteinleitung wurde die Tibiaverschiebung als Funktion der eingeleiteten Kraft dargestellt. Das Vorzeichen der Werte für Kraft und Tibiaverschiebung gibt deren jeweilige Richtung an. Ein positives Vorzeichen bedeutet dabei, dass die Kraft und die Tibiaverschiebung in posteriore Richtung weisen („hintere Schublade“), ein negatives Vorzeichen kennzeichnet entsprechend eine Kraft und eine Tibiaverschiebung, die in anteriore Richtung weisen („vordere Schublade“). Dies ist bei Vergleichen mit Arbeiten von Markolf et al. (1978) und Daniel et al. (1985) zu beachten, da hier die Vorzeichen teilweise die entgegengesetzte Richtung anzeigen. In der grafischen Darstellung ergibt sich dabei ein schleifenartiges Gebilde, ähnlich der Hysteresisschleife einer Feder, wie sie aus der physikalischen Mechanik bekannt ist. Am achsenfernen Umkehrpunkt der Kurve lässt sich das Maximum der eingeleiteten Kraft und das Maximum der aufgetretenen Tibiaverschiebung ablesen. Die maximale anteriore Tibiaverschiebung in Millimetern bei 200N entspricht der *Laxity* nach Markolf et al. (1978) bei diesem Kraftwert.

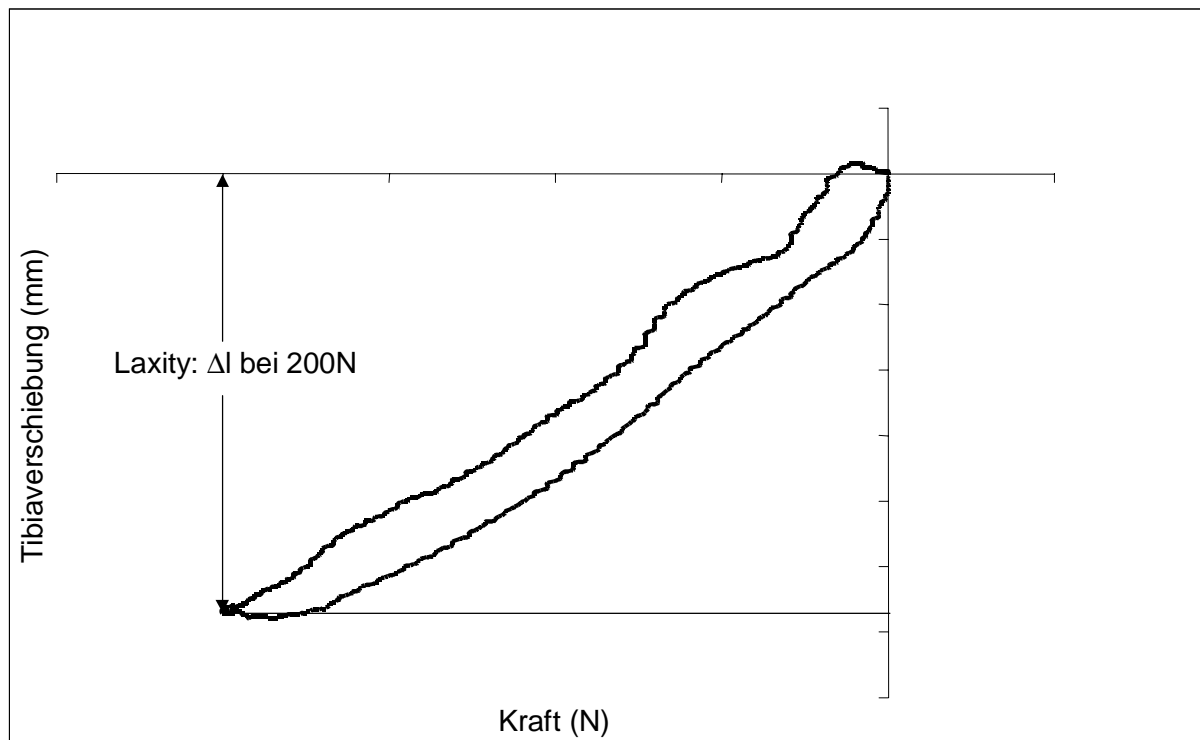


Abbildung 15: Tibiaverschiebung als Funktion der eingeleiteten Kraft



Funktionell bedeutet dieser Parameter die Verschiebbarkeit der Tibia in anteriorer Richtung gegenüber dem Femur bei einer definierten Krafteinwirkung. Für das kreuzbandinsuffiziente Kniegelenk ist eine vergrößerte Tibiaverschiebung kennzeichnend.

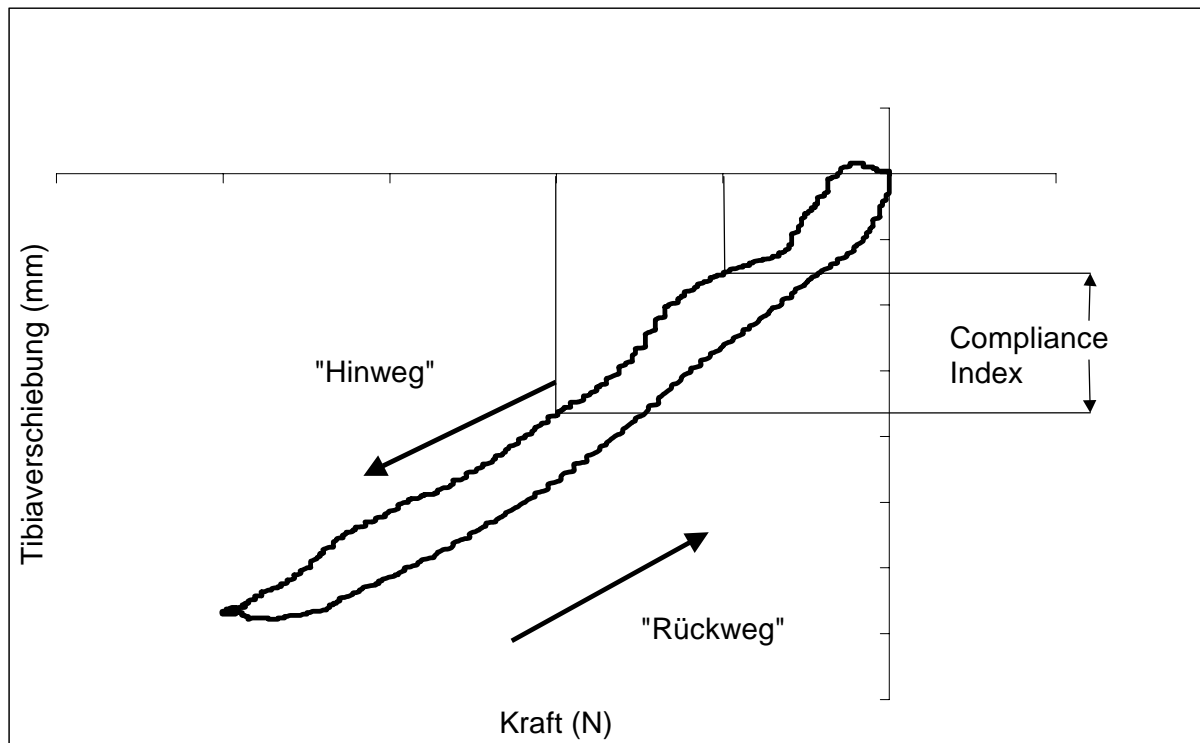
**T1:** Da die verletzten Kniegelenke der Untersuchungsgruppe erfolgreich rekonstruiert worden waren, wurde kein Unterschied in der Tibiaverschiebung gegenüber den intakten Kniegelenken und denen der Kontrollgruppe erwartet. Es wurde erwartet, dass sich die Tibiaverschiebung durch die axiale Belastung des Beines verringern würde.

### **3.1.2 Compliance-Index**

Aufgrund der Untersuchungen von Daniel et al. (1983-86) hat sich der sogenannte Compliance-Index als weiteres diagnostisches Merkmal etabliert. Der Compliance-Index ist die Differenz aus der Tibiaverschiebung eines hohen und eines niedrigen Kraftwertes, wobei die Werte für die Translation vom „Hinweg“ der Schleife abgelesen werden. Aufgrund der unterschiedlichen Angaben bei Strobel et al. (1995) und der Herstellerfirma des KT1000 (MedMetric Corp. 1995) wurde in diesen Untersuchungen der Compliance-Index als Differenz aus der Tibiaverschiebung bei 100N und bei 50N berechnet. Der Compliance-Index soll einem charakteristischen Merkmal Rechnung tragen, das die Hysteresen voneinander unterscheidet. In der grafischen Darstellung erkennt man, dass die Hysteresisschleifen nicht „gerade“ sind, sondern immer eine etwas „bananenförmige“ Gestalt haben.

Der Compliance-Index stellt dabei den Versuch dar, die Progression in der Federkennlinie als einen einzelnen Federkennwert für das Kniegelenk darzustellen. Er hat dabei den Vorteil, dass er als einzelner Zahlenwert sehr einfach zu interpretieren und deshalb für die Diagnose sehr leicht zu handhaben ist. Als Differenz der Translation bei 50N und 100N macht er für sich alleine betrachtet jedoch lediglich Aussagen über das Verhalten zwischen 50N und 100N. Ein Vergleich der Kurvenabschnitte hoher und niedriger Kraftwerte miteinander wird erst möglich, wenn mindestens entweder der Absolutwert der Translation bei 50N oder bei 100N mitbetrachtet wird. Außerdem bezieht sich der Compliance-Index lediglich auf den Kurvenabschnitt mit ansteigenden Kraftwerten, es ist jedoch auch auf dem Kurvenabschnitt mit absteigenden Kraftwerten ein progressives Verhalten zu erkennen. Die funktionelle Bedeutung des Compliance-Index liegt im veränderten Widerstand, den das Gelenk höheren Zugkräften entgegensetzt. Der Compliance-Index illustriert die Elastizität des Gelenkes zwischen zwei Kraftwerten (MedMetric Corp. 1995). Auch der Compliance-Index ist beim kreuzbandverletzten Kniegelenk vergrößert.

**T2:** Aufgrund der erfolgreichen Rekonstruktion der verletzten Kniegelenke wurde auch beim Compliance-Index kein Unterschied zu den intakten Kniegelenken und denen der Kontrollgruppe erwartet. Von der axialen Belastung des Beines wurde erwartet, dass sie den Compliance-Index reduzieren würde.



**Abbildung 16: Compliance-Index**

Versucht man die Schleifen nach der Methode der kleinsten Abweichungsquadrate durch eine mathematische Funktion ähnlich einer Federkennlinie zu approximieren, so eignet sich ein Polynom zweiter Ordnung immer besser als eine lineare Regression. Ein Polynom höherer Ordnung bringt kaum zusätzlichen Informationsgewinn. Auch bei physikalischen Federn kann man Federn mit linearer und nichtlinearer Kennlinie unterscheiden. Federn mit nichtlinearer Kennlinie zeichnen sich durch ein progressives Verhalten aus, d.h. sie setzen einer weiteren Dehnung bei zunehmender Auslenkung einen immer größer werdenden Widerstand entgegen. Interpretiert man das Kniegelenk in diesem Zusammenhang als Feder, so bedeutet dies, dass die Auslenkung des Unterschenkels mit identischen Kraftzuwachsrate bei hohen Kraftwerten weniger stark anwächst, als bei niedrigen. Wenn die Zugkraft weiter erhöht wird, ohne dass der Unterschenkel eine zusätzliche Translation erfährt, so besitzt das Kniegelenk einen definierten Endpunkt. Steigert man die Zugkraft darüber hinaus, so kann es zu strukturellen Schäden am Kniegelenk kommen.

### 3.1.3 Stiffness

Markolf et al. (1978) definieren an dieser idealisierten Messkurve die Stiffness als Quotient aus Kraftänderung pro Längenänderung ( $\Delta F/\Delta l$ ) bei einem Kraftwert von 100N. In der graphischen Darstellung entspricht dies dem Kehrwert der Tangentensteigung des Polynoms bei einem Kraftwert von 100N. Wie gerade in dieser Graphik sehr anschaulich dargestellt ist, lässt auch die Stiffness als punktueller Einzelwert lediglich Aussagen über einen bestimmten Messwertbereich zu, sie repräsentiert einen räumlich begrenzten Kurvenabschnitt. Daher ist die Stiffness nicht geeignet, den gesamten Kurvenverlauf zu beschreiben. Dies mag mit ein Grund dafür sein, dass auch dieser Parameter zur Diagnose des Kniegelenkes keine große Beachtung in der Literatur fand.

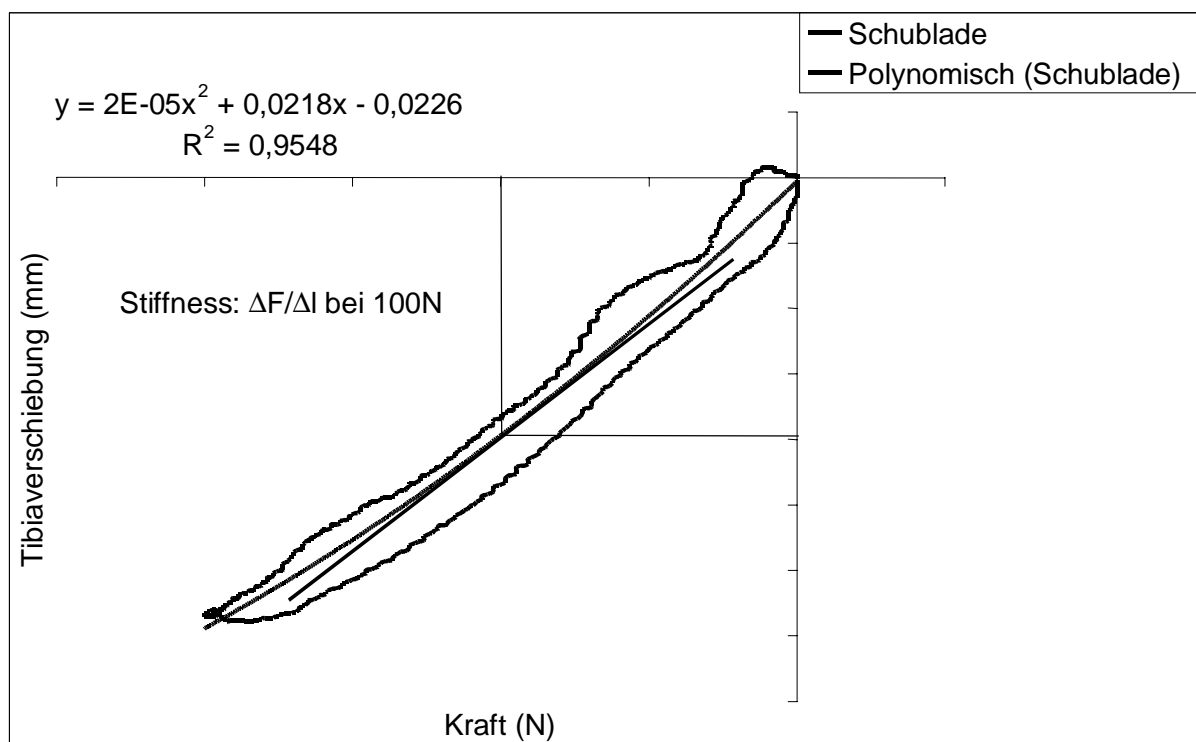


Abbildung 17: Approximation der Hysteresisschleife durch Polynom zweiter Ordnung

#### Gleichung 1: Berechnung des Polynoms nach der Methode der kleinsten Quadrate

$$y = b + c_1x + c_2x^2$$

$$b, c_1, c_2 = \text{Konstante}$$

Daher wurde in dieser Arbeit zusätzlich noch ein anderer Ansatz entwickelt. Die Funktion von Kraft und Translation (d.i. die Hysteresisschleife) kann näherungsweise durch ein Polynom zweiter Ordnung dargestellt werden. Dabei findet die Progressivität des Federsystems Kniegelenk ihren Ausdruck in der Nichtlinearität der Regressionsgleichung. Ein Polynom zweiter Ordnung ist jedoch nicht mehr so einfach zu interpretieren, wie ein einzelner Zahlenwert und ist daher für die Diagnose wenig geeignet. Daher wurde das Polynom zweiter Ordnung in zwei lineare Funktionen zerlegt. Die Hysteresisschleife wurde in zwei Bereiche gegliedert, einen Bereich niedriger Kraftwerte

vom Nullpunkt bis zum halben maximalen Kraftwert, und einen Bereich hoher Kraftwerte vom halben maximalen Kraftwert bis zum Kraftmaximum. Nun wurde für den Bereich niedriger Kraftwerte nach der Methode der kleinsten Quadrate eine lineare Regression gerechnet, die in der grafischen Darstellung in Richtung der hohen Kraftwerte extrapoliert wurde. Für den Bereich hoher Kraftwerte wurde ebenfalls nach der Methode der kleinsten Quadrate eine lineare Regression gerechnet, die in der grafischen Darstellung in Richtung der niedrigen Kraftwerte extrapoliert wurde. Dadurch erhält man zwei sich kreuzende Geraden mit unterschiedlichen Steigungen.

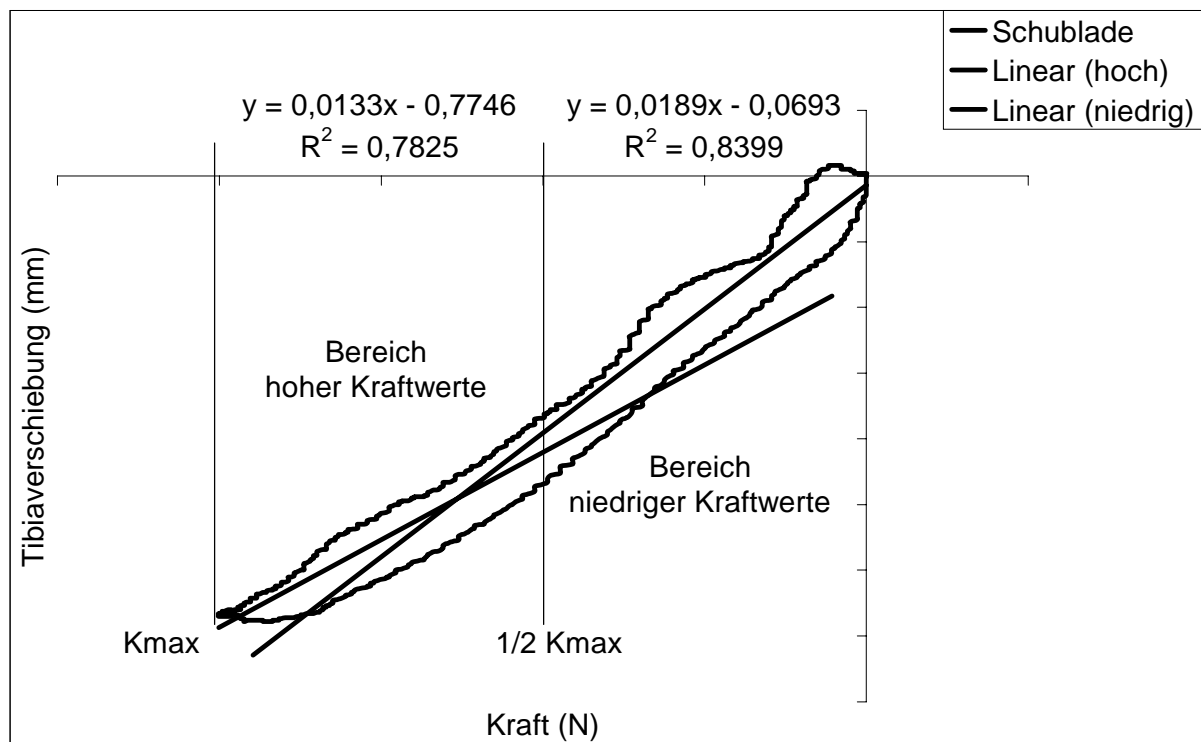


Abbildung 18: Graphische Darstellung der Stiffness bei niedrigen und hohen Kraftwerten

**Gleichung 2: Berechnung der Stiffness bei niedrigen und hohen Kraftwerten, sowie der Progression**

$$y_{niedrig} = ax + b \quad y_{hoch} = cx + d \quad a, b, c, d = \text{Konstante}$$

$$Stiffness_{niedrig} = \frac{1}{a} \quad Stiffness_{hoch} = \frac{1}{c} \quad Progression = \frac{c}{a}$$

Aus der allgemeinen Gleichung für Geraden lassen sich die Steigungsfaktoren extrahieren. Der Kehrwert dieser Steigungsfaktoren ist in Analogie zu Markolf et al. (1978) ein Ausdruck für die Kraftänderung pro Längenänderung ( $\Delta F/\Delta l$ ), also eine Maßzahl für die Stiffness des Gelenkes. Diese Parameter für die Stiffness sind nun nicht mehr an einen einzelnen Kraftwert gebunden, sondern repräsentieren den gesamten oberen und den gesamten unteren Kurvenabschnitt. Man erhält also aufgrund dieser Berechnungen je einen Parameter für die Stiffness bei niedrigen Kraftwerten und einen Parameter für die Stiffness bei hohen Kraftwerten. Auf der funktionellen Ebene gibt die Stiffness an, wie viel Widerstand ein Gelenk einer definierten Auslenkung

entgegensetzt. Am kreuzbandinsuffizienten Kniegelenk würde man eine verringerte Stiffness im Vergleich mit intakten Kniegelenken erwarten.

**T3:** Da die verletzten Kniegelenke nach erfolgreicher Rekonstruktion untersucht wurden, waren keine Veränderungen im Bezug auf die Gelenkstiffness gegenüber den intakten Kniegelenken und denen der Kontrollgruppe zu erwarten. Die axiale Belastung des Beines sollte die Gelenkstiffness erhöhen.

### **3.1.4 Progression**

Nun kann man diese beiden Parameter für die Stiffness miteinander in Beziehung setzen. Dividiert man die Kehrwerte des Steigungsfaktors der linearen Regression niedriger Kraftwerte (a) und des Steigungsfaktors der linearen Regression hoher Kraftwerte (c), so erhält man einen Quotienten, der als Maß für die Progression der Federkennlinie herangezogen werden kann.

Haben beide Regressionsgeraden die gleiche Steigung, d.h. sind sie parallel zueinander, so hat die Progression aufgrund identischer Steigungsfaktoren den Wert eins. Steigt die Gerade im Bereich niedriger Kraftwerte stärker als die Gerade im Bereich hoher Kraftwerte, so wird der Quotient größer als eins, umgekehrt wird er bei steilerer Gerade im Bereich hoher Kraftwerte kleiner als eins. Je größer also dieser Quotient, desto progressiver federt das Kniegelenk. Bei Progressionen kleiner als eins liegt ein degressives Verhalten vor. Auch dieser Sachverhalt trat in zwei von 144 Fällen auf. Die funktionelle Bedeutung dieses Parameters liegt darin, dass er die Veränderung des Widerstandes des Kniegelenkes gegenüber einer vergrößerten Auslenkung beschreibt. Da ein Kniegelenk mit Kreuzbandinsuffizienz gerade bei höheren Kraftwerten den Widerstand gegenüber einer Tibiaverschiebung nicht in dem Maße steigern kann, wie ein intaktes Kniegelenk, wäre am verletzten Kniegelenk eine geringere Progression zu erwarten.

**T4:** Am erfolgreich rekonstruierten Kniegelenk wurden keine Unterschiede bezüglich der Progression im Vergleich mit den intakten Kniegelenken und denen der Kontrollgruppe erwartet.

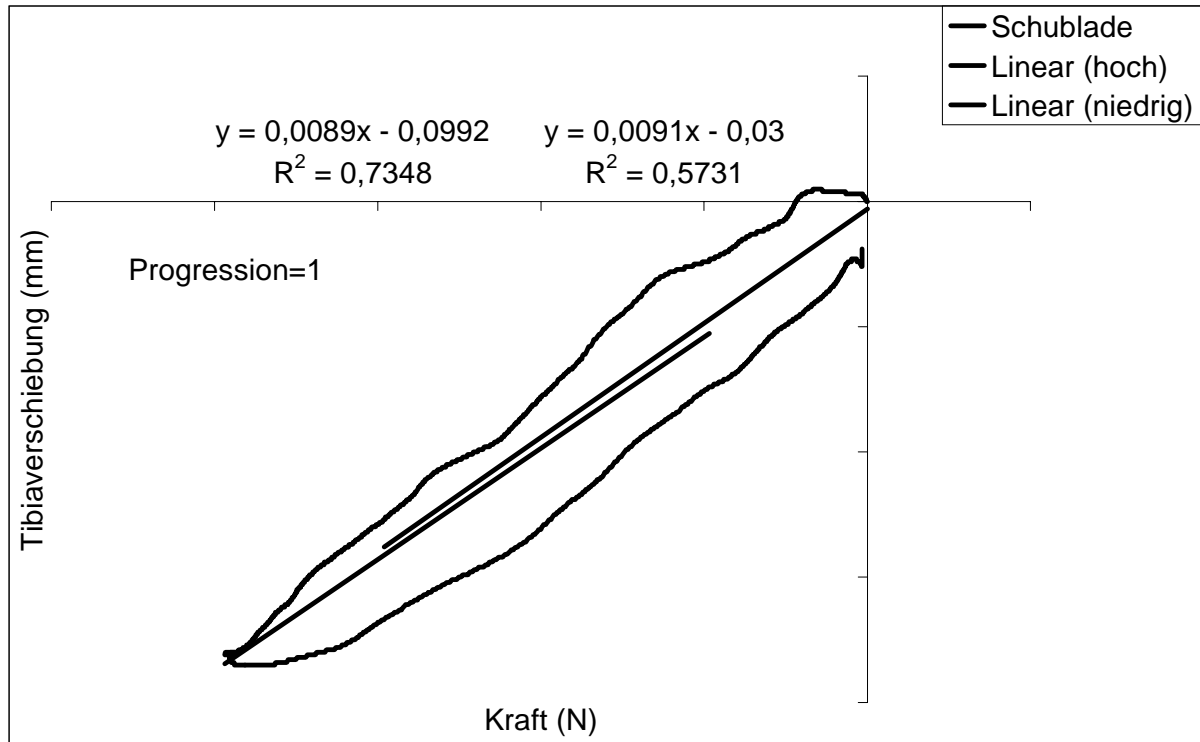


Abbildung 19: Progression=1

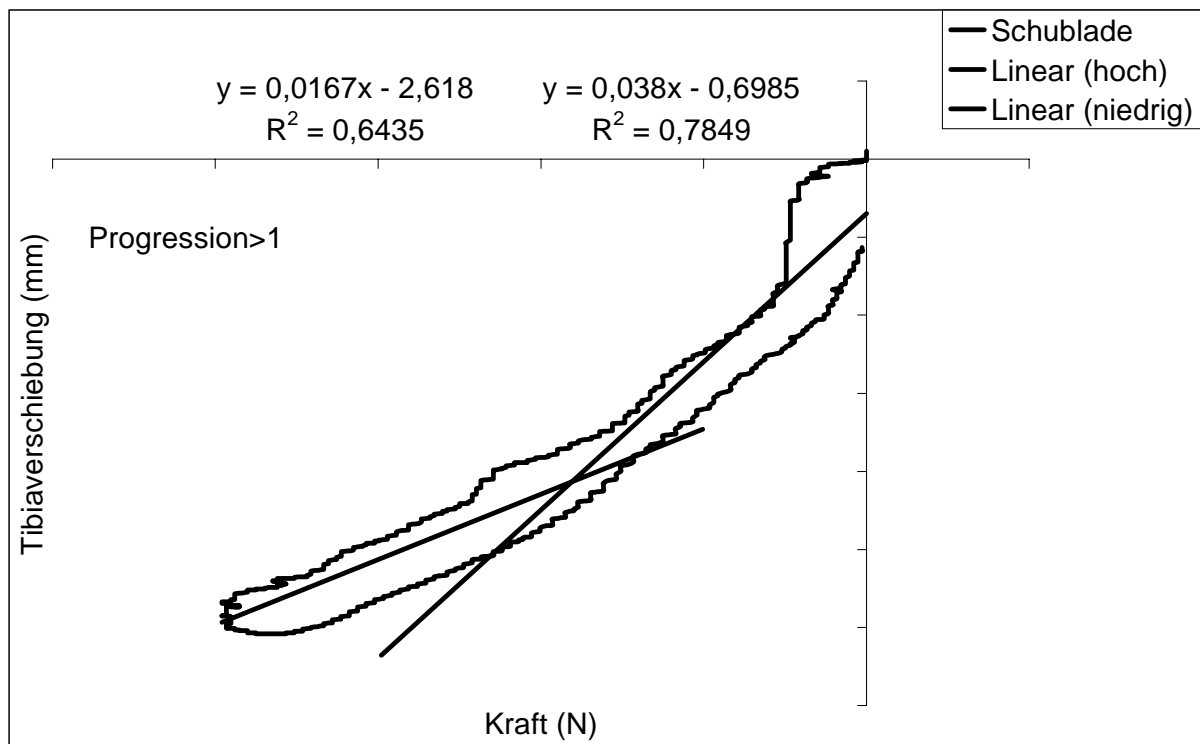


Abbildung 20: Progression>1

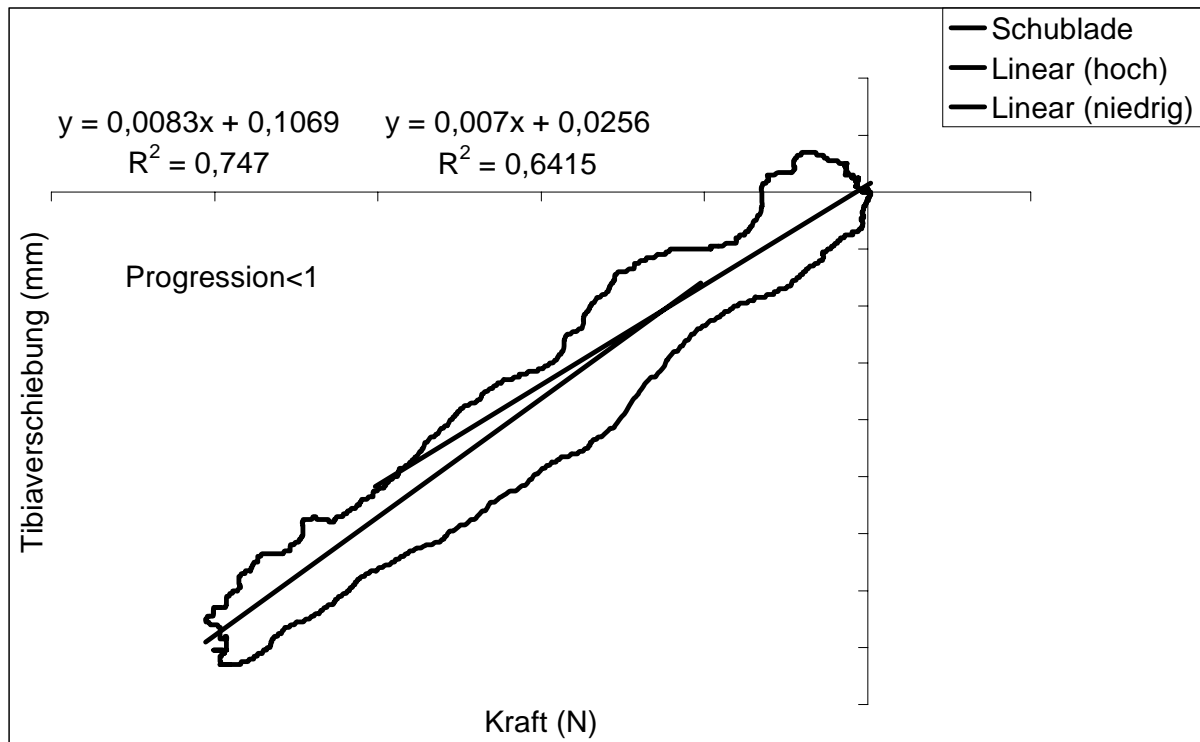


Abbildung 21: Progression < 1

### 3.1.5 Energie

Ein weiteres charakteristisches Merkmal, das die Schleifen voneinander unterscheidet, ist deren „Bauchigkeit“. Während einige Hysteresen in der grafischen Darstellung sehr schlank sind und nahezu linienförmig erscheinen, sind andere wiederum aufgeblasen und von flächiger Gestalt. Berechnet man den Flächeninhalt dieser Schleifen, indem man die Wegdifferenz der Tibiaverschiebung über der eingeleiteten Kraft integriert, so erhält man ein Maß für die Hysteresearbeit bzw. die Energie, die beim Herausziehen und Zurückgleiten des Unterschenkels umgesetzt wurde (Grieshaber/Faust 1992).

#### Gleichung 3: Berechnung der Energiebilanz

$$\frac{\int_{i=1}^n (F_j \times \Delta l_{i-j}) + \int_{i=1}^n (F_j \times \Delta l_{j-k})}{2} \quad i, j, k, \dots, n = \text{Meßwerte}$$

Bei einer idealen Feder würde die gesamte Energie, die beim Auslenken der Feder investiert wurde, beim Zusammenziehen der Feder wieder zurückgewonnen. Die Energiebilanz wäre ausgeglichen und der Flächeninhalt der Schleife wäre damit null, d.h. die Schleife würde zu einer Linie zusammenfallen.

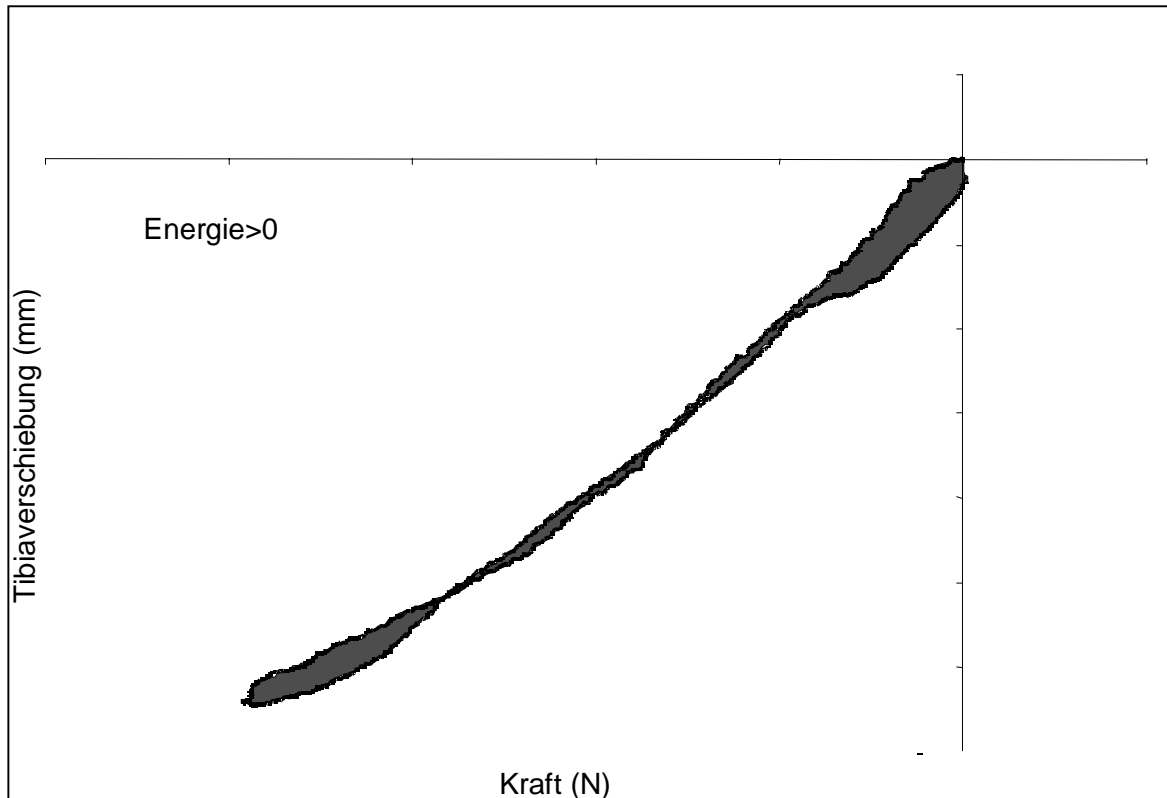


Abbildung 22: Energie > 0

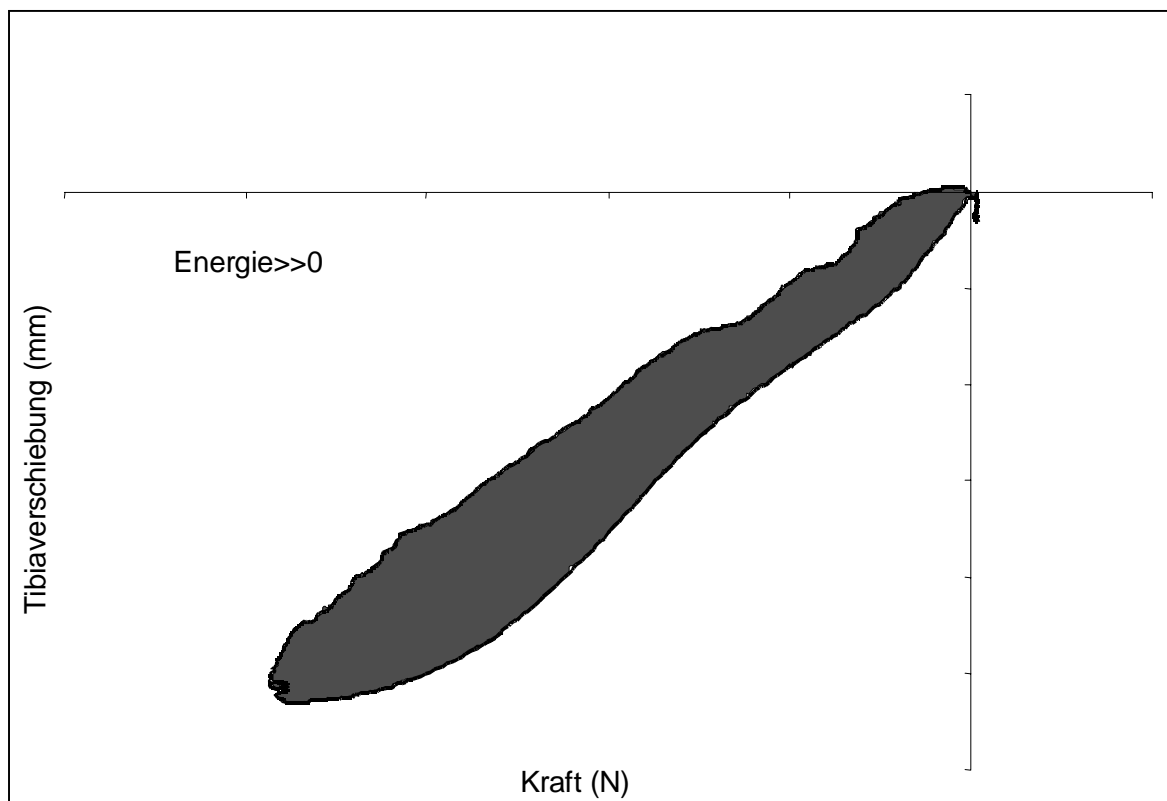
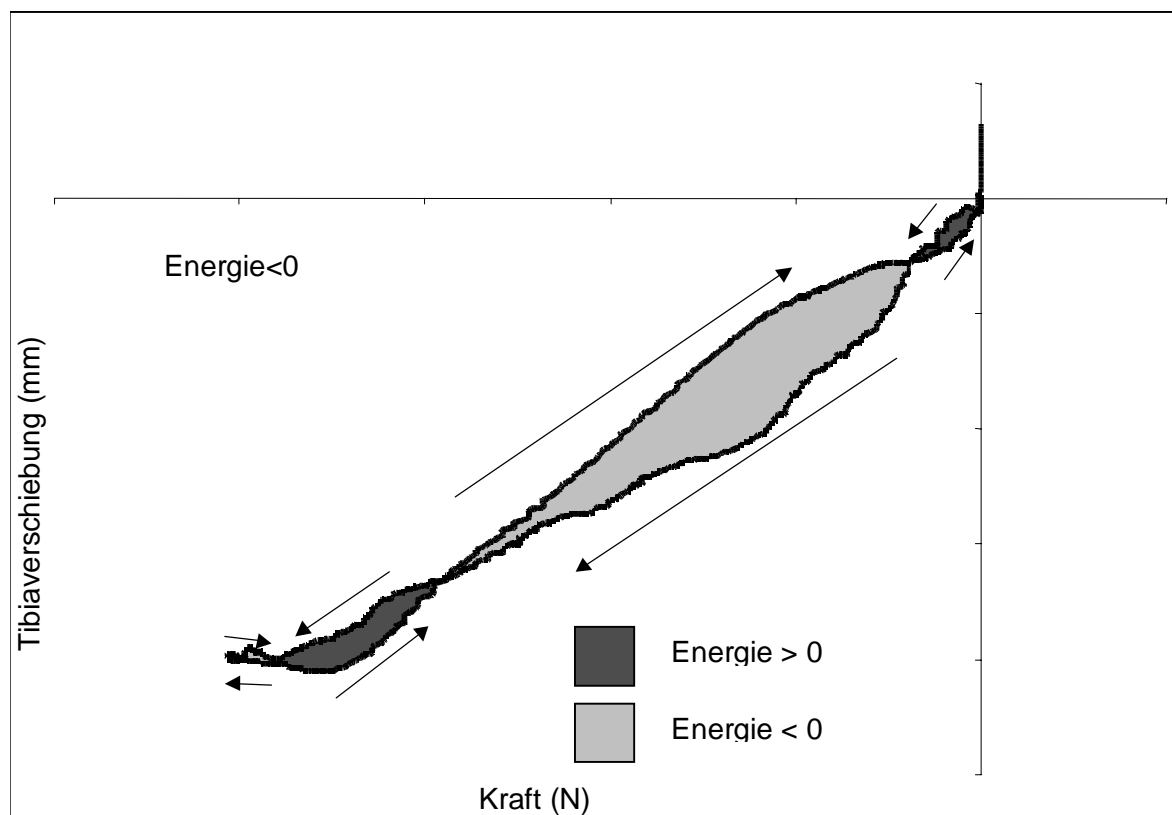


Abbildung 23: Energie >> 0

Eine „bauchige“ Schleife deutet daraufhin, dass beim Herausziehen des Unterschenkels (d.h. beim Auslenken der Feder) mehr Energie investiert wurde, als beim Zurückgleiten des Unterschenkels (d.h. beim Zusammenziehen der Feder) wieder zurückgewonnen wurde. Die übrige Energie wurde



vermutlich aufgrund der Viskosität der Gewebe und der Druckbelastung der Gelenkflächen durch das Körpergewicht in Folge von Reibung in Wärmeenergie umgewandelt. Bei der Energiebilanz muss das Vorzeichen mit berücksichtigt werden. Ein positives Vorzeichen bedeutet dabei, dass wie oben beschrieben, mehr mechanische Energie investiert als zurückgewonnen wurde. Ein negatives Vorzeichen deutet darauf hin, dass beim Zurückgleiten des Unterschenkels mehr mechanische Energie zurückgewonnen, als zum Herausziehen des Unterschenkels investiert wurde. Dies ist für ein rein mechanisches System nicht vorstellbar, denn damit wäre das Perpetuum mobile erfunden. Sieht man sich die grafische Darstellung der Fälle an, die eine negative Energiebilanz aufweisen, so stellt man fest, dass diese Schleifen Kreuzungspunkte aufweisen.



**Abbildung 24: Energie < 0**

Dabei werden auf dem „Hinweg“ bereits größere Tibiaverschiebungen für einige Kraftwerte gemessen als bei den gleichen Kraftwerten auf dem „Rückweg“. Im Gegensatz zu einem rein mechanischen System sind am Federsystem Kniegelenk Muskeln beteiligt, die zu unterschiedlichen Zeitpunkten aktiv werden können und dadurch die Federkennrate und die Form der Schleifen beeinflussen können. So ist z.B. vorstellbar, dass vor allem die ischiokrurale Muskulatur der von außen eingeleiteten Zugkraft in anteriorer Richtung entgegenwirkt und die vordere Schublade sozusagen von hinten wieder zuzieht. Aufgrund der Versuchsanordnung, bei der die Probanden im Stehen untersucht werden, muss auch der Quadrizeps aktiv sein, um den aufrechten Stand zu sichern. Eine Modulation in der Muskelspannung des Quadrizeps wird vermutlich ebenfalls einen

Einfluss auf die Form der Schleife haben, da sein Zug eine Komponente besitzt, die in die gleiche Richtung weist, wie die von außen eingeleitete Zugkraft. Zunehmende Muskelspannung im Quadrizeps während der Messung wird den Effekt der von außen eingeleiteten Zugkraft verstärken, da die beiden Kräfte die gleiche Orientierung haben. Eine Kokontraktion der ischiokruralen Muskulatur mit der Quadrizepsmuskulatur erhöht den Anpreßdruck und die Reibung zwischen den Gelenkkongruenzen, dadurch wird das Ausmaß der Tibiaverschiebung verringert. Die Energiebilanz wird vermutlich durch den Spannungszustand bzw. durch Spannungsveränderungen in der Beinmuskulatur während der Messung beeinflusst. Damit kann die gewonnene Energie unter Umständen als das Ergebnis muskulärer Arbeit interpretiert werden. Funktionell gibt dieser Parameter an, ob das Kniegelenk sich bei der Auslenkung eher plastisch verhält und Energie absorbiert, was in einigen Fällen mit Dehnungsrückständen auch nach dem Ende der Krafteinleitung einher ging, oder ob sich das Gelenk eher elastisch verhält und investierte Energie eventuell in Form muskulärer Arbeit wieder zurückgibt.

Aufgrund der Befunde aus der Literatur müsste man am Kniegelenk mit Insuffizienz des vorderen Kreuzbandes im Vergleich zum intakten Kniegelenk bei Tibiaverschiebungen mit moderater Geschwindigkeit mit einer verstärkten Aktivierung der Ischiokruralmuskulatur rechnen (Grüber et al. 1986; Solomonow et al. 1987). Da die verletzungs- und operationsbedingten Veränderungen in der Ansteuerung der Muskulatur zum Teil über längere Zeit erhalten bleiben, ist dieser Befund auch für die rekonstruierten Kniegelenke der Untersuchungsgruppe zu erwarten (Wojtys/Huston 1994).

**T5:** Für die verletzten Kniegelenke der Untersuchungsgruppe wurde ein geringerer Energieverlust erwartet, als für die intakten Kniegelenke und die Kniegelenke der Kontrollgruppe. Von der axialen Belastung des Beines wurde erwartet, dass sie den Energieverlust reduzieren würde.

### **3.1.6 Statistik**

Die Weiterverarbeitung der Daten erfolgte mit SPSS für Windows 8.0. Zunächst wurden die Kontrollvariablen auf signifikante Mittelwertunterschiede im bezug auf die Gruppenzugehörigkeit der Probanden untersucht. Dann wurden die Kriteriumsvariablen auf Normalverteilung und Varianzhomogenität geprüft, um die Auswahl der zur Verfügung stehenden statistischen Verfahren festzulegen. Jeder mechanische Parameter wurde daraufhin einzeln in einer Mehrweg – Varianzanalyse auf Mittelwertunterschiede im Hinblick auf seine Faktoren überprüft. Dabei gingen als Faktoren der Zustand des Kniegelenkes, also die Gruppe (Intakt – Verletzt – Kontrolle), die Belastung des Beines (belastet – entlastet) und die Zuglast (leicht – schwer) ein. Die Integralquotienten der Muskeln wurden zeitgleich mit den Haupteffekten als Kovariaten eingeführt, um einen möglichen Einfluss der Muskulatur erkennen zu können. Die Mittelwertunterschiede

wurden dann einer Signifikanzprüfung unterzogen. Für die Tibiaverschiebung und den Compliance-Index wurden Regressionsanalysen durchgeführt, um den Zusammenhang dieser Variablen untereinander zu quantifizieren. Zum Schluss wurde der Zusammenhang der mechanischen Parameter untereinander und mit den Integralquotienten überprüft, indem Korrelationen berechnet wurden.

## 3.2 Ergebnisse

### 3.2.1 Ergebnisse der Kontrollvariablen

#### 3.2.1.1 Kraft

Die Zuglast zum auslösen der Tibiaverschiebung wurde variiert. Es wurde mit Gewichten von 10kg und 20kg gezogen, so dass unabhängig vom Zustand des Kniegelenkes und von der Belastung des Beines Zugkräfte von ca. 100N bzw. 200N erwartet wurden. Bei gleicher Last sind die Mittelwertunterschiede im bezug auf den Zustand des Kniegelenkes und die Belastung des Beines nicht signifikant. Der Mittelwert über alle Gruppen bei der leichten Last beträgt 107,2N (SD 9,0N), bei der schweren Last beträgt er 191,7N (SD 12,1N). Die Schwankungen in den Kraftwerten ergaben sich auf Grund der Versuchsbedingungen. Die Bandschlinge mit dem Kraftaufnehmer wurde angelegt und das Seil mit dem die Kraft eingeleitet wurde, wurde so vorgespannt, das optisch kein Durchhang mehr erkennbar war. Danach wurde der Kraftaufnehmer elektronisch auf Null zurückgesetzt. Dabei können Unterschiede in der Vorspannung des Seiles entstanden sein, so dass nach Anhängen des Gewichtes minimal unterschiedliche Maximalkraftwerte entstanden sein.

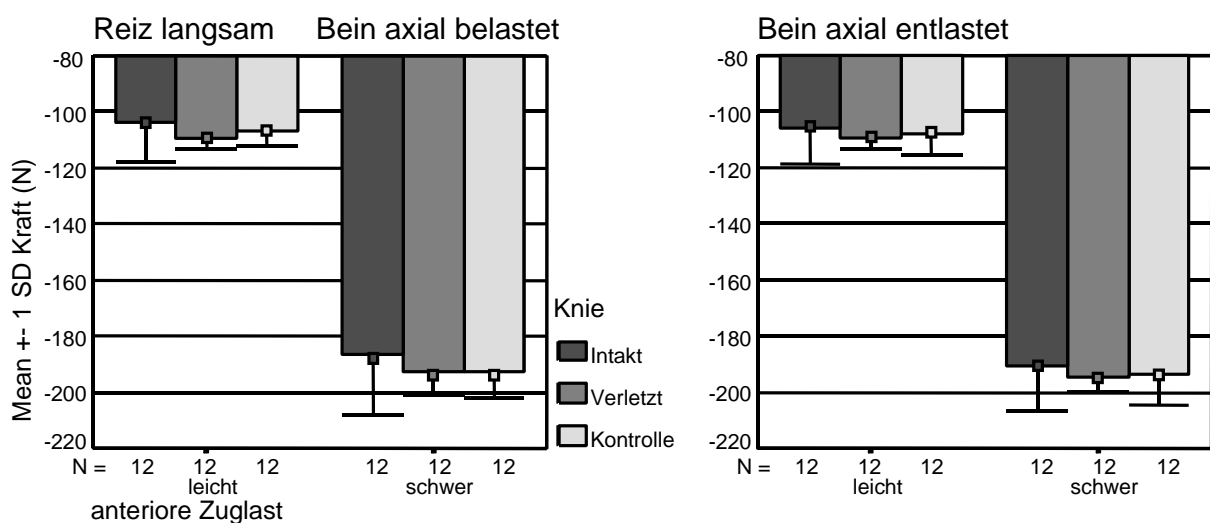


Abbildung 25: Mittelwerte der Zugkräfte bei langsamer Krafteinleitung

### 3.2.1.2 Kniewinkeländerung

Die Probanden hatten die Anweisung, den Kniewinkel während der Messung möglichst konstant zu halten, um rotationsbedingte Messwertveränderungen gering zu halten. Insgesamt fällt die Kniewinkeländerung während der Messung mit durchschnittlich etwa zwei Winkelgraden gering genug aus, um rotationsbedingte Messwertänderungen vernachlässigen zu können.

### 3.2.1.3 Integralquotienten

Die Integralquotienten wurden erhoben, um eine Zu- oder Abnahme muskulärer Aktivität während der Messung zu registrieren. Sie wurden berechnet, indem ein Quotient gebildet wurde aus einem 100ms Integral vor der Kraftereinleitung und einem 100ms Integral während der maximalen Kraftwirkung. Daher stellen die Integralquotienten ein Maß für die Aktivitätssteigerung aufgrund der Kraftereinleitung dar. Eine Veränderung der muskulären Aktivität während der Messung könnte die mechanischen Parameter beeinflussen. In der Bedingung Bein entlastet, Zuglast leicht ergeben sich signifikante Mittelwertunterschiede der verletzten Kniegelenke zu den intakten und denen der Kontrollgruppe für den M. vastus lateralis. Die Mittelwerte der verletzten Kniegelenke waren gegenüber den intakten und denen der Kontrollgruppe niedriger, das bedeutet, dass der Vastus medialis in den verletzten Kniegelenken weniger aktiv war, als bei den intakten Kniegelenken und denen der Kontrollgruppe. Auch der M. vastus medialis zeigte eine ähnliche Tendenz, hier waren die Unterschiede aber in keiner Versuchsbedingung signifikant. Dies könnte als Indiz für eine verletzungsbedingte, reflektorische Quadrizepsinhibition gewertet werden. Unterschiede in den mechanischen Parametern im bezug auf den Zustand des Kniegelenkes könnten daher mit Unterschieden in der Aktivierung der Muskulatur in Zusammenhang stehen.

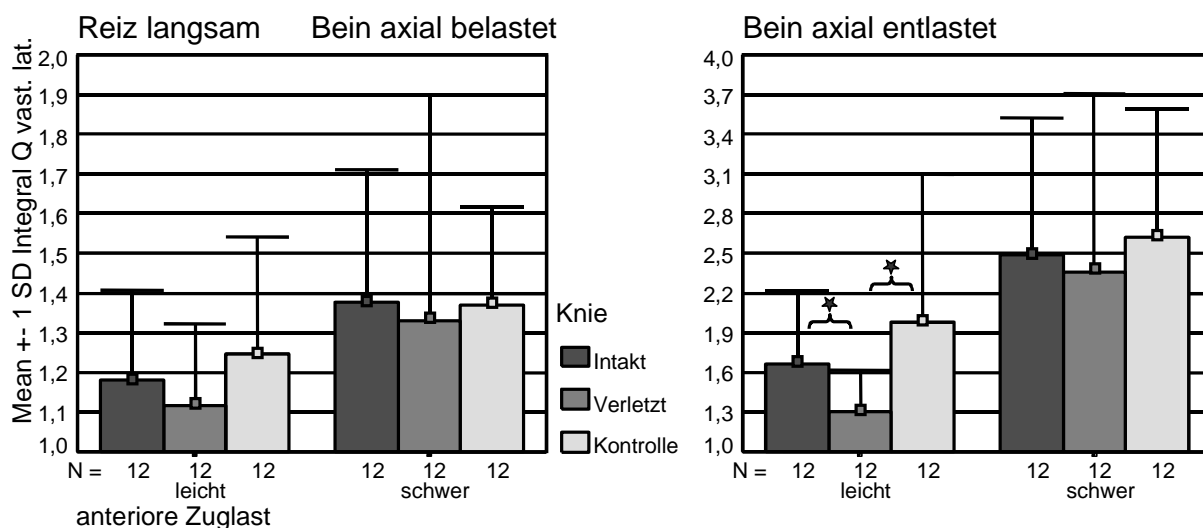


Abbildung 26: Mittelwerte des Aktivitätszuwachses des M. vastus lateralis aufgrund der Kraftereinleitung

### 3.2.2 Ergebnisse der Kriteriumsvariablen

Vor der eigentlichen statistischen Datenverarbeitung wurden alle Daten auf Normalverteilung und Varianzhomogenität geprüft (EXPLORE). Da die Daten den Kriterien für Normalverteilung und Varianzhomogenität entsprachen, wurden sie untransformiert für die weiterführenden statistischen Untersuchungen herangezogen. Lediglich die als Kontrollvariablen hinzugezogenen Integralquotienten der Muskeln entsprachen nicht den Anforderungen an Normalverteilung und Varianzhomogenität, daher wurden die Werte dieser Variablen in Ränge transformiert, bevor sie in weitere Berechnungen eingeführt wurden.

Jeder mechanische Parameter wurde einzeln in einer Mehrweg – Varianzanalyse (ANOVA) auf Mittelwertunterschiede im Hinblick auf seine Faktoren überprüft. Dabei gingen als Faktoren der Zustand des Kniegelenkes, die Belastung des Beines und die Zuglast ein. Um einen möglichen Einfluss der Muskulatur erkennen zu können, wurden die Integralquotienten der Muskeln zeitgleich mit den Haupteffekten als Kovariaten eingeführt. Die Ergebnisse werden in den folgenden Abschnitten der einzelnen Variablen erläutert.

#### 3.2.2.1 Tibiaverschiebung

Da die Interaktionen der Faktoren keinen signifikanten Einfluss auf die Tibiaverschiebung haben und das Modell insgesamt als signifikant ausgewiesen ist, kann das Modell angenommen werden. Alle Faktoren, auch der Zustand des Kniegelenkes, haben einen signifikanten Einfluss auf die Tibiaverschiebung.

**Tabelle 2: Mehrweg Varianzanalyse für die Tibiaverschiebung**

ANOVA

				Sig.	Hierarchical Method B
Tibia- verschiebung	Main Effects with Covariates	(Combined)		.000	
		Knie (Gruppe)		.017	
		Beinlast (axial)		.000	
		Zuglast (anterior)		.000	
		Covariate	Gastrocnemius	.136	-1.024E-02
			Biceps femoris	.254	-7.807E-03
			Semitendinosus	.027	-1.823E-02
			Rectus femoris	.148	9.758E-03
			Vastus lateralis	.002	-2.378E-02
			Vastus medialis	.837	-1.849E-03
	2-Way Interactions	(Combined)		.652	
		Knie * Beinlast		.412	
		Knie * Zuglast		.574	
		Beinlast * Zuglast		.524	
	Model			.000	

Covariates entered with main effects

Auch zwei der sechs als Kovariaten eingeführten Integralquotienten (Mm semitendinosus und vastus lateralis) zeigen einen signifikanten Zusammenhang mit der Tibiaverschiebung. Die Effektgröße ist dabei allerdings gering. Vergleicht man die Zusammenhangsmaße der Faktoren untereinander, so erkennt man, dass der Zustand des Kniegelenkes einen sehr geringen Einfluss auf die Tibiaverschiebung hat, geringer noch als der Einfluss, den die Belastung des Beines und die Zuglast auf die Tibiaverschiebung haben.

**Tabelle 3: Einfluss der Faktoren auf die Kriteriumsvariable Tibiaverschiebung**

Factor Summary

		Eta	Beta	
			Adjusted for Factors	Adjusted for Factors and Covariates
Tibiaverschiebung	Knie (Gruppe)	.195	.194	.240
	Beinlast (axial)	.426	.421	.431
	Zuglast (anterior)	.347	.346	.341

Das Bestimmtheitsmaß des Modells mit Faktoren verbessert sich durch Hinzunahme der Kovariaten, so dass man von einer Beeinflussung der Tibiaverschiebung durch die Beinmuskulatur ausgehen kann. Der Vorhersagebereich vergrößert sich von 34% auf 43%.

**Tabelle 4: Bestimmtheitsmaß des Modells für die Tibiatranslation**

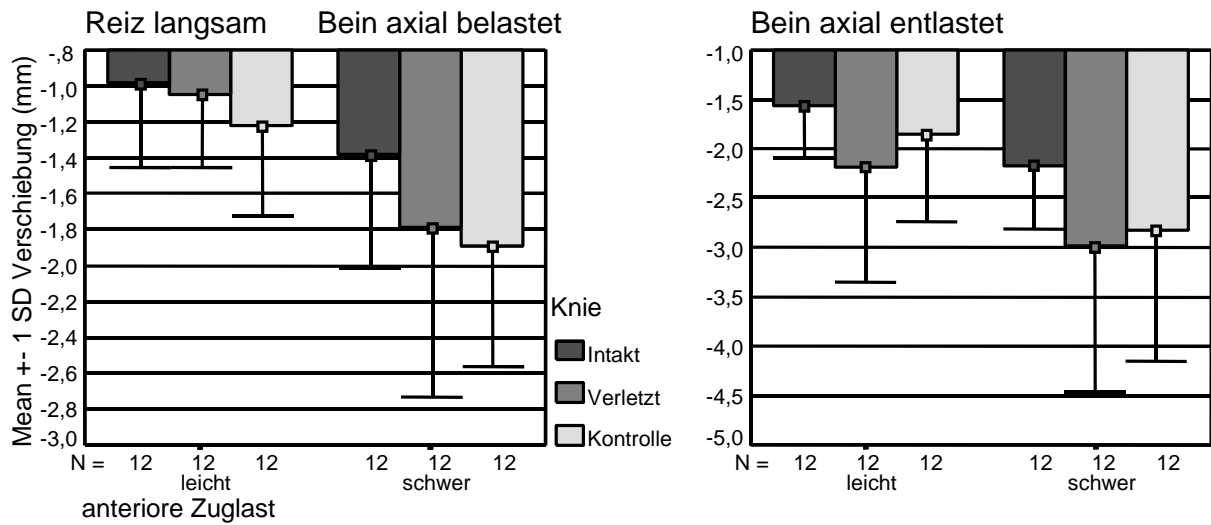
Model Goodness of Fit

	Factors		Factors and Covariates	
	R	R Squared	R	R Squared
Tibiaverschiebung by Knie (Gruppe), Beinlast (axial), Zuglast (anterior) with gastrocnemius, biceps femoris, semitendinosus, rectus femoris, vastus lateralis, vastus medialis	.581	.337	.656	.431

Die in den Varianzanalysen beschriebenen Zusammenhänge zwischen den Faktoren und Kriteriumsvariablen sollten quantifiziert werden. Um Unterschiede in den Mittelwerten der mechanischen Parameter in Abhängigkeit von den Faktoren Zustand des Kniegelenkes, Belastung des Beines und Höhe der Zuglast bewerten zu können, wurden die Unterschiede auf Signifikanz geprüft. Dazu wurden jeweils zwei unabhängige Stichproben miteinander verglichen. Entsprechend der Datenlage wurden parametrische Tests (T-TEST) gewählt.

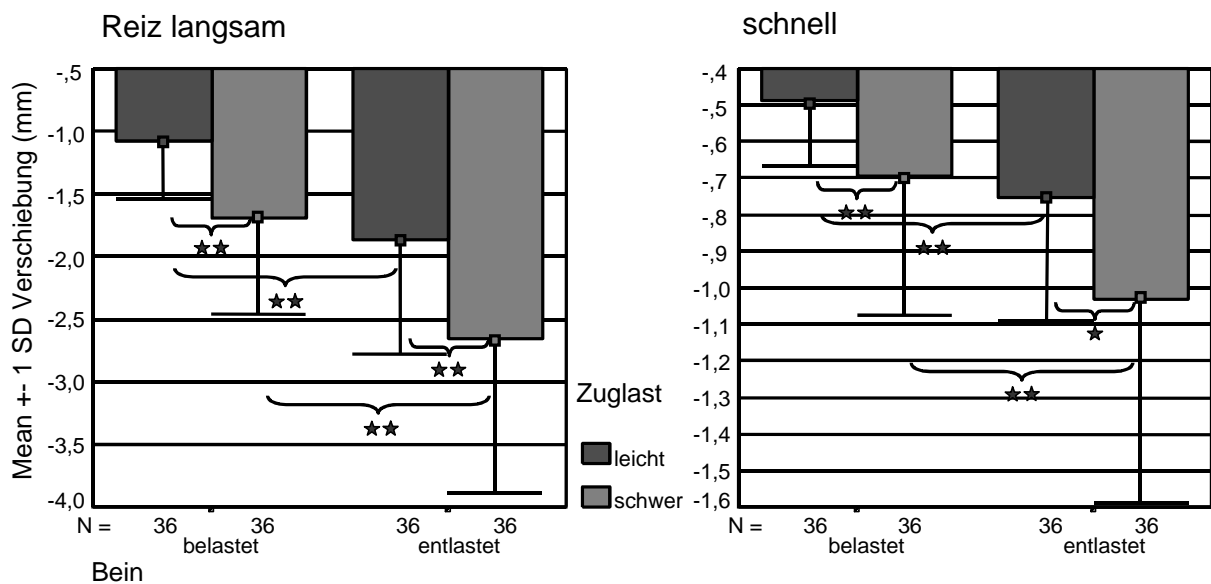
Die Signifikanzprüfung der Mittelwertunterschiede im bezug auf den Zustand des Kniegelenkes wurde gruppiert nach den vier Versuchsbedingungen (Bein belastet – entlastet, Zuglast schwer – leicht) durchgeführt. Im Gegensatz zum Ergebnis der Mehrweg – Varianzanalyse, wo der Einfluss des Zustandes des Kniegelenkes signifikant war, waren die Mittelwertunterschiede der einzelnen Gruppen untereinander im T-Test nicht signifikant. In den Versuchsbedingungen mit entlastetem

Bein sind die Tibiaverschiebungen der verletzten Kniegelenke allerdings tendenziell größer, als die der intakten Kniegelenke und denen der Kontrollgruppe.



**Abbildung 27: Tibiaverschiebung bei langsamer Krafteinleitung**

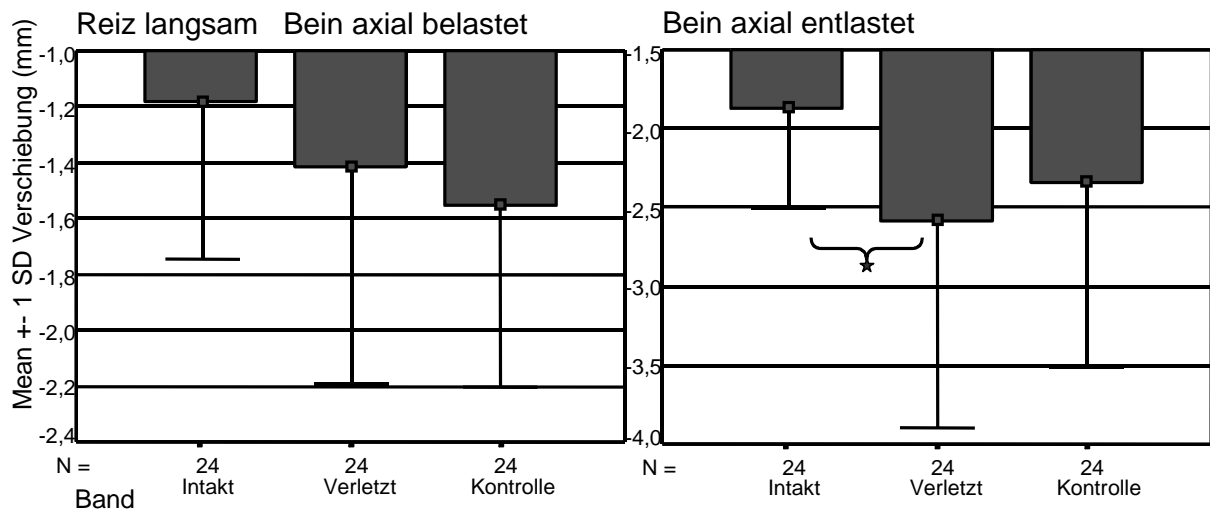
Für die Signifikanzprüfung der Mittelwertunterschiede hinsichtlich der Faktoren Belastung des Beines und Höhe der Zuglast wurden die Gruppen zusammengefasst. Die Mittelwertunterschiede sind sowohl im Hinblick auf die Belastung des Beines als auch im Hinblick auf die Höhe der Zuglast höchst signifikant. Unter Berücksichtigung des Vorzeichens ist die anteriore Tibiaverschiebung bei entlastetem Bein und schwerer Zuglast größer als bei belastetem Bein und leichter Zuglast.



**Abbildung 28: Tibiaverschiebung, Gruppen zusammengefasst**

Fasst man die Versuchsbedingungen mit leichter und schwerer anteriorer Zuglast zusammen, so erkennt man unter axialer Entlastung des Beines eine vergrößerte Tibiaverschiebung in anteriorer Richtung bei den verletzten Kniegelenken im Vergleich mit den unverletzten Kniegelenken und

denen der Kontrollgruppe. Dies deutet auf eine größere Laxizität des Kapsel-Band-Apparates bei den verletzten Kniegelenken unter axialer Entlastung des Beines hin.



**Abbildung 29: Tibierverschiebung, leichte und schwere anteriore Zuglast zusammengefasst**

**T1:** Entgegen der eingangs formulierten Hypothese konnte bei den rekonstruierten Kniegelenken zumindest im axial entlasteten Zustand noch eine vergrößerte Tibiaverschiebung festgestellt werden. Die axiale Belastung des Beines reduzierte wie erwartet die Tibiaverschiebung.

### 3.2.2.2 Compliance-Index

Der Compliance-Index wurde in einer Mehrweg – Varianzanalyse (ANOVA) auf Mittelwertunterschiede im Hinblick auf seine Faktoren überprüft. Dabei gingen als Faktoren der Zustand des Kniegelenkes (Gruppen: Intakt – Verletzt – Kontrolle), die Belastung des Beines (belastet – entlastet) und die Zuglast (leicht – schwer) ein. Um einen möglichen Einfluss der Muskulatur erkennen zu können, wurden die Integralquotienten der Muskeln zeitgleich mit den Haupteffekten als Kovariaten eingeführt.

Da die Interaktionen der Faktoren keinen signifikanten Einfluss auf den Compliance-Index haben und das Modell insgesamt als signifikant ausgewiesen ist, kann das Modell angenommen werden. Sowohl der Zustand des Kniegelenkes, als auch die Belastung des Beines haben einen signifikanten Einfluss auf den Compliance-Index. Der Compliance-Index ist im Gegensatz zur Tibiaverschiebung unabhängig von der aufgewendeten Zuglast. Dies war zu erwarten, da der Compliance-Index als Differenzwert aus den Tibiaverschiebungen bei 50N und 100N errechnet wird und damit unabhängig davon ist, ob mit 10kg oder mit 20kg gezogen wird. Nur der Integralquotient des M. vastus lateralis zeigt einen signifikanten Zusammenhang zum Compliance-Index.



**Tabelle 5: Mehrweg Varianzanalyse für den Compliance-Index**

ANOVA

					Hierarchical Method	
					Sig.	B
Compliance-Index	Main Effects with Covariates	(Combined)			.000	
		Knie (Gruppe)			.025	
		Beinlast (axial)			.000	
		Zuglast (anterior)			.114	
		Covariate	Gastrocnemius		.381	-2.414E-03
		Biceps femoris		.310	-2.799E-03	
		Semitendinosus		.057	-6.308E-03	
		Rectus femoris		.106	4.396E-03	
		Vastus lateralis		.002	-9.674E-03	
		Vastus medialis		.565	-2.083E-03	
	2-Way Interactions	(Combined)			.937	
		Knie * Beinlast			.646	
		Knie * Zuglast			.949	
		Beinlast * Zuglast			.590	
	Model				.000	

Covariates entered with main effects

Der Einfluss, den die Belastung des Beines auf den Compliance-Index hat, ist größer als der Einfluss, den der Zustand des Kniegelenkes ausübt. Dennoch ist hier der Zusammenhang zwischen dem Zustand des Kniegelenkes und dem Compliance-Index signifikant. Allerdings sind beide Einflüsse inhaltlich wenig bedeutsam.

**Tabelle 6: Einfluss der Faktoren auf die Kriteriumsvariable Compliance-Index**

Factor Summary

		Eta	Beta	
			Adjusted for Factors	Adjusted for Factors and Covariates
Compliance-Index	Knie (Gruppe)	.206	.200	.233
	Beinlast (axial)	.384	.383	.392
	Zuglast (anterior)	.118	.119	.125

Der Vorhersagebereich vergrößert sich von 20% auf 30% durch Hinzunahme der Kovariaten, so dass man von einem Einfluss der Beinmuskulatur auf den Compliance-Index ausgehen kann.

**Tabelle 7: Bestimmtheitsmaß des Modells für den Compliance-Index**

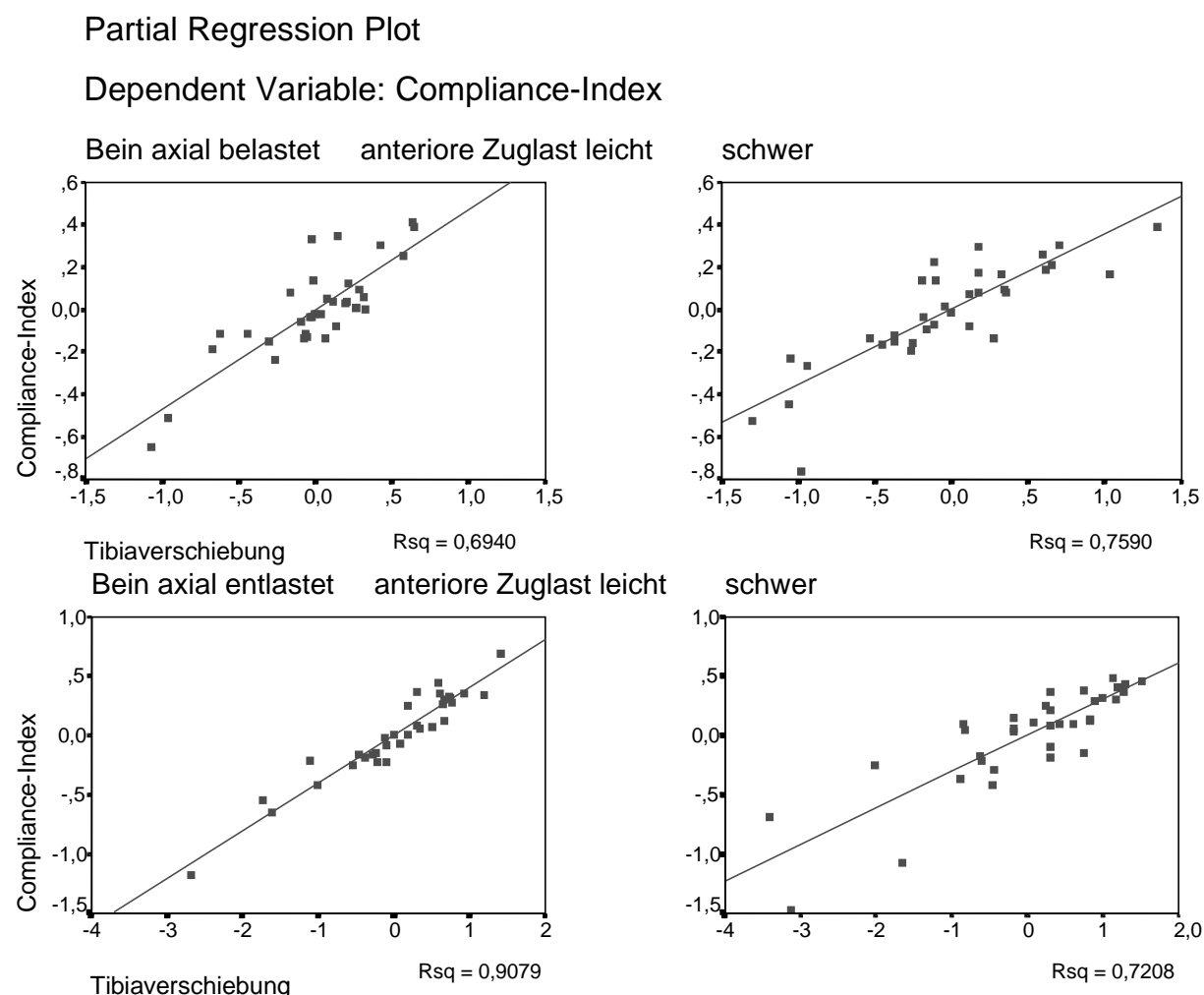
Model Goodness of Fit

		Factors		Factors and Covariates	
		R	R Squared	R	R Squared
Compliance-Index by Knie (Gruppe), Beinlast (axial), Zuglast (anterior) with gastrocnemius, biceps femoris, semitendinosus, rectus femoris, vastus lateralis, vastus medialis		.450	.202	.554	.307

Regressionsanalysen (REGRESSION) wurden durchgeführt, um den Zusammenhang des Compliance-Index mit der maximale Tibiaverschiebung zu erkennen. Die Ergebnisse sind nach der

Ausprägung der Faktoren Belastung des Beines und Höhe der Zuglast gruppiert. Die Gruppen Intakt – Verletzt – Kontrolle wurden zusammengefasst.

Die Regressionsmodelle sind allesamt hochsignifikant, wobei das Maß für den Zusammenhang des Compliance-Index mit der Tibiaverschiebung hoch bis sehr hoch ist. Eine große Tibiaverschiebung geht demnach also in der Regel auch mit einem großen Compliance-Index einher. Aufgrund dieses hohen Zusammenhanges ist der zusätzliche Informationswert des Compliance-Index gegenüber der Tibiaverschiebung eher gering.

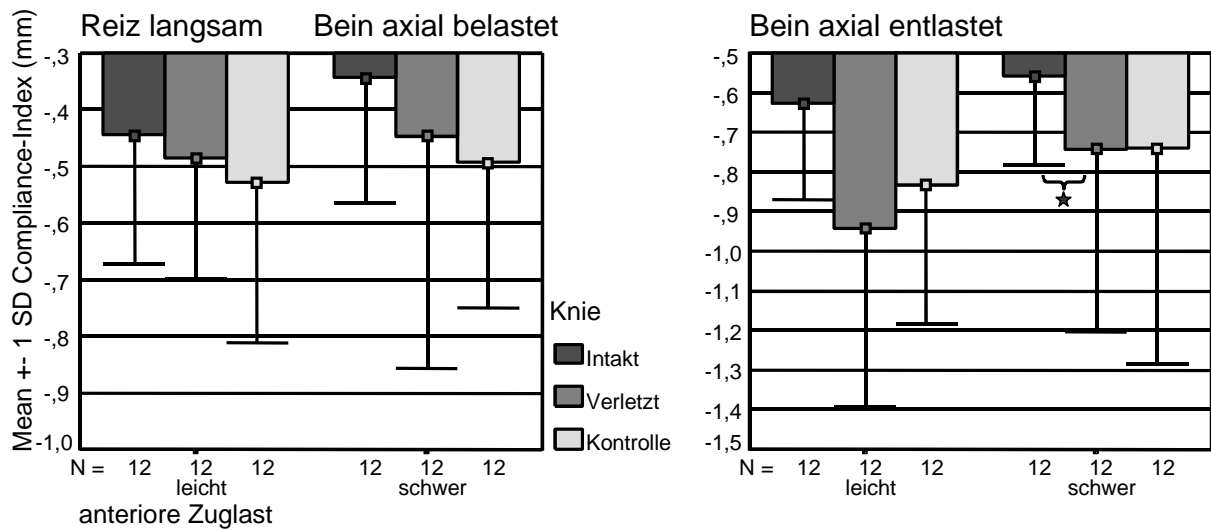


**Abbildung 30: Gegenseitiger Einfluss von maximaler Tibiaverschiebung und Compliance-Index**

Um Unterschiede in den Mittelwerten des Compliance-Index in Abhängigkeit von den Faktoren Zustand des Kniegelenkes, Belastung des Beines und Höhe der Zuglast bewerten zu können, wurden die Unterschiede auf Signifikanz geprüft (T-TEST).

Die Signifikanzprüfung der Mittelwertunterschiede im bezug auf den Zustand des Kniegelenkes wurde gruppiert nach den vier Versuchsbedingungen (Bein belastet – entlastet, Zuglast schwer –

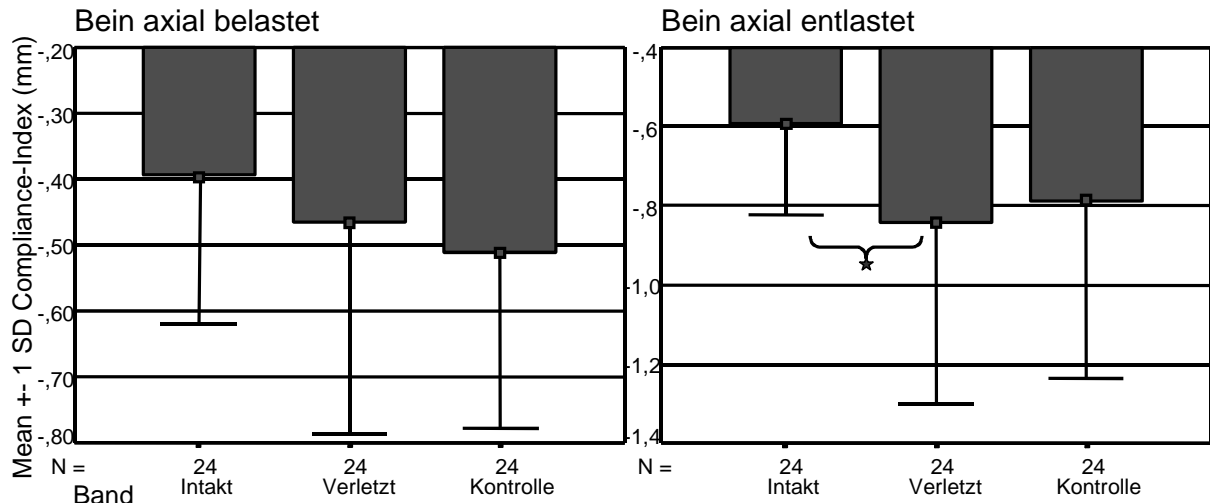
leicht) durchgeführt. In der Bedingung entlastet – schwer ergab sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen Intakt und Verletzt.



**Abbildung 31: Compliance-Index bei langsamer Krafteinleitung**

Alle Gruppen wurden für die Signifikanzprüfung der Mittelwertunterschiede hinsichtlich der Faktoren Belastung des Beines und Höhe der Zuglast zusammengefasst, da sie sich nicht signifikant voneinander unterscheiden. Die Mittelwertunterschiede sind im Hinblick auf die Belastung des Beines sehr signifikant. Unter Berücksichtigung des Vorzeichens ist der Compliance-Index in anteriorer Richtung unter Entlastung des Beines größer als unter Belastung. Im Hinblick auf die Höhe der Zuglast ergaben sich dagegen wie bei der Mehrweg – Varianzanalyse keine signifikanten Mittelwertunterschiede.

Fasst man die Versuchsbedingungen mit leichter und schwerer anteriorer Zuglast zur Prüfung der gruppenspezifischen Mittelwertunterschiede zusammen, so entsteht in der Untersuchung mit axial entlastetem Bein bei den verletzten Kniegelenken ein größerer Compliance-Index in anteriorer Richtung, als bei den unverletzten Kniegelenken und denen der Kontrollgruppe. Auch dies ist ein Indiz für eine vergrößerte Laxizität des Kapsel-Band-Apparates bei den verletzten Kniegelenken unter axialer Entlastung. Bei belastetem Bein hat die Kontrollgruppe den größten Compliance-Index, die Kontrollgruppe hat also die größere Laxizität. Dies kann ein Indiz dafür sein, dass die Kontrollgruppe in der Untersuchungssituation entspannter ist als die Experimentalgruppe.



**Abbildung 32: Compliance-Index, leichte und schwere anteriore Zuglast zusammengefasst**

**T2:** Auch der Compliance-Index war entgegen der eingangs formulierten Hypothese bei den rekonstruierten Kniegelenken zumindest im axial entlasteten Zustand noch geringfügig vergrößert. Die axiale Belastung reduzierte wie erwartet den Compliance-Index.

### 3.2.2.3 Stiffness bei niedrigen Zugkräften

Die Stiffness wurde in einer Mehrweg – Varianzanalyse (ANOVA) auf Mittelwertunterschiede im Hinblick auf ihre Faktoren überprüft. Der Zustand des Kniegelenkes (Gruppen: Intakt – Verletzt – Kontrolle), die Belastung des Beines (belastet – entlastet) und die Zuglast (leicht – schwer) wurden als Faktoren einbezogen. Die Integralquotienten der Muskeln wurden zeitgleich mit den Haupteffekten als Kovariaten eingeführt.

Die Interaktionen der Faktoren haben keinen signifikanten Einfluss auf die Stiffness und das Modell ist insgesamt als signifikant ausgewiesen, daher kann das Modell angenommen werden. Der Zustand des Kniegelenkes und die Höhe der Zuglast haben keinen signifikanten Einfluss auf die Stiffness, die Belastung des Beines hat dagegen einen sehr signifikanten Einfluss auf die Stiffness. Die Stiffness ist wie der Compliance-Index unabhängig von der aufgewendeten Zuglast. Dies war nicht unbedingt zu erwarten, da die Stiffness im unteren Bereich von Null bis zum halben maximalen Kraftwert berechnet wurde, und der halbe maximale Kraftwert natürlich von der Höhe der maximalen Zugkraft abhängt. Sowohl die Integralquotienten der Mm biceps femoris und semitendinosus als auch der des M. vastus lateralis zeigen einen signifikanten Zusammenhang zur Stiffness (Tabelle 8).

Die Belastung des Beines hat mit Abstand den größten Einfluss auf die Stiffness bei niedriger Zugkraft (Tabelle 9).

**Tabelle 8: Mehrweg Varianzanalyse für die Stiffness bei geringen Zugkräften**

ANOVA

				Sig.	Hierarchical Method B
Stiffness low	Main Effects with Covariates	(Combined)		.000	
		Knie (Gruppe)		.528	
		Beinlast (axial)		.000	
		Zuglast (anterior)		.314	
		Covariate	Gastrocnemius	.634	-.269
			Biceps femoris	.033	-1.214
			Semitendinosus	.021	-1.579
			Rectus femoris	.134	.836
			Vastus lateralis	.047	-1.244
			Vastus medialis	.753	.233
	2-Way Interactions	(Combined)		.294	
		Knie * Beinlast		.284	
		Knie * Zuglast		.298	
		Beinlast * Zuglast		.257	
	Model			.001	

b Covariates entered with main effects

**Tabelle 9: Einfluss der Faktoren auf die Kriteriumsvariable Stiffness bei geringen Zugkräften**

Factor Summary

		Eta	Beta	
			Adjusted for Factors	Adjusted for Factors and Covariates
Stiffness low	Knie (Gruppe)	.088	.087	.099
	Beinlast (axial)	.313	.312	.321
	Zuglast (anterior)	.081	.079	.072

Durch Hinzunahme der Kovariaten vergrößert der Vorhersagebereich sich von 11% auf 21%, daher ist zumindest ein geringer Einfluss der Beinmuskulatur auf die Stiffness wahrscheinlich, insgesamt kann aber das Bestimmtheitsmaß dieses Modells nicht zufrieden stellen.

**Tabelle 10: Bestimmtheitsmaß des Modells für die Stiffness bei geringen Zugkräften**

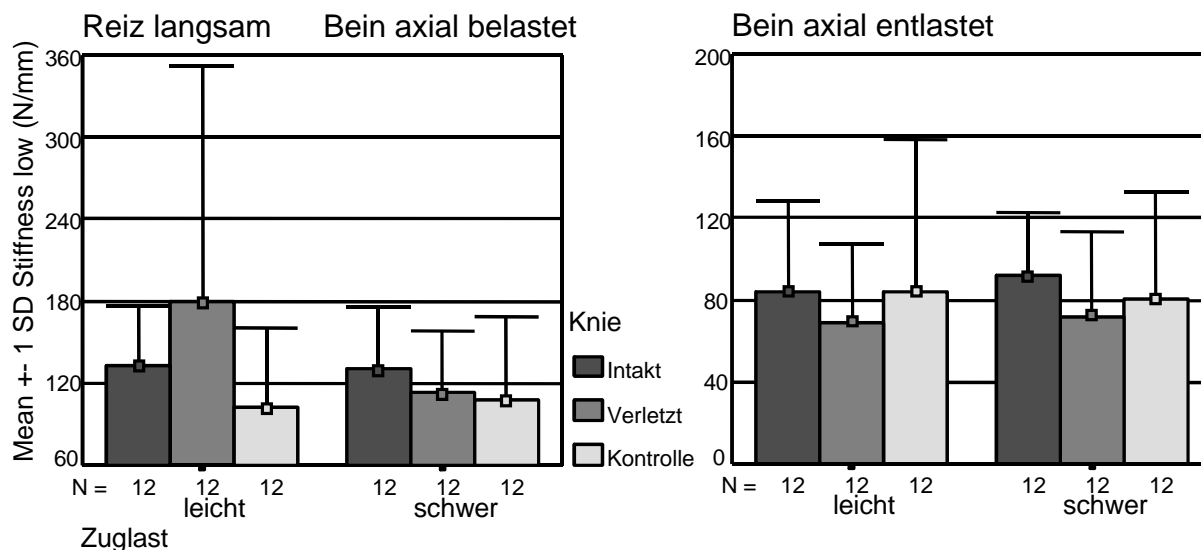
Model Goodness of Fit

	Factors		Factors and Covariates	
	R	R Squared	R	R Squared
Stiffness low by Knie (Gruppe), Beinlast (axial), Zuglast (anterior) with gastrocnemius, biceps femoris, semitendinosus, rectus femoris, vastus lateralis, vastus medialis	.334	.112	.462	.214

Um Unterschiede in den Mittelwerten der Stiffness in Abhängigkeit von den Faktoren Zustand des Kniegelenkes, Belastung des Beines und Höhe der Zuglast bewerten zu können, wurden die Unterschiede auf Signifikanz geprüft (T-TEST).

Die Signifikanzprüfung der Mittelwertunterschiede im bezug auf den Zustand des Kniegelenkes wurde gruppiert nach den vier Versuchsbedingungen (Bein belastet – entlastet, Zuglast schwer –

leicht) durchgeführt. In der Bedingung mit axial belastetem Bein ergab sich kein eindeutiger Trend im bezug auf die Gruppenzugehörigkeit. Es entstand der Eindruck, als sei die Stiffness in der Bedingung mit axial entlastetem Bein bei den verletzten Kniegelenken geringfügig niedriger, als bei den intakten Kniegelenken und denen der Kontrollgruppe. In diesem Zusammenhang muss allerdings nochmals an die Ergebnisse der Varianzanalyse erinnert werden, die den Einfluss der Gruppenzugehörigkeit auf die Stiffness als nicht signifikant ausgewiesen hat.



**Abbildung 33: Stiffness bei niedrigen Kraftwerten und langsamer Krafteinleitung**

Da die Gruppen sich nicht signifikant voneinander unterscheiden, wurden sie für die Signifikanzprüfung der Mittelwertunterschiede hinsichtlich der Faktoren Belastung des Beines und Höhe der Zuglast zusammengefasst. Die Mittelwertunterschiede sind im Hinblick auf die Belastung des Beines sehr signifikant. Die Stiffness ist unter axialer Entlastung des Beines deutlich niedriger als unter axialer Belastung. Im Hinblick auf die Höhe der Zuglast ergaben sich wie bei der Mehrweg – Varianzanalyse keine signifikanten Mittelwertunterschiede. In der Bedingung mit axial entlastetem Bein ist die Stiffness bei den verletzten Kniegelenken geringfügig niedriger, als bei den intakten Kniegelenken und denen der Kontrollgruppe. In der Bedingung mit axial belastetem Bein ist die Stiffness bei den verletzten Kniegelenken dagegen höher. Auch dieses Ergebnis kann ein Indiz dafür sein, dass die Probanden bei axialer Belastung des Beines in der Untersuchungssituation angespannter sind, als die Probanden der Kontrollgruppe. Bei axialer Entlastung kann die Beinmuskulatur entspannt werden, da das Bein kein Körpergewicht tragen muss. Daher macht sich hier die erhöhte Laxizität der verletzten Kniegelenke in einer geringeren Stiffness bemerkbar. Da die Varianzanalyse den Einfluss der Gruppenzugehörigkeit auf die Stiffness als nicht signifikant ausgewiesen hat, dürfen die gruppenspezifischen Unterschiede hier nicht überbewertet werden. Insgesamt ist die Stiffness bei niedrigen Kraftwerten überwiegend von der axialen Belastung des Beines abhängig. Dabei ist die Stiffness größer, wenn das Bein belastet ist.

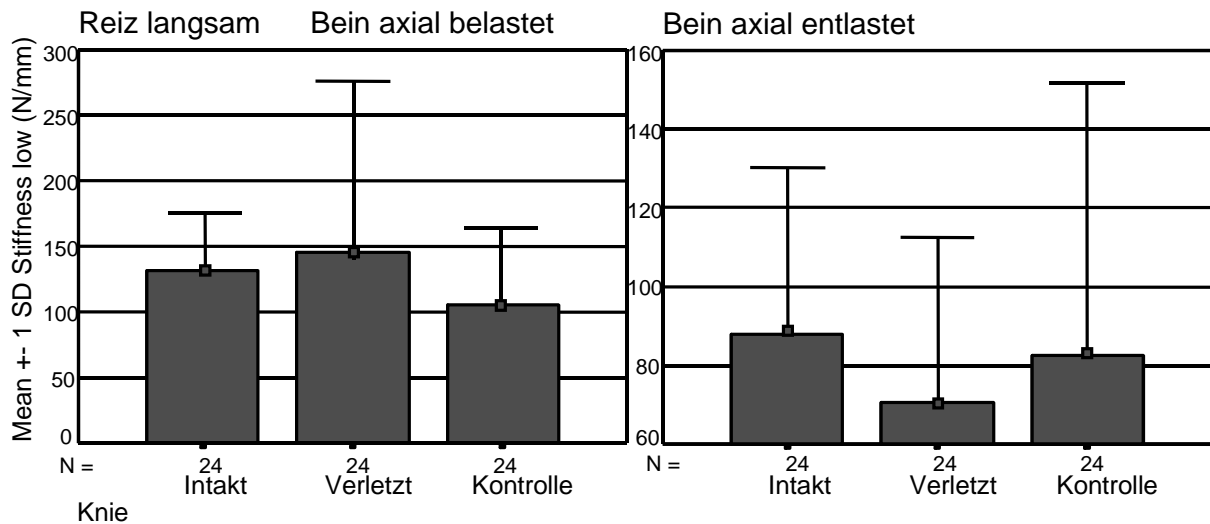


Abbildung 34: Stiffness bei niederen Zugkräften, leichte und schwere anteriore Zuglast zusammengefasst

### 3.2.2.4 Stiffness bei hohen Zugkräften

Die Mittelwertunterschiede der Stiffness wurden in einer Mehrweg – Varianzanalyse (ANOVA) im Hinblick auf die Faktoren überprüft. Der Zustand des Kniegelenkes (Gruppen: Intakt – Verletzt – Kontrolle), die Belastung des Beines (belastet – entlastet) und die Zuglast (leicht – schwer) wurden als Faktoren einbezogen. Die Integralquotienten der Muskeln konnten in diesem Modell nicht berücksichtigt werden, da das Modell mit Kovariaten nicht signifikant war.

Die Interaktionen der Faktoren haben keinen signifikanten Einfluss auf die Stiffness und das Modell ohne Kovariaten ist insgesamt als signifikant ausgewiesen, daher kann es akzeptiert werden. Der Zustand des Kniegelenkes und die Höhe der Zuglast haben keinen signifikanten Einfluss auf die Stiffness, die Belastung des Beines hat dagegen einen sehr signifikanten Einfluss auf die Stiffness. Die Stiffness ist auch bei hohen Kraftwerten unabhängig von der aufgewendeten Zuglast.

Tabelle 11: Mehrweg Varianzanalyse für die Stiffness bei hohen Zugkräften

ANOVA

			Hierarchical Method
			Sig.
Stiffness high	Main Effects	(Combined)	.001
		Knie (Gruppe)	.323
		Beinlast (axial)	.000
		Zuglast (anterior)	.241
	2-Way Interactions	(Combined)	.627
		Knie * Beinlast	.278
		Knie * Zuglast	.846
		Beinlast * Zuglast	.455
	Model		.008

a Stiffness high by Knie, Beinlast, Zuglast

Die Belastung des Beines hat als einziger Faktor einen signifikanten Einfluss auf die Stiffness bei hoher Zugkraft.

**Tabelle 12: Einfluss der Faktoren auf die Kriteriumsvariable Stiffness bei hohen Zugkräften**

Factor Summary

		Eta	Beta
			Adjusted for Factors
Stiffness high	Knie (Gruppe)	.120	.120
	Beinlast (axial)	.323	.323
	Zuglast (anterior)	.094	.094

a Stiffness high by Knie, Beinlast, Zuglast

Der Vorhersagebereich liegt bei 13%, daher kann das Bestimmtheitsmaß dieses Modells nicht zufrieden stellen. Es sind noch weitere, in dieser Untersuchung unkontrollierte Faktoren an der Ausprägung der Stiffness beteiligt.

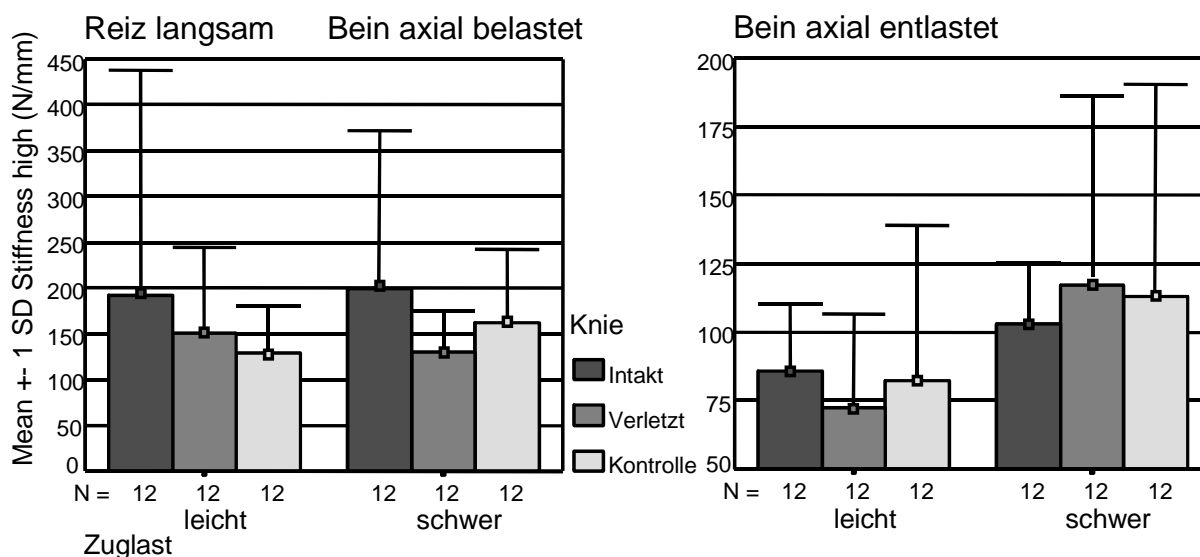
**Tabelle 13: Bestimmtheitsmaß des Modells für die Stiffness bei hohen Zugkräften**

Model Goodness of Fit

	R	R Squared
Stiffness high by Knie (Gruppe), Beinlast (axial), Zuglast (anterior)	.357	.127

Trotz der geringen Abhängigkeit der Stiffness von den Faktoren Zustand des Kniegelenkes, Belastung des Beines und Höhe der Zuglast wurden die Unterschiede überprüft (T-TEST).

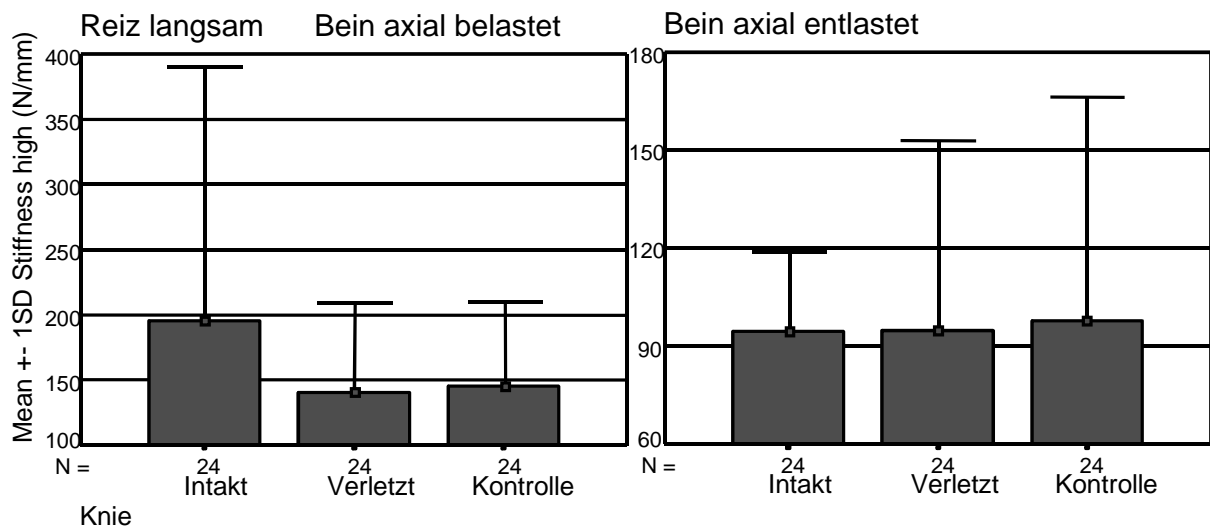
Die Signifikanzprüfung der Mittelwertunterschiede im bezug auf den Zustand des Kniegelenkes wurde gruppiert nach den vier Versuchsbedingungen (Bein belastet – entlastet, Zuglast schwer – leicht) durchgeführt. In der Bedingung mit axial belastetem Bein ergab sich kein eindeutiger Trend im bezug auf die Gruppenzugehörigkeit. In diesem Zusammenhang muss auch nochmals an die Ergebnisse der Varianzanalyse erinnert werden, die den Einfluss der Gruppenzugehörigkeit auf die Stiffness als nicht signifikant ausgewiesen hat.



**Abbildung 35: Stiffness bei hohen Kraftwerten und langsamer Krafteinleitung**



Da die Gruppen sich nicht signifikant voneinander unterscheiden, wurden sie für die Signifikanzprüfung der Mittelwertunterschiede hinsichtlich der Faktoren Belastung des Beines und Höhe der Zuglast zusammengefasst. Die Mittelwertunterschiede sind im Hinblick auf die Belastung des Beines sehr signifikant. Die Stiffness ist unter axialer Entlastung des Beines deutlich niedriger als unter axialer Belastung. Im Hinblick auf die Höhe der Zuglast ergaben sich wie bei der Mehrweg – Varianzanalyse keine signifikanten Mittelwertunterschiede. Da die Varianzanalyse den Einfluss der Gruppenzugehörigkeit auf die Stiffness als nicht signifikant ausgewiesen hat, erübrigt sich hier eine weitergehende Betrachtung.



**Abbildung 36: Stiffness bei hohen Zugkräften, leichte und schwere anteriore Zuglast zusammengefasst**

**T3:** Die Stiffness zeigte sowohl bei niedrigen als auch bei hohen Kraftwerten entsprechend der Hypothese keinen systematischen Unterschied zwischen den verletzten Kniegelenken, den intakten Kniegelenken und denen der Kontrollgruppe. Allerdings wurde die Stiffness wie erwartet durch die axiale Belastung des Beines erhöht.

### 3.2.2.5 Progression

Die Progression wurde in einer Mehrweg – Varianzanalyse (ANOVA) auf Mittelwertunterschiede im Hinblick auf ihre Faktoren überprüft. Der Zustand des Kniegelenkes (Gruppen: Intakt – Verletzt – Kontrolle), die Belastung des Beines (belastet – entlastet) und die Zuglast (leicht – schwer) wurden als Faktoren einbezogen. Die Integralquotienten der Muskeln wurden zeitgleich mit den Haupteffekten als Kovariaten eingeführt.

Da das Modell auch ohne Kovariaten nicht signifikant war, musste die Varianzanalyse für die Bedingungen Bein axial belastet – entlastet getrennt durchgeführt werden. Dadurch war das Einzelmodell mit Kovariaten für die Bedingung Bein axial entlastet signifikant, die Interaktionen der Faktoren haben dabei keinen signifikanten Einfluss auf die Progression, so dass das Modell

angenommen werden kann. Das Modell für die Bedingung Bein axial belastet war auch ohne Kovariaten nicht signifikant, so dass über den Zusammenhang der kontrollierten Faktoren mit der Progression in dieser Untersuchung keine Aussagen gemacht werden können.

Bei axial entlastetem Bein hat der Zustand des Kniegelenkes und die Höhe der Zuglast einen signifikanten Einfluss auf die Progression. Die als Kovariaten eingeführten Integralquotienten der Muskeln zeigen lediglich für den M. gastrocnemius medialis einen signifikanten Zusammenhang zur Progression.

**Tabelle 14: Mehrweg Varianzanalyse für die Progression bei axial entlastetem Bein**

ANOVA

				Sig.	Hierarchical Method
					B
Progression	Main Effects with Covariates	(Combined)		.003	
		Knie (Gruppe)		.044	
		Zuglast (anterior)		.002	
		Covariate	Gastrocnemius	.024	1.482E-02
			Biceps femoris	.325	7.020E-03
			Semitendinosus	.484	-5.630E-03
			Rectus femoris	.137	-9.723E-03
			Vastus lateralis	.171	1.014E-02
			Vastus medialis	.618	4.357E-03
	2-Way Interactions	Knie * Zuglast		.252	
	Model			.005	

a Covariates entered with main effects

b Beinlast = entlastet

Unter Einbezug der Kovariaten ist der Einfluss der anterioren Zuglast und des Zustandes des Kniegelenks auf die Progression etwa gleich groß (Tabelle 15).

**Tabelle 15: Einfluss der Faktoren auf die Kriteriumsvariable Progression bei axial entlastetem Bein**

Factor Summary

		Eta	Beta	
			Adjusted for Factors	Adjusted for Factors and Covariates
Progression	Knie (Gruppe)	.273	.279	.311
	Zuglast (anterior)	.345	.349	.349

a Beinlast = entlastet

**Tabelle 16: Bestimmtheitsmaß des Modells für die Progression bei axial entlastetem Bein**

Model Goodness of Fit

	Factors		Factors and Covariates	
	R	R Squared	R	R Squared
Progression by Knie (Gruppe), Beinlast (axial), Zuglast (anterior) with gastrocnemius, biceps femoris, semitendinosus, rectus femoris, vastus lateralis, vastus medialis	.444	.197	.570	.325

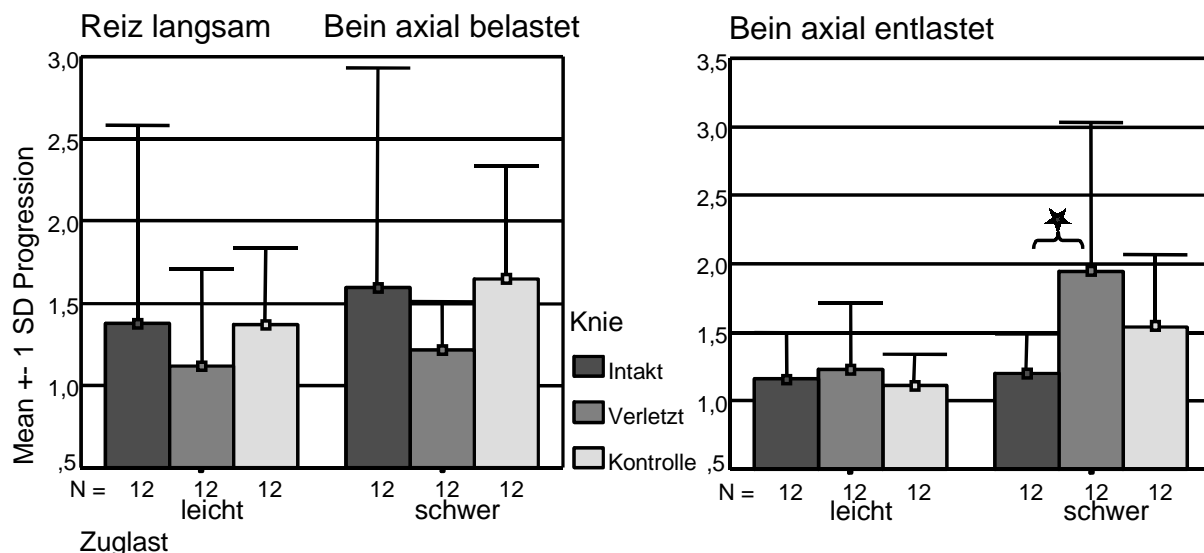
a Beinlast = entlastet

Durch Hinzunahme der Kovariaten vergrößert der Vorhersagebereich sich von 20% auf 32%, daher ist ein geringer Einfluss der Beinmuskulatur auf die Progression wahrscheinlich, insgesamt bleibt das Bestimmtheitsmaß dieses Modells gering (Tabelle 16).

Um Unterschiede in den Mittelwerten der Progression in Abhängigkeit von den Faktoren Zustand des Kniegelenkes, Belastung des Beines und Höhe der Zuglast bewerten zu können, wurden die Unterschiede auf Signifikanz geprüft (T-TEST).

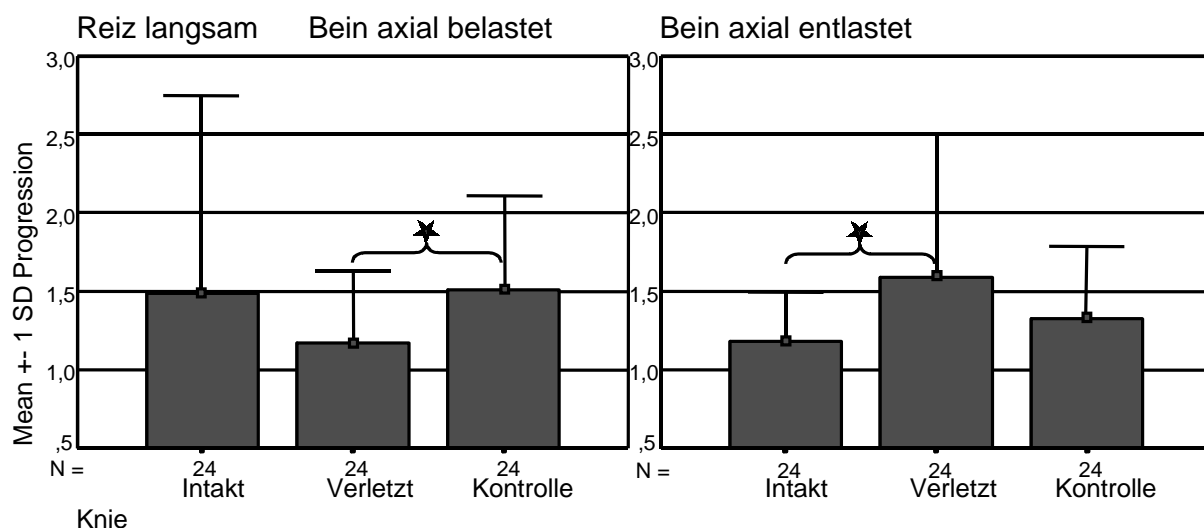
Die Signifikanzprüfung der Mittelwertunterschiede im bezug auf den Zustand des Kniegelenkes wurde gruppiert nach den vier Versuchsbedingungen (Bein belastet – entlastet, Zuglast schwer – leicht) durchgeführt. Durch die Mittelwertvergleiche entstand der Eindruck, als hätten weder die Höhe der anterioren Zugkraft, noch die axiale Belastung des Beines einen nennenswerten Einfluss auf die Ausprägung der Progression. Die Progression liegt im gesamten Kollektiv unter den gewählten Versuchsbedingungen bei etwa 1.5, das bedeutet, dass die Stiffness im oberen Bereich der Zugkraft etwa um die Hälfte größer ist, als die Stiffness im niedrigen Bereich der Zugkraft.

Allerdings scheint sich der Trend der Progression im bezug auf die Gruppenzugehörigkeit durch die axiale Belastung des Beines geradezu umzukehren. Während sich die verletzten Kniegelenke unter axialer Belastung des Beines tendenziell weniger progressiv darstellen, als die intakten Kniegelenke und die der Kontrollgruppe, sind die verletzten Kniegelenke bei axial entlastetem Bein progressiver, als die unverletzten und die der Kontrollgruppe. Der Unterschied zwischen den verletzten und unverletzten ist bei entlastetem Bein und schwerer Zuglast signifikant. In diesem Zusammenhang müssen allerdings nochmals die Ergebnisse der Varianzanalyse in Erinnerung gerufen werden, wonach bei axial belastetem Bein keine gesicherten Zusammenhänge zwischen der Progression und den Faktoren Höhe der Zuglast und Zustand des Kniegelenkes hergestellt werden konnten.



**Abbildung 37: Progression bei langsamer Krafteinleitung**

Wenn man die Bedingung mit leichter und mit schwerer Zuglast zusammenfasst, dann verstärkt sich der Eindruck über das gegensätzliche Verhalten der Gruppen im bezug auf die axiale Belastung des Beines. Während die intakten Kniegelenke und die der Kontrollgruppe bei axialer Belastung des Beines eine höhere Progression aufweisen als bei axialer Entlastung des Beines, ist es bei den verletzten Kniegelenken genau umgekehrt. Die verletzten Kniegelenke verhalten sich bei axialer Entlastung des Beines progressiver als bei axialer Belastung. Auch dieses Ergebnis kann als Indiz für eine erhöhte Anspannung der Probanden am verletzten Bein bei axialer Belastung gewertet werden.



**Abbildung 38: Progression, leichte und schwere anteriore Zuglast zusammengefasst**

**T4:** Die Progression zeigte entsprechend der Hypothese keinen systematischen Unterschied zwischen den verletzten Kniegelenken, den intakten Kniegelenken und denen der Kontrollgruppe. Sie muss allerdings aufgrund ihrer gegensätzlichen Ergebnisse für das axial belastete Bein und für das axial entlastete Bein getrennt betrachtet werden.

### 3.2.2.6 Energie

In einer Mehrweg – Varianzanalyse (ANOVA) gingen als Faktoren der Zustand des Kniegelenkes, die Belastung des Beines und die Zuglast ein. Um einen Einfluss der Muskulatur auf die Energiebilanz erkennen zu können, wurden die Integralquotienten der Muskeln als Kovariaten eingeführt.

Zwar haben die Interaktionen der Faktoren keinen signifikanten Einfluss auf die Energiebilanz, aber das Modell insgesamt ist gerade eben nicht signifikant, so dass es höchstens Tendenzen aufzeigen kann. Von den Faktoren hat lediglich die Belastung des Beines einen signifikanten Einfluss auf die Energiebilanz, dafür stehen die Integralquotienten zweier Muskeln (Mm biceps femoris und vastus lateralis) in signifikantem Zusammenhang mit ihr.

**Tabelle 17: Mehrweg Varianzanalyse für die Energie**

ANOVA

				Hierarchical Method	
				Sig.	B
Energie	Main Effects with Covariates	(Combined)		.039	
		Knie (Gruppe)		.150	
		Beinlast (axial)		.045	
		Zuglast (anterior)		.351	
		Covariate	Gastrocnemius	.445	-.248
			Biceps femoris	.014	-.806
			Semitendinosus	.628	.188
			Rectus femoris	.992	3.388E-03
			Vastus lateralis	.046	.719
			Vastus medialis	.831	9.066E-02
	2-Way Interactions	(Combined)		.531	
		Knie * Beinlast		.917	
		Knie * Zuglast		.162	
		Beinlast * Zuglast		.598	
	Model			.081	
	Residual				
	Total				

Covariates entered with main effects

**Tabelle 18: Einfluss der Faktoren auf die Kriteriumsvariable Energie**

Factor Summary

			Eta	Beta	
				Adjusted for Factors	Adjusted for Factors and Covariates
Energie	Knie (Gruppe)	Band	.162	.162	.113
	Beinlast (axial)	Belast	.167	.166	.166
	Zuglast (anterior)	Last	.078	.077	.076

Der Vorhersagebereich verdoppelt sich durch Hinzunahme der Kovariaten, so dass man von einer Beeinflussung der Energiebilanz durch die Beinmuskulatur ausgehen kann. Insgesamt ist jedoch der Vorhersagebereich mit 13% sehr gering.

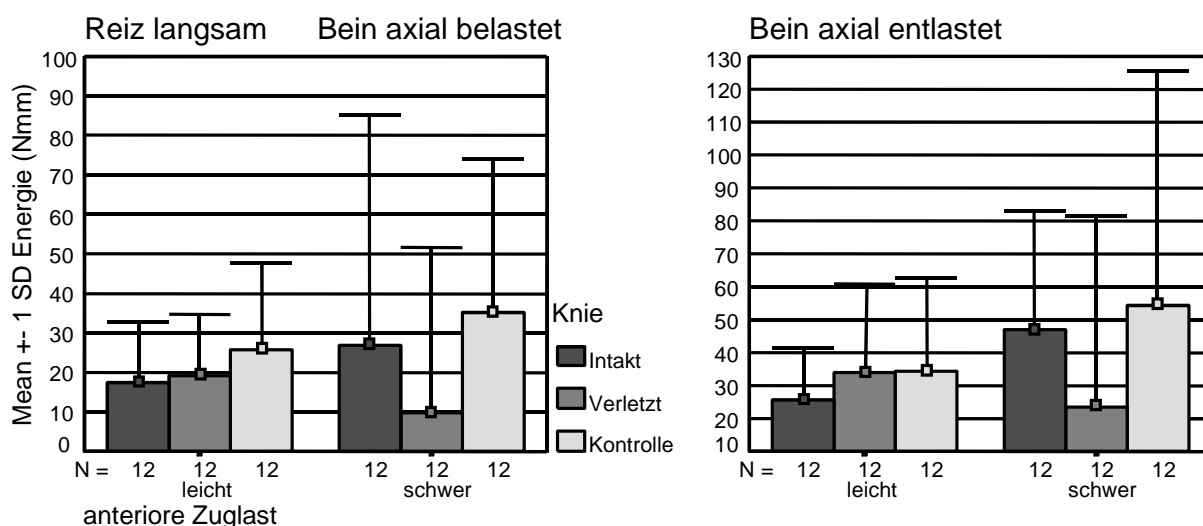
**Tabelle 19: Bestimmtheitsmaß des Modells für die Energie**

Model Goodness of Fit

	Factors		Factors and Covariates	
	R	R Squared	R	R Squared
Energie by Knie (Gruppe), Beinlast (axial), Zuglast (anterior) with gastrocnemius, biceps femoris, semitendinosus, rectus femoris, vastus lateralis, vastus medialis	.245	.060	.368	.136

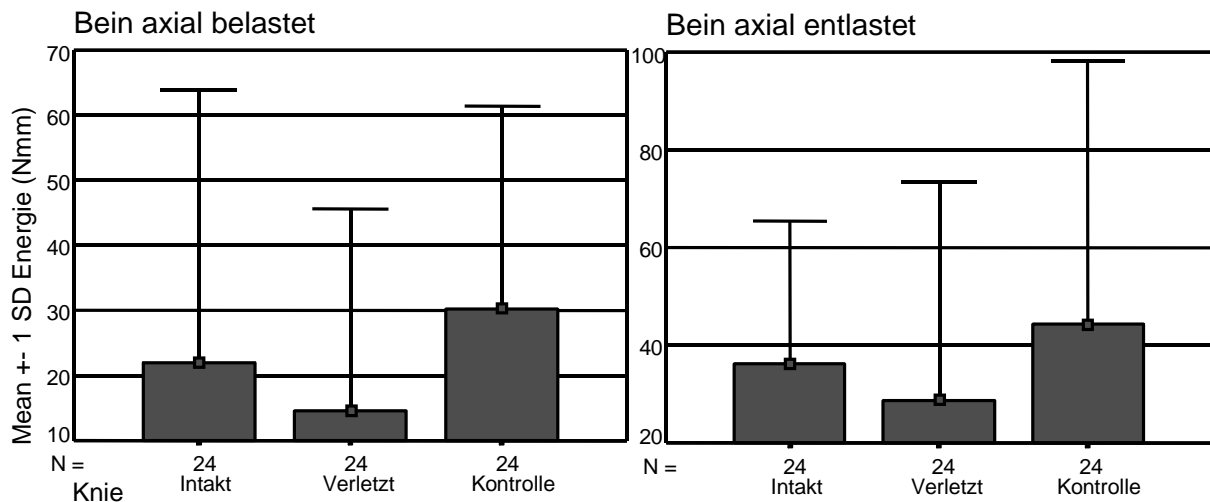
Von den Faktoren hat vor allem die Belastung des Beines einen Einfluss auf die Energiebilanz, aber auch der Zustand des Kniegelenkes und die Höhe der Zuglast stehen im Zusammenhang mit ihr.

Die Mittelwertunterschiede im bezug auf den Zustand des Kniegelenkes, gruppiert nach den vier Versuchsbedingungen, waren allesamt nicht signifikant. In den Versuchsbedingungen mit schwerer Zuglast ließen sich jedoch tendenziell geringere Energieverluste bei den verletzten Kniegelenken nachweisen.



**Abbildung 39: Energie bei langsamer Krafteinleitung**

Fasst man die Gruppen für die Signifikanzprüfung der Mittelwertunterschiede hinsichtlich der Faktoren Belastung des Beines und Höhe der Zuglast zusammen, so sind die Mittelwertunterschiede im Hinblick auf die Belastung des Beines signifikant, im Hinblick auf die Höhe der Zuglast nicht signifikant. Der Energieverlust ist unter Entlastung größer als unter Belastung. Bei schwerer Zuglast ist der Energieverlust tendenziell größer als bei leichter Zuglast. Wenn man die Bedingungen leichte und schwere anteriore Zuglast zusammenfasst, so weisen die verletzten Kniegelenke sowohl bei axialer Belastung als auch bei axialer Entlastung einen tendenziell geringeren Energieverlust auf als die intakten Kniegelenke und die der Kontrollgruppe.



**Abbildung 40: Energie, leichte und schwere anteriore Zuglast zusammengefasst**

**T5:** Entsprechend den Erwartungen war der Energieverlust für die verletzten Kniegelenke der Untersuchungsgruppe geringer, als für die intakten Kniegelenke und die Kniegelenke der Kontrollgruppe. Der Energieverlust war bei axial belastetem Bein wie erwartet größer.

### 3.3 Zusammenfassung

Aufgrund der Berechnungen stellt sich klar heraus, dass die erhobenen mechanischen Parameter zur Beschreibung der funktionellen Stabilität des Kniegelenkes hauptsächlich mit der Belastung des Beines variieren. Die funktionelle Stabilität am Kniegelenk wird unter den gewählten Versuchsbedingungen durch die Belastung des Beines mit dem Körpergewicht stark erhöht. Die Größe des destabilisierenden Reizes beeinflusst die funktionelle Stabilität in den gewählten Versuchsbedingungen erst in zweiter Linie.

Die Tibiaverschiebung in anteriorer Richtung, der Compliance-Index in anteriorer Richtung und der Energieverlust ist größer bei entlastetem Bein als bei belastetem Bein. Die Stiffness ist erwartungsgemäß bei belastetem Bein höher als bei entlastetem Bein. Die entsprechend der Versuchsbedingungen gruppierten Daten lassen für die Progression auf der Grundlage der untersuchten Probanden keine eindeutigen Unterschiede erkennen, was die Belastung des Beines angeht. Hier verhalten sich die verletzten Kniegelenke genau in entgegengesetzter Richtung zu den intakten Kniegelenken und denen der Kontrollgruppe.

Die stabilisierende Wirkung der axialen Belastung des Beines konnte mit allen erhobenen mechanischen Parametern deutlich nachgewiesen werden, lediglich für die Progression muss diese Aussage eingeschränkt werden.

Unterschiede im Zustand des Kniegelenkes der untersuchten Probanden haben bei axial belastetem Bein nur einen geringen Einfluss auf die mechanischen Parameter. Lediglich die Energiebilanz zeigt

bei schwerer Zuglast einen eindeutigen Trend im bezug auf die Gruppenzugehörigkeit der Kniegelenke. Sie zeigt in den Versuchsbedingungen mit schwerer Zuglast eine Tendenz zum reduzierten Energieverlust bei den verletzten Kniegelenken.

Die mechanischen Parameter, die die Laxizität des Kapsel-Band-Apparates repräsentieren, stehen in einer Wechselwirkung mit den Integralquotienten, die zur Kontrolle der muskulären Aktivitäten um das Kniegelenk herum erhoben wurden. Daher ist eine gegenseitige Beeinflussung nicht auszuschließen. Die Zusammenhänge zwischen den mechanischen Parametern und den Integralquotienten fallen jedoch derart gering aus, dass sie inhaltlich nicht überinterpretiert werden dürfen. Der wesentliche stabilisierende Faktor unter diesen funktionellen Untersuchungsbedingungen dürfte demnach die axiale Belastung des Beines mit dem Körpergewicht sein.

Vor allem die beiden Vasti scheinen einen gewissen Einfluss auf die Ausprägung mechanischer Parameter, wie Tibiaverschiebung und Compliance-Index zu besitzen. Die Tibiaverschiebung und der Compliance-Index werden mit der Aktivität der Vasti größer. Die Stiffness im hohen Kraftbereich, die Progression und die Energiebilanz scheinen dagegen nahezu unabhängig von den registrierten Unterschieden in der muskulären Aktivität zu sein.

Im bezug auf die Laxizität des Kapsel-Band-Apparates wurde mit den erhobenen mechanischen Parametern die axiale Belastung des Beines mit dem Körpergewicht als der maßgebende stabilisierende Faktor identifiziert. Die axiale Belastung des Beines moduliert darüber hinaus auch die Aktivierung der kniestabilisierenden Muskulatur, wie im nächsten Teil noch zu zeigen sein wird.

Um die Trends hinsichtlich der Gruppenzugehörigkeit der Kniegelenke deutlicher hervorzuheben, wurden die Versuchsbedingungen mit leichter und schwerer Zuglast zu einer Versuchsbedingung zusammengefasst. Da sich die mechanischen Parameter im bezug auf die Höhe der anterioren Zuglast nicht wesentlich voneinander unterscheiden, erscheint diese Verfahrensweise zulässig.

Die verletzten (und rekonstruierten) Kniegelenke weisen demnach in der Tibiaverschiebung, dem Compliance-Index und in der Progression bei der Versuchsbedingung mit entlastetem Bein signifikante Unterschiede zu den intakten Kniegelenken auf. Die Unterschiede in der Stiffness und der Energiebilanz bleiben nicht signifikant. Die Kniegelenke der Kontrollgruppe verhalten sich bei der Tibiaverschiebung, bei der Progression und bei der Energiebilanz in der Tendenz so, wie die intakten Kniegelenke, die Unterschiede zu den verletzten Kniegelenken waren dabei aber nicht signifikant.



Sowohl die Tibiaverschiebung in anteriorer Richtung, als auch der Compliance-Index in anteriorer Richtung sind bei den verletzten Kniegelenken vergrößert, was auf eine erhöhte Laxizität des Kapsel-Band-Apparates hindeutet.

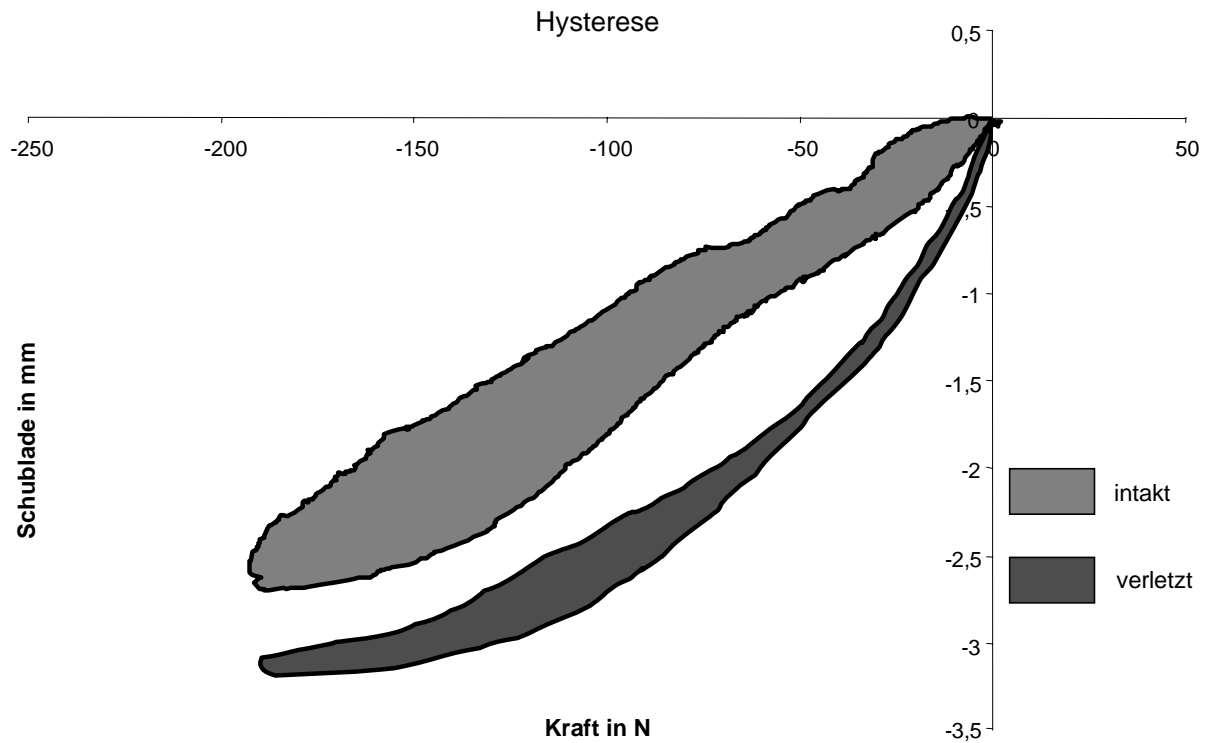
Die Progression der verletzten Kniegelenke ist gegenüber der Progression der intakten Kniegelenke ebenfalls etwas vergrößert. Bei axialer Belastung des Beines verhält es sich jedoch genau andersherum.

Die Energiebilanz der verletzten Kniegelenke deutet auf einen reduzierten Energieverlust im Vergleich zu den intakten Kniegelenken und denen der Kontrollgruppe hin. Dabei sind die Unterschiede allerdings nicht signifikant, sie zeigen sich jedoch auch bei belastetem Bein.

Insgesamt stellen sich die verletzten Kniegelenke bei entlastetem Bein vor allem im Hinblick auf die Tibiaverschiebung und den Compliance-Index etwas instabiler dar, als die intakten Kniegelenke und die der Kontrollgruppe. Die axiale Belastung des Beines mit dem Körpergewicht liefert einen hohen Beitrag zur funktionellen Stabilität des Kniegelenkes, so dass die Unterschiede der verletzten Kniegelenke zu den intakten und denen der Kontrollgruppe, die sich bei entlastetem Bein nachweisen lassen, bei belastetem Bein fast vollständig verschwinden.

Bei entlastetem Bein lässt sich also noch eine minimal erhöhte Laxizität des Kapsel-Band-Apparates bei den verletzten Kniegelenken nachweisen, bei belastetem Bein nicht mehr.
--

Wenn man die Ergebnisse der Versuche mit axial entlastetem Bein hinsichtlich des Zustandes des Kniegelenkes zusammenfasst, so kann man folgendes Modell konstruieren:



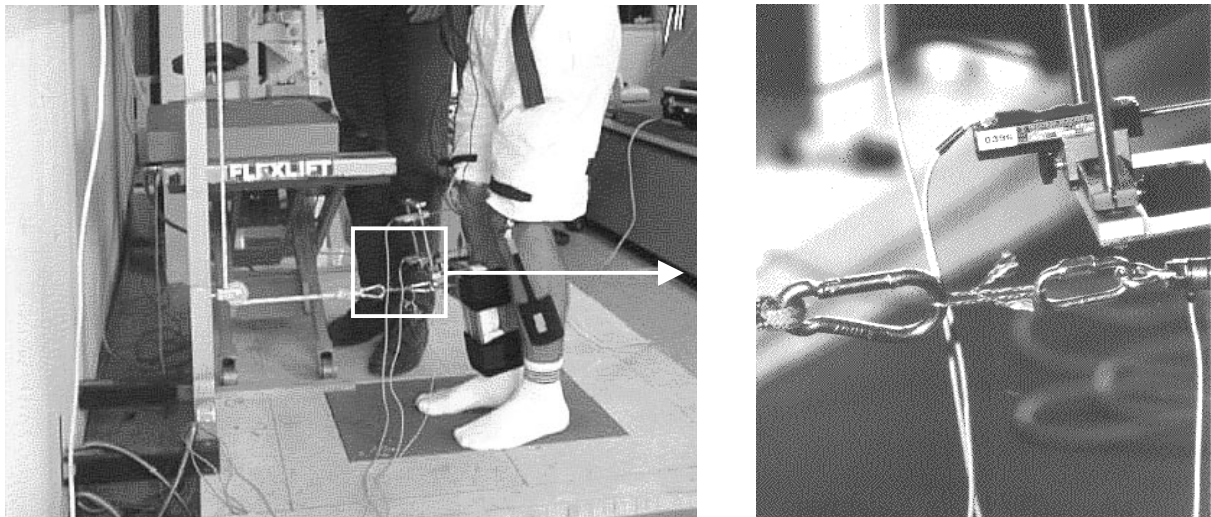
**Abbildung 41: Modellhafter Vergleich eines verletzten, operierten und rehabilitierten Kniegelenkes mit einem intakten Kniegelenk bei axial entlastetem Bein**

Die mechanischen Parameter wurden zur Untersuchung der Laxizität des Kapsel-Band-Apparates herangezogen. Die verletzten Kniegelenke zeichnen sich bei axialer Entlastung gegenüber den intakten durch eine erhöhte Tibiaverschiebung, einen größeren Compliance-Index, durch eine geringere Stiffness bei niederen Kraftwerten, durch eine größere Stiffness bei hohen Kraftwerten, eine erhöhte Progression und einen reduzierten Energieverlust aus.

## MUSKELFUNKTION

### 4.1 Methoden

Der Versuchsaufbau zur Untersuchung der Muskelfunktion war analog zu dem, der für die Untersuchung der Laxizität des Kapsel-Band-Apparates verwendet wurde (vergl. Abb. 12). In der Versuchsbedingung mit schneller Krafteinleitung stand der muskuläre Anteil der Gelenkstabilisation im Zentrum des Interesses. Dazu wurde die Muskelfunktion quantifiziert, indem die Reflexreaktion der gelenkstabilisierenden Muskulatur mit Hilfe von „Falltests“ untersucht wurde. Durch den Fallimpuls eines leichten Gewichts (2,5kg) aus einer standardisierten Höhe (1,5m) entfaltete sich schnell ein sehr hoher Kraftgradient (30-35ms). Zur mechanischen Sicherung und zur Begrenzung der Kraft wurde eine Kunststoffbrücke mit einer Reißfestigkeit von 100N bzw. 200N zwischen Unterschenkel und Gewicht eingefügt. Mit dieser Anordnung war sichergestellt, dass das Kniegelenk nur innerhalb dieser Belastungsgrenzen an das fallende Gewicht gekoppelt war.



**Abbildung 42: Kunststoffbrücke zur Sicherung des Kniegelenkes und zur Begrenzung der Zugkraft**

Da in der Versuchsbedingung mit schneller Krafteinleitung die neurophysiologischen Eigenschaften des Kniegelenkes im Vordergrund standen, wurden die EMGs der Beinmuskulatur erfasst. Es wurden die Oberflächenelektromyogramme der Mm gastrocnemius medialis, semitendinosus, biceps femoris, rectus femoris, vastus lateralis und vastus medialis aufgezeichnet, damit die Reaktion der Muskulatur auf die Destabilisierung des Gelenkes dokumentiert werden konnte. Um die Höhe der muskulären Aktivität abzuschätzen, wurde die maximale Amplitude

erhoben und ein Integralquotient gebildet. Der Zeitpunkt des Einsatzes der muskulären Aktivität wurde dadurch erfasst, dass die Latenzzeit der Muskulatur vom Beginn des Kraftanstieges bis zum ersten Ansteigen der EMG – Aktivität gemessen wurde.

Die Versuchsanordnung war die gleiche, wie bei der Messung der Laxizität des Kapsel-Band-Apparates. Die Rohdaten wurden über zehn Einzelversuche aufsummiert und gemittelt. Die Einzugsfrequenz betrug dabei 1kHz, die Daten wurden ungefiltert übernommen. Die EMGs wurden gleichgerichtet. Zur Kontrolle wurden das Maximum der eingeleiteten Kraft, der Kniewinkel und die Tibiaverschiebung in der oben beschriebenen Weise aufgezeichnet.

### Reiz schnell, Bein axial unbelastet, Zuglast schwer

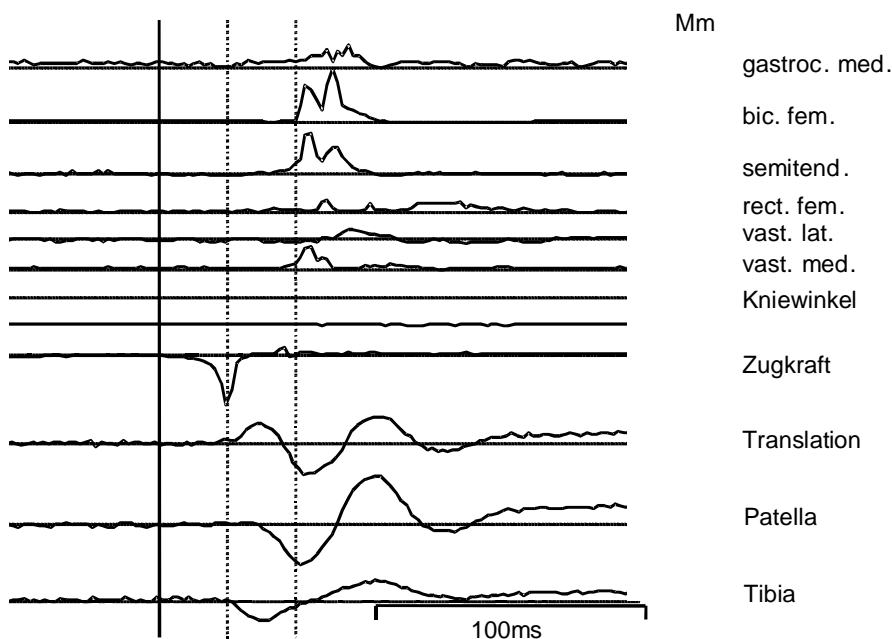


Abbildung 43: Rohdaten aufsummiert

#### 4.1.1 Integralquotienten

Um ein Maß für die Aktivitätssteigerung der Muskulatur als Reaktion auf die Krafteinleitung zu erhalten, wurden die EMGs integriert. Gemessen vom Zeitpunkt des initialen Anstiegens der Kraft wurde ein 100ms Integral vorher und ein 100ms Integral nachher gebildet. Das Integral nach dem Kraftanstieg wurde am Integral vor dem Kraftanstieg relativiert. Dieser fortan als Integralquotient bezeichnete Wert wurde als Maß für die Aktivitätssteigerung interpretiert.

#### 4.1.2 Amplituden

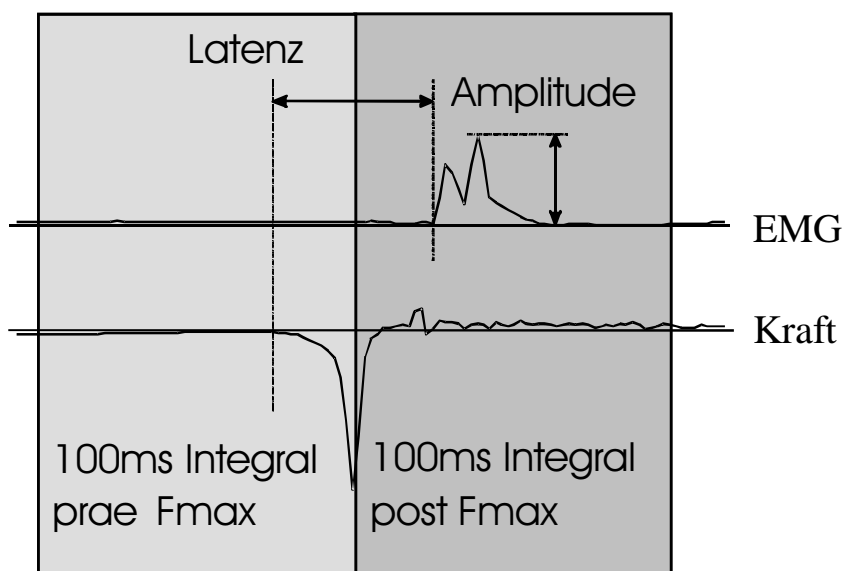
Um die maximale muskuläre Aktivität abschätzen zu können, wurde die maximale Amplitude des EMGs nach dem Ansteigen des Kraftwertes herangezogen. In der Regel fand die maximale Aktivität der Muskulatur in einem Zeitraum von ca. 70-75ms nach dem initialen Kraftanstieg statt.

Am Kniegelenk mit Insuffizienz des vorderen Kreuzbandes war im Vergleich zum intakten Kniegelenk bei Tibiaverschiebungen mit moderater Geschwindigkeit mit einer verstärkten Aktivierung der Ischiokruralmuskulatur und einer reduzierten Aktivierung der Quadrizepsmuskulatur zu rechnen (Grüber et al. 1986; Solomonow et al. 1987). Diese Veränderungen in der Ansteuerung der Muskulatur bleiben zum Teil über längere Zeit erhalten, daher ist dieser Befund auch für die rekonstruierten Kniegelenke der Untersuchungsgruppe zu erwarten (Wojtys/Huston 1994).

**T6:** Als Indiz für die veränderte Ansteuerung waren an den verletzten Kniegelenken für die ischiokrurale Muskulatur erhöhte Amplituden- und Integralwerte zu erwarten, während für die Quadrizepsmuskulatur niedrigere Werte erwartet wurden. Für alle Muskeln wurden bei axialer Belastung des Beines erhöhte Amplituden und Integrale erwartet.

#### 4.1.3 Latenzzeiten

Um den Zeitpunkt des Einsatzes der muskulären Aktivität zu ermitteln, wurde die Latenzzeit der muskulären Reflexe gemessen. Die Latenzzeit ist der Zeitraum der zwischen dem initialen Kraftanstieg und dem Ansteigen der EMG-Kurve vor der maximalen Amplitude dieser Kurve verstreicht.



**Abbildung 44: EMG – Parameter bei schneller Krafteinleitung**

**T7:** An den verletzten Kniegelenken wurde für die Ischiokruralmuskulatur eine verlängerte Latenzzeit erwartet. Es wurde erwartet, dass die axiale Belastung des Beines keinen Einfluss auf die Latenzzeit haben würde.

#### **4.1.4 Statistik**

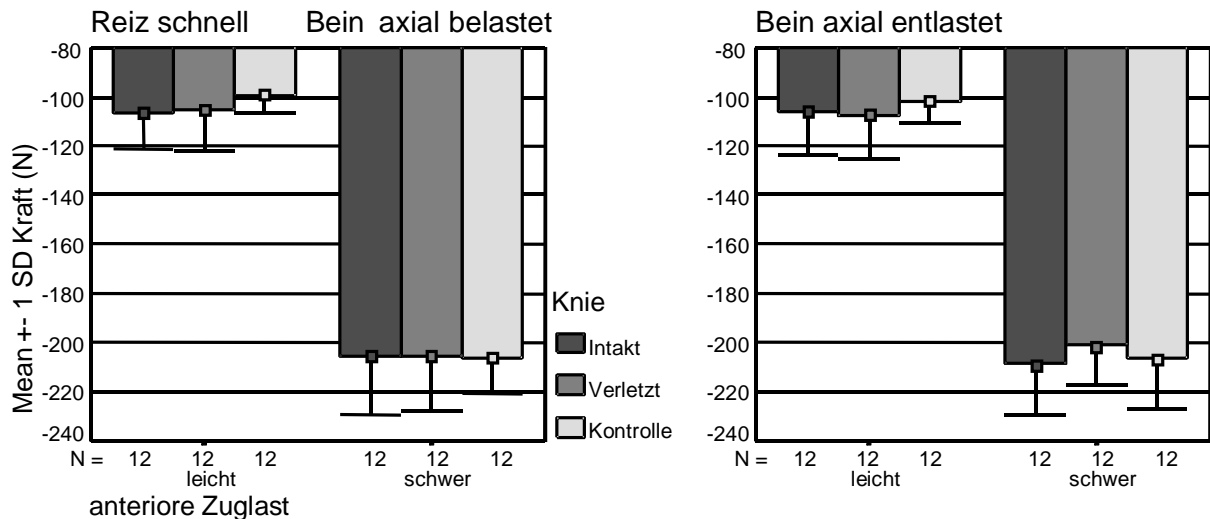
Die Weiterverarbeitung der Daten erfolgte mit SPSS für Windows 8.0. Zunächst wurden die Kontrollvariablen auf signifikante Mittelwertunterschiede im bezug auf die Gruppenzugehörigkeit der Probanden untersucht. Dann wurden die Kriteriumsvariablen auf Normalverteilung und Varianzhomogenität geprüft, um die Auswahl der zur Verfügung stehenden statistischen Verfahren festzulegen. Zuerst wurde der Zusammenhang der neurophysiologischen Parameter untereinander überprüft, indem Korrelationen berechnet wurden. Daraufhin wurde jeder neurophysiologische Parameter einzeln in einer Varianzanalyse auf Mittelwertunterschiede im Hinblick auf seine Faktoren überprüft. Dabei gingen als Faktoren der Zustand des Kniegelenkes (Gruppen: Intakt – Verletzt – Kontrolle), die Belastung des Beines (belastet – entlastet) und die Zuglast (leicht – schwer) ein. Mit Hilfe von Korrelationskoeffizienten wurde der Zusammenhang zwischen den Faktoren und den Kriteriumsvariablen berechnet. Die Mittelwertunterschiede in den Kriteriumsvariablen im bezug auf die Faktoren wurden dann einer Signifikanzprüfung unterzogen. Für die Latenzzeiten wurde eine Diskriminanzanalyse durchgeführt, um die Genauigkeit, mit der die Probanden korrekt den Gruppen zugeordnet werden können, zu quantifizieren.

## **4.2 Ergebnisse**

### **4.2.1 Ergebnisse der Kontrollvariablen**

#### **4.2.1.1 Kraft**

Durch den Fallimpuls eines leichten Gewichts (2,5kg) aus einer standardisierten Höhe (1,5m) entfaltete sich schnell (30-35ms) ein sehr hoher Kraftgradient. Über Umlenkrollen und eine Bandschlinge am Unterschenkel wurde dadurch eine Tibiaverschiebung in anteriorer Richtung ausgelöst. Die Höhe der Kraft, mit der die Tibiaverschiebung ausgelöst wurde, wurde über Kunststoff Sicherungen mit einer Reißfestigkeit von 100N bzw. 200N begrenzt, so dass unabhängig vom Zustand des Kniegelenkes und von der Belastung des Beines Zugkräfte von ca. 100N bzw. 200N erwartet wurden. Bei gleicher Zuglast sind die Mittelwertunterschiede im bezug auf den Zustand des Kniegelenkes und die Belastung des Beines nicht signifikant. Der Mittelwert über alle Gruppen beträgt bei der leichten Last 104,6N (SD 14,1N), bei der schweren Last beträgt er 205,6N (SD 19,0N).



**Abbildung 45: Mittelwerte der Zugkräfte bei schneller Krafteinleitung**

#### 4.2.1.2 Kniewinkeländerung

Den Probanden wurde die Anweisung gegeben, den Kniewinkel während der Messung möglichst konstant zu halten, um rotationsbedingte Messwertveränderungen weitestgehend auszuschließen. Insgesamt fällt die Kniewinkeländerung während der Messung mit durchschnittlich weniger als zwei Winkelgraden gering genug aus, um rotationsbedingte Messwertänderungen vernachlässigen zu können.

### 4.2.2 Ergebnisse der Kriteriumsvariablen

Vor der eigentlichen statistischen Datenverarbeitung wurden alle Daten auf Normalverteilung und Varianzhomogenität geprüft (EXPLORE). Die Latenzzeiten entsprachen den Kriterien für Normalverteilung und Varianzhomogenität, sie wurden daher untransformiert für die weiterführenden statistischen Untersuchungen herangezogen. Die Amplituden und die Integralquotienten einiger Muskeln entsprachen in manchen Versuchsbedingungen nicht den Anforderungen an Normalverteilung und Varianzhomogenität. Wenn entsprechend robuste, verteilungsunabhängige Testverfahren für eine Berechnung zur Verfügung standen, wurden daher diese Verfahren herangezogen. Andernfalls wurden die Werte dieser Variablen in Ränge transformiert, bevor sie in weitere Berechnungen eingeführt wurden.

#### 4.2.2.1 Amplituden

Zunächst wurden die maximalen Amplituden in einer multifaktoriellen Varianzanalyse (MANOVA, GLM) auf Mittelwertunterschiede im Hinblick auf die Faktoren überprüft. Dabei gingen als Faktoren der Zustand des Kniegelenkes (Gruppen: Intakt – Verletzt – Kontrolle), die Belastung des Beines (belastet – entlastet) und die Zuglast (leicht – schwer) ein.

Da im Falle der Amplituden die Interaktionen der Faktoren keinen signifikanten Einfluss haben und das Modell insgesamt als signifikant ausgewiesen ist, kann das Modell angenommen werden. Keiner der Faktoren hat demnach einen signifikanten Einfluss auf die Amplituden.

In Einweg – Varianzanalysen (ONEWAY) wurde gezielt nach dem Einfluss, den der Zustand des Kniegelenkes auf die mechanischen Parameter hat, untersucht. In zwei Durchgängen wurde geprüft, ob sich die Mittelwerte der neurophysiologischen Parameter im Hinblick auf den Zustand des Kniegelenkes (Intakt – Verletzt – Kontrolle) voneinander unterscheiden. Im ersten Durchgang wurden die Ergebnisse nach den Faktoren Belastung des Beines (belastet – entlastet) und der Zuglast (leicht – schwer), mit der die Tibiaverschiebung ausgelöst wurde, gruppiert. Im zweiten Durchgang wurden die Daten ungruppiert geprüft. Es wurden zusätzlich a priori Kontraste gebildet, wobei die Gruppen Kniegelenk intakt und Kontrolle gegen die Gruppe Kniegelenk verletzt getestet wurden. Außerdem wurde für den Fall signifikanter Mittelwertunterschiede ein post hoc Test nach Games-Howell angefordert.

Die maximalen Amplituden der Muskeln wiesen in der Einweg – Varianzanalyse (ONEWAY) in keiner Versuchsbedingung einen signifikanten Mittelwertunterschied zwischen den Gruppen Intakt und Kontrolle auf der einen Seite und der Gruppe Verletzt auf der anderen Seite auf. Auch die ungruppierten Daten ließen für keinen Muskel signifikante Mittelwertunterschiede erkennen.

Um Unterschiede in den Mittelwerten der Amplituden in Abhängigkeit von den Faktoren Zustand des Kniegelenkes, Belastung des Beines und Höhe der Zuglast bewerten zu können, wurden die Unterschiede auf Signifikanz geprüft. Dazu wurden jeweils zwei unabhängige Stichproben miteinander verglichen. Entsprechend der Datenlage wurden nichtparametrische Tests (NPAR TESTS [Mann-Whitney]) gewählt.

In keiner Versuchsbedingung ergab sich ein signifikanter Mittelwertunterschied der Amplituden in Abhängigkeit vom Zustand des Kniegelenkes. Für die Mm biceps femoris und vastus lateralis lässt sich allerdings eine Tendenz zur verstärkten Aktivierung bei den verletzten Kniegelenken erkennen.



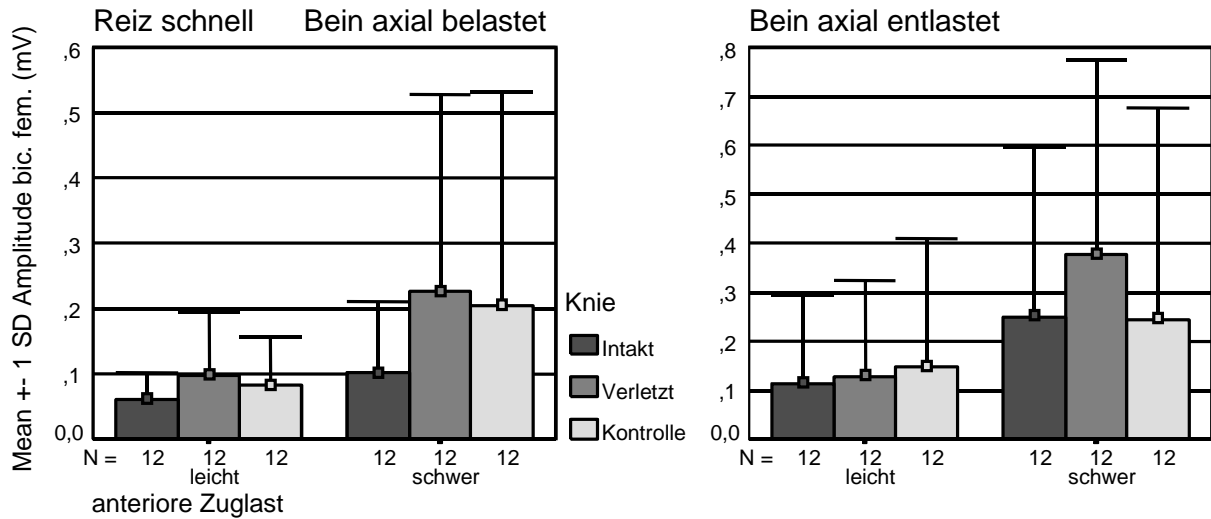


Abbildung 46: maximale Amplitude M. biceps femoris

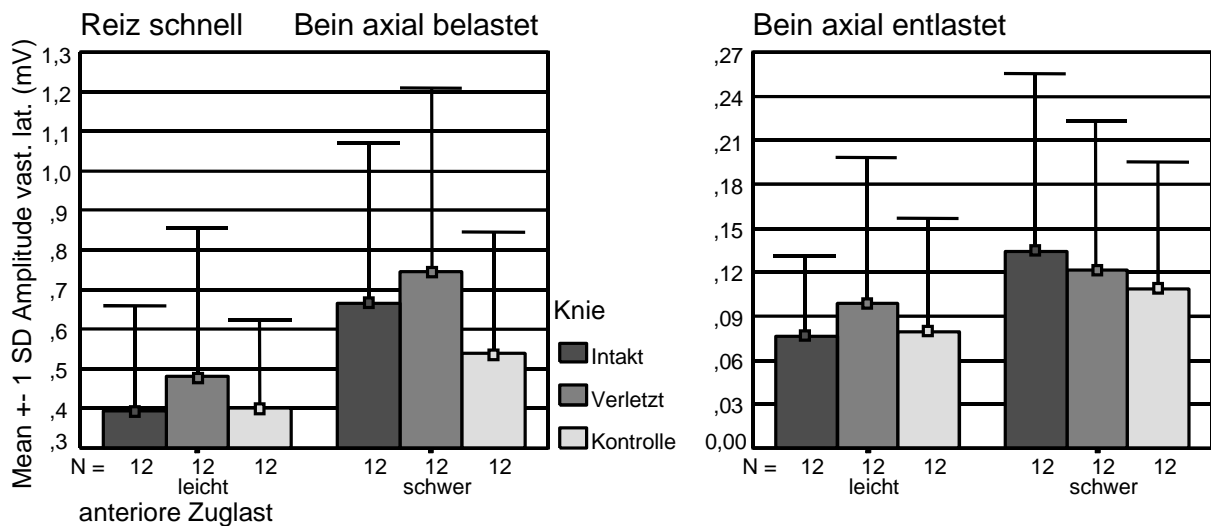


Abbildung 47: maximale Amplitude M. vastus lateralis

Die kniestickehenden Muskeln stehen in einem sehr signifikanten Zusammenhang mit der Belastung des Beines, während auf der Seite der Kniebeuger der Zusammenhang lediglich für den M. semitendinosus signifikant ist. Die Amplituden der Kniesticrecker haben signifikante Mittelwertunterschiede im bezug auf die Höhe der Zuglast, der Unterschied bei den Kniebeugern ist sehr signifikant.

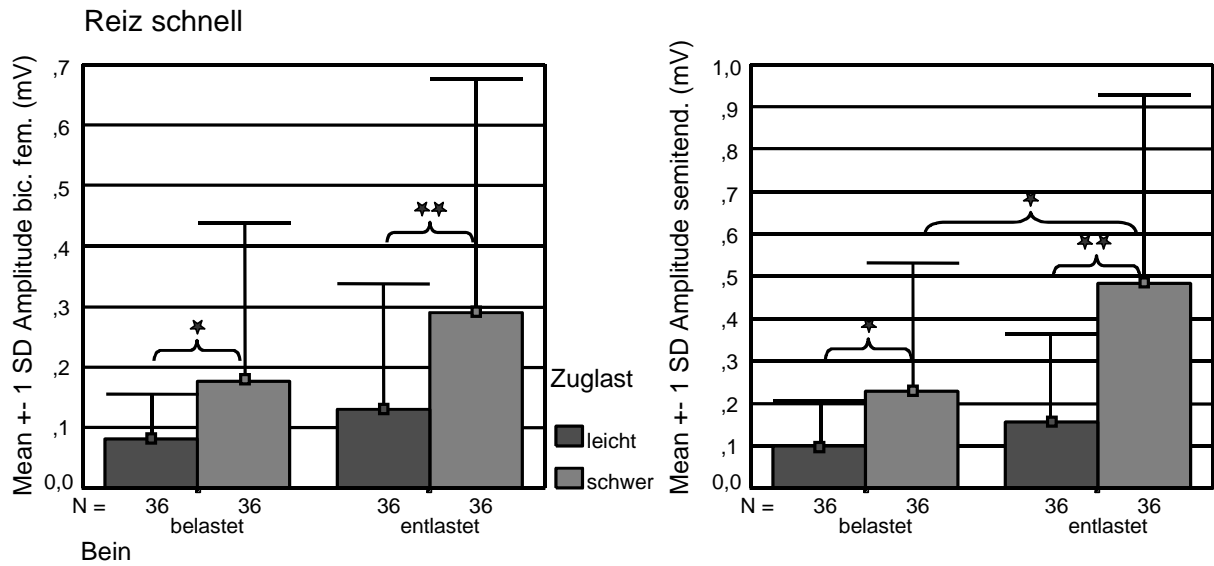


Abbildung 48: maximale Amplitude von Kniebeugern

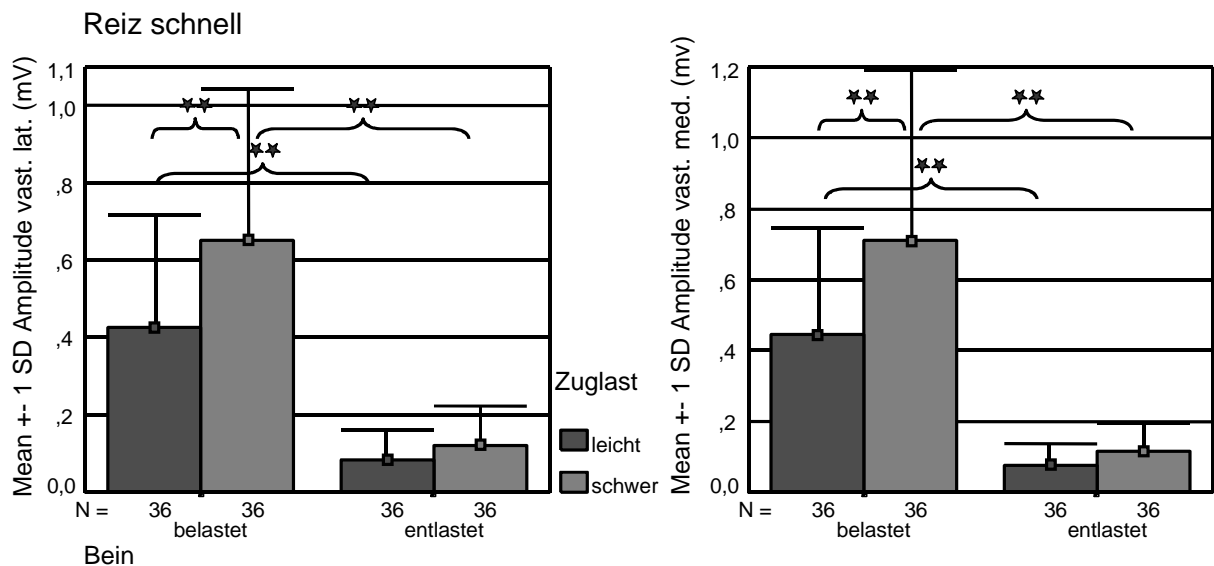


Abbildung 49: maximale Amplitude von Kniestreckern

Die Amplituden wurden als Maß für die reflexbedingte Aktivität der stabilisierenden Muskulatur des Kniegelenkes herangezogen. Eine Abhängigkeit der Amplituden vom Zustand des Kniegelenkes konnte nicht festgestellt werden, allerdings waren die Mm biceps femoris und vastus lateralis der verletzten Kniegelenke tendenziell stärker aktiv als die der intakten Kniegelenke und der Kontrollgruppe. Bei den Amplituden konnte ein Zusammenhang zur Belastung des Beines und der Höhe der Zuglast nachgewiesen werden. Die Aktivität der Kniebeuger ist stärker von der Höhe der Zuglast abhängig, während die Aktivität der Kniestreckere stärker von der Belastung des Beines abhängt.

#### 4.2.2.2 Integralquotienten

Da die Interaktionen der Faktoren keinen signifikanten Einfluss auf die Integralquotienten haben und die multifaktorielle Varianzanalyse (MANOVA, GLM) insgesamt als signifikant ausgewiesen

ist, kann auch dieses Modell angenommen werden. Weder der Zustand des Kniegelenkes, noch die Belastung des Beines oder die Höhe der Zuglast haben in diesem Modell einen signifikanten Einfluss auf die Integralquotienten.

Für die gruppierten Daten ergab sich in den Einweg – Varianzanalysen (ONEWAY) bei den Integralquotienten lediglich für den M. semitendinosus in der Versuchsbedingung Bein entlastet, Zuglast schwer ein signifikanter Mittelwertunterschied im bezug auf den Zustand des Kniegelenkes. Vergleicht man die Mittelwerte der ungruppierten Daten, so ergeben sich für die Mm biceps femoris und semitendinosus signifikante Mittelwertunterschiede im bezug auf die Gruppenzugehörigkeit.

**Tabelle 20: Einweg-Varianzanalyse für die Integralquotienten der Muskeln**

ANOVA

		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
RANK of gastrocnemius	Between Groups	274.144	2	137.072	1.301	.276
	Within Groups	14644.729	139	105.358		
	Total	14918.873	141			
<b>RANK of biceps femoris</b>	Between Groups	700.292	2	350.146	3.327	<b>.039</b>
	Within Groups	14839.708	141	105.246		
	Total	15540.000	143			
<b>RANK of semitendinosus</b>	Between Groups	821.668	2	410.834	3.992	<b>.021</b>
	Within Groups	14409.441	140	102.925		
	Total	15231.108	142			
RANK of rectus femoris	Between Groups	52.792	2	26.396	.240	.787
	Within Groups	15487.208	141	109.838		
	Total	15540.000	143			
RANK of vastus lateralis	Between Groups	144.042	2	72.021	.660	.519
	Within Groups	15395.958	141	109.191		
	Total	15540.000	143			
RANK of vastus medialis	Between Groups	96.708	2	48.354	.467	.628
	Within Groups	14183.292	137	103.528		
	Total	14280.000	139			

Wenn man über Kontraste gezielt nach Unterschieden zwischen den Gruppen Intakt und Kontrolle auf der einen Seite und der Gruppe Verletzt auf der anderen Seite sucht, so erhöhen sich die Signifikanzen für die Mm biceps femoris und semitendinosus.

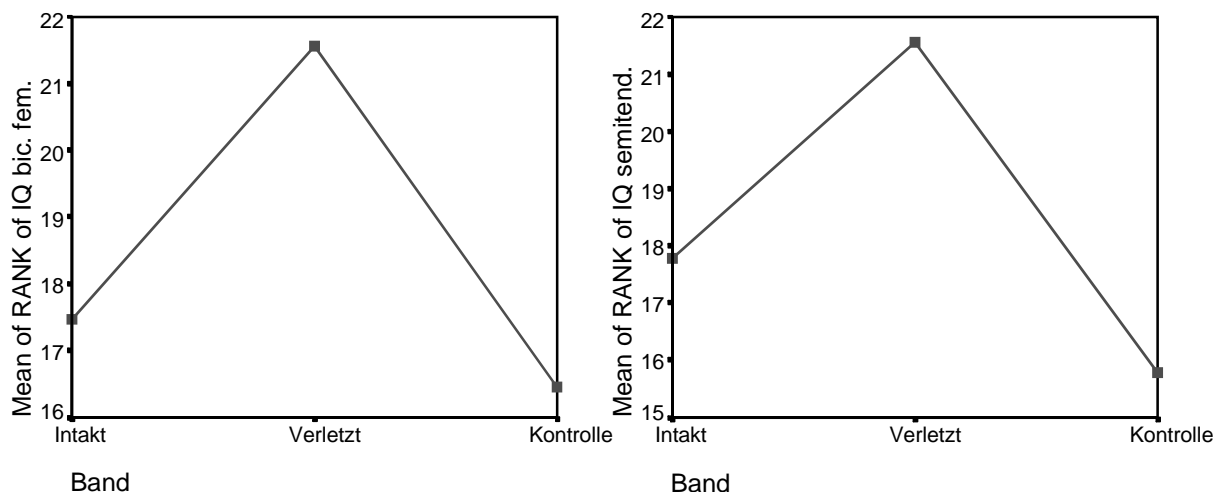
**Tabelle 21: Einweg-Varianzanalyse mit Kontrasten**

Contrast Coefficients

	Kniegelenk		
Contrast	Intakt	Verletzt	Kontrolle
1	-.5	1	-.5

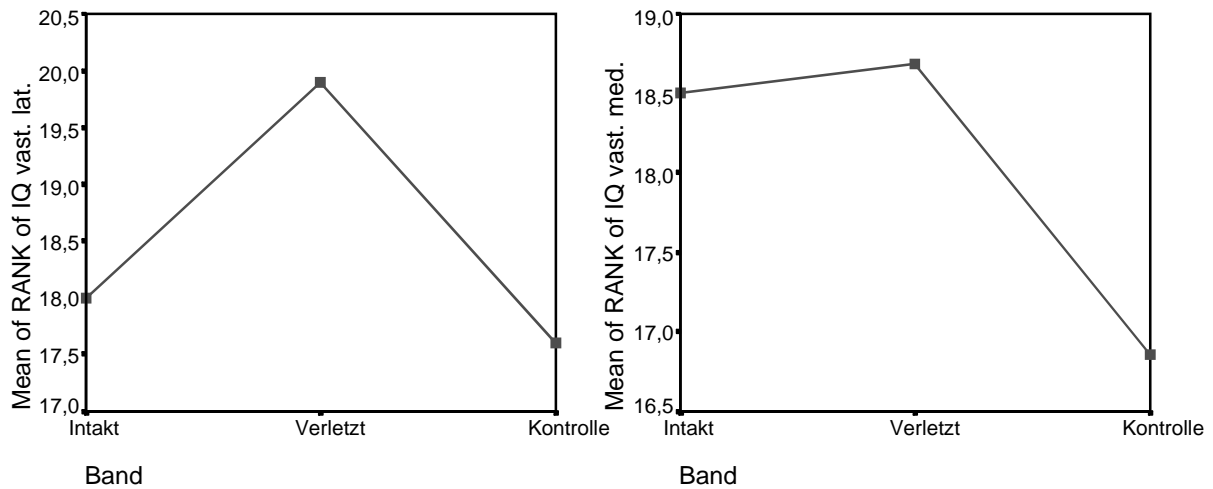
Contrast Tests

		Contrast	Value of Contrast	Std. Error	t	df	Sig. (2-tailed)
RANK of gastrocnemius	Assume equal variances	1	.36458	1.84061	.198	139	.843
	Does not assume equal variances	1	.36458	1.79353	.203	94.845	.839
<b>RANK of biceps femoris</b>	Assume equal variances	1	4.59375	1.81354	2.533	141	<b>.012</b>
	Does not assume equal variances	1	4.59375	1.83751	2.500	90.741	<b>.014</b>
<b>RANK of semitendinosus</b>	Assume equal variances	1	4.76795	1.79661	2.654	140	<b>.009</b>
	Does not assume equal variances	1	4.76795	1.79240	2.660	94.883	<b>.009</b>
RANK of rectus femoris	Assume equal variances	1	-1.28125	1.85269	-.692	141	.490
	Does not assume equal variances	1	-1.28125	1.91902	-.668	85.700	.506
RANK of vastus lateralis	Assume equal variances	1	2.09375	1.84722	1.133	141	.259
	Does not assume equal variances	1	2.09375	1.81916	1.151	97.913	.253
RANK of vastus medialis	Assume equal variances	1	1.01042	1.81225	.558	137	.578
	Does not assume equal variances	1	1.01042	1.76790	.572	102.424	.569



**Abbildung 50: Mittelwertunterschiede von Knieflexoren im bezug auf den Zustand des Kniegelenkes**

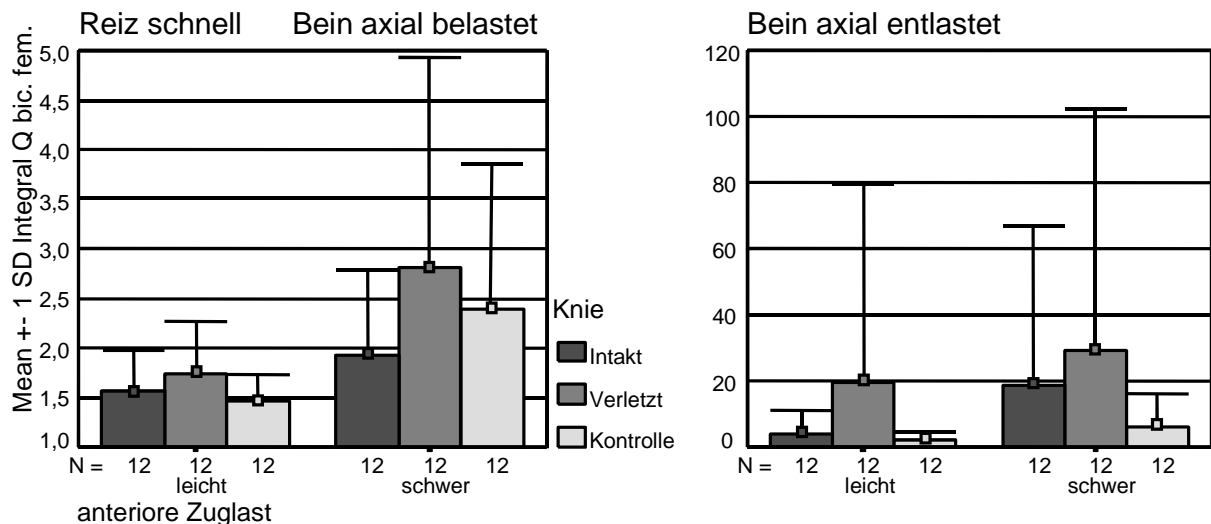
Die Mm vastus lateralis und vastus medialis zeigen tendenziell das gleiche Verhalten, wie die Knieflexoren, wobei die Mittelwertunterschiede im bezug auf den Zustand des Kniegelenkes nicht signifikant sind.



**Abbildung 51: Mittelwertunterschiede von Knieextensoren im bezug auf den Zustand des Kniegelenkes**

Die Integralquotienten der dargestellten Muskeln sind bei den verletzten Kniegelenken gegenüber den intakten Kniegelenken und den Kniegelenken der Kontrollgruppe erhöht. Die Muskeln an den verletzten Kniegelenken werden aufgrund des destabilisierenden Reizes stärker aktiviert, als die Muskeln an den intakten Kniegelenken und an den Kniegelenken der Kontrollgruppe. Die Unterschiede im bezug auf den Zustand des Kniegelenkes sind für die Mm biceps femoris und semitendinosus signifikant bzw. sehr signifikant.

Im allgemeinen ergeben sich keine signifikanten Mittelwertunterschiede der Integralquotienten im bezug auf den Zustand des Kniegelenkes, wenn man die Daten entsprechend den Versuchsbedingungen gruppiert. Lediglich der M. semitendinosus zeigt einen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen Intakt und Verletzt. Tendenziell sind die Kniebeuger der verletzten Kniegelenke stärker aktiv, als die der intakten Kniegelenke und die der Kontrollgruppe. Bei den Kniestreckern lassen sich auch in der Tendenz keine Bezüge zum Zustand des Kniegelenkes herstellen.



**Abbildung 52: Integralquotienten von M. biceps femoris nach Versuchsbedingungen gruppiert**

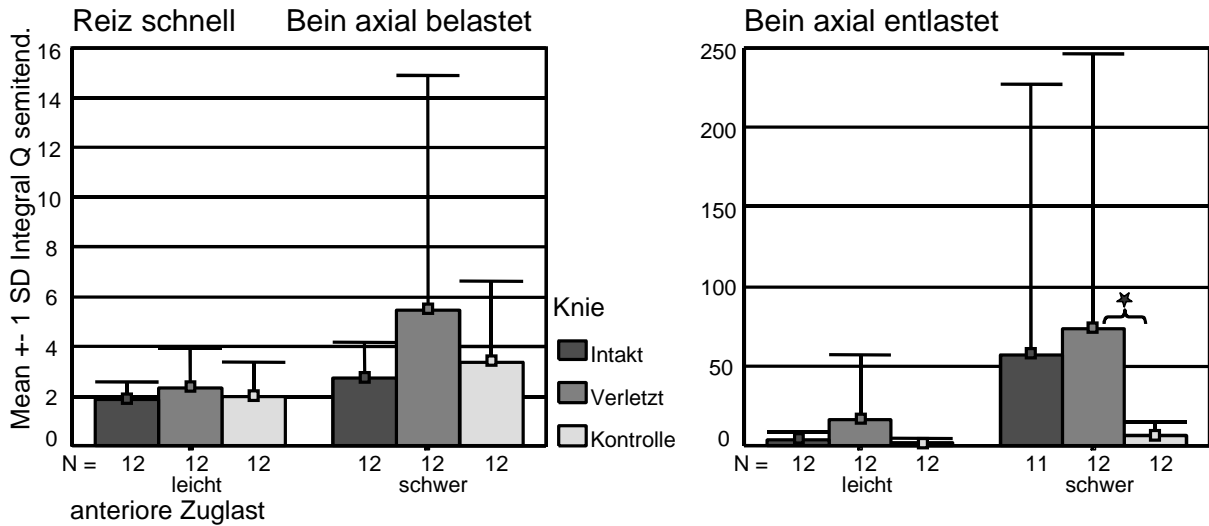


Abbildung 53: Integralquotienten von M. semitendinosus nach Versuchsbedingungen gruppiert

Die Kniebeuger, ausgenommen der M. gastrocnemius medialis, stehen in einem sehr signifikanten Zusammenhang mit der Belastung des Beines, der Zusammenhang der Kniestrecker zur Belastung des Beines ist höchst signifikant. Der Zusammenhang der Kniestrecker zur Höhe der Zuglast ist signifikant bis sehr signifikant, die Kniebeuger weisen einen höchst signifikanten Zusammenhang zur Höhe der Zuglast auf.

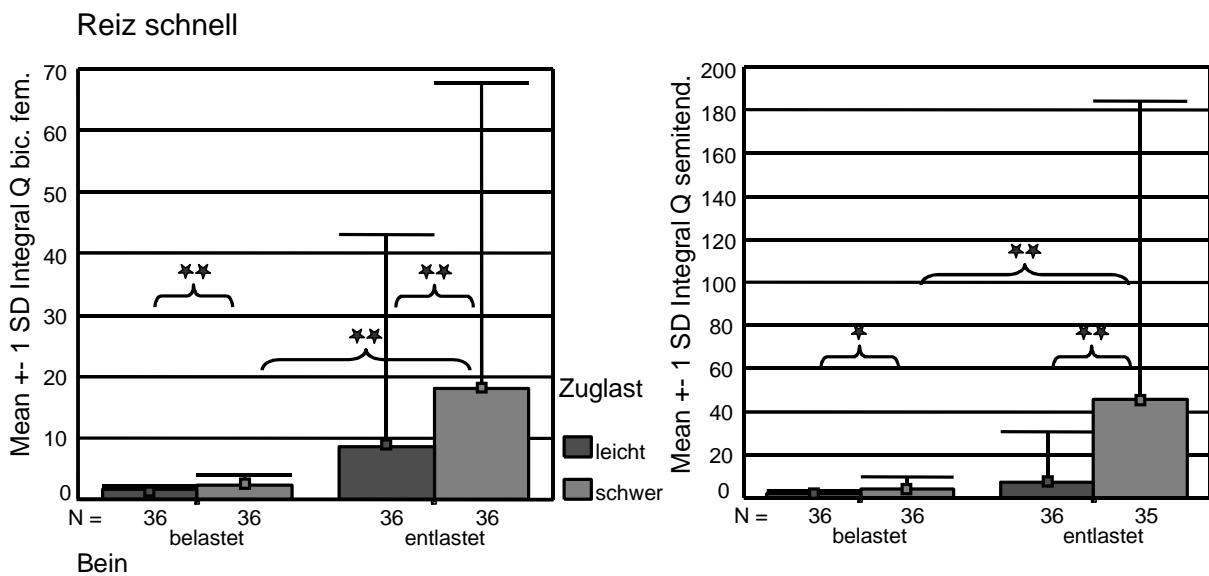
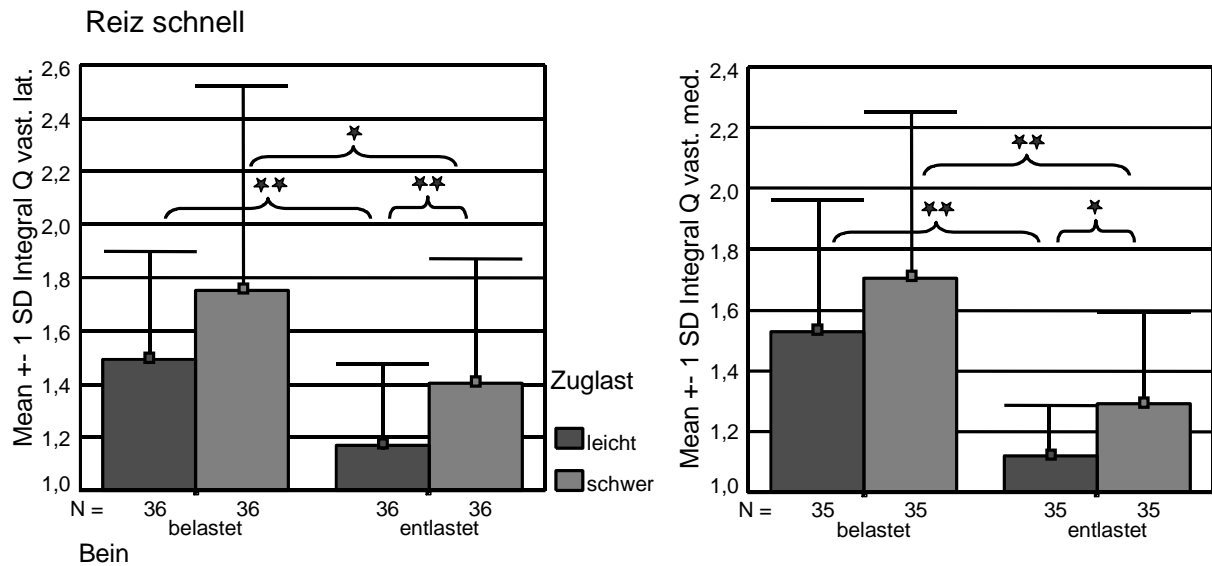


Abbildung 54: Integralquotienten von Knieflexoren in Abhängigkeit von den Versuchsbedingungen



**Abbildung 55: Integralquotienten von Knieextensoren in Abhängigkeit von den Versuchsbedingungen**

Auch die Integralquotienten wurden als Maß für die reflexbedingte Zunahme der muskulären Aktivität herangezogen. Während die maximalen Amplituden absolute Größen sind, stellen die Integralquotienten ein an der Aktivität vor der Krafteinleitung relativiertes Maß dar. Die Ischiokruralen und die Vasti der verletzten Kniegelenke werden aufgrund des destabilisierenden Reizes stärker aktiv, als die der intakten Kniegelenke und der Kontrollgruppe. Der Zusammenhang zur Belastung des Beines und der Höhe der Zuglast war offensichtlich. Die Aktivität der Kniebeuger steigt stärker unter Entlastung des Beines, während die Aktivität der Kniestrecker stärker bei Belastung des Beines steigt.

**T6:** Für die Ischiokruralmuskulatur haben sich wie erwartet an den verletzten Kniegelenken erhöhte Amplituden und Integrale eingestellt, an der Quadrizepsmuskulatur waren die Amplituden und Integrale aber entgegen den Erwartungen ebenfalls erhöht. Der verstärkende Einfluss auf Amplituden und Integrale durch die axiale Belastung des Beines konnte nur für die Quadrizepsmuskulatur bestätigt werden, die Ischiokrurale Muskulatur wurde entgegen den Erwartungen unter axialer Entlastung stärker aktiv.

#### 4.2.2.3 Latenzzeiten

Alle Muskeln, bis auf den M. gastrocnemius medialis hatten Latenzzeiten von 50-65ms gemessen nach initialem Kraftanstieg. Der M. gastrocnemius medialis antwortete regelmäßig mit einer Latenzzeit von 33-36ms. Aufgrund der Latenzzeiten muss man annehmen, dass es sich diesem Reflex um einen Eigenreflex handelt. Da dieser monosynaptischer Reflex des M. gastrocnemius medialis durch die Druckbelastung auf dem Muskelbauch beim Einleiten der Kraft mit der Zugschlinge verursacht wurde, kann man annehmen, dass Veränderungen des angrenzenden

Gelenks voraussichtlich keinen Einfluss auf die Laufzeit dieses Reflexes haben. Daher wurde er aus allen gruppenspezifischen Betrachtungen ausgeschlossen.

Das Modell einer multifaktoriellen Varianzanalyse (MANOVA, GLM) ist für die Mm gastrocnemius medialis und rectus femoris insgesamt nicht signifikant. Für diese Muskeln können also auf der Grundlage dieses varianzanalytischen Modells keine Aussagen über den Einfluss der Faktoren (Zustand des Kniegelenkes, axiale Belastung des Beines und Höhe der anterioren Zuglast) auf die Ausprägung der Kriteriumsvariablen (Latenzzeiten der Muskeln) gemacht werden. Die Interaktionen der beiden Faktoren axiale Belastung des Beines und Höhe der anterioren Zuglast haben einen signifikanten Einfluss auf die Mm vastus lateralis und medialis, so dass eventuell auftretenden Signifikanzen dieser beiden Einzelfaktoren für diese Muskeln keine große Bedeutung beigemessen werden darf. Die Überprüfung der Signifikanzen und Bestimmtheitsmaße für diese beiden Faktoren ergibt ohnehin, dass deren Einfluss auf die Latenzzeiten nach diesem Modell vernachlässigt werden kann. Der Zustand des Kniegelenkes hat dagegen einen sehr signifikanten Einfluss auf die Latenzzeiten der Mm biceps femoris, semitendinosus, vastus lateralis und vastus medialis. Das Bestimmtheitsmaß weist den Einfluss als gering aus.

**Tabelle 22: Multifaktorielle Varianzanalyse von Latenzzeiten der Muskeln im bezug auf die Faktoren**  
Tests of Between-Subjects Effects

Source	Dependent Variable	Type III Sum of Squares	F	Sig.	Eta Squared	Observed Power <sup>a</sup>
Corrected Model	Gastrocnemius <sup>b</sup>	56.062	.767	.671	.091	.393
	Biceps femoris <sup>c</sup>	739.395	3.623	.000	.322	.994
	Semitendinosus <sup>d</sup>	448.876	2.881	.003	.274	.972
	Rectus femoris <sup>e</sup>	151.244	1.253	.266	.141	.634
	Vastus lateralis <sup>f</sup>	600.422	4.801	.000	.386	1.000
	Vastus medialis <sup>g</sup>	575.670	3.889	.000	.337	.997
Kniegelenk	Gastrocnemius	19.073	1.436	.244	.033	.300
	Biceps femoris	582.648	15.701	.000	.272	.999
	Semitendinosus	262.336	9.260	.000	.181	.974
	Rectus femoris	13.780	.628	.536	.015	.152
	Vastus lateralis	458.852	20.180	.000	.325	1.000
	Vastus medialis	457.924	17.015	.000	.288	1.000

<sup>a</sup> Computed using alpha = .05

Da sich der Einfluss der Faktoren Belastung des Beines und Höhe der Zuglast in der multifaktoriellen Varianzanalyse als vernachlässigbar dargestellt hat, wurden die Latenzzeiten ungruppiert in einer Einweg – Varianzanalyse (ONEWAY) auf Mittelwertunterschiede im bezug auf den Zustand des Kniegelenkes untersucht. Für den Fall signifikanter Mittelwertunterschiede wurden Post Hoc Tests nach Duncan und Games-Howell angefordert. Dabei zeigen die Latenzzeiten der Mm biceps femoris, semitendinosus, vastus lateralis und vastus medialis

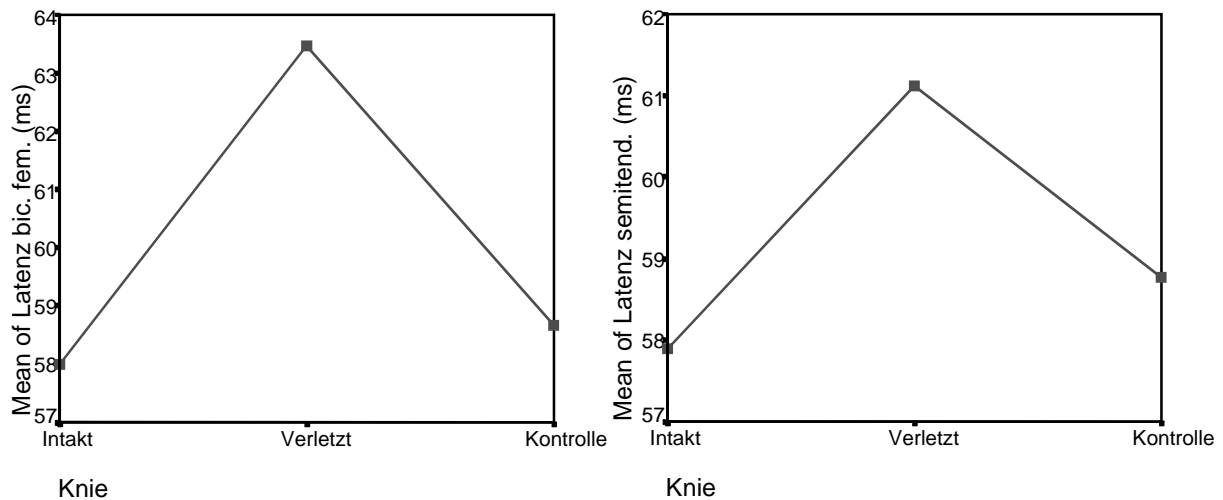


signifikante bis sehr signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen Intakt und Kontrolle auf der einen Seite und der Gruppe Verletzt auf der anderen Seite.

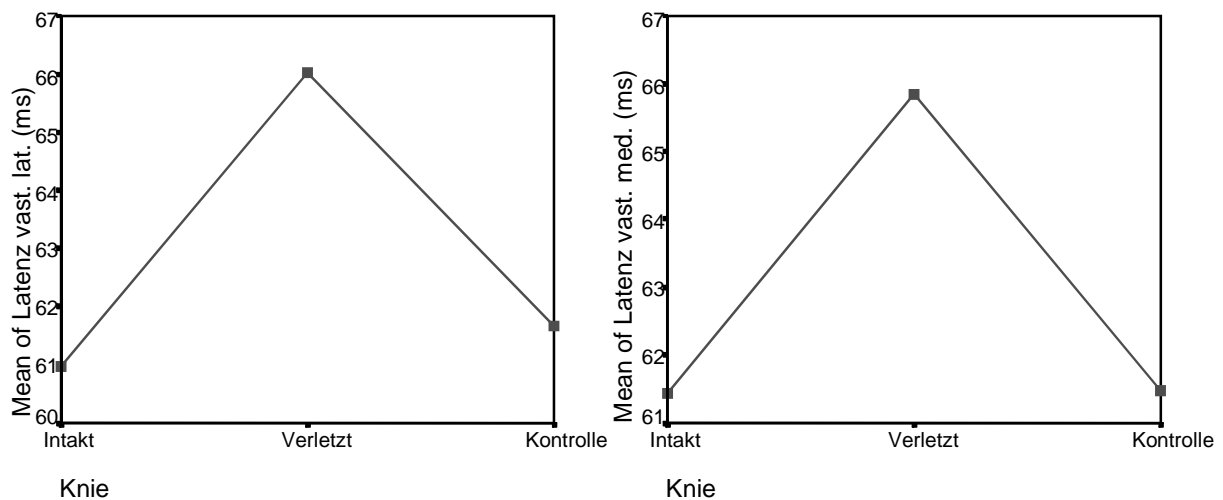
**Tabelle 23: Mittelwertunterschiede der Latenzzeiten im Bezug auf den Faktor Zustand des Kniegelenkes**  
Multiple Comparisons

	Games-Howell			Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
Dependent Variable		(I) Kniegelenk	(J) Kniegelenk				Lower Bound	Upper Bound
M. bic. fem.		Intakt	Verletzt	<b>-5.4762*</b>	.962	<b>.000</b>	-7.9620	-2.9904
			Kontrolle	-.6667	.962	.710	-2.6873	1.3540
		Verletzt	Intakt	<b>5.4762*</b>	.962	<b>.000</b>	2.9904	7.9620
			Kontrolle	<b>4.8095*</b>	.924	<b>.000</b>	2.5539	7.0651
		Kontrolle	Intakt	.6667	.962	.710	-1.3540	2.6873
			Verletzt	<b>-4.8095*</b>	.924	<b>.000</b>	-7.0651	-2.5539
M. semitend.		Intakt	Verletzt	<b>-3.2393*</b>	.867	<b>.003</b>	-5.4783	-1.0004
			Kontrolle	-.8786	.848	.526	-2.8164	1.0593
		Verletzt	Intakt	<b>3.2393*</b>	.867	<b>.003</b>	1.0004	5.4783
			Kontrolle	<b>2.3608*</b>	.830	<b>.015</b>	.3826	4.3389
		Kontrolle	Intakt	.8786	.848	.526	-1.0593	2.8164
			Verletzt	<b>-2.3608*</b>	.830	<b>.015</b>	-4.3389	-.3826
M. vast. lat.		Intakt	Verletzt	<b>-5.0544*</b>	.780	<b>.000</b>	-7.1040	-3.0049
			Kontrolle	-.6879	.775	.603	-2.4067	1.0308
		Verletzt	Intakt	<b>5.0544*</b>	.780	<b>.000</b>	3.0049	7.1040
			Kontrolle	<b>4.3665*</b>	.743	<b>.000</b>	2.6040	6.1289
		Kontrolle	Intakt	.6879	.775	.603	-1.0308	2.4067
			Verletzt	<b>-4.3665*</b>	.743	<b>.000</b>	-6.1289	-2.6040
M. vast. med.		Intakt	Verletzt	<b>-4.4088*</b>	.842	<b>.000</b>	-6.5568	-2.2608
			Kontrolle	-3.3824E-02	.842	.999	-1.9093	1.8416
		Verletzt	Intakt	<b>4.4088*</b>	.842	<b>.000</b>	2.2608	6.5568
			Kontrolle	<b>4.3750*</b>	.807	<b>.000</b>	2.4406	6.3094
		Kontrolle	Intakt	3.382E-02	.842	.999	-1.8416	1.9093
			Verletzt	<b>-4.3750*</b>	.807	<b>.000</b>	-6.3094	-2.4406

\* The mean difference is significant at the .05 level.



**Abbildung 56: Latenzzeiten von Knieflexoren in Abhängigkeit vom Zustand des Kniegelenkes**



**Abbildung 57: Latenzzeiten von Knieextensoren in Abhängigkeit vom Zustand des Kniegelenkes**

Während die Amplituden keine Unterschiede zwischen den Gruppen zeigten, offenbarten die Latenzzeiten und die Integralquotienten teilweise signifikante Mittelwertunterschiede im Hinblick auf den Zustand des Kniegelenkes. Betrachtet man diese neurophysiologischen Parameter, so verhalten sich die Kniegelenke in Abhängigkeit von ihrem Zustand (Gruppen: Intakt – Verletzt – Kontrolle) auf der Grundlage der varianzanalytischen Modelle unterschiedlich.

Vergleicht man die Latenzzeiten mit den muskulären Aktivitäten, repräsentiert durch die Integralquotienten und die Amplituden, so fällt folgendes auf: Während das Ausmaß der Aktivierung der Kniebeuger auch durch die Höhe der Zuglast beeinflusst wird, hängt die Aktivierung der Kniestrecker maßgeblich von der Belastung des Beines ab. Der Zuwachs der Aktivierung der Kniebeuger ist bei Entlastung größer, der Zuwachs der Aktivierung der Kniestrecker ist dagegen bei Belastung größer.

Einige Muskeln der verletzten Kniegelenke zeigen tendenziell stärkere Aktivitäten als die gleichen Muskeln der intakten Kniegelenke und der Kontrollgruppe. Vor allem aber zeigen die Latenzzeiten

der Muskeln einen signifikanten und bedeutsamen Zusammenhang zum Zustand des Kniegelenkes, dafür sind sie im Gegensatz zu den Integralquotienten und den Amplituden weitgehend unabhängig von der Belastung des Beines und von der Höhe der Zuglast.

Die Latenzzeiten der Mm biceps femoris und semitendinosus weisen signifikante Mittelwertunterschiede im Hinblick auf die Belastung des Beines auf. Die Latenzzeiten sind bei belastetem Bein gegenüber denen bei unbelastetem Bein etwas verlängert. Die Höhe der Zuglast hat auf keinen der untersuchten Muskeln einen signifikanten Einfluss. Die Latenzzeiten der Mm biceps femoris, semitendinosus, vastus lateralis und vastus medialis der verletzten Kniegelenke unterscheiden sich signifikant bzw. sehr signifikant von denen der intakten Kniegelenke und der Kontrollgruppe.

**T7:** Die Ergebnisse gingen über die Erwartungen hinaus, da an den verletzten Kniegelenken nicht nur die Latenzzeiten der Ischiokruralmuskulatur verlängert waren, sondern auch die der Mm vastus medialis und lateralis. Die axiale Belastung hatte entgegen den Erwartungen einen Einfluss auf die Latenzzeit der ischiokruralen Muskeln.

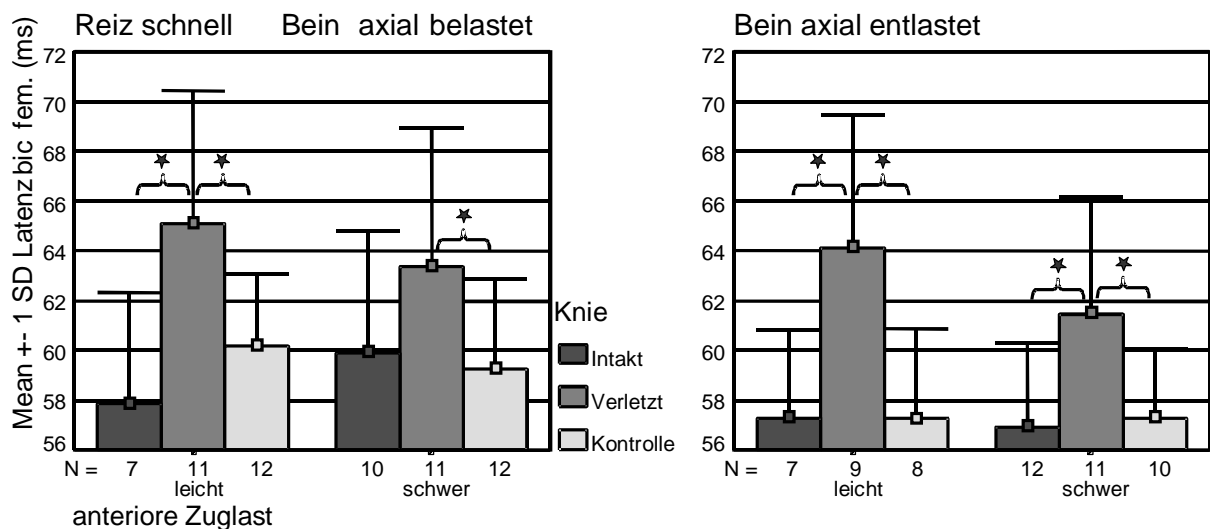


Abbildung 58: Latenzzeiten des M. biceps femoris

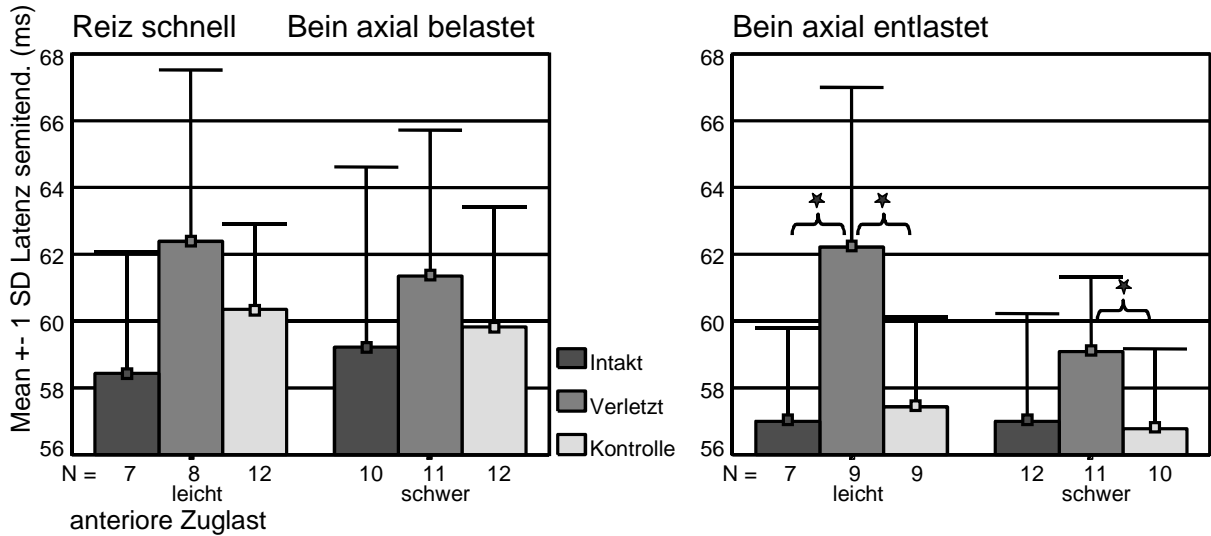


Abbildung 59: Latenzzeiten des M. semitendinosus

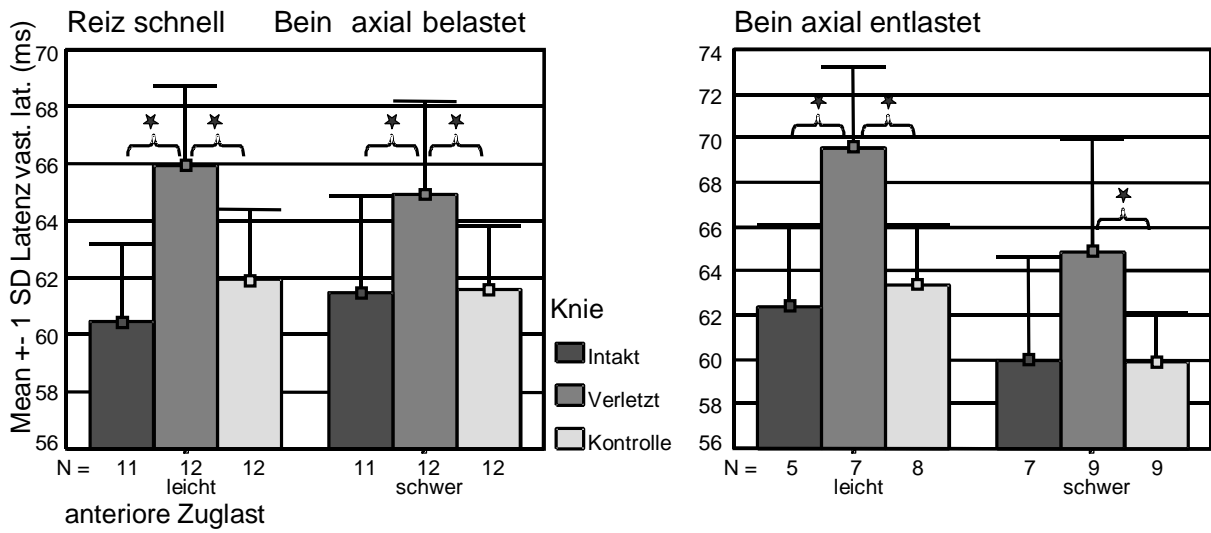


Abbildung 60: Latenzzeiten des M. vastus lateralis

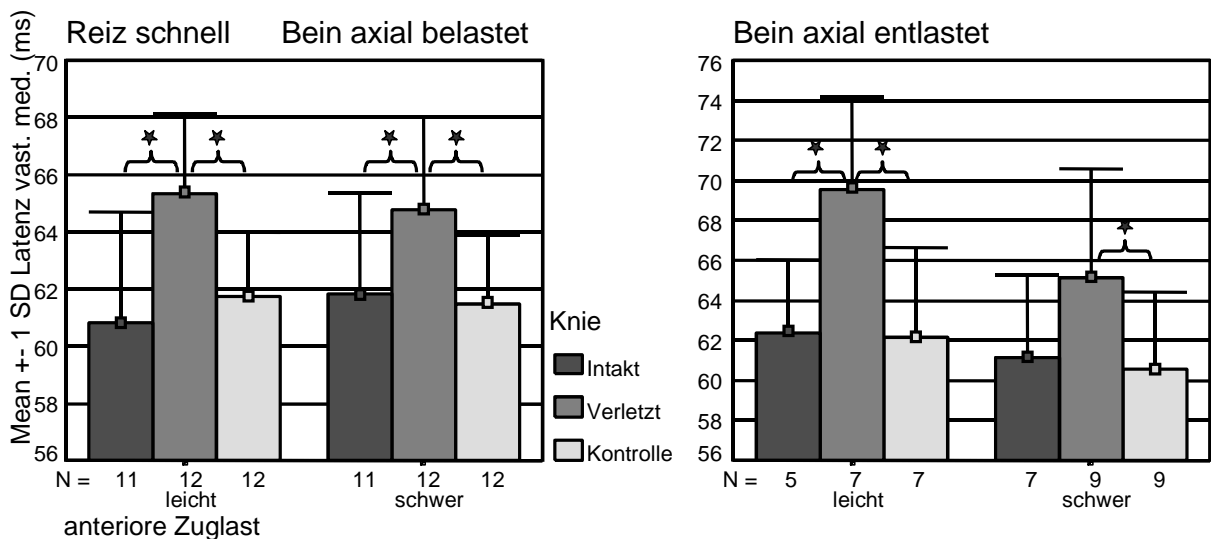


Abbildung 61: Latenzzeiten des M. vastus medialis

Die Latenzzeiten der Kniebeuger sind bei belastetem Bein etwas verlängert im Vergleich zu den Latenzzeiten bei entlastetem Bein. Im Gegensatz zu den Maßen der muskulären Aktivität ergeben

sich bei den Latenzzeiten eindrucksvolle Unterschiede im bezug auf den Zustand des Kniegelenkes. Die Latenzzeiten der verletzten Kniegelenke sind signifikant verlängert.

Für die Latenzzeiten wurde eine Diskriminanzanalyse (DISCRIMINANT) angefordert, um die in den Varianzanalysen, der Berechnung der Korrelationen und den Mittelwertvergleichen aufgedeckten Zusammenhänge zwischen dem Zustand des Kniegelenkes und den Latenzzeiten dahingehend zu überprüfen, ob sich die untersuchten Kniegelenke aufgrund der unterschiedlichen Latenzzeiten den Gruppen korrekt zuordnen lassen.

In die Berechnung wurden zunächst alle drei Gruppen (Intakt – Verletzt – Kontrolle) einbezogen (N=144). Wenn in einem Datensatz eine Latenzzeit als missing value (N=48) definiert war, so wurde dieser Datensatz aus der Berechnung ausgeschlossen.

**Tabelle 24: Anzahl der überprüften Fälle**

Classification Processing Summary

Processed		144
Excluded	Missing or out-of-range group codes	0
	At least one missing discriminating variable	48
Used in Output		96

Aus den übrigen Datensätzen (N=96, davon Intakt=27 – Verletzt=30 – Kontrolle=39) sollten die intakten und verletzten Kniegelenke korrekt herausgefiltert werden.

**Tabelle 25: Anzahl der herauszufilternden intakten und verletzten Kniegelenke**

Prior Probabilities for Groups

	Prior	Cases Used in Analysis	
Band		Unweighted	Weighted
intakt	.500	27	27.000
verletzt	.500	30	30.000
Total	1.000	57	57.000

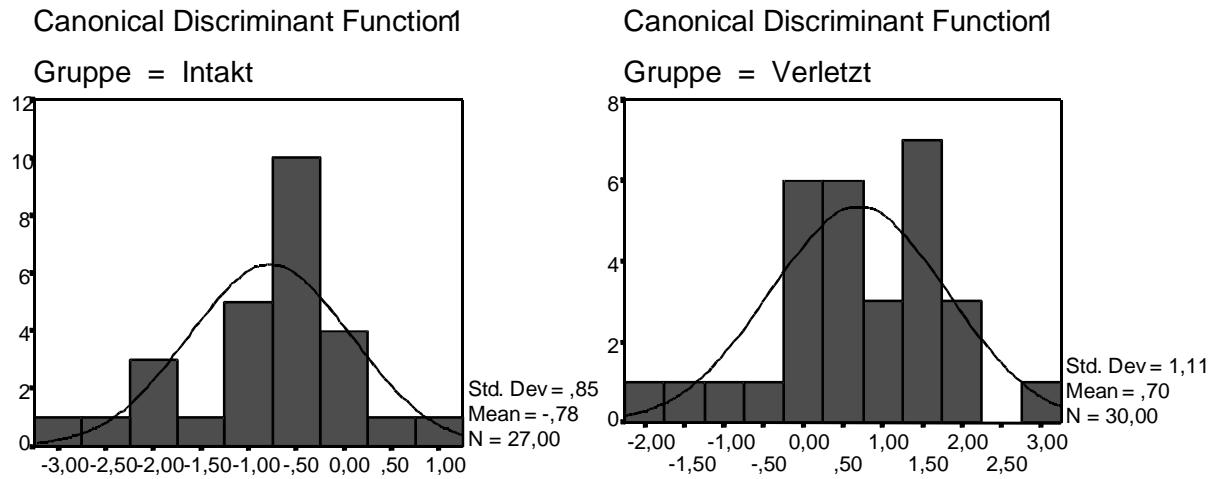
Die Gruppenmittelwerte für die intakten und verletzten Kniegelenke im bezug auf den Gesamtmittelwert wurden berechnet.

**Tabelle 26: Gruppenmittelwerte im bezug auf den Gesamtmittelwert**

Functions at Group Centroids

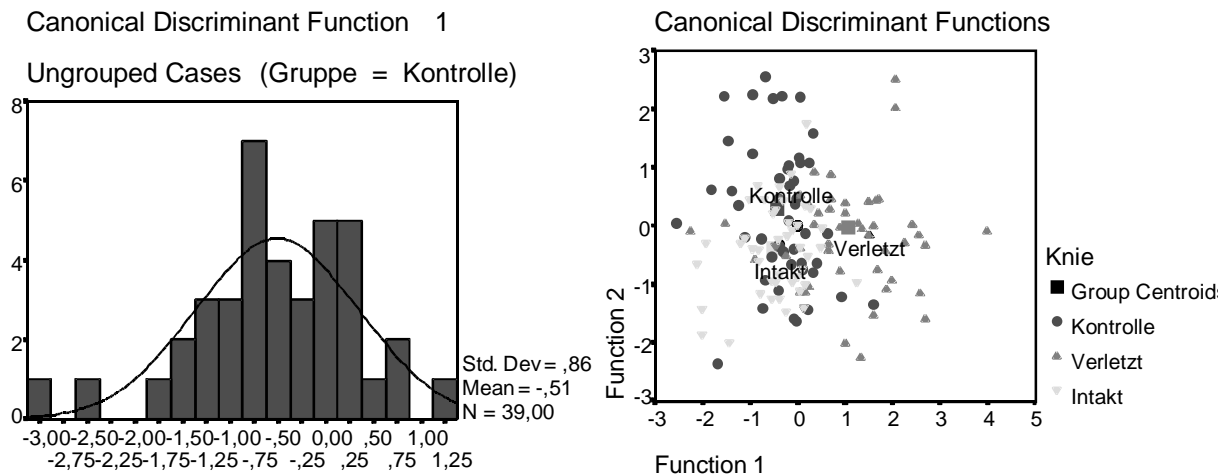
	Function
Band	1
intakt	-.776
verletzt	.698

Unstandardized canonical discriminant functions evaluated at group means



**Abbildung 62: Verteilung in den Gruppen Intakt und Verletzt im bezug auf den Gesamtmittelwert**

Die Verteilung innerhalb der Gruppen im bezug auf den Gesamtmittelwert zeigt, dass sich die Kontrollgruppe ähnlich verhält, wie die Gruppe Kniegelenk intakt.



**Abbildung 63: Verteilung in der Gruppe Kontrolle im bezug auf den Gesamtmittelwert und Verteilung aller Daten im bezug auf die Gruppenmittelwerte**

Das Ergebnis der Diskriminanzfunktion zeigt, dass von der Kontrollgruppe 64,1% der Gruppe Intakt zugeordnet würden, während 35,9% der Gruppe Verletzt zugeordnet würden. Es war jedoch nur nach der Zuordnung der intakten und verletzten Kniegelenke in die Gruppen Intakt und Verletzt gefragt. Von den verletzten Kniegelenken wurden aufgrund der Latenzzeiten 80% korrekt der Gruppe Verletzt zugeordnet, von den intakten wurden sogar 85,2% korrekt der Gruppe Intakt zugeordnet.

Betrachtet man nur die Gruppen Intakt und Verletzt, so wurden insgesamt 82,5% der Kniegelenke aufgrund der Latenzzeiten ihrer Muskeln korrekt in ihre ursprünglichen Gruppen eingeordnet. Zufallsbedingt wäre eine Trefferquote von 50% zu erwarten gewesen. Die Messung der Latenzzeiten in dieser Versuchsanordnung im rechts-links-Vergleich könnte daher als zusätzliches Diagnostikum bei Verletzungen des vorderen Kreuzbandes eingesetzt werden.

**Tabelle 27: Ergebnisse der Gruppenzuordnung**

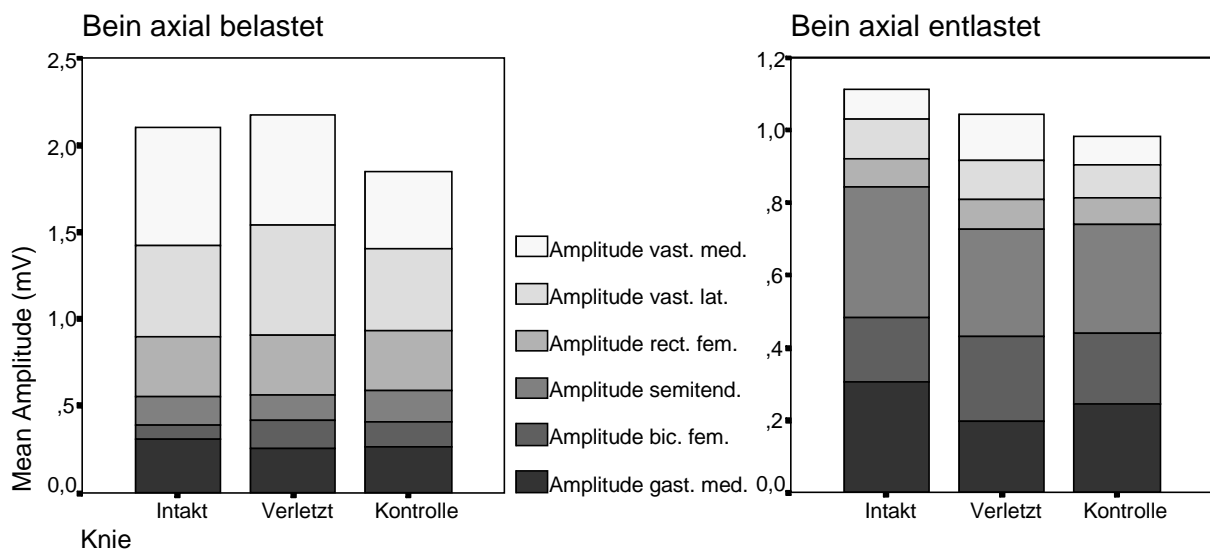
Classification Results

		Predicted Group Membership		Total	
		intakt	verletzt		
Original	Count	intakt	23	4	27
		verletzt	6	24	30
		Ungrouped cases	25	14	39
%		intakt	<b>85.2</b>	14.8	100.0
		verletzt	20.0	<b>80.0</b>	100.0
		Ungrouped cases	<b>64.1</b>	35.9	100.0

a **82,5%** of original grouped cases correctly classified.

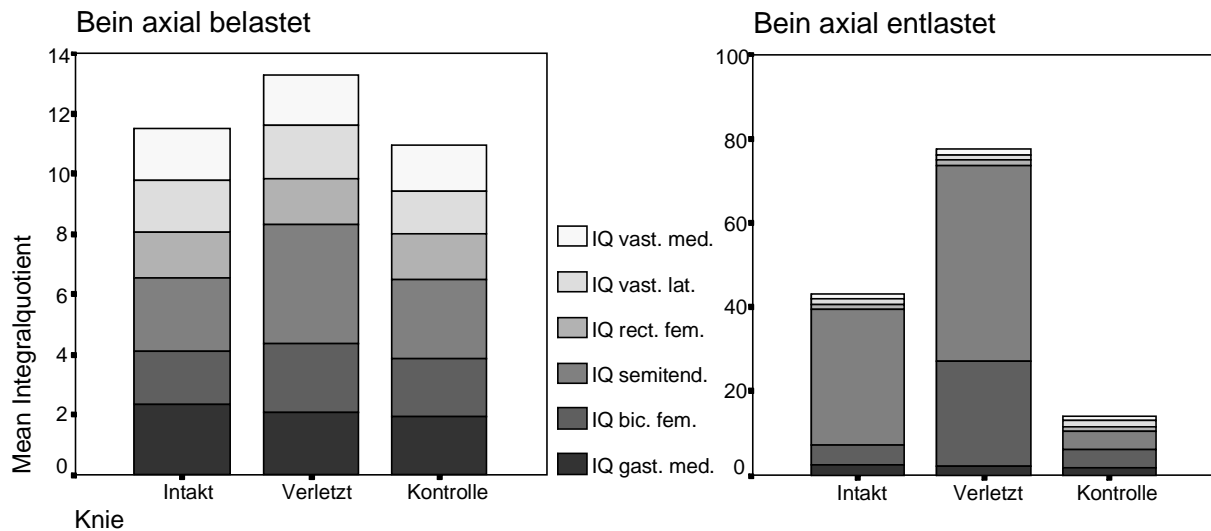
### 4.3 Zusammenfassung

Die Höhe der Aktivierung eines Muskels, repräsentiert durch seine maximale Amplitude, wird auf der Seite der Kniebeuger auch durch die Höhe der Zuglast beeinflusst, während sie auf der Seite der Kniestrecker maßgeblich von der Belastung des Beines abhängt. Während der Aktivitätszuwachs bei den Knieextensoren (hell) unter axialer Belastung des Beines größer ist als unter Entlastung, verhält es sich bei den Knieflexoren (dunkel) genau umgekehrt. Die Knieflexoren werden bei axial entlastetem Bein stärker aktiv, als bei belastetem Bein.



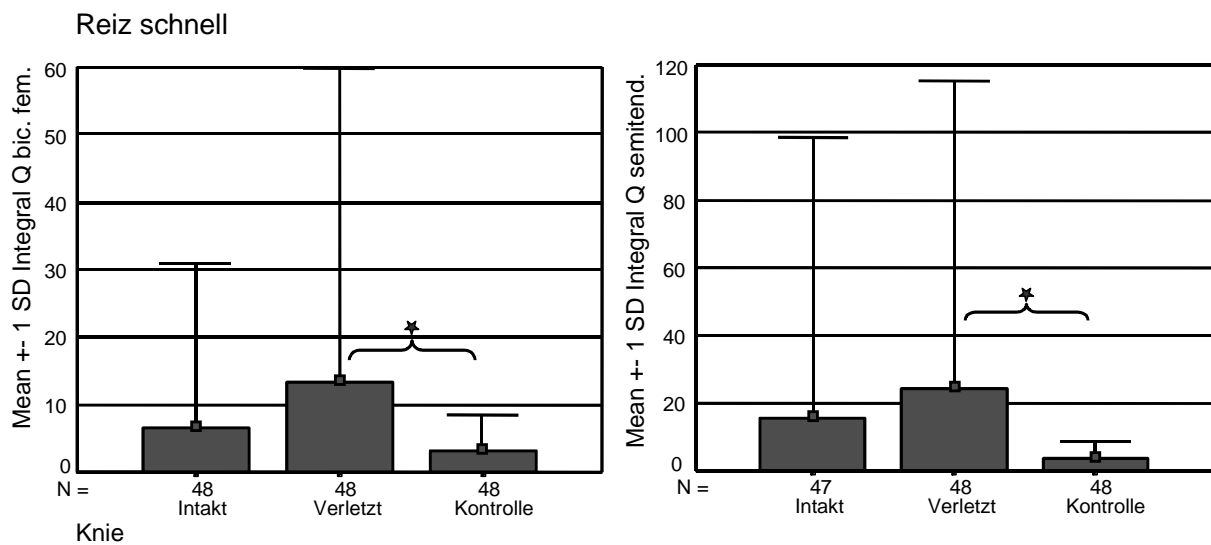
**Abbildung 64: Aktivität der stabilisierenden Muskulatur repräsentiert durch die maximale Amplituden**

Während die Gesamtaktivität der stabilisierenden Muskulatur des Kniegelenkes, repräsentiert durch die maximale Amplitude, keine gruppenspezifischen Unterschiede erkennen lässt, zeigt sich bei den Integralquotienten eine Tendenz zur verstärkten Aktivierung bei den verletzten Kniegelenken. Für einige Muskeln ist diese Tendenz signifikant. Der Aktivitätszuwachs, repräsentiert durch den Integralquotienten, ist wie bei den Amplituden bei den Kniebeugern unter Entlastung des Beines größer, bei den Kniestreckern dagegen unter Belastung des Beines.



**Abbildung 65: Aktivität der stabilisierenden Muskulatur repräsentiert durch die Integralquotienten**

Der Einfluss, den der Zustand des Kniegelenkes auf die Höhe der muskulären Aktivität hat, ist nicht für alle Muskeln signifikant, wenn man die Daten nach den Versuchsbedingungen gruppiert. Allerdings lässt sich bei den Mm biceps femoris, semitendinosus, vastus lateralis und vastus medialis ein Trend zur verstärkten Aktivierung bei den verletzten Kniegelenken feststellen, der signifikant wird, wenn man die Daten ungruppiert untersucht.



**Abbildung 66: Integralquotienten von Knieflexoren im bezug auf den Zustand des Kniegelenkes**

Die Latenzzeiten der Muskeln sind nur wenig abhängig von der Belastung des Beines und von der Höhe der Zuglast. Nur bei den kniebeugenden Mm biceps femoris und semitendinosus besteht ein geringer signifikanter Zusammenhang zwischen der Belastung des Beines und dem Zeitpunkt der muskulären Aktivierung. Die Latenzzeiten sind bei belastetem Bein etwas verlängert im Vergleich zu den Latenzzeiten bei entlastetem Bein. Die Latenzzeiten der kniestreckenden Muskeln sind dagegen bei entlastetem Bein tendenziell verlängert. Zur Höhe der Zuglast ergeben sich keine gesicherten Zusammenhänge.



Mehr noch als bei den Maßen der muskulären Aktivität ergeben sich bei den Latenzzeiten bedeutende Unterschiede im Bezug auf den Zustand des Kniegelenkes. Die Latenzzeiten der verletzten Kniegelenke sind bei den Mm biceps femoris, semitendinosus, vastus lateralis und vastus medialis signifikant verlängert, so dass die Messung der Latenzzeiten in dieser Versuchsanordnung im rechts-links-Vergleich als zusätzliches Diagnostikum bei Verletzungen des vorderen Kreuzbandes eingesetzt werden könnte.

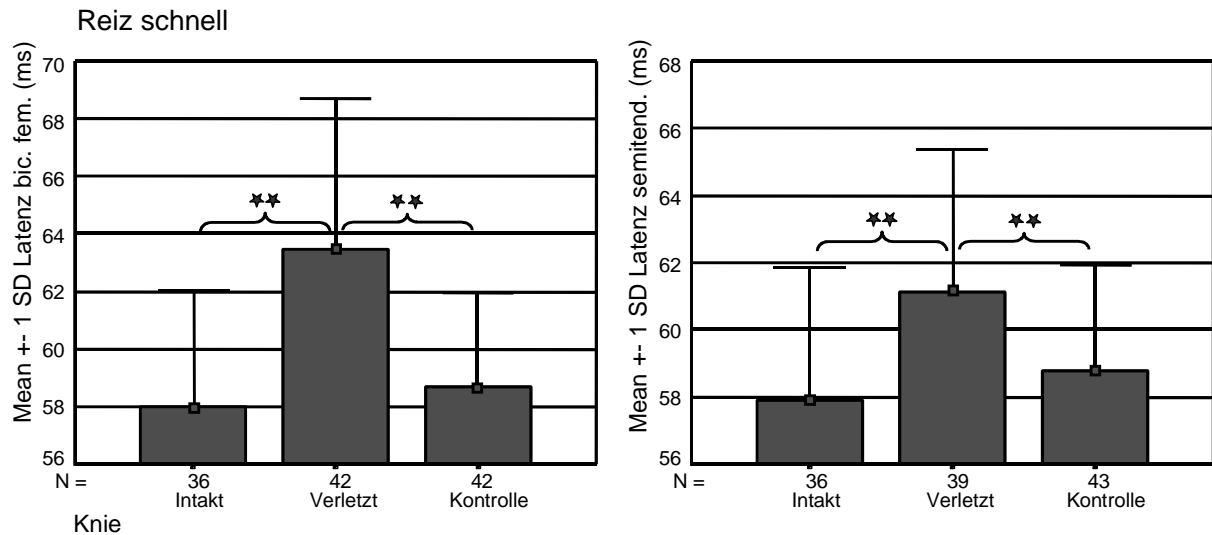


Abbildung 67: Latenzzeiten von Knieflexoren im Bezug auf den Zustand des Kniegelenkes

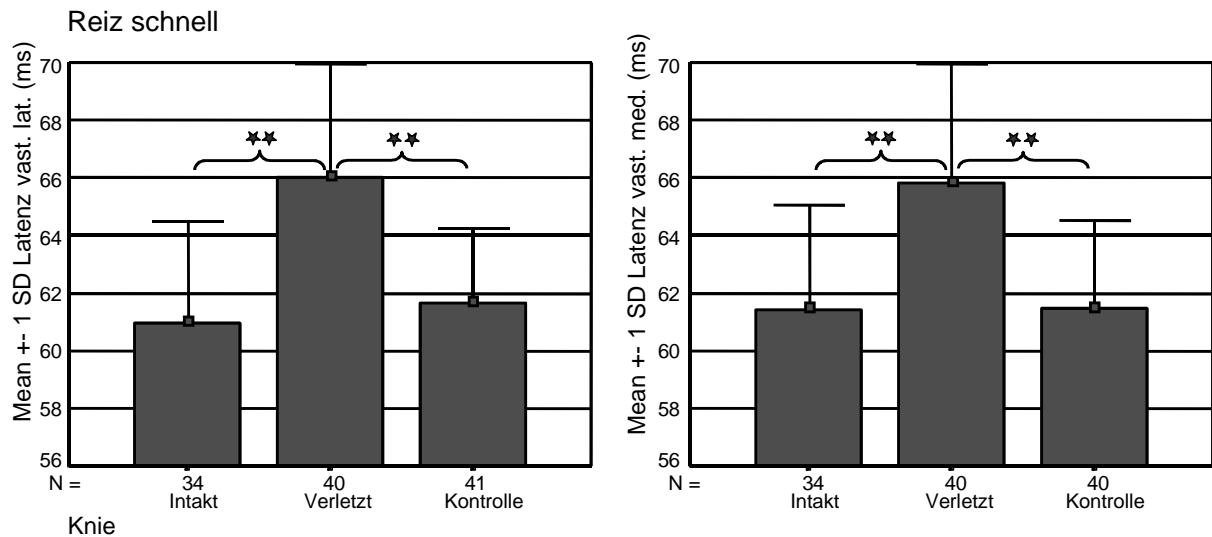


Abbildung 68: Latenzzeiten von Knieextensoren im Bezug auf den Zustand des Kniegelenkes

## FAZIT UND AUSBLICK

### **5.1 Diskussion der Ergebnisse**

#### **5.1.1 Mechanische Parameter**

Die funktionelle Stabilität am Kniegelenk wird durch die Belastung des Beines mit dem Körpergewicht stark erhöht. Dies konnte anhand aller mechanischen Parameter sehr eindrucksvoll dokumentiert werden. Es ergaben sich teilweise sehr signifikante Unterschiede in den mechanischen Parametern hinsichtlich der axialen Belastung des Beines (Markolf et al. 1981; Hollis et al. 1991; Torzilli et al. 1994). Dies unterstreicht die stabilisierende Wirkung, die die gelenkumspannende Muskulatur und die axiale Belastung des Beines in funktionellen Situationen auf das Gelenk ausüben (Solomonow et al. 1987; Baratta et al. 1988; Frndak/Berasi 1991; O'Connor 1993). Die wesentlichen stabilisierenden Faktoren unter diesen funktionellen Untersuchungsbedingungen dürften demnach die axiale Belastung des Beines mit dem Körpergewicht und Muskelkraftkomponenten sein, die zu einer Erhöhung der Kompression des Gelenkes führen.

Die Kraftwerte zum Auslösen der Schublade, mit denen in diesen Untersuchungen gearbeitet wurden, wurden der Literatur entnommen (Markolf et al. 1978; 1981; Daniel et al. 1985; 1989; Anderson/Libscorn 1989; Bach et al. 1990; Rupp et al. 1994; Strobel et al. 1995; Beynon et al. 1992; 1997). Dabei wurde die schwere anteriore Zuglast aus Sicherheitsgründen an die höheren Kraftwerte, die in der Literatur beschrieben sind, angelehnt. Ob nun mit der leichten oder mit der schweren anterioren Zuglast gezogen wurde, hatte auf die funktionelle Stabilität in den gewählten Versuchsbedingungen nur einen erstaunlich geringen Einfluss.

Markolf et al. (1981) berichten in einer in vitro Untersuchung von einer um den Faktor 14,5 verstärkten Gelenkstiffness, wenn das Gelenk mit einer Kompressionskraft von 925N, entsprechend dem einbeinigen Stand eines schweren Mannes, belastet war, im Vergleich zum unbelastetem Gelenk. Andererseits ist aber auch anzunehmen, dass eine in vitro ermittelte durchschnittliche Reißfestigkeit des vorderen Kreuzbands von 1725N bei sportlichen Aktivitäten, wie z.B. Skifahren vermutlich überschritten wird, ohne dass es zu strukturellen Schäden kommt (Johansson et al. 1991). Noyes et al. (1992) schätzen die Belastung des vorderen Kreuzbandes

während den allgemeinen Aktivitäten des täglichen Lebens auf bis zu 454N. Insgesamt stellten die in dieser Arbeit eingesetzten Kräfte wohl eher einen unterschwelligen Reiz für die Kniegelenke in dieser funktionellen Versuchsanordnung dar, so dass für zukünftige Untersuchungen in Abhängigkeit von der Fragestellung gegebenenfalls mit höheren Reizintensitäten gearbeitet werden kann.

Die Unterschiede in der Tibiaverschiebung waren hinsichtlich der Gruppenzugehörigkeit der Probanden nur bei entlastetem Bein signifikant. Bei entlastetem Bein lässt sich noch eine geringfügig erhöhte Laxizität des Kapsel-Band-Apparates bei den verletzten und operierten Kniegelenken (2,6mm) gegenüber den intakten Kniegelenken (1,8mm) nachweisen, die bei belastetem Bein fast vollständig verschwindet. Dies spricht für eine erfolgreiche Rekonstruktion und Rehabilitation der Kniegelenkfunktion.

Damit kann allerdings das gewählte Modell nicht aufrecht erhalten werden, denn entgegen der eingangs formulierten Hypothese lassen sich auch bei den erfolgreich operierten und rehabilitierten Kreuzbandverletzungen der Probanden, die als sporttauglich und beschwerdefrei klassifiziert waren, Unterschiede in der funktionellen Stabilität am Kniegelenk nachweisen.

Alle Probanden bis auf drei waren Sportstudenten, die ihre Ausbildung auch nach der Verletzung noch fortsetzen konnten. Die anderen waren sportlich aktive Studenten, die ihre sportliche Praxis nach Verletzung und Operation wieder aufnahmen. Die Werte, die in der Literatur für die Tibiaverschiebung bei passiven Stabilitätstests angegeben werden, liegen in der Regel eher etwas höher. Für intakte Kniegelenke werden Werte von 2,5mm – 8,9mm angegeben, für verletzte Kniegelenke von 9,4mm – 16,6mm. Dabei sind die verletzten Kniegelenke allerdings nicht operiert und rehabilitiert. (Markolf et al. 1978; Daniel et al. 1985; 1989; Anderson/Libscorn 1989; Dahlstedt/Dalen 1989; Neuschwander et al. 1990; Bach et al. 1990; Andersson 1993; Rupp et al. 1994; Strand/Solheim 1995; Strobel et al. 1995).

Markolf et al. (1981) versuchten den Effekt, den die axiale Belastung des Beines auf die Stabilität hat, in vitro zu messen, indem sie Leichenpräparate mit tibiofemorale Kompressionskräften in Höhe von 925N belasteten. Sie ermittelten für intakte Kniegelenke bei einem Kniewinkel von 20° Flexion eine Reduktion der anteroposterioren Tibiaverschiebung von 13 - 25% . Die Reduktion der Tibiaverschiebung betrug in unseren Untersuchungen durchschnittlich 37%. Obwohl Markolf et al. mit sehr hohen Kompressionskräften arbeiteten, ist der stabilisierende Effekt der axialen Belastung des Beines in unseren Untersuchungen deutlich größer. Wenn in vivo das Bein mit dem Körpergewicht belastet wird, so müssen zusätzlich Muskelkräfte mobilisiert werden, um den

Körperschwerpunkt im Einbeinstand über der Unterstützungsfläche zu halten, und um den Kniewinkel zu fixieren. Teilkomponenten der Muskelkräfte addieren sich dabei zur Gewichtskraft und bewirken eine zusätzliche Kompression der Gelenkkongruenzen (Markolf et al. 1978; Baratta et al. 1988; Frndak/Berasi 1991; O'Connor 1993).

Über den Compliance-Index nach Daniel (1984) lassen sich in den vorgestellten Untersuchungen Unterschiede im Zustand des Kniegelenks in den Versuchsbedingungen mit belastetem Bein nicht genau beschreiben. Lediglich unter axialer Entlastung lassen sich mit diesem Parameter Differenzen bei den Kniegelenken im bezug auf die Gruppenzugehörigkeit erkennen, er ist bei den verletzten Kniegelenken (0,8mm in anteriorer Richtung) gegenüber den intakten Kniegelenken (0,6mm in anteriorer Richtung) etwas erhöht. Auch in der Literatur findet man bei verletzten Kniegelenken (2mm – 7mm) gegenüber unverletzten Kniegelenken (1mm – 1,5mm) einen erhöhten Compliance-Index, allerdings waren die verletzten Kniegelenke in der Literatur im Gegensatz zu den Kniegelenken in diesen Untersuchungen nicht operiert und rehabilitiert (Daniel 1990; Strobel et al. 1995; MedMetric Corp., 1995). Dieser Umstand und das gewählte Untersuchungsdesign einer funktionellen Situation erklärt die relativ geringen Werte für den Compliance-Index in diesen Untersuchungen im Vergleich mit den Werten in der Literatur. Auch der Compliance-Index dokumentiert die stabilisierende Wirkung der axialen Belastung des Beines, er ist bei belastetem Bein durchschnittlich um 40% gegenüber den Versuchsbedingungen mit entlastetem Bein reduziert. Aus der Literatur liegen hierzu keine Vergleichsdaten vor.

Die von Markolf et al. (1981) in die Diskussion gebrachte Gelenkstiffness, definiert als Kraftanstieg pro Längenzunahme ( $\Delta F/\Delta l$ ) für einen Kraftwert von 100N, ist bei verletzten Kniegelenken verringert, was bedeutet, dass ein verletztes Kniegelenk auf einen Kraftanstieg bei einem Kraftwert von 100N mit einer größeren Längenänderung reagiert, als ein intaktes Kniegelenk (Strobel et al. 1995). Strobel et al. machen dazu allerdings keine konkreten Zahlenangaben. Der Trend konnte in diesen Untersuchungen nur bei axial entlastetem Bein bestätigt werden, unter axialer Belastung war tendenziell eher das Gegenteil der Fall. Die Gelenkstiffness hat in der Literatur als Messwert allerdings keine große Verbreitung gefunden, lediglich als theoretisches Konstrukt wurde sie noch längere Zeit diskutiert (Sjölander 1989; Johansson et al. 1990, 1991). Bei der Stiffness nach Markolf et al. (1981) handelt es sich um die Tangentensteigung an einem bestimmten Punkt einer Kurve, es wird daher das Verhalten des Kniegelenks bei einem einzelnen Kraftwert beschrieben. Aussagen über den gesamten Kurvenverlauf sind damit ebenso wenig wie mit dem Compliance-Index oder der maximalen Tibiaverschiebung möglich. Deshalb wurde für diese Untersuchungen die Stiffness des oberen und unteren Kurvenabschnittes berechnet.

Die Stiffness für niedrige Kraftwerte ist erwartungsgemäß bei belastetem Bein ( $120\text{N/mm} = 120 \cdot 10^4 \text{N/m}$ ) höher, als bei entlastetem Bein ( $80\text{N/mm} = 80 \cdot 10^4 \text{N/m}$ ). Für hohe Kraftwerte ist die Stiffness bei belastetem Bein ( $150\text{N/mm} = 150 \cdot 10^4 \text{N/m}$ ) ebenfalls höher, als bei entlastetem Bein ( $100\text{N/mm} = 100 \cdot 10^4 \text{N/m}$ ). Die axiale Belastung des Beines mit  $925\text{N}$  in vitro führte bei einem Kniewinkel von  $20^\circ$  Flexion zu einer Erhöhung der Stiffness auf das Doppelte (Markolf et al. 1981). Die anteriore Stiffness betrug in vivo bei einem Kniewinkel von  $20^\circ$  Flexion mit axial unbelastetem Bein und entspannter Muskulatur durchschnittlich  $5,9 \cdot 10^4 \text{N/m}$  entsprechend  $5,9\text{N/mm}$ . Auch an diesem Parameter zeigt sich die stabilisierende Wirkung, die von der funktionellen Situation dieser Untersuchung ausgeht, denn die Werte für die Stiffness bei niedrigen Zugkräften liegen etwa eine Zehnerpotenz über Werten von Markolf et al. (1981). Vergleicht man die Stiffness für niedrige Zugkräfte mit der Stiffness für hohe Zugkräfte, so erkennt man ein Ansteigen der Stiffness mit zunehmenden Kraftwerten und größeren Tibiaverschiebungen.

Setzt man die beiden Parameter für die Gelenkstiffness miteinander in Beziehung, so sind Aussagen über die Progression der Federkennlinie des Kniegelenkes möglich. Die Progression ist relativ unabhängig von der Höhe der anterioren Zuglast. Die entsprechend der Versuchsbedingungen gruppierten Daten lassen für die Progression auf der Grundlage der untersuchten Probanden keine eindeutigen Unterschiede erkennen, was die Belastung des Beines anbelangt. Hier verhalten sich die verletzten Kniegelenke genau in entgegengesetzter Richtung zu den intakten Kniegelenken und denen der Kontrollgruppe. Während die Progression bei den intakten Kniegelenken und denen der Kontrollgruppe bei belastetem Bein größer ist, als bei entlastetem Bein, ist die Progression bei den verletzten Kniegelenken bei entlastetem Bein größer als bei belastetem Bein. Insgesamt liegt die Progression bei durchschnittlich 1,5, so dass die Stiffness bei hohen Kraftwerten um die Hälfte größer ist, als bei niedrigen Kraftwerten. Inwieweit die Progression des Arthrons von muskulären Aktivitäten während der Untersuchung abhängt, lässt sich durch die zur Kontrolle erhobenen Integralquotienten der Muskeln nicht zweifelsfrei bestimmen. Diese Ergebnisse lassen sich nicht mit Daten aus der Literatur in Beziehung setzen, da die Progression bisher nicht als Messparameter erhoben wurde.

Im Rahmen von Materialtests in vitro wird die Dissipationsenergie in der Literatur häufig nur qualitativ beschrieben, so dass die Energiebilanz als Parameter ebenfalls nicht mit vorhandenen Forschungsergebnissen verglichen werden kann. In diesem Zusammenhang berichten Grieshaber/Faust (1992) von einem Anwachsen der elastischen Unvollkommenheit mit der Höhe der Belastung. Ein ähnliches Ergebnis stellte sich in den vorgestellten Untersuchungen ein, denn bei der schweren anterioren Zuglast war der Energieverlust fast doppelt so hoch wie bei der leichten anterioren Zuglast.

Die gruppenspezifischen Unterschiede in der Energiebilanz sind zwar nicht signifikant, sie zeigen sich jedoch sowohl bei axial belastetem Bein, als auch unter Entlastung. Die Tatsache, dass die verletzten Kniegelenke die Energie, die zum Auslösen der Schublade eingesetzt wurde, zu einem größeren Anteil wieder zurückgeben bedeutet schließlich nichts anderes, als dass sie sich eher elastisch verhalten, im Gegensatz zu den intakten Kniegelenken und denen der Kontrollgruppe, die sich eher plastisch verhalten und die eingesetzte Energie absorbieren. Der Energieverlust bewegt sich im Durchschnitt zwischen 15Nmm ( $= 15 \cdot 10^{-4} \text{Nm}$ ) und 45Nmm ( $= 45 \cdot 10^{-4} \text{Nm}$ ).

Man könnte sich vorstellen, dass die erhöhte Elastizität der verletzten Kniegelenke gegenüber den unverletzten unter Umständen das Resultat einer erhöhten Muskelanspannung während des Versuches ist. Da zur Kontraktion der Muskulatur Energie aus dem Stoffwechsel verbraucht wird, könnte die Energiebilanz als Indikator für die Stiffness des Gelenkes und damit indirekt für den Kontraktionszustand der Muskulatur während der Messung herangezogen werden. Dabei würde die von außen eingebrachte Energie zum Auslösen der Schublade durch Kontraktion der Muskulatur wieder zurückgegeben. Daher wäre anzunehmen, dass der Energieverlust um so geringer wäre, je stärker die Muskulatur während der Messung kontrahiert.

Diese Vorstellung kann durch die zur Kontrolle erhobenen Integralquotienten der Muskeln allerdings nicht gestützt werden. Die Energiebilanz weist zwar eine sehr signifikante, negative Korrelation zum Integralquotienten des M. biceps femoris auf, so dass der Energieverlust um so kleiner ist, je stärker der M. biceps femoris aktiviert wird. Da die Korrelation jedoch sehr gering ausfällt, darf dieses Ergebnis inhaltlich nicht überbewertet werden. Die Annahme, der reduzierte Energieverlust bei den verletzten Kniegelenken könnte das Ergebnis einer erhöhten muskulären Aktivität im Sinne einer Schutzkontraktion sein, konnte durch die gleichzeitig zur Kontrolle erhobenen Integralquotienten der Muskeln daher nicht bestätigt werden.

Da die maximale Tibiaverschiebung, der Compliance-Index und die Stiffness hauptsächlich unter axialer Entlastung des Beines gruppenspezifische Unterschiede der Kniegelenke offenbarten, haben diese Parameter ihre größte Trennschärfe bei der Erfassung der Laxizität des Kapsel-Band-Apparates unter Laborbedingung, wenn die Probanden im Sitzen oder Liegen untersucht werden, wobei das Bein axial entlastet ist. Die in der Literatur beschriebenen Untersuchungen, bei denen derartige Parameter erhoben wurden, wurden dementsprechend in der Regel im Sitzen bei muskulärer Entspannung durchgeführt (Markolf et al. 1978; 1981; Daniel et al. 1985; 1989; Anderson/Libscorn 1989; Dahlstedt/Dalen 1989; Neuschwander et al. 1990; Andersson 1993; Strand/Solheim 1995; Strobel et al. 1995).

Will man die mechanischen Parameter mit den in der Literatur gebräuchlichen, unteren Kraftwerten (67N – 133N) erheben, so sollte man darauf achten, dass das untersuchte Bein axial entlastet ist, da die verletzungsbedingten Unterschiede ansonsten verschwinden. Um in funktionellen Bedingungen und zumal bei axialer Belastung des Beines untersuchen zu können, sind höhere Kraftwerte notwendig (Markolf et al. 1981; Hollis et al. 1991; Torzilli et al. 1994). Aufgrund der axialen Kompression des Gelenkes und der Haftreibung der Gelenkkongruenzen erscheint eine Kraft von mindestens 200N notwendig, um überhaupt eine relevante Schublade auslösen zu können. Allerdings sollten für zukünftige Untersuchungen in funktionellen Situationen Kraftwerte im Bereich von 200N – 400N eingesetzt werden.

Herzog et al. (1998) haben an einer Untersuchung am Katzenknie die Bedeutung funktioneller Stabilitätstests herausgearbeitet, indem sie kinetische und kinematische Parameter erhoben haben. Während bei statischer Belastung des Gelenkes bereits nach vier Monaten noch kaum mehr Unterschiede zwischen dem Kniegelenk ohne vorderes Kreuzband und dem intakten Kniegelenk festzustellen war, ergaben sich im Gangbild bei dynamischer Belastung des Gelenkes noch nach einem Jahr deutliche Unterschiede zwischen dem verletzten und dem intakten Kniegelenk. Als problematisch erwies sich in diesem Zusammenhang vor allem die anteroposteriore Instabilität, da die Rotationsstabilität bereits vier Monate nach Verletzung wieder hergestellt war. Sie leiteten daraus die Notwendigkeit ab, die Tibiaverschiebung in Relation zum Femur, und die Bedeutung der Muskelfunktion für die Stabilität am Kniegelenk genau zu untersuchen.

Die Integralquotienten, die bei der Untersuchung mit langsamer Krafteinleitung zur Kontrolle erhoben wurden, machen deutlich, dass die beiden Vasti bei den verletzten Kniegelenken weniger aktiv wurden, als bei den intakten Kniegelenken und denen der Kontrollgruppe. Dies kann als Indiz für eine verletzungsbedingte, reflektorische Quadrizepsinhibition gewertet werden (Solomonow et al. 1987; Corrigan et al. 1992). Dabei haben die Parameter der muskulären Aktivitäten allerdings nur einen geringen Einfluss auf die mechanischen Stabilitätsparameter.

### **5.1.2 Neurophysiologische Parameter**

Die mechanischen Parameter zur Bestimmung der Laxizität des Kapsel-Band-Apparates wurden alle in den Untersuchungen mit langsamer Krafteinleitung erhoben. Zusätzlich wurden in diesen Untersuchungen die Integralquotienten der Muskeln gemessen, um einen möglichen Einfluss der Muskulatur auf die mechanischen Parameter dokumentieren zu können. Die neurophysiologischen Parameter zur Bestimmung der Muskelfunktion wurden in den Untersuchungen mit schneller Krafteinleitung erfasst.

Das Ausmaß der Aktivitätssteigerung der Muskeln als Folge des schnellen destabilisierenden Reizes ist stark abhängig von der Belastung des Beines. Während die Knieextensoren stärker bei belastetem Bein ansprachen (30% - 50%), wurden die Knieflexoren stärker bei entlastetem Bein aktiv (200% - 500%). Dies ist bei der Konzeption von Präventions- und Rehabilitationsübungen zu berücksichtigen und im Zusammenhang mit den Unterschieden in der Tibiaverschiebung hinsichtlich der Belastung des Beines zu sehen (Markolf et al. 1981).

Die Tatsache, dass die Knieextensoren bei belastetem Bein stärker aktiv wurden als bei entlastetem Bein ist vermutlich auf zwei Ursachen zurückzuführen. Zum einen muss der Quadrizeps einen gewissen Grundtonus aufweisen, um einen Kniewinkel von 30° Flexion bei belastetem Bein zu halten. Die Muskelspindeln eines derart voraktivierten Muskels werden voraussichtlich sensibler eingestellt sein, als bei völlig entspannter Muskulatur. Wird nun ein mechanischer Reiz von außen auf das Kniegelenk ausgeübt, so wird er über die Gelenkrezeptoren registriert und an das ZNS weitergeleitet. Von dort aus werden effektorische Impulse an die kniestabilisierende Muskulatur ausgesandt. Diese Impulse können von sensibilisierten Muskelspindeln mit höheren Aktivitäten beantwortet werden als von unsensibel eingestellten Muskelspindeln. (Johansson et al. 1991)

Zum anderen wurden neben den maximalen EMG-Amplituden die Integralquotienten der Muskeln als Maß für die Höhe der Aktivierung herangezogen. Die Intervallgrenze des einen Integrals liegt bei 100ms nach dem Kraftmaximum. Der initiale Kraftanstieg liegt bei 30ms vor dem Kraftmaximum, so dass insgesamt Aktivitäten in einem Zeitraum von ca. 130ms nach Kraftanstieg erfasst werden. In diesem Zeitraum können sich schon posturale Effekte bemerkbar machen, denn bei belastetem Bein ist der Quadrizeps mitverantwortlich dafür, dass der Körperschwerpunkt über der Unterstützungsfläche gehalten und der aufrechte Stand gewährleistet wird (Dietz et al. 1990; 1992; Tittel 1995).

Die Knieflexoren werden stärker bei entlastetem Bein aktiv, weil die anteriore Tibiaverschiebung infolge einer Krafteinwirkung bei entlastetem Bein wegen fehlender axialer Kompression wesentlich größer ausfällt, als bei belastetem Bein. In diesem Zustand sind die Ischiokruralen die einzigen Synergisten zum vorderen Kreuzband, die daher entsprechend stark aktiviert werden müssen, um die Schublade wirkungsvoll nach anterior zu begrenzen (Hollis et al. 1991; Lysholm et al. 1994; Beynnon et al. 1997).

Die sogenannten passiven Strukturen des Kniegelenkes sind sensorisch innerviert und in einem Reflexbogen mit der ischiokruralen Muskulatur verschaltet (Solomonow et al. 1987; Grabiner 1993; Grabiner et al. 1994). Bei Verletzungen geht dem Kniegelenk nicht nur etwas von seiner



ligamentären Stabilität verloren, sondern es wird auch ein Teil seiner Sensorik zerstört. Die ligamentäre Stabilität des Kniegelenkes kann durch eine Operation recht gut rekonstruiert werden. Es ist aber anzunehmen, dass durch Einschnitte in die Gelenkkapsel bei der Operation weitere sensorische Nervenendigungen zerstört werden (Sjölander 1989). Durch die Veränderung des sensorischen Anteiles des Reflexbogens mit der gelenkstabilisierenden Muskulatur verändert sich auch die funktionelle Stabilität am Kniegelenk (Johansson et al. 1991, Reuter et al. 1994, Pfeifer 1996). Dies manifestiert sich unter anderem in einem veränderten Innervationsverhalten der kniestabilisierenden Muskulatur. Destabilisierende Reize werden von der Muskulatur eines verletzten Gelenkes verändert beantwortet.

Das Einwachsen neuronaler Strukturen in Kreuzbandimplantate konnte morphologisch inzwischen mehrfach nachgewiesen werden (Fromm et al. 1993; Biedert/Zwick 1998; Biedert et al. 1998). Ob diese Strukturen wieder die volle funktionelle Bedeutung erlangen, ist allerdings bislang noch nicht endgültig geklärt (Johansson et al. 1991; Görtzen et al. 1993). Biedert et al. (1998) konnten arthroskopisch durch Zug am Kreuzbandtransplantat mit dem Tasthaken ein Schmerzempfinden bei den meisten ihrer Probanden auslösen. Mit dem Lachman-Test konnten sie am Kniegelenk mit Kreuzbandtransplantat eine reflektorische Aktivierung der Ischiokruralen auslösen. Dieser Reflex kann jedoch nicht eindeutig dem Kreuzbandtransplantat zugeordnet werden, da am Kniegelenk die meisten sogenannten passiven Strukturen sensorisch innerviert sind. Biedert et al. schlossen daraus, dass das Transplantat (Lig. patellae) zumindest teilweise im nozizeptiven System wieder reintegriert wird.

In diesen Untersuchungen war die Ischiokruralmuskulatur bei den verletzten Kniegelenken signifikant stärker aktiv, als bei den intakten Kniegelenken und bei den Probanden der Kontrollgruppe. Eine verstärkte Aktivität der Ischiokruralen führt ebenso, wie eine Quadrizepsinhibition zu einer Entlastung des Kniegelenkes in anteriorer Richtung. Daher könnten beide Ereignisse als Schutzmaßnahme vor Tibiaverschiebungen in anteriorer Richtung interpretiert werden (Solomonow et al. 1987; Baratta et al. 1988; Frndak/Berasi 1991; Devita et al. 1991; O'Connor 1993; Lysholm et al. 1994; Beynnon et al. 1997).

Die Aktivitäten der Vasti waren allerdings in den Untersuchungen mit schneller Kraftereinleitung bei den verletzten Kniegelenken ebenfalls tendenziell gegenüber den intakten und denen der Kontrollgruppe verstärkt. Wenn nun die beiden Vasti in den Versuchen mit schneller Kraftereinleitung bei den verletzten Kniegelenken stärker aktiv sind, als bei den unverletzten Kniegelenken, so besteht hier ein Widerspruch zu den Ergebnissen der Versuche mit langsamer

Krafteinleitung, denn hier waren die Vasti bei den verletzten Kniegelenken weniger stark aktiv, als bei den unverletzten Kniegelenken.

Dieser Widerspruch in den vorgestellten Untersuchungsergebnissen findet sich in der Literatur wieder. Wißmeyer et al. (1997) konnten mit H-Reflex-Messungen Unterschiede zwischen intakten Kniegelenken und Kniegelenken mit Verletzungen des vorderen Kreuzbandes feststellen. Bei Kniegelenken mit intaktem vorderem Kreuzband führte eine anteriore Zugbelastung am Unterschenkel zu einer verminderten H-Reflex-Antwort des Quadrizeps im Vergleich mit Kniegelenken, deren vordere Kreuzbänder durchtrennt waren. Wißmeyer et al. (1997) erklärten die verminderte Quadrizepsaktivierung der kreuzbandintakten Kniegelenke mit einer reflektorischen Inhibition des Quadrizeps durch das vordere Kreuzband als Schutz vor weiterer Dehnung, welche die Zugkraft des Quadrizeps verursachen könnte. Bei Kniegelenken mit durchtrenntem vorderem Kreuzband führte die Zugbelastung dagegen zu einem Anwachsen H-Reflex-Amplitude, da die inhibitorischen Einflüsse aus dem vorderen Kreuzband fehlten. Auf den Widerspruch der Ergebnisse dieser Untersuchung zu Befunden aus der klinischen Praxis wurde bereits in der Einleitung hingewiesen (Solomonow et al. 1987; Corrigan et al. 1992).

Die Ergebnisse von Wißmeyer et al. (1997) sind inhaltlich schlüssig, solange man davon ausgeht, dass an diesem Reflexbogen ausschließlich vorderes Kreuzband und Quadrizeps beteiligt sind. Dann kann man sich vorstellen, dass ein vorhandenes vorderes Kreuzband bei Zugbelastung einen inhibitorischen Einfluss auf die Quadrizepsmuskulatur ausübt. Dieser inhibitorische Einfluss würde natürlich mit dem Verlust des vorderen Kreuzbandes zum Erliegen kommen. Dabei muss man allerdings annehmen, dass ausschließlich das vordere Kreuzband Dehnungszustände registriert, und an das ZNS weiterleitet. Dies ist z.B. dann der Fall, wenn operativ das vordere Kreuzband isoliert gedehnt wird (Grüber et al. 1986; Sjölander 1989; Johansson et al. 1991; Biedert et al. 1998).

Wenn die Zugbelastung, wie bei Wißmeyer et al. (1997) aber nicht direkt am vorderen Kreuzband, sondern am Unterschenkel eingeleitet wird, so wird natürlich nicht nur das vordere Kreuzband gedehnt, sondern auch alle übrigen Strukturen am Kniegelenk, die ebenfalls sensorisch innerviert sind (Kennedy et al. 1982; Reuter et al. 1994). Daher ist anzunehmen, dass nicht nur Rezeptoren des vorderen Kreuzbandes einen Dehnungsreiz registrieren, sondern auch Rezeptoren von anderen Strukturen, z.B. der Gelenkkapsel.

Wenn nun aber das vordere Kreuzband fehlt, so fehlt nicht nur ein Dehnungssensor am Kniegelenk, sondern auch der Hauptstabilisator des Kniegelenkes gegen eine Subluxation der Tibia nach ventral (Hollis et al. 1991). Das bedeutet, dass bei gleicher äußerer Zugbelastung am

Unterschenkel, aufgrund der größeren Tibiaverschiebung, die Dehnungsbeanspruchung der übrigen Strukturen bei fehlendem vorderem Kreuzband größer ist als bei vorhandenem vorderem Kreuzband (Daniel et al. 1985; Neuschwander et al. 1990; Strobel et al. 1995). Daher werden die übrigen Strukturen einen verstärkten anterioren Dehnungsreiz registrieren und an das ZNS weiterleiten.

Es ist allerdings schwer vorstellbar, dass Dehnungsreize aus den übrigen Kniegelenkstrukturen nicht ebenso einen inhibitorischen Einfluss auf die Quadrizepsmuskulatur ausüben sollten, wie dies Dehnungsreize aus dem vorderen Kreuzband tun (Draganich et al. 1989). Der Dehnungsreiz müsste bei fehlendem vorderem Kreuzband aufgrund der vergrößerten Tibiaverschiebung um so größer ausfallen. Dieser Mechanismus könnte die Quadrizepsinhibition bei isolierter Kniestreckung, sowie die teilweise hartnäckige Quadrizepsatrophie nach Verlust des vorderen Kreuzbandes erklären (Solomonow et al. 1987; Corrigan et al. 1992; Raunest et al. 1996; Borsa et al. 1997).

Hogervorst/Brand (1998) bieten hierzu eine Argumentation sozusagen von der anderen Seite an. Solange sich das vordere Kreuzband in einem physiologischen Dehnungszustand befindet, führen Afferenzen aus dem vorderen Kreuzband zu einer Fazilitation des Quadrizeps. Wird das vordere Kreuzband über die physiologischen Grenzen hinaus gedehnt oder fehlt das vordere Kreuzband gar, so fallen diese Afferenzen aus und die Fazilitation des Quadrizeps verschwindet.

Einen weiteren Erklärungsansatz für die Quadrizepsinhibition bietet die Redundanz der unterschiedlichen Propriozeptoren. Dehnungsbelastungen werden von einer Vielzahl von Rezeptoren aus unterschiedlichen Strukturen an das ZNS gemeldet. Wenn nach Verlust des vorderen Kreuzbandes ein Dehnungsreiz aus der Gelenkkapsel und übrigen Strukturen registriert und weitergeleitet wird, gleichzeitig aber solche Dehnungsinformationen aus dem vorderen Kreuzband ausbleiben, so kann man sich vorstellen, dass das ZNS das Ausbleiben von propriozeptiven Informationen aus dem vorderen Kreuzband als Verlust der morphologischen Struktur des vorderen Kreuzbandes interpretiert.

Auch in diesem Fall sähe sich das ZNS mit einer erhöhten anterioren Instabilität des Kniegelenkes konfrontiert, daher wäre auch hier eine reflektorische Inhibition des Quadrizeps aufgrund seiner anterioren Kraftkomponenten eine sinnvolle Reaktion. Durch eine reduzierte Kontraktionskraft des Quadrizeps könnte eine Reduktion der durchschnittlichen Belastung des vorderen Kreuzbandes in statischen Situationen bei weniger als 60° Knieflexion herbeigeführt werden

(Beynon et al. 1997). Eine gleichzeitige Kontraktion der ischiokruralen Muskulatur führt zu einer weiteren Entlastung des vorderen Kreuzbandes (An et al. 1990; O'Connor 1993; More et al. 1993).

Diese beiden Ansätze könnten die verminderte Aktivierung der beiden Vasti in den vorgestellten Untersuchungen mit langsamer Kraftereinleitung erklären. Wie steht es nun aber mit der verstärkten Aktivierung der beiden Vasti in den Untersuchungen mit schneller Kraftereinleitung? Die Arbeiten, die eine Quadrizepsatrophie oder eine Quadrizepsinhibition als Folge einer Verletzung des vorderen Kreuzbandes konstatieren, beziehen sich in der Regel auf Bewegungen mit geringer Dynamik. Corrigan et al. (1992) beschreiben die Konsequenzen von Kreuzbandverletzungen für die Propriozeption in Versuchen, in denen die Probanden vorgegebene Gelenkwinkel ansteuern müssen, Solomonow et al. (1987) beobachten eine verletzungsbedingte Quadrizepsinhibition bei der Kniestreckung an einem isokinetischen Trainingsgerät mit einer Winkelgeschwindigkeit von  $180^\circ/\text{s}$ .

Wenn nun aber, wie in den Untersuchungen mit schneller Kraftereinleitung ein destabilisierender Reiz mit hoher Dynamik auf das Kniegelenk trifft, so kann ein Kniegelenk ohne vorderes Kreuzband aufgrund fehlender Rezeptoren unter Umständen wichtige Reizqualitäten wie z.B. die Richtung der Kraftwirkung nicht mehr wahrnehmen (Corrigan et al. 1992; Miyatsu et al. 1993; Blümel/Kraatz 1997). Daher wäre die einzig mögliche Reaktion eine möglichst schnelle, aber sehr pauschale und undifferenzierte Erhöhung der Spannung sämtlicher Muskeln, die das Kniegelenk umgeben, um so eine Mantelspannung um das Gelenk herum zu erzeugen, wodurch es gegen jede Kraftwirkungsrichtung stabilisiert würde. Wenn der Reiz eine gewisse Dynamik erreicht, so wäre demnach bei den verletzten Kniegelenken mit einer erhöhten Aktivierung der Vasti im Vergleich mit den unverletzten Kniegelenken zu rechnen, während in Alltagssituationen und Reizkonstellationen mit niedriger Dynamik bei den verletzten Kniegelenken eine Quadrizepsinhibition vorliegt. Dieser Ansatz könnte die widersprüchlichen Untersuchungsergebnisse in der Literatur und das widersprüchliche Verhalten der Vasti in den Untersuchungen mit langsamer und schneller Kraftereinwirkung erklären.

Die Ergebnisse aus den Untersuchungen mit schneller Kraftereinleitung würden dabei den Befunden von Wißmeyer et al. (1997) entsprechen, sie dürfen in dieser Frage aber nicht überinterpretiert werden, da Wißmeyer et al. keine Aussagen zur Dynamik ihrer Reize und zum Verhalten der Ischiokruralen machen und da die Ergebnisse dieser Untersuchungen zwar für die Ischiokruralen, aber nicht für die Vasti signifikant sind. Hier ist noch einige Forschungsarbeit zu leisten, um Erklärungen für die sich teilweise widersprechenden Befunde geben zu können.

Wenn der angebotene Erklärungsansatz zutrifft, dann besteht hierin eine Chance für die Rehabilitation, die drohende Quadrizepsatrophie anzugehen, indem man die inhibitorischen Einflüsse aus dem ZNS überwindet. Da sich der Quadrizeps im rehabilitativen Krafttraining aufgrund der inhibitorischen Einflüsse nur schwer ansprechen lässt, sollte das Kniegelenk im Rahmen eines koordinativen Trainings gezielt und dosiert destabilisiert werden, um die stabilisierende Muskulatur des Kniegelenkes, d.h. auch den Quadrizeps zur reflektorischen Kontraktion zu zwingen (Pässler/Shelbourne 1993). Dabei muss darauf geachtet werden, dass die Dynamik des destabilisierenden Reizes ausreichend hoch ist, so dass alle an der Gelenkstabilität beteiligten Muskeln, auch die Vasti reflektorisch kontrahieren. Es ist die Frage, ob Trainingsformen wie Stehen auf wackeligem Untergrund, wie sie derzeit bereits in der Rehabilitation eingesetzt werden, die nötige Dynamik aufweisen, um das Geforderte zu leisten. Auf der anderen Seite muss natürlich gewährleistet sein, dass der destabilisierende Reiz keine morphologischen Strukturen zerstören kann.

Die Höhe der muskulären Aktivität nach dem destabilisierenden Reiz wurde über die maximale EMG-Amplitude und über den Quotient der integrierten EMGs 100ms vor und 100ms nach der maximalen Kraftentfaltung des destabilisierenden Reizes abgeschätzt. Die gruppenspezifischen Unterschiede waren bei der maximalen EMG-Amplituden der Muskeln nicht so augenfällig, wie bei den errechneten Integralquotienten.

Außer der Höhe der Aktivität war noch der Zeitpunkt der einsetzenden Muskelaktivität in Abhängigkeit vom destabilisierenden Reiz von Interesse. Dieser Zeitpunkt wurde über die Latenzzeit der Muskeln zwischen dem initialen Kraftanstieg des destabilisierenden Reizes und dem Anstieg der EMG-Kurve des Muskels abgeschätzt.

Alle Muskeln, bis auf den *M. gastrocnemius medialis* hatten Latenzzeiten von 60-70ms nach initialem Kraftanstieg. Wojtys et al. (1996) berichten von vergleichbaren Latenzzeiten. Die gemessenen Latenzzeiten lassen einen polysynaptischen Reflex vermuten (Houk/Rymer 1981; Schmidt/Thews 1997). Der *M. gastrocnemius medialis* antwortete regelmäßig mit einer Latenzzeit von 33-36ms. Dieser monosynaptische Reflex wurde vermutlich durch die Bandschlinge ausgelöst, über die die anteriore Zugkraft eingeleitet wurde, und die über den Bauch des *M. gastrocnemius medialis* gelegt werden musste (Wojtys et al. 1996). Daher wurde der *M. gastrocnemius medialis* aus allen gruppenspezifischen Betrachtungen ausgeschlossen.

Eine mögliche Verlängerung der Latenzzeiten polysynaptischer Reflexe infolge von Verletzungen des vorderen Kreuzbandes wird in der Literatur noch immer kontrovers diskutiert (Beard et al.

1993; 1994; Jennings/Seedhom 1994). Während Beard et al. signifikante Verlängerungen der Latenzzeit der Ischiokruralmuskulatur bei Kreuzbandverletzten gegenüber Unverletzten feststellten, konnten Jennings/Seedhom mit dem gleichen Untersuchungsdesign diese Ergebnisse nicht nachvollziehen. Beard et al. haben für das unverletzte Bein ihrer Probanden eine durchschnittliche Latenzzeit der Ischiokruralmuskulatur von 53ms ermittelt, für das verletzte Bein betrug die Latenzzeit im durchschnitt 99ms. Dabei haben sie ihre verletzten Probanden drei Wochen nach einem arthroskopischen Eingriff untersucht, so dass die Unterschiede, wie Jennings/Seedhom argumentieren, eventuell auf die Folgen des Eingriffs zurück zu führen sind.

In der Untersuchung von Jennings/Seedhom wurde die Tibiaverschiebung mit einem Beschleunigungsaufnehmer an der Tuberositas tibiae gemessen. Die Bewegung des Oberschenkels wurde jedoch genau so, wie bei Beard et al. nicht registriert, so dass zwar der Beginn der Tibiabewegung im Raum klar ist, nicht aber der Beginn der Tibiaverschiebung relativ zum Oberschenkel. An diesem Zeitpunkt verankern allerdings sowohl Beard et al., als auch Jennings/Seedhom ihre Latenzzeiten. Jennings/Seedhom kamen dabei auf durchschnittliche Latenzzeiten an den Ischiokruralen von 30ms für die verletzten Kniegelenke und 32ms für die unverletzten Kniegelenke, der Unterschied ist hier nicht signifikant. Diese Latenzzeiten liegen noch im Bereich von short-latency-Reflexen, so dass man annehmen muss, dass entweder ein früheres Ereignis als die messbare Tibiaverschiebung den Reflex auslöst und damit die Latenzzeit in Wahrheit länger ist, oder dass durch den Versuchsaufbau die Ischiokruralmuskulatur direkt gedehnt wird und dadurch ein Muskeldehnungsreflex ausgelöst wird. Ein Muskeldehnungsreflex wird durch den Zustand am Kniegelenk in seiner Latenzzeit allerdings nicht beeinflusst, so dass Jennings/Seedhom natürlich auch keine gruppenspezifischen Unterschiede feststellen konnten.

Die Größe des Unterschiedes in den Ergebnissen von Beard et al. (53ms) und Jennings/Seedhom (30ms) für das intakte Bein ihrer Probanden zeigt auch, dass die beiden Arbeitsgruppen trotz eines identischen Versuchsdesigns offensichtlich etwas unterschiedliches gemessen haben. Geringfügige Abweichungen in der Höhe der anterioren Zugkraft (100N versus 140N), sowie in der axialen Belastung des Beines (vollbelastet versus teilbelastet) können alleine dieses unterschiedliche Ergebnis nicht erklären.

In den vorgestellten Untersuchung waren die Latenzzeiten einiger Muskeln in der Versuchsgruppe auf der operierten Seite gegenüber der intakten Seite und gegenüber den Probanden der Kontrollgruppe signifikant um durchschnittlich ca. 5ms verlängert. Diese Verlängerung der Latenzzeit muss als funktionelles Defizit angesehen werden, da der Muskel in einer traumatisierenden Situation mit einem Reflexreiz aktiviert wird, und nach der Latenzzeit schnell

motorische Einheiten mobilisiert werden, um die Stiffness der Muskulatur zu erhöhen und so eine Mantelspannung um das Gelenk herum zu erzeugen (Johansson et al. 1991; Gollhofer et al. 1995).

Eben dieser Effekt ist im Sinne der Prävention besonders anzustreben, da das Kniegelenk nur dann hinreichend stabilisiert werden kann, wenn die umspannenden Muskeln simultan mit schnellem Kraftanstieg kontrahieren und damit verhindern, dass traumatisierende Gelenkkräfte entstehen.

Mehr noch als bei den Maßen der muskulären Aktivität ergeben sich bei den Latenzzeiten bedeutende Unterschiede im bezug auf den Zustand des Kniegelenkes. Die Latenzzeiten der verletzten Kniegelenke sind bei den Mm biceps femoris, semitendinosus, vastus lateralis und vastus medialis signifikant verlängert, so dass die Messung der Latenzzeiten in dieser Versuchsanordnung im rechts-links-Vergleich als zusätzliches Diagnostikum bei Verletzungen des vorderen Kreuzbandes eingesetzt werden könnte.

Die Wirkungsweise der Gelenkstabilisierung über polysynaptische Reflexe, die durch Propriozeptoren des Gelenkes ausgelöst werden, wird mit einer Sensibilisierung der Muskelspindeln über die  $\gamma$ -Motoneuronen erklärt. Zum besseren Verständnis kann man die Gelenkstabilisierung modellhaft in zwei Phasen zergliedern:

Zuerst wird aufgrund äußerer Belastungen mittlerer Intensität durch die Propriozeptoren ein bestimmtes Beanspruchungsniveau des Gelenkes registriert, was dazu führt, dass über die  $\gamma$ -Motoneuronen das Erregbarkeitsniveau der Muskelspindeln abgesenkt wird. Dieser polysynaptische Reflex reguliert dadurch permanent den Muskeltonus. Dieser Vorgang beeinflusst wesentlich die Stiffness und damit die funktionelle Stabilität des Gelenkes (Sjölander 1989; Johansson et al. 1991).

Wenn in diesem Zustand der Vorinnervation eine hochintensive äußere Belastung auftritt, kann man sich vorstellen, dass dies nun nicht mehr nur die Propriozeptoren des Gelenkes registrieren, sondern nun werden vermutlich auch minimale Muskeldehnungen, die durch Gelenkbewegungen verursacht werden, über die sensibilisierten Muskelspindeln registriert. Dies könnte nun über eine Erregung der  $\alpha$ -Motoneuronen zu einer zusätzlichen Muskelkontraktion mit dem Ziel führen, die Stiffness weiter zu erhöhen und dadurch das Gelenk zu stabilisieren. Dieser zweite Reflexbogen würde also bei entsprechender Vorbelastung über die Muskelspindeln und nicht mehr über die Propriozeptoren laufen. Der zweite  $\alpha$ -motorische Reflexanteil wäre dann also nicht polysynaptisch sondern monosynaptisch und würde daher nur etwas mehr als die halbe Latenzzeit benötigen. Dadurch wäre für die Gelenkstabilisation wertvolle Zeit gewonnen.

Wenn empirisch der Prozess der funktionellen Gelenkstabilisation untersucht wird, so wird in der Regel nur ein  $\alpha$ -motorischer Reflex, der von den Propriozeptoren des Gelenkes herrührt, erfasst. Die Versuchsanordnungen gleichen sich dahingehend, dass die Probanden in einer funktionellen Situation untersucht werden. Man strebt dabei allerdings in der Regel an, dass die Probanden möglichst entspannt stehen, um im EMG eine möglichst glatte Nulllinie zu erhalten. Sie sind dabei aber in der Regel in einem stark unterschwelligen Beanspruchungsniveau, was sich darin äußert, dass die Muskulatur wenig tonisiert ist und die Muskelspindeln über die  $\gamma$ -Motoneuronen entsprechend unsensibel eingestellt sind.

Dies hat für die Untersucher den Vorteil, dass sich einzelne Reflexe im EMG gut darstellen lassen, weil sie als Spitzen aus einer Nulllinie herausragen. Wenn nun in eine derart entspannte Muskulatur ein destabilisierender Reiz für das Gelenk gegeben wird, so wird die Reflexantwort in der Regel durch die Propriozeptoren des Gelenkes ausgelöst und daher wird es sich um einen polysynaptischen Reflex handeln (Beard et al. 1994; Gollhofer et al. 1994; Bruhn/Gollhofer 1998).

Dieses Verfahren könnte nun zur Folge haben, dass der zweite Reflexanteil nur als polysynaptischer und nicht als monosynaptischer Reflex erfasst werden kann, da ein monosynaptischer Reflex nur bei einem entsprechenden Muskeltonus und bei entsprechender Sensibilität der Muskelspindeln in Kombination mit der entsprechenden Reizintensität ausgelöst würde. Daher müsste einschränkend formuliert werden, dass eine Verlängerung der Latenzzeiten polysynaptischer Reflexe, wie sie in diesen Untersuchungen nachgewiesen werden konnte, nach derzeitigem Kenntnisstand als funktionelles Defizit zu betrachten ist. Das Zusammenspiel der  $\alpha$ - $\gamma$ -Motorik in Sinne einer funktionellen Gelenkstabilisierung ist dabei allerdings noch nicht hinreichend genau erforscht.

Betrachtet man die Unterschiede in den maximalen EMG-Amplituden, den Integralquotienten und den Latenzzeiten der Muskeln zusammen, so gewinnt man den Eindruck, dass die kniestabilisierenden Muskeln der verletzten Kniegelenke zwar später reagieren, als die der intakten Kniegelenke und denen der Kontrollgruppe, dass sie aber auch versuchen dieses funktionelle Defizit durch eine verlängerte Aktivität im Sinne einer erhöhten Aktivierung wieder auszugleichen.

Angesichts der von Johansson et al. (1991) angegebenen Zeiten von 40ms zwischen traumatisierendem Ereignis und der Zerstörung morphologischer Strukturen besteht jedoch die Gefahr, dass vor allem im Hinblick auf Rezidivtraumen die Kompensation einer verlängerten Latenzzeit nicht möglich ist (Rack 1981).



## 5.2 Schlussfolgerungen und Ausblick

Das neu konstruierte Messgerät wurde *in vitro* am Leichenpräparat mit Röntgenaufnahmen validiert. Erstmals ist es in einem funktionell – komplexen Untersuchungsansatz möglich, komplexe Abschätzungen der Stabilität des Kniegelenkes auch in alltagsmotorisch relevanten Situationen zu machen. Damit ist sowohl im Hinblick auf Prävention, als auch im Hinblick auf Rehabilitation ein neues, exaktes Diagnoseverfahren funktioneller Gelenkstabilität gegeben. Aufgrund der Untersuchungsergebnisse konnten die Probanden mit einer Trainingsberatung für ihre Prävention versehen werden.

Die in den bisherigen Untersuchungen erprobte Methode und die dabei gewonnenen Ergebnisse sind geeignet, Defizite im Wissen um die funktionelle Stabilität beheben zu helfen. Mit diesem Untersuchungsansatz ist es möglich, Erkenntnisse über die Stabilität eines Gelenkes in seiner Funktion zu gewinnen. Die Beanspruchung von Gelenken durch die Belastung in leistungssportlicher Praxis ist noch weithin unbekannt. Weitere Untersuchungen sind daher notwendig, um die Wirkung verschiedener Therapie- und Trainingsmaßnahmen auf die funktionelle Stabilität am Kniegelenk zu untersuchen.

Mit den mechanischen Parametern, die in diesen Untersuchungen verwendet wurden, konnte nachgewiesen werden, dass die verletzten Kniegelenke der Probanden aus der Versuchsgruppe eine geringfügig erhöhte Laxizität des Kapsel-Band-Apparates, eine geringfügig verstärkte Progression, sowie einen etwas geringeren Energieverlust aufwiesen als die intakten Kniegelenke und die der Kontrollgruppe.

Bei entlastetem Bein waren mechanische Unterschiede zwischen den verletzten Kniegelenken auf der einen Seite und den unverletzten Kniegelenken, sowie denen der Kontrollgruppe auf der anderen Seite nachweisbar. Dies ist um so bemerkenswerter, als die verletzten Kniegelenke alle erfolgreich operativ versorgt und rehabilitiert waren. Alle Probanden waren als sporttauglich aus der Behandlung entlassen. Die nachgewiesenen mechanischen Unterschiede hatten dabei keine Auswirkung auf die Alltagstauglichkeit und die Befindlichkeit, die die Probanden berichteten. Dies unterstreicht auch die Empfindlichkeit des eingesetzten Instrumentariums.

Die Tibiaverschiebung in anteriorer Richtung bleibt das Maß aller Dinge, wenn es darum geht, die Laxizität des Kapsel-Band-Apparates in anteriorer Richtung zu bestimmen. Mit zusätzlich zur Tibiaverschiebung erhobenen mechanischen Parametern wie Compliance-Index, Stiffness, Progression und Energiebilanz entsteht allerdings ein differenzierteres, und komplexeres Bild von der Laxizität des Kapsel-Band-Apparates.

Der Compliance-Index bietet bei ausreichend großer anteriorer Zuglast ebenfalls eine ordentliche Trennschärfe, allerdings steht er in einem hohen bis sehr hohen Zusammenhang mit der Tibiaverschiebung, so dass sein zusätzlicher Informationswert gering ist.

Die erhobenen Stiffness – Parameter waren vor allem geeignet, den axialen Belastungszustand des Beines wiederzugeben, da die Werte für die Stiffness bei axial belastetem Bein nahezu doppelt so hoch waren, wie bei entlastetem Bein.

Die Progression als Veränderung der Stiffness in Abhängigkeit von der Höhe der eingeleiteten Zugkraft verhielt sich bei den verletzten Kniegelenken im bezug auf den Belastungszustand des Beines genau in entgegengesetzter Weise, wie bei den intakten Kniegelenken. Bei axial entlastetem Bein war die Progression bei den verletzten Kniegelenken größer, bei axial belastetem Bein war die Progression bei den intakten Kniegelenken größer. Sollte dieser Befund in zukünftigen Untersuchungen bestätigt werden können, so wäre dieser Parameter geeignet, Verletzungen am vorderen Kreuzband zu erfassen.

Der Energieverlust fällt bei axial entlastetem Bein größer aus, als bei axial belastetem Bein. Die Trennschärfe dieses Parameters ist jedoch nahezu unabhängig vom axialen Belastungszustand des Beines. Daher könnte dieser Parameter von Nutzen sein, wenn das Bein aufgrund einer Verletzung im axial entlasteten Zustand nur mit einer geringen anterioren Zuglast belastet werden kann, oder wenn das Bein im axial belasteten Zustand untersucht werden soll.

Da die mechanischen Parameter in diesen Untersuchungen lediglich bei entlastetem Bein die nötige Trennschärfe besaßen, um Unterschiede zwischen verletzten und unverletzten Kniegelenken zu dokumentieren, sollten diese Parameter daraufhin überprüft werden, ob sie mehr für die Diagnose der passiven Stabilität in unfunktionellen Situationen geeignet sind, oder ob bei Verwendung größerer Zugkräfte (200N – 400N) ausreichende Trennschärfe besteht, um in funktionellen Situationen unter axialer Belastung des Beines zu untersuchen.

Die Probanden der Kontrollgruppe waren sowohl hinsichtlich einiger mechanischer Parameter, als auch hinsichtlich einiger neurophysiologischer Parameter als instabiler zu bewerten, als die intakten Beine der verletzten Probanden. So waren die Tibiaverschiebung bei belastetem Bein und der Compliance-Index bei belastetem Bein bei der Kontrollgruppe am größten. Die Stiffness bei niedrigen Kraftwerten und belastetem Bein war bei der Kontrollgruppe am niedrigsten. Diese Ergebnisse der mechanischen Parameter korrespondieren mit einer deutlich geringeren Gesamtaktivität der kniestabilisierenden Muskeln repräsentiert durch die Integralquotienten bei den Probanden der Kontrollgruppe.

Vor allem durch die Integralquotienten entsteht der Eindruck, dass die Probanden der Kontrollgruppe insgesamt entspannter in der Untersuchungssituation stehen, als die Probanden der Experimentalgruppe. Dafür sind vor allem zwei Erklärungsansätze vorstellbar: Entweder, die angespannte Haltung der Probanden der Experimentalgruppe ist eine Reaktion auf das erlittene Knie Trauma, die eventuell aus Angst und als Schutz vor einem erneuten Knie Trauma entstanden ist. Oder, Personen die relativ angespannt sind, sind durch ihre permanente Anspannung einem erhöhten Verletzungsrisiko ausgesetzt, weil sie nicht in der Lage sind gegebenenfalls flexibel und nachgebend auf äußere Kräfte zu reagieren. Worin nun Ursache und Wirkung einer solchen Kausalbeziehung besteht, ist bisher nicht zu entscheiden.

Die Analyse derjenigen neurophysiologischen Parameter, welche die Höhe der muskulären Aktivität beschreiben, führte zunächst in einen Widerspruch. Bei den Untersuchungen mit langsamer Krafteinleitung wurde eine reduzierte Aktivität der beiden Vasti bei den verletzten Kniegelenken festgestellt, die sich mit der in der Literatur häufig beschriebenen Quadrizepsinhibition nach Verletzungen des vorderen Kreuzbandes deckt. Bei der Analyse der Muskelfunktion in den Untersuchungen mit schneller Krafteinleitung wurde dagegen für die Ischiokruralen und die Vasti bei den verletzten Kniegelenken eine erhöhte Aktivität festgestellt.

Zur Aufklärung dieses Widerspruches wurde auf die unterschiedliche Dynamik der eingeleiteten Teststimuli in den Untersuchungen hingewiesen. Bei langsamer Krafteinleitung und alltäglichen Belastungen führt eine Quadrizepsinhibition zu einer Entlastung des Kniegelenkes in anteriorer Richtung. Bei schneller Krafteinleitung fehlen dem verletzten Kniegelenk mit dem Kreuzband wichtige Sensoren, die nötig sind, um Reizqualitäten wie die Richtung der Kraftwirkung bestimmen zu können und damit adäquat auf den Reiz zu reagieren. Daher werden pauschal alle kniestabilisierenden Muskeln aktiviert. Die Quadrizepsinhibition ist in dieser Situation außer Kraft gesetzt.

Die Tatsache, dass alle kniestabilisierenden Muskeln der verletzten Kniegelenke höher aktiviert werden, als die selben Muskeln der unverletzten Kniegelenke, mag als Versuch der verletzten Kniegelenke gewertet werden, den verspäteten Einsatz der Muskeln durch eine erhöhte Aktivität im Sinne einer verlängerten Aktivierung zu kompensieren. Darin besteht eine Chance für die Rehabilitation, eine drohende Quadrizepsinhibition nach Verletzung des vorderen Kreuzbandes zu überwinden.

An dieser Stelle wäre von Interesse, ob der angebotene Erklärungsansatz für das widersprüchliche Verhalten der Vasti bei den verletzten Kniegelenken zutrifft. Bei der Überprüfung dieses Ansatzes

sollten auch die Ergebnisse aus Untersuchungen mit isokinetischen Trainingsgeräten und H-Reflex-Messungen berücksichtigt werden.

Die verletzten Kniegelenke wiesen an einigen Muskeln nicht nur erhöhte Aktivitäten auf, sondern die Aktivierung dieser Muskeln setzte auch später ein als bei den intakten Kniegelenken und denen der Kontrollgruppe. Dieses funktionelle Defizit konnte anhand der Latenzzeiten der Reflexe der Muskeln eindrucksvoll dokumentiert werden. Damit sind hinsichtlich der Muskelfunktion auffällige Unterschiede zwischen den intakten Kniegelenken und denen der Kontrollgruppe auf der einen Seite und den verletzten Kniegelenken auf der anderen Seite auch noch nach Operation und Rehabilitation zu diagnostizieren.

Die Erfassung der Latenzzeiten hat dabei methodische Fragen aufgeworfen, deren Klärung dringend vorangetrieben werden sollte. Dies betrifft vor allem die Rolle der muskulären Vorinnervation für die Ausgestaltung der gelenkstabilisierenden Reflexe. Daher sollte das Zusammenspiel der  $\alpha$ - $\gamma$ -Motorik in Sinne einer funktionellen Gelenkstabilisierung dringend weiter analysiert werden.

Insgesamt lässt sich über die vorgestellte Untersuchungsmethode deutlich zeigen, dass die funktionelle Stabilität am Kniegelenk nach Verletzung des vorderen Kreuzbandes auch durch eine erfolgreiche Operation und eine gelungene Rehabilitation bei den Probanden nicht mehr auf das Niveau vor der Verletzung gebracht werden konnte. Mit einigen Parametern, die erhoben wurden, konnten noch deutliche Defizite in der Laxizität des Kapsel-Band-Apparates und in der Muskelfunktion nachgewiesen werden. Allerdings stellte sich bei den Probanden eine funktionelle Gelenkstabilität auf einem neuen Niveau ein, welche es den Probanden erlaubte, den Alltag beschwerdefrei zu erleben und die gewohnte Sportpraxis wieder aufzunehmen.

In zukünftigen Untersuchungen könnte es darum gehen, den Einfluss, den unterschiedliche Operationsmaßnahmen oder konservative Therapieformen auf die funktionelle Stabilität am Kniegelenk haben, aufzuklären. Daher sollten als nächste Arbeitsschritte Untersuchungen mit Probanden nach Abriss des vorderen Kreuzbandes vor und nach der Rekonstruktion durchgeführt werden. Dabei könnten neben den Erkenntnissen über die Veränderung der mechanischen Parameter auch wichtige Einblicke in neurophysiologische Fazilitations- und Inhibitionsprozesse gewonnen werden. Darüber hinaus sollte überprüft werden, durch welche Trainingsmaßnahmen es möglich ist, Einfluss auf die funktionelle Stabilität am Kniegelenk zu nehmen, und in welchen mechanischen oder neurophysiologischen Parameter sich Veränderungen manifestieren.

Die Bedeutung funktioneller Stabilitätstests gegenüber passiven Stabilitätstests steht außer Frage. Dabei sind insbesondere die Tibiaverschiebung in Relation zum Femur und die Muskelfunktion die relevanten Parameter für die funktionelle Stabilität am Kniegelenk.

## LITERATURVERZEICHNIS

- (1) AN K N; BERGLUND L; COONEY W P; CHAO E Y; KOVACEVIC N (1990): Direct in vivo tendon force measurement system. *J Biomech*, 12: 1269-71
- (2) ANDERSON A F; LIBSCOMB A B (1989): Preoperative instrumented testing of anterior and posterior knee laxity. *Am J Sports Med*, 17: 387-392
- (3) ANDERSSON A C (1993): Knee laxity and function after conservative treatment of anterior cruciate ligament injuries. *Int J Sports Med*, 14: 150 - 153
- (4) ANDERSSON C; GILLQUIST J (1990): Instrumented testing for evaluation of sagittal knee laxity. *Clin Orthop*, 256: 178-184
- (5) ANDRIACCHI T P; BIRAC D (1993): Functional testing in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Clin Orthop*, 288: 40-7
- (6) BACH B R; WARREN R F; FLYNN W M; KROLL M; WICKIEWIECZ T L (1990): Arthrometric evaluation of knees that have a torn acl. *J Bone Joint Surg*, 9: 1299-1306
- (7) BARATTA R; SOLOMONOW M; ZHOU B H; LETSON D; CHUINGARD R; D'AMBROSIA R (1988): Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Am J Sports Med*, 2: 113-122
- (8) BAUMGARTL F; THIEMEL G (1993): *Untersuchung des Kniegelenks*. Stuttgart Thieme
- (9) BEARD D J; KYBERD P J; FERGUSON C M; DODD C A (1993): Proprioception after rupture of the anterior cruciate ligament. An objective indication of the need for surgery?. *J Bone Joint Surg Br*, 2: 311-5
- (10) BEARD D J; KYBERD P J; O'CONNOR J J; FERGUSON C M; DODD C A (1994): Reflex hamstring contraction latency in anterior cruciate ligament deficiency. *J Orthop Res*, 12: 219-28
- (11) BEYNNON B D; JOHNSON R J; FLEMING B C; PEURA G D; RENSTROM P A; NICHOLS C E; POPE M H (1997): The effect of functional knee bracing on the anterior

- cruciate ligament in the weightbearing and nonweightbearing knee. *Am J Sports Med*, 3: 353-359
- (12) BEYNNON B D; POPE M H; WERTHEIMER C M; JOHNSON R J; FLEMING B C; NICHOLS C E; HOWE J G (1992): The effect of functional knee-braces on strain on the anterior cruciate ligament in vivo. *J Bone Joint Surg*, 9: 1298-1312
- (13) BEYNNON B; HOWE J G; POPE M H; JOHNSON R J; FLEMING B C; (1992): The measurement of anterior cruciate ligament strain in vivo. *Int Orthop*, 1: 1-12
- (14) BIEDERT R M; MÜLLER W; LOBENHOFFER P; LATTERMANN C; STAUFFER E; ZWICK E B (1998): Sensomotorische Funktion des Kniegelenkes. *Sportorthop Sporttraumat*, 4: 186-194
- (15) BIEDERT RM; ZWICK E B (1998): Ligament-muscle reflex arc after anterior cruciate ligament reconstruction: electromyographic evaluation. *Arch Orthop Trauma Surg*, 1-2: 81-84
- (16) BLÜMEL A; KRAATZ U (1997): Beitrag zur funktionellen Anatomie und neuromuskulären Steuerung des Kniegelenkes am Modelltier Schwein. Univ. Diss. Greifswald
- (17) BOERNERT K; DIPPOLD A (1994): Diagnostik und Therapie der neuromuskulären Funktionsstörungen am Kniegelenk. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, Sonderheft*: 49
- (18) BORSA PA, et al. (1997): The effects of joint position and direction of joint motion on proprioceptive sensibility in anterior cruciate ligament-deficient athletes. *Am J Sports Med*, 3: 336-340
- (19) BRUHN S; GOLLHOFER A (1998): Funktionelle Stabilität am Kniegelenk - Eine neue Untersuchungsmethode. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, Suppl.*: 212-216
- (20) BRUHN S; GOLLHOFER A (1998): A new method for assessment of functional stability at the knee joint. *ISBS'98, XVI International Symposium on Biomechanics in Sports, Konstanz, proceedings*: 428-432
- (21) BRUHN S; GOLLHOFER A (1998): Functional stability at the knee joint - a new experimental design. *Int J Sports Med, Suppl.*: 57

- (22) CAMPBELL D E; GLENN W (1982): Rehabilitation of knee extensor and flexor muscle strength in patients with meniscectomies, ligamentous repairs and chondromalacia. *Phys Ther*, 1: 10 -15
- (23) CORRIGAN J P; CASHMAN W F; BRADY M P (1992): Proprioception in the cruciate deficient knee. *J Bone Joint Surg Br*, 2: 247-50
- (24) DAHLSTEDT L J; DALEN N (1989): Knee laxity in cruciate ligament injury. *Act Orthop Scand*, 60: 181-184
- (25) DANIEL D M; STONE M L; MALCOM L; BURKS R; LOSSE G; SACHS R; BARNETT P (1984): Instrumented measurement of acute ACL disruption. 51th Annual Meeting of the Am. Acad. Of Orthopaedic Surgeons
- (26) DANIEL D M; STONE M L; SACHS R; MALCOM L (1985): Instrumented measurement of anterior knee laxity in patients with acute acl disruption. *Am J Sports Med*, 13: 401-407
- (27) DANIEL D M (1989): Assessing the limits of knee motion. *Am J Sports Med*, 5: 701
- (28) DANIEL D M (1990): The accuracy and reproducibility of the KT 1000 knee ligament arthrometer. Reprint courtesy of MEDmetric Corp.
- (29) DEVITA P; HUNTER P B; SKELLY W A (1992): Effects of a functional knee brace on the biomechanics of running. *Med Sci Sports Exerc*, 7: 797-806
- (30) DIETZ V; DISCHER M; FAIST M; TRIPPEL M (1990): Amplitude modulation of the human quadriceps tendon jerk reflex during gait. *Exp Brain Res*, 82: 211-213
- (31) DIETZ V; GOLLHOFER A; KLEIBER M; TRIPPEL M (1992): Regulation of bipedal stance: dependency on "load" receptors. *Exp Brain Res*, 89: 229-231
- (32) DRAGANICH L. F.; JAEGER R J; KRALJ A R (1989): Coactivation of the hamstrings and quadriceps during extension of the knee. *J Bone Joint Surg*, 1: 1075-1081
- (33) ECKHARDT R; SCHARF H-P; PUHL W (1994): Die Bedeutung der neuromuskulären Koordination für die sportliche Belastbarkeit des Kniegelenks nach vorderen Kreuzbandverletzungen. Eine Gang- und Laufanalyse mittels EMG auf dem Laufband. *Sportverl Sportschad*, 8: 16 - 24



- (34) ERIKSSON E (1991): Knee injuries, a major problem in sports medicine: past, present and future. *Annales Chirurgiae et Gynaecologiae* , 80: 116-9
- (35) FORSTER I W; WARREN-SMITH C D; TEW M (1989): Is the KT1000 Knee Ligament Arthrometer reliable?. *J Bone Joint Surg Br*, 5: 843-847
- (36) FREIWALD J; ENGELHARDT M; REUTER I (1997): Neuromuskuläre Dysbalancen in Medizin und Sport - Ursachen, Einordnung und Behandlung. In: *Neuromuskuläre Dysbalancen*. Hg: Zichner, L. Engelhardt, M. Freiwald, J.; Wehr: 165-193
- (37) FRNDAK P A; BERASI C C (1991): Rehabilitation concerns following anterior cruciate ligament reconstruction. *Sports Med*, 5: 338-346
- (38) FROBOESE I (1993): *Isokinetisches Training in Sport und Therapie*. St. Augustin: Acad.-Verl.
- (39) FROMM B; SCHAFFER B; KUMMER W (1993): Die Nervenversorgung des vorderen Kreuzbandes und Kreuzband-Allotransplantats. *Sportverl Sportschad*, 3: 101-108
- (40) GAUFFIN H; TROPP H (1992): Altered movement and muscular-activation patterns during the one-legged jump in patients with an old anterior cruciate ligament rupture. *Am J Sports Med*, 2: 182-192
- (41) GOERTZEN M; SCHULITZ K-P (1993): Vergleich der kombinierten extra- und intraartikulären Stabilisation gegenüber einer isolierten arthroskopisch durchgeführten Semitendinosusplastik nach vorderer Kreuzbandruptur. *Sportverl Sportschad*, 1: 7-12
- (42) GOLLHOFER A; LOHRER H; SCHEUFFELEN C (1994): Neuromuskuläre Stabilisation im oberen Sprunggelenk nach Immobilisation. In: A. Verdonck, M. Wiek; *Biokinetische Verfahren und ihre praktische Anwendung in Diagnostik und Therapie*. Tagungsband der Biokinetika '94 , Wehr: 79-86
- (43) GOLLHOFER A; SCHMIDTBLEICHER D; DIETZ V (1984): Regulation of muscle stiffness in human locomotion. *Int J Sports Med*, 5: 19 - 22
- (44) GRABINER M D (1993): Ligamentous Mechanoreceptors and Knee Joint Function: The Neurosensory Hypothesis. In: Grabiner M D; *Current issues in biomechanics*. Illinois: Human Kinetics Publishers , : 237-254

- (45) GRABINER M D; KOH T J; MILLER G F (1992): Further evidence against a direct automatic neuromotor link between the ACL and hamstrings. *Med Sci Sports Exerc*, 10: 1075-9
- (46) GRABINER M D; KOH T; DRAGANICH L F (1994): Neuromechanics of the patellofemoral joint. *Med Sci Sports Exerc*, 1: 10 - 21
- (47) GRIESHABER F A; FAUST U (1992): Mechanische Kenngrößen von biologischem Weichgewebe. *Biomed Tech*, 12: 278-86
- (48) GRIGG P (1994): Peripheral neural mechanisms in proprioception. *J. of Sport Reha.* , 3: 2-17
- (49) GRÜBER J; WOLTER D; LIERSE W (1986): Der vordere Kreuzbandreflex (LCA-Reflex). *Unfallchirurg* , 89: 551-554
- (50) HACKENBRUCH W (1990): Bedeutung von Anatomie und Biomechanik. In: Jakob RP, Stäubli HU: Kniegelenk und Kreuzbänder. Anatomie, Biomechanik, Klinik, Rekonstruktion, Komplikationen, Rehabilitation. Berlin Heidelberg New York Tokyo: Springer, 115-124
- (51) HALATA Z; HAUS J (1989): The ultrastructure of sensory nerve endings in human anterior cruciate ligament. *Anat. Embryol.*, 179: 415-421
- (52) HANTEL M; DICKHUTH H-H; GÜLCH R W (1994): Messtechnische Grenzen der isokinetischen Muskelfunktionsdiagnostik. In: A. Verdonck, M. Wiek; Biokinetische Verfahren und ihre praktische Anwendung in Diagnostik und Therapie. Tagungsband der Biokinetika '94: 29-40
- (53) HAUS J; HALATA Z (1990): Innervation of the anterior cruciate ligament. *Int Orthop*, 3: 293-6
- (54) HAUS J; HALATA Z; REFIOR H J (1992): Propriozeption im vorderen Kreuzband des menschlichen Kniegelenkes - morphologische Grundlagen. Eine licht-, raster- und transmissionselektronenmikroskopische Studie. *Z. Orthop*, 6: 484-494
- (55) HERZOG W; HASLER E M; MAITLAND M E; SUTER E; LEONARD T R; MÜLLER C (1998): In Vivo Mechanics and In Situ Stability of the Anterior Cruciate Ligament - Deficient Knee. *Sportorthop Sporttraumat*, 2: 67-74

- (56) HOGERVORST T; BRAND R A (1998): Mechanoreceptors in joint function. *J Bone Joint Surg*, 9: 1365-78
- (57) HOLLIS J M; TAKAI S; ADAMS D J; HORIBE S; WOO S L; (1991): The effects of knee motion and external loading on the length of the anterior cruciate ligament (ACL): a kinematic study. *J Biomech Eng*, 2: 208-14
- (58) HOLLMANN W; HETTINGER T (1990): *Sportmedizin: Arbeits- und Trainingsgrundlagen*. Stuttgart, New York: Schattauer
- (59) HORSTMANN T; MAYER F; SIEGLE T; WILMS R (1994): Der Einfluss der Gelenkverschiebung auf die Messergebnisse isokinetischer Kniegelenktests. In: A. Verdonck, M. Wiek; *Biokinetische Verfahren und ihre praktische Anwendung in Diagnostik und Therapie*. Tagungsband der Biokinetika '94, Wehr: 49-54
- (60) HOUK J C; RYMER W Z (1981): Neural control of muscle length and tension. In: Brookhart JM, Mountcastle VB, Brooks VB, Geiger SR. *Handbook of Physiology*, Bethesda: 257-323
- (61) HUISKES R; BLANKEVOORT L (1990): Anatomie und Biomechanik des vorderen Kreuzbandes: Ein dreidimensionales Problem. In: Jakob RP, Stäubli HU: *Kniegelenk und Kreuzbänder. Anatomie, Biomechanik, Klinik, Rekonstruktion, Komplikationen, Rehabilitation*. Springer, Berlin Heidelberg New York Tokyo: 96-114
- (62) JAKOB R P (1987): Indikation, Behandlung und Evaluation bei chronischer vorderer Kreuzband-Instabilität. *Orthop* 16: 130-139
- (63) JANDA V (1994): *manuelle Muskelfunktionsdiagnostik*. Berlin
- (64) JANSSEN J-P (HRSG); SCHLICHT W (HRSG); RIECKERT H (HRSG); CARL K (HRSG) (1992): *Belastung und Beanspruchung*. Koeln: Strauss
- (65) JENNINGS A G; SEEDHOM B B (1994): Proprioception in the knee and reflex hamstring contraction latency. *J Bone Joint Surg Br*, 3: 491-4
- (66) JOHANSSON H; LORENTZON R; SJÖLANDER P; SOJKA P (1990): A sensor acting on the gamma-muscle-spindle systems of muscles around the knee joint. *Neuro Orth.*, 9: 1-23

- (67) JOHANSSON H; SJÖLANDER P; SOJKA P (1991): Receptors in the knee joint ligaments and their role in the biomechanics of the joint. *Biomed Eng*, 5: 341-368
- (68) JOHANSSON H; SJÖLANDER P; SOJKA P (1991): A sensory role for the cruciate ligaments. *Clin Orthop*, 5: 161-78
- (69) KANNUS P (1994): Isokinetic evaluation of muscular performance: implications for muscle testing and rehabilitation. *Int J Sports Med*, 15 (Suppl): 11-18
- (70) KANNUS P; JAERVINEN M; JOHNSON R; RENSTROEM P; POPE M; BEYNNON B; NICHOLS C; KAPLAN M (1992): Function of the quadriceps and hamstrings muscles in knees with chronic partial deficiency of the anterior cruciate ligament. Isometric and isokinetic evaluation. *Am J Sports Med*, 2: 162-168
- (71) KAUFMAN K R; AN K-N; LITCHY W J; MORREY B F; CHAO E Y S (1991): Dynamic joint forces during knee isokinetic exercise. *Am J Sports Med*, 3: 305-316
- (72) KENDALL F P; KENDALL E (1985): *Muskeln: Funktionen und Test*. Stuttgart, New York: Fischer
- (73) KENNEDY J C; ALEXANDER I J; HAYES K C (1982): Nerve supply of the human knee and its functional importance. *Am J Sports Med*, 6: 329-335
- (74) KLEE A (1993): *Haltung, muskuläre Balance und Training*. Universitäts-Dissertation, Frankfurt a. M., Harry Deutsch
- (75) KLEE A (1994): Zur Theorie der muskulären Balance. In: L. Zichner, M. Engelhardt, I. Reuter. *Die Muskulatur; sensibles, integratives und Messbares Organ; Wehr*: 197-209
- (76) KRAUSPE R; SCHMIDT M; SCHAIBLE H G (1992): Sensory innervation of the anterior cruciate ligament. An electrophysiological study of the response properties of single identified mechanoreceptors in the cat. *J Bone Joint Surg*, 3: 390-7
- (77) LAFORTUNE M A; CAVANAGH P R; SOMMER H J; KALENAK A (1992): Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *J Biomech*, 4: 347-357
- (78) LOHRER H; SCHEUFFELEN C; GOLLHOFER A (1993): Wesentliche Aspekte zur Kapselbandverletzung am oberen Sprunggelenk. *Leistungssport*, 3: 5 - 8

- (79) LOSEE R E (1983): Concepts of the pivot-shift. Clin Orthop, 172: 45-51
- (80) LUTZ G E; STUART M J; SIM F H (1991): Rehabilitative techniques for athletes after reconstruction of the anterior cruciate ligament. Physiother. in Sport, 2: 9-13
- (81) LYSHOLM M; GOERTZEN D; MESSNER K (1994): Reproducibility of sagittal plane knee translation during isokinetic exercises. Isocinetics and exercise science , 2: 58-63
- (82) MARKOLF K L; BARGAR W L; SHOEMAKER S C; AMSTUTZ H C (1981): The role of joint load in knee stability. J Bone Joint Surg, 4: 570-585
- (83) MARKOLF K L; GRAFF-RADFORD A; AMSTUTZ H C; (1978): In vivo knee stability - a quantitative assessment using an instrumented clinical testing apparatus. J Bone Joint Surg, 5: 664-674
- (84) MARKOLF K L; WASCHER D C; FINERMAN G A (1993): Direct in vitro measurement of forces in the cruciate ligaments. Part II: The effect of section of the posterolateral structures. J Bone Joint Surg, 3: 387-94
- (85) MARTIN D; CARL K; LEHNERTZ K (1993): Handbuch Trainingslehre. Schorndorf: Hoffmann
- (86) MARXER H A (1986): Untersuchungen zur Biomechanik des vorderen Kreuzbandes. Univ. Diss. München
- (87) MAYER F; HORSTMANN T; KÜSSWETTER W; DICKHUTH H-H (1994): Isokinetik - eine Standortbestimmung. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 7/8: 272-287
- (88) MENSCHIK A (1987): Biometrie. Berlin Heidelberg New York Tokyo: Springer
- (89) MIYATSU M; ATSUTA Y; WATAKABE M; (1993): The physiology of mechanoreceptors in the anterior cruciate ligament. An experimental study in decerebrate-spinalised animals. J Bone Joint Surg Br, 4: 653-7
- (90) MORE R C; KARRAS B T; NEIMAN R; FRITSCHY D; WOO S L; DANIEL D M (1993): Hamstrings--an anterior cruciate ligament protagonist. An in vitro study. Am J Sports Med, 2: 231-7

- (91) MÜLLER W (1982): Das Knie - Form, Funktion und ligamentäre Wiederherstellungschirurgie. Berlin Heidelberg New York Tokyo: Springer
- (92) NEUMANN G (1997): Zur Begriffsbestimmung muskulärer Dysbalancen. In: Neuromuskuläre Dysbalancen. Hg: Zichner, L. Engelhardt, M. Freiwald, J.; Wehr: 9-23
- (93) NEUSCHWANDER D C; DREZ D D; PAINE R M; YOUNG J C (1990): Comparison of anterior laxity measurement with two instrumented testing devices. Orthopedics, 3: 299-302
- (94) NIGG B M; VAN DEN BORGERT A J; READ L; REINSCHMIDT C (1997): Load on the locomotor system during skiing. A biomechanical perspective. In: Müller E, Schwameder H, Kornexl E, Raschner C: Science and skiing. London: 27-35
- (95) NOACK W; SCHARF H-P (1987): Aktueller Stand in der Therapie der vorderen Kreuzbandverletzungen. Sportverl Sportschad, 1: 13-19
- (96) NOYES F R; SCHIPPLEIN O D; ANDRIACCHI T P; SADDEMI S R; WEISE M (1992): The anterior cruciate ligament-deficient knee with varus alignment. An analysis of gait adaptations and dynamic joint loadings. Am J Sports Med, 6: 707-16
- (97) O'CONNOR J J (1993): Can muscle co-contraction protect knee ligaments after injury or repair? J Bone Joint Surg Br, 1: 41-8
- (98) PAESSLER H H; SHELBOURNE K D (1993): Biologische, biomechanische und klinische Konzepte zur Nachbehandlung nach Bandeingriffen am Knie. Orthop, 22: 421-435
- (99) PALMITIER R A; AN K-N; SCOTT S G; CHAO E Y S (1991): Kinetic chain exercise in knee rehabilitation. Sports Med, 6: 402-413
- (100) PERHONEN M; KOMI P V; HAEKKINEN K; BONSDORFF H VON; PARTIO E (1992): Strength training and neuromuscular function in elderly people with total knee endoprosthesis. Scand J Med Sci Sports, 2: 234-243
- (101) PERRIN D H (1993): Isokinetic exercise and assessment. Illinois: Hum Kin
- (102) PFEIFER K (1996): Bewegungsverhalten und neuromuskuläre Aktivierung nach Kreuzbandrekonstruktion. Banzer, Akad Reihe Sportmed

- (103) POPE D F; COLE K J; BRAND R A (1990): Physiologic loading of the anterior cruciate ligament does not activate quadriceps or hamstrings in the anesthetized cat. *Am J Sports Med*, 6: 595-9
- (104) RACK P M H (1981): Limitations of somatosensory feedback in control of posture and movement. In: Brookhart JM, Mountcastle VB, Brooks VB, Geiger SR. Bethesda; *Handbook of Physiology*: 229-256
- (105) RAUNEST J, et al. (1996): Proprioceptive mechanisms in the cruciate ligaments: an electromyographic study on reflex activity in the thigh muscles.. *J Trauma*. 3: 488-93
- (106) REUTER I; ENGELHARDT M; FREIWALD J (1994): Sensorische Rückmeldung aus arthronalen Systemen als Steuerungsvoraussetzung der Muskulatur. In: L. Zichner, M. Engelhardt, I. Reuter. *Die Muskulatur; sensibles, integratives und Messbares Organ*; Wehr: 41-52
- (107) RUPP S; LANTA P; SCHULZ H (1994): Funktionsorthesen bei Insuffizienz des vorderen Kreuzbandes. *Sportverl Sportschad*, 8: 128 - 133
- (108) SCHARF H P; NOACK W; STUBER B (1988): Rehabilitationskontrolle von Kreuzbandverletzungen mit isokinetischen Systemen. In: Puhl W., W. Noack, H.-P Scharf, F. Sedunko. *Isokinetisches Muskeltraining in Sport und Rehabilitation.*; Wehr: 67-74
- (109) SCHARF H-P; DIESCH R; DEGENHART M; PUHL W (1992): Das Atrophiemuster der Oberschenkelstreckmuskulatur nach Sportverletzungen und seine Konsequenz fuer die Rehabilitation. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 2: 61-68
- (110) SCHEUFFELEN C; GOLLHOFER A; LOHRER H (1993): Simulation dreidimensionaler Umknickbewegungen im Sprunggelenk. Vortrag bei den Landessymposium der Institute der Universitäten des Landes Baden-Württemberg
- (111) SCHIMEK J J (1985): Neurologie und Neurophysiologie der Gelenke und deren Bedeutung für die Funktion des Bewegungsapparates. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 8: 237-243
- (112) SCHMIDT RF; THEWS G (1997): *Physiologie des Menschen*. Berlin Heidelberg New York Tokyo: Springer

- (113) SCHULTZ R A; MILLER D C; KERR C S; MICHELI L (1984): Mechanoreceptors in the human cruciate Ligaments. A histological study. *J Bone Joint Surg*, 66-A: 1072-1076
- (114) SCHUTTE M J; DABEZIES E J; ZIMNY M L; HAPPEL L T (1987): Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg*, 69-A: 243-247
- (115) SEGESSER B; MICHEL P; ACKERMANN R; JENOURE P (1993): Die Rehabilitation nach Kreuzbandplastik mit dem mittleren Drittel des Ligamentum patellae beim Sportler. *Sportverl Sportschad*, 1: 18-21
- (116) SJÖLANDER P (1989): A sensory role for the cruciate ligaments. Regulation of joint stability via reflexes onto the gamma-muscle-spindle system. *Medical Dissertations*, Umea University Sweden
- (117) SNYDER-MACKLER L; BINDER-MACLEOD S A; WILLIAMS P R (1993): Fatigability of human quadriceps femoris muscle following anterior cruciate ligament reconstruction. *Med Sci Sports Exerc*, 7: 783-789
- (118) SOBOTTA J (1997): Atlas der Anatomie des Menschen. München, Wien, Baltimore; Urban und Schwarzenberg
- (119) SOLOMONOW M; BARATTA R; ZHOU B H; SHOJI H; BOSE W; BECK C; D'AMBROSIA R (1987): The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *Am J Sports Med*, 15: 207-213
- (120) STEDTFELD H-W; STROBEL M (1983): Ein neues Haltegerät zur Anfertigung gehaltener Röntgenaufnahmen des Kniegelenkes. *Unheil*, 86: 230-235
- (121) STEINER M E; BROWN C; ZARINS B; BROWNSTEIN B; KOVAL P S; STONE P (1990): Measurement of the Anterior-Posterior Displacement of the Knee. *J Bone Joint Surg*, 72-A; 9: 1307-1315
- (122) STRAND T; SOLHEIM E (1995): clinical Tests Versus KT-1000 Instrumented Laxity Test in Acute Anterior Cruciate Ligament Tears. *Int J Sports Med*, 1: 51-53
- (123) STROBEL M; NEUMANN H S (1996): Instrumentelle Stabilitätsbestimmung des Kniegelenkes. Berlin Heidelberg New York Tokyo: Springer



- (124) STROBEL M; STEDTFELD H-W; EICHHORN H J (1995): Diagnostik des Kniegelenkes. Berlin Heidelberg New York Tokyo: Springer
- (125) TEGNER Y; LYSHOLM J; LYSHOLM M; GILLQUIST J (1986): Strengthening exercise for old cruciate ligament tears. Act Orthop Scand, 57: 130-134
- (126) TIBONE J E; ANTICH T J (1993): Electromyographic analysis of the anterior cruciate ligament-deficient knee. Clin Orthop, 288: 35-9
- (127) TITTEL K (1995): Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. Fischer: Jena
- (128) TORZILLI P A; DENG X; WARREN R F (1994): The effect of joint-compressive load and quadriceps muscle force on kneemotion in the intact and anterior cruciate ligament-sectioned knee. Am J Sports Med, 1: 105-12
- (129) WAGNER M; SCHABUS R (1982): Funktionelle Anatomie des Kniegelenks. Berlin Heidelberg New York Tokyo: Springer
- (130) WALLA D J; ALBRIGHT J P; MCAULEY E; MARTIN R K; ELDRIDGE V; EL-KHOURY G (1985): Hamstrings control and the anterior cruciate ligament-deficient knee. Am J Sports Med, 1: 34-39
- (131) WEINHART H; BERNETT P (1992): Rehabilitationssport in Gruppen nach Verletzungen des vorderen Kreuzbandes Rehabilitation after ACL-injuries using sporttherapy in groups. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 4: 148-159
- (132) WIECK M; VERDONCK A (1994): Abschätzung von Belastungen des Kniegelenkes bei funktionellen Bewegungen - Ein einfaches Modell zur Dremomentberechnung. In: A. Verdonck, M. Wiek; Biokinetische Verfahren und ihre praktische Anwendung in Diagnostik und Therapie. Tagungsband der Biokinetika '94; Wehr: 299-304
- (133) WIßMEYER T; KUTTER T; HÜLSER P J (1997): Der H-Reflex - eine neue Möglichkeit der Kontrolle von Funktionsparametern in der Behandlung von Bandverletzungen Beispiel: Vorderes Kreuzband. In: Neuromuskuläre Dysbalancen. Hg: Zichner, L. Engelhardt, M. Freiwald, J.; Wehr: 133-164

- (134) WITTEKOPF G; RÜHL H (1991): Erfahrungen und Ergebnisse neuromuskulärer Funktionsdiagnostik. Sport und Medizin - Pro und Contra. 32. Deutscher Sportärztekongreß, München, 18.-21.Oktober 1990 , : 680-684
- (135) WOJTYS E M; HUSTON L J (1994): Neuromuskular performance in normal and anterior cruciate ligament-deficient lower extremities. Am J Sports Med, 22: 89-104
- (136) WOJTYS E M; SANDIP U K; HUSTON L J (1996): Anterior Cruciate Ligament Functional Brace Use in Sports. Am J Sports Med, 4: 539-546
- (137) WOJTYS E M; WYLIE B B; HUSTON L J (1996): The effects of muscle fatigue on neuromuskular function and anterior tibial translation in healthy knees. Am J Sports Med, 5: 615-621
- (138) ZABEL A (1993): Bänderfunktion und Bewegungsablauf des Kniegelenkes in einem dreidimensionalen Modell. Univ. Diss. Hamburg
- (139) ZÄTTERSTRÖM R; FRIDEN T; LINDSTRAND A; MORITZ U (1992): Muscle training in chronic anterior cruciate ligament insufficiency--acomparative study. Scand J Rehab Med, 24: 91-7
- (140) ZIMNY M L; SCHUTTE M, DABEZIES E (1986): Mechanorezeptors in the human anterior cruciate ligament. Anat. Rec. , 214: 204-209

### **Mechanische Parameter**

Um Zusammenhänge zwischen den Faktoren und Kovariaten auf der einen Seite und den Kriteriumsvariablen auf der anderen Seite, welche in den Varianzanalysen erkennbar wurden, genauer zu fassen, wurden Korrelationen berechnet. Je nach Skalenniveau und Verteilungscharakteristik der Daten wurden parametrische bzw. nichtparametrische Tests angewendet (CROSSTABS, NONPARAMETRIC CORRELATIONS, CORRELATIONS).

Betrachtet man die Korrelationen der beiden Faktoren Belastung des Beines und Höhe der Zuglast mit den Kriteriumsvariablen, so erkennt man eine hochsignifikante Korrelation der Belastung des Beines mit der Tibiaverschiebung, dem Compliance-Index, der Stiffness in unteren und oberen Kraftbereich und der Energiebilanz. Die Korrelation mit der Progression ist nicht signifikant. Unter Berücksichtigung der Kodierung des Faktors Belastung des Beines und der Kriteriumsvariablen ergeben sich folgende Zusammenhänge:

Die Belastung des Beines korreliert mit der Tibiaverschiebung der Stiffness in unteren und oberen Kraftbereich und dem Compliance-Index gering negativ und mit der Energiebilanz gering positiv, d.h. unter Entlastung des Beines sind Tibiaverschiebung in anteriorer Richtung, Compliance-Index und der Energieverlust größer als bei belastetem Bein, während die Stiffness geringer ist. Die Höhe der Zuglast korreliert lediglich mit der Tibiaverschiebung und der Stiffness im oberen Bereich hochsignifikant, die Korrelationen sind dabei allerdings nur gering negativ. Je größer also die Zuglast, desto größer die Tibiaverschiebung in anteriorer Richtung und desto geringer die Stiffness bei hohen Kraftwerten. Die Korrelation der Zuglast mit dem Compliance-Index und der Progression ist zwar signifikant, aber inhaltlich nicht mehr relevant. Mit der Energiebilanz hat die Zuglast keine signifikante Korrelation.

Betrachtet man zudem die Zusammenhänge der Kriteriumsvariablen untereinander, so fällt auf, dass die Tibiaverschiebung mit allen übrigen Variablen hochsignifikante Korrelationen aufweist. Mit dem Compliance-Index und der Stiffness korreliert die Tibiaverschiebung hoch positiv. Die Korrelationen der Tibiaverschiebung mit der Progression und der Energiebilanz sind gering negativ. Unter Berücksichtigung der Vorzeichen bedeutet dies, dass der Compliance-Index, die Progression und der Energieverlust mit der Tibiaverschiebung in anteriorer Richtung größer werden, während die Stiffness abnimmt. Erstaunlich ist aber auch, dass die Progression, die als

Quotient aus der Stiffness im hohen und im niedrigen Kraftbereich berechnet wurde, eine nahezu perfekte Nullkorrelation zur Stiffness im hohen Kraftbereich aufweist.

**Tabelle 28: Korrelationen mechanischer Parameter untereinander und mit den Versuchsbedingungen**

Correlations (Spearman's rho)

	Translation	Compliance-Index	Stiffness low	Stiffness high	Progression	Energie
Beinlast (axial)	-.449**	-.386**	-.415**	-.497**	.090	.257**
Zuglast (anterior)	-.379**	.167*	.012	.227**	.167*	.127
Translation	1.000	.732**	.831**	.680**	-.495**	-.442**
Compliance-Index	.732**	1.000	.804**	.807**	-.351**	-.322**
Stiffness low	.831**	-.804**	1.000	.763**	-.584**	-.282**
Stiffness high	.680**	-.807**	.763**	1.000	.008	-.345**
Progression	-.443**	-.286**	-.584**	.008	1.000	.069
Energie	-.442**	-.322**	-.282**	-.345**	.069	1.000

\*\* Correlation is significant at the .01 level (2-tailed).

\* Correlation is significant at the .05 level (2-tailed).

Der Zustand des Kniegelenkes korreliert mit den Kriteriumsvariablen insgesamt sehr gering. Der Zustand des Kniegelenkes der untersuchten Probanden hat nur einen geringen Einfluss auf die Ausprägung der mechanischen Parameter. Allerdings können die Korrelationen der Versuchsbedingungen aufgrund der unterschiedlichen Skalenniveaus nicht mit denen der Gruppenzugehörigkeit der Probanden verglichen werden.

**Tabelle 29: Korrelationen der mechanischen Parameter mit dem Faktor Zustand des Kniegelenkes**

Directional Measures

Nominal by Interval		.789		.968		1.00		1.00		1.00		1.00
Eta	Tibia-verschiebung	.121	Compliance-Index	.200	Stiffness low	.097	Stiffness high	.120	Progression	.047	Energie	.160

Betrachtet man die Korrelation der zur Kontrolle erfassten Integralquotienten mit den mechanischen Parametern, so fällt auf, dass vor allem die beiden Vasti signifikante bis sehr signifikante Korrelationen mit fast allen erhobenen mechanischen Parametern haben. Sie korrelieren sehr gering bis gering negativ mit der Tibiaverschiebung, mit dem Compliance-Index und der Stiffness und sehr gering bis gering positiv mit der Progression und der Energiebilanz. Unter Berücksichtigung der Vorzeichen bedeutet dies, dass die Aktivierung der Kniestrecker mit der Tibiaverschiebung in anteriorer Richtung und dem Compliance-Index in anteriorer Richtung größer wird, während die Zunahme der Streckeraktivierung mit einer Reduktion der Stiffness, der Progression und des Energieverlustes einher geht. Wenn die Korrelationen auch von geringem Ausmaß sind, so wird doch deutlich, dass die erhobenen mechanischen Parameter in einer Wechselwirkung mit den muskulären Aktivitäten rund um das Kniegelenk stehen.

**Tabelle 30: Korrelationen mechanischer Parameter mit den Integralquotienten der Muskeln**

Correlations (Spearman's rho)

		Integral Q gast. med.	Integral Q bic. fem.	Integral Q semitend.	Integral Q rect. fem.	Integral Q vast. lat.	Integral Q vast. med.
Translation	Correlation Coefficient	.124	-.320**	-.285**	-.229**	-.557**	-.412**
Compliance- Index	Correlation Coefficient	.233**	-.227**	-.166*	-.018	-.336**	-.202*
Stiffness low	Correlation Coefficient	.156*	-.300**	-.280**	-.031	-.437**	-.261**
Stiffness high	Correlation Coefficient	.285**	-.191*	-.245**	-.114	-.330**	.139
Progression	Correlation Coefficient	.069	.229**	.117	-.109	.273**	.200*
Energie	Correlation Coefficient	-.159	-.072**	-.056	.088	.307**	.196*

\*\* Correlation is significant at the .01 level (2-tailed).

\* Correlation is significant at the .05 level (2-tailed).

Die Zusammenhänge zwischen den erhobenen mechanischen Parametern und den zur Kontrolle erhobenen Integralquotienten der Muskeln sollten daraufhin überprüft werden, ob es sich dabei um echte Korrelationen handelt, oder ob sie auf Scheinkorrelationen unter dem Einfluss der Faktoren, d.h. der Versuchsbedingungen zurückzuführen sind. Dazu wurden die Korrelationen zwischen den mechanischen Parametern erneut berechnet (PARTIAL CORR), wobei der Zustand des Kniegelenkes, die Belastung des Beines und die Höhe der Zuglast als Kontrollvariablen eingeführt wurden.

**Tabelle 31: Partialkorrelationen mechanischer Parameter mit den Integralquotienten der Muskeln**

Partial Correlations controlling for knee, axial load of the leg, anterior tibial load

		Gastroc- nemius medialis	Biceps femoris	Semiten- dinosus	Rectus femoris	Vastus lateralis	Vastus medialis
Partial Correlation	Tibiaver- schiebung	-.0972	-.1248	-.2508**	.0968	-.2353**	-.1699*
	Compliance- Index	-.0522	-.1046	-.2101*	.1188	-.2356**	-.1870*
	Stiffness low	-.0470	-.1793*	-.2411**	.1137	-.2221**	-.1127
	Stiffness high	.0169	.1134	-.1690*	.0250	-.0703	-.0232
	Steigungs- quotient	.1284	.0754	.0815	-.0813	.1537	.1296
	Energie	-.0409	-.2261**	-.0901	.0015	.1337	.0743

\*\* Correlation is significant at the .01 level (2-tailed).

\* Correlation is significant at the .05 level (2-tailed).

Die Korrelationen zwischen der Tibiaverschiebung und dem Compliance-Index mit den Integralquotienten der beiden Vasti bleiben auch unter Einbezug der Faktoren als Kontrollvariablen signifikant, so dass es sich hierbei nicht um Scheinkorrelationen handelt. Die Zusammenhänge zwischen diesen mechanischen Parametern und den Integralquotienten sind echt,

wenngleich von sehr geringem Ausmaß, so dass man nur von einer minimalen wechselseitigen Beeinflussung dieser mechanischen Parameter und der Höhe der Aktivierung der Vasti sprechen kann. Das gleiche gilt für den M. semitendinosus, auch er weist weiterhin sehr geringe negative Korrelationen zur Tibiaverschiebung und zur Stiffness auf, die signifikant sind.

Die Stiffness im niedrigen Kraftbereich korreliert gering negativ mit den Mm biceps femoris, semitendinosus und vastus lateralis, so dass die Gelenkstiffness bei geringer Zugkraft höher ist, wenn die Aktivität dieser Muskeln niedriger ist. Dieses Ergebnis ist zumindest im bezug auf die Richtung der Zusammenhänge unerwartet. Aufgrund der geringen nicht signifikanten Unterschiede der Stiffness im niedrigen Kraftbereich hinsichtlich der Gruppenzugehörigkeit sollte dem Ergebnis allerdings auch keine allzu hohe Bedeutung beigemessen werden. Für die Stiffness im hohen Kraftbereich ist nahezu kein Zusammenhang zur muskulären Aktivität mehr festzustellen. Die Korrelationen von Energiebilanz und Progression mit den beiden Vasti entpuppen sich dagegen als Scheinkorrelationen, die durch die Versuchsbedingungen aufgeklärt werden. Die Korrelation der Energiebilanz mit dem M. biceps femoris wird nun sehr signifikant, bleibt aber im gering negativen Bereich. Inhaltlich bedeutet dies, dass der Energieverlust um so größer ist, je weniger der M. biceps femoris aktiviert wird.

## Neurophysiologische Parameter

Die Berechnungen der Zusammenhänge zwischen dem Ausmaß der Aktivierung und dem Zeitpunkt des Aktivitätsanstieges zeigen, dass die Integralquotienten und Amplituden sich gleichsinnig verhalten. Sie weisen mittlere bis hohe Korrelationen auf, die allesamt sehr signifikant sind. Dies war zu erwarten, da beide die Höhe der Aktivierung eines Muskels repräsentieren.

**Tabelle 32: Korrelationen der Integralquotienten mit den Amplituden**

Correlations

	Amplitude gast. med.	Amplitude bic. fem.	Amplitude semitend.	Amplitude rect. Fem.	Amplitude vast. lat.	Amplitude vast. med.
Integral Q gast. med.	<b>.763**</b>	.274**	.270**	.136	.018	.114
Integral Q bic. fem.	.200*	<b>.708**</b>	.559**	-.100	-.048	.011
Integral Q semitend.	.118	.421**	<b>.560**</b>	-.172*	-.077	-.018
Integral Q rect. fem.	.277**	.180*	.192*	<b>.644**</b>	.608**	.533**
Integral Q vast. lat.	.234**	.251**	.221**	.491**	<b>.653**</b>	.582**
Integral Q vast. med.	.255**	.133	.125	.635**	.706**	<b>.715**</b>

\*\* Correlation is significant at the .01 level (2-tailed).

\* Correlation is significant at the .05 level (2-tailed).

Um zu überprüfen, ob die Höhe der Aktivierung in einem Zusammenhang mit dem Zeitpunkt der Aktivierung stehen, wurden für jeden Muskel Korrelationen zwischen Integralquotienten und Amplituden auf der einen Seite und den Latenzzeiten auf der anderen Seite berechnet. Um Scheinkorrelationen, verursacht durch die unterschiedlichen Versuchsbedingungen zu vermeiden, wurden Partialkorrelationen (PARTIAL CORR) unter Berücksichtigung der Gruppenzugehörigkeit des Kniegelenkes, der Belastung des Beines und der Höhe der Zuglast berechnet.

**Tabelle 33: Korrelationen der Latenzzeiten mit den Amplituden**

Correlations

	Amplitude gast. med.	Amplitude bic. fem.	Amplitude semitend.	Amplitude rect. Fem.	Amplitude vast. lat.	Amplitude vast. med.
Latenz gast. med.	<b>-.642**</b>	-.165	-.210*	-.250*	.125	-.133
Latenz bic. fem.	-.437**	<b>-.452**</b>	-.500**	-.193	.032	-.043
Latenz semitend.	-.412**	-.480**	<b>-.612**</b>	-.242*	-.036	-.062
Latenz rect. fem.	-.530**	-.196	-.202	<b>-.222*</b>	.168	-.091
Latenz vast. lat.	-.338**	-.229*	-.372**	.058	<b>.172</b>	-.058
Latenz vast. med.	-.392**	-.264*	-.385**	.000	.145	<b>-.129</b>

\*\* Correlation is significant at the .01 level (2-tailed).

\* Correlation is significant at the .05 level (2-tailed).

Die Korrelationen zwischen Amplituden und Latenzzeiten sind lediglich für die Mm vastus medialis und vastus lateralis nicht signifikant. Für die übrigen Muskeln sind die Korrelationen negativ und liegen im geringen bis mittleren Bereich. Je länger also die Latenzzeit, desto geringer die Amplitude.

**Tabelle 34: Korrelationen der Latenzzeiten mit den Integralquotienten**

Correlations

	Integral Q gast. med.	Integral Q bic. fem.	Integral Q semitend.	Integral Q rect. Fem.	Integral Q vast. lat.	Integral Q vast. med.
Latenz gast. med.	<b>-.540**</b>	-.037	-.010	-.166	.064	.034
Latenz bic. fem.	-.219*	<b>-.165</b>	-.000	-.115	.016	-.013
Latenz semitend.	-.298**	-.207*	<b>-.198</b>	-.202*	-.149	-.166
Latenz rect. fem.	-.371**	-.094	-.131	<b>-.209*</b>	.107	-.050
Latenz vast. lat.	-.226*	-.143	-.015	.049	<b>.029</b>	-.071
Latenz vast. med.	-.273**	-.128	-.008	.159	.066	<b>-.003</b>

\*\* Correlation is significant at the .01 level (2-tailed).

\* Correlation is significant at the .05 level (2-tailed).

Bei den Korrelationen der Integralquotienten mit den Latenzzeiten waren lediglich die Koeffizienten der Mm gastrocnemius medialis und rectus femoris signifikant. Bei den übrigen Muskeln lagen Scheinkorrelationen vor, die durch die Versuchsbedingungen aufgeklärt wurden. Eine wechselseitige Beeinflussung von Integralquotienten und Latenzzeiten kann daher für diese Muskeln nicht angenommen werden.

Demnach sind die Höhe der Aktivierung und der Zeitpunkt der Aktivierung eher miteinander korreliert, während ein Zusammenhang zwischen der Dauer der Aktivierung und dem Zeitpunkt des Beginns der Aktivierung größtenteils auf die Gruppenzugehörigkeit und auf die Versuchsbedingungen zurückzuführen ist und nicht als echte Korrelationen zwischen den Parametern zu interpretieren ist.

Um die Größenordnung der in den Varianzanalysen aufgedeckten Zusammenhänge zu präzisieren, wurden Korrelationen zwischen den Faktoren auf der einen Seite und den Kriteriumsvariablen auf der anderen Seite berechnet (CROSSTABS, NONPARAMETRIC CORRELATIONS, CORRELATIONS).

Im Gegensatz zu den Ergebnissen der Varianzanalysen stehen die beiden Faktoren Belastung des Beines und Höhe der Zuglast mit den Amplituden im Zusammenhang. Die Zuglast korreliert immer positiv mit den Amplituden. Je höher also die Zuglast, desto größer die Amplitude. Bei den Kniestreckern liegen geringe Korrelationen vor, die signifikant sind, bei den Kniebeugern mittlere Korrelationen, die höchst signifikant sind. Die Belastung des Beines korreliert mit den kniebeugenden Muskeln gering positiv (teilweise nicht signifikant), mit den kniestreckenden Muskeln dagegen hoch negativ (höchst signifikant).

**Tabelle 35: Korrelationen der maximalen Amplituden mit axialer Belastung und anteriorer Zuglast**

Correlations

	Belastung	Zuglast	Gastrocnemius	Biceps femoris	Semitendinosus	Rectus femoris	Vastus lateralis	Vastus medialis
Axiale Belastung	1.000	.000	-.113	.029	.208*	-.816**	-.799**	-.778**
Anteriore Zuglast	.000	1.000	.448**	.331**	.367**	.167*	.192*	.169*
Gastrocnemius	-.113	.448**	1.000	.342**	.305**	.292**	.186*	.225**
Biceps femoris	.029	.331**	.342**	1.000	.778**	.165*	.187*	.204*
Semitendinosus	.208*	.367**	.305**	.778**	1.000	.052	.048	.044
Rectus femoris	-.816**	.167*	.292**	.165*	.052	1.000	.864**	.812**
Vastus lateralis	-.799**	.192*	.186*	.187*	.048	.864**	1.000	.851**
Vastus medialis	-.778**	.169*	.225**	.204*	.044	.812**	.851**	1.000

\*\* Correlation is significant at the .01 level (2-tailed).

\* Correlation is significant at the .05 level (2-tailed).



Das bedeutet, dass die Kniebeuger stärker auf die Höhe der Zuglast reagieren, während die Aktivierung der Kniestrecker vorwiegend durch die Belastung des Beines moduliert wird. Aus der Berechnung des Zusammenhanges zwischen den Amplituden und dem Zustand des Kniegelenkes ergeben sich für die meisten Muskeln Nullkorrelationen.

Auch die Integralquotienten der untersuchten Muskeln weisen mit den beiden Faktoren Belastung des Beines und Höhe der Zuglast signifikante bis höchst signifikante Korrelationen auf. Das Ausmaß der Korrelationen ist gering bis mittel. Die Zuglast korreliert immer positiv mit den Integralquotienten, so dass die Höhe der muskulären Aktivität mit der Größe der Zuglast steigt. Die Belastung des Beines korreliert mit den kniebeugenden Muskeln positiv, mit den kniestreckenden Muskeln dagegen negativ. Das bedeutet, dass bei entlastetem Bein die Kniebeuger stärker, die Kniestrecker dagegen schwächer aktiviert werden, als bei belastetem Bein.

**Tabelle 36: Korrelationen der Integralquotienten mit axialer Belastung und anteriorer Zuglast**

Correlations

	Belastung	Zuglast	Gastrocnemius	Biceps femoris	Semiten-dinosus	Rectus femoris	Vastus lateralis	Vastus medialis
Axiale Belastung	1.000	.000	.028	.243**	.266**	-.464**	-.401**	-.519**
Anteriore Zuglast	.000	1.000	.409**	.367**	.356**	.217**	.231**	.207*
Gastrocnemius	.028	.409**	1.000	.282**	.373**	.202*	.177*	.145
Biceps femoris	.243**	.367**	.282**	1.000	.630**	.115	.191*	-.014
Semiten-dinosus	.266**	.356**	.373**	.630**	1.000	.103	.218**	.129
Rectus femoris	-.464**	.217**	.202*	.115	.103	1.000	.622**	.625**
Vastus lateralis	-.401**	.231**	.177*	.191*	.218**	.622**	1.000	.745**
Vastus medialis	-.519**	.207*	.145	-.014	.129	.625**	.745**	1.000

\*\* Correlation is significant at the .01 level (2-tailed).

\* Correlation is significant at the .05 level (2-tailed).

Zwischen den Latenzzeiten der Muskeln und der Höhe der Zuglast ergeben auch Berechnungen von Korrelationen keine signifikanten Zusammenhänge. Die Belastung des Beines korreliert mit den Latenzen der Kniebeuger gering negativ. Das bedeutet, dass die Kniebeuger schneller reagieren, wenn das Bein entlastet ist. Für den M. rectus femoris ergibt sich eine gering positive Korrelation, so dass dieser Muskel bei belastetem Bein schneller reagiert. Die Korrelationen sind zwar signifikant oder sehr signifikant, sie sind jedoch nur von geringem Ausmaß.

**Tabelle 37: Korrelationen der Latenzzeiten mit den Faktoren Belastung des Beines und Zuglast**

## Correlations

	Belastung	Zuglast	Gastrocnemius	Biceps femoris	Semitendinosus	Rectus femoris	Vastus lateralis	Vastus medialis
Belastung	1.000	.000	-.058	-.214*	-.267**	.284**	.057	.107
Zuglast	.000	1.000	-.155	-.092	-.096	-.085	-.171	-.100
Latenz gast. med.	-.058	-.155	1.000	.361**	.356**	.540**	.407**	.400**
Latenz bic. fem.	-.214*	-.092	.361**	1.000	.819**	.365**	.661**	.633**
Latenz semitend.	-.267**	-.096	.356**	.819**	1.000	.292**	.590**	.556**
Latenz rect. fem.	.284**	-.085	.540**	.365**	.292**	1.000	.551**	.576**
Latenz vast. lat.	.057	-.171	.407**	.661**	.590**	.551**	1.000	.934**
Latenz vast. med.	.107	-.100	.400**	.633**	.556**	.576**	.934**	1.000

\*\* Correlation is significant at the .01 level (2-tailed).

\* Correlation is significant at the .05 level (2-tailed).

Die Berechnungen des Zusammenhanges zwischen den Latenzzeiten und dem Zustand des Kniegelenkes ergeben für die Mm biceps femoris, semitendinosus, vastus lateralis und medialis geringe bis mittlere Korrelationen, die signifikant bis sehr signifikant sind.

**Tabelle 38: Korrelation der Latenzzeit des M. biceps femoris mit dem Zustand des Kniegelenkes**

## Directional Measures

			Value
Nominal by Interval	Eta	Biceps femoris Dependent	<b>.506</b>

## Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	77.756	40	<b>.000</b>
Likelihood Ratio	89.355	40	<b>.000</b>
Linear-by-Linear Association	3.022	1	.082

**Tabelle 39: Korrelation der Latenzzeit des M. semitendinosus mit dem Zustand des Kniegelenkes**

## Directional Measures

			Value
Nominal by Interval	Eta	Semitendinosus Dependent	<b>.342</b>

## Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	49.143	38	.106
Likelihood Ratio	57.102	38	<b>.024</b>
Linear-by-Linear Association	.329	1	.566

**Tabelle 40: Korrelation der Latenzzeit des M. vastus lateralis mit dem Zustand des Kniegelenkes**

## Directional Measures

			Value
Nominal by Interval	Eta	Vastus lateralis Dependent	<b>.563</b>

## Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	73.359	32	<b>.000</b>
Likelihood Ratio	86.236	32	<b>.000</b>
Linear-by-Linear Association	3.430	1	.064

**Tabelle 41: Korrelation der Latenzzeit des M. vastus medialis mit dem Zustand des Kniegelenkes**

## Directional Measures

			Value
Nominal by Interval	Eta	Vastus medialis Dependent	<b>.507</b>

## Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	60.270	36	<b>.007</b>
Likelihood Ratio	69.451	36	<b>.001</b>
Linear-by-Linear Association	4.950	1	.026

## LEBENS LAUF

<b>Persönliche Angaben:</b>	<i>Familienstand: verheiratet</i> <i>Staatsangehörigkeit: deutsch</i> <i>Geburtstag: 30.12.1961</i> <i>Geburtsort: Freiburg</i>
<b>Ausbildung</b>	09/1968 – 08/1972    Lorzing Grundschule    Freiburg  09/1972 – 07/1981    Kepler Gymnasium    Freiburg <b>Abitur</b> *    Allgemeine Hochschulreife 09/1981 – 09/1982    Albert - Ludwigs – Universität    Freiburg *    Mathematik und Philosophie 09/1982 – 09/1984    Albert - Ludwigs – Universität    Freiburg *    Philosophie und Germanistik <b>Zwischenprüfung im Studiengang höheres Lehramt an Gymnasien</b> *    Philosophie und Germanistik 09/1984 – 06/1994    Albert - Ludwigs – Universität    Freiburg *    Sportwissenschaft, Philosophie und Germanistik <b>1. Staatsexamen im Studiengang höheres Lehramt an Gymnasien</b> *    Sportwissenschaft und Germanistik seit 06/1994    Universität    Stuttgart <b>Promotionsvorhaben</b> *    Biomechanik
<b>Tätigkeiten neben dem Studium</b>	09/1986 – 06/1994    Albert - Ludwigs – Universität    Freiburg wissenschaftliche Hilfskraft *    Mitarbeiter am Lehrstuhl Trainingswissenschaft *    Allgemeiner Hochschulsport
<b>Berufliche Tätigkeit</b>	Seit 06/1994    Universität    Stuttgart Wissenschaftlicher Mitarbeiter *    Institut für Sportwissenschaft

## ERKLÄRUNG

Hiermit erkläre ich, dass ich die der Fakultät für Geschichts-, Sozial-, und Wirtschaftswissenschaften der Universität Stuttgart vorgelegte Dissertation mit dem Titel

„Funktionelle Stabilität am Kniegelenk“

selbständig verfasst und dabei keine anderen als die in der Dissertation angegebenen Hilfsmittel verwendet habe.

Stuttgart, den 18. Mai 1999.....

Sven Bruhn