

**Deutsche Sporthochschule Köln**  
Institut für Rehabilitation und Behindertensport  
Geschäftsführender Leiter: Univ.-Prof. Dr. I. Froböse

---

**Veränderungen ausgewählter Parameter der  
Kniegelenkmechanik vor und nach operativem Ersatz des  
vorderen Kreuzbandes bei unterschiedlichen  
Operationstechniken**

---

Dissertation  
zur Erlangung des akademischen Grades  
Doktor der Sportwissenschaften  
der Deutschen Sporthochschule Köln

vorgelegt von  
Matthias Schuhmacher  
aus Wörrstadt

Köln 2007

Vorsitzende des Prüfungsausschusses:

Prof. Dr. I. Hartmann- Thews

1. Referent:

Univ.-Prof. Dr. I. Froböse

2. Referent:

Prof. Dr. Dr. G. Schumpe

Tag der mündlichen Prüfung:

08.10.2007

Hierdurch versichere ich: Ich habe diese Arbeit selbstständig und nur unter Benutzung der angegebenen Quellen und technischen Hilfen angefertigt; sie hat noch keiner anderen Stelle zur Prüfung vorgelegen. Wörtlich übernommene Textstellen, auch Einzelsätze oder Teile davon, sind als Zitate kenntlich gemacht.

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Literaturbesprechung</b>	<b>3</b>
<b>2.1</b>	<b>Das Kniegelenk</b>	<b>3</b>
2.1.1	Anatomie des Kniegelenks	3
2.1.1.1	Knöchernen Struktur des Kniegelenks	3
2.1.1.2	Bandapparat des Kniegelenks	4
2.1.2	Biomechanik des Kniegelenks	6
2.1.3	Sensomotorik des Kniegelenks	16
2.1.3.1	Mechanorezeptoren im Kniegelenk	18
2.2	Operationsmethoden und Rehabilitationskonzepte nach Kreuzbandverletzung	19
2.3	Methoden der Bewegungsanalyse	23
2.3.1	Dynamometrische Verfahren	24
2.3.2	Kniemetrische Verfahren	25
2.3.3	Anthropometrische Verfahren	26
2.4	Anomalien im Bewegungsablauf nach Ruptur (und operativem Ersatz) des vorderen Kreuzbandes	26
<b>3</b>	<b>Material und Methode</b>	<b>30</b>
<b>3.1</b>	<b>Untersuchungsgut</b>	<b>31</b>
3.1.1	Zusammensetzung der Patientengruppe	31
3.1.2	Zusammensetzung der Kontrollgruppe	33
3.1.3	Therapieplan	33
<b>3.2</b>	<b>Untersuchungsgang</b>	<b>35</b>
3.2.1	Auswahl der Testverfahren	36
3.2.2	Apparaturbesprechung	37
3.2.2.1	Anordnung der Ultraschallsender	39
3.2.2.2	Softwareauswertung	41
3.2.2.3	Darstellung der Winkelfunktionen (WT, VW, AW) und der Kniefunktion (KN)	41
3.2.2.4	Bewertung der Winkeldarstellungen und der KN- Funktion	45
3.2.3	Statistische Verfahren	51
<b>4</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>52</b>
4.1	Ergebnisse bzgl. des Einflussfaktors "unterschiedliche Transplantatwahl"	53
4.2	Ergebnisse bzgl. des Einflussfaktors "Koordinationstraining"	77
4.3	Ergebnisse bzgl. des Einflussfaktors "zeitliches Intervall zwischen Trauma und OP"	83
4.4	Ergebnisse bzgl. des Einflussfaktors "Anzahl der Therapie- Einheiten" EAP)	90
4.5	Ergebnisse der Kontrollgruppe (n=10)	96
4.6	Zusammenfassung der wichtigsten Ergebnisse	100



---

<b>5</b>	<b>Diskussion</b>	<b>101</b>
5.1	Methodenkritische Aspekte	101
5.2	Diskussion der Ergebnisse	104
5.2.1	Unterschiede der Operationstechniken (H3)	105
5.2.2	Entwicklung der Scores im Zeitverlauf (H1)	110
5.2.3	Einfluss des Koordinationstrainings (H2), der Anzahl der Therapie- Einheiten und dem zeitlichen Intervall zwischen Trauma und OP	112
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>120</b>
	<b>Anhang</b>	<b>122</b>
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>122</b>
	<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>140</b>
	<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>144</b>
	<b>Lebenslauf</b>	<b>152</b>

## 1. Einleitung

Die Verletzung des vorderen Kreuzbandes ist eine der schwersten Verletzungen des Bewegungsapparates. Sie ist eine immer häufiger gestellte Diagnose; nicht nur in Deutschland. Schätzungen gehen hierzulande von einer Inzidenz von 1 pro 1000 Einwohner pro Jahr aus; in einer Millionenstadt also immerhin 1000 Verletzungen per anno. Die „American Academy of Orthopaedic Surgeons“ beschreibt in den USA jährlich eine Verletzung pro 3000 Einwohner. In einer Befragung von LÜHRING et al. (2004) an orthopädischen und unfallchirurgischen Kliniken in Deutschland führten 90% der befragten Häuser Kreuzbandplastiken durch. 73% der orthopädischen und 80,7% der unfallchirurgischen favorisierten einen operativen Ersatz des vorderen Kreuzbandes mittels mittlerem Drittel der Patellarsehne; gleichzeitig führen 71,6% der Orthopäden und 41,6% der Unfallchirurgen Operationen unter Verwendung der Semitendinosussehne durch.

Die Diskussion bez. einer Indikation zum operativen Ersatz des vorderen Kreuzbandes wird weiterhin -teils kontrovers- geführt. NOYES et al. (1983) beschrieben die „rule of thirds“, wonach nur ein Drittel aller am vorderen Kreuzband verletzten Patienten die Verletzung adäquat kompensiert und sich wieder den gewohnten Freizeitaktivitäten hingeben kann. Das zweite Drittel wird nach der Verletzung einige Aktivitäten aufgeben müssen, sich aber im Alltag gut zurechtfinden. Das letzte Drittel wird auch im Alltag starke Probleme haben und nur mit einem operativen Ersatz Besserung erlangen.

In der Literatur finden sich viele Studien, die sich mit der mechanischen Festigkeit des Transplantats im zeitlichen Verlauf nach (und teilweise auch während) eines operativen Ersatzes des vorderen Kreuzbandes befassen. Diese wurden mitunter mit ganganalytischen Parametern in Beziehung gesetzt (BARBER et al. 1995; BARBER- WESTIN et al. 1999; BEYNNAN 1997; SHELBOURNE et DAVIS 1999). PATEL et al. (2003) stellten jedoch heraus, dass passive Laxizitätswerte eines kreuzbandverletzten Knies in keinem

signifikanten Zusammenhang mit der dynamischen Kniefunktion stehen. Dies bestätigten auch ZALLINGER et al. (2004).

Sollte beim Kreuzbandverletzten Patient die Entscheidung zu einer solchen Operation gefallen sein, so ist das hohe Arthrofibrosierisiko bei einer sehr frühen Ersatzplastik (< 3 Wochen nach Trauma) mittlerweile anerkannt (COSGAERA et al. 1995; FENZL 1998). Dem Operateur stellen sich derzeit vor allem zwei mögliche körpereigene Sehnen als Transplantat zur Wahl: die Semitendinosus-(+Grazilis-)- sowie die Patellarsehne. Viele klinische Studien beschreiben gute Ergebnisse für die Patellarsehnenplastik (AGLIETTI et al. 1997; ARCIERO et al. 1996; CORRY et al. 1999; OTTO et al. 1998) sowie für die Semitendinosusplastik (CORRY et al. 1999; MAEDA et al. 1996; MUNETTA et al. 1999). Welche funktionellen Auswirkungen die Transplantatwahl auf die Kniegelenkmechanik hat, konnte bisher nicht eindeutig beschrieben werden. Die Möglichkeit der Schwächung der ischiokruralen Muskulatur durch Entnahme eines oder zweier Muskelteile ist bei der Semitendinosus-(Grazilis-)plastik gegeben; bei Verwendung der Patellarsehne wurde eine geringere Rerupturrate registriert (1,9% im Vergleich zu 4,9%). Unterschiedliche Meinungen sind zu einer evtl. Häufung eines vorderen Knieschmerzes bei Patienten mit Patellarsehnenplastik dokumentiert (FREEDMAN et al. 2003; WEBSTER et al. 2004; SPINDLER et al. 2004).

In der vorliegenden Studie sollen Unterschiede verschiedener Parameter der Kniegelenkmechanik im Verlauf vor und nach einem operativen Ersatz des vorderen Kreuzbandes mithilfe der Ultraschalltopometrie untersucht werden. Die mit dieser Methode präzise zu ermittelnden Unterschiede der Kniegelenkmechanik sollen im Rehabilitationsverlauf analysiert werden. Welche Faktoren die Arthrokinematik in den ersten sechs Monaten post- OP beeinflussen und wie sich die Veränderungen der Kniegelenkmechanik im zeitlichen Verlauf darstellen sind Fragestellungen, die im Folgenden behandelt werden sollen. Auch stellt sich die Frage, welche langfristigen Trends es nach einer solchen Operation geben kann und ob die Transplantatwahl einen entscheidenden Einfluss hierauf hat. Zudem wird nach dem Einfluss eines zusätzlichen Koordinationstrainings nach einem solchen operativen Eingriff gesucht.

## 2. Literaturbesprechung

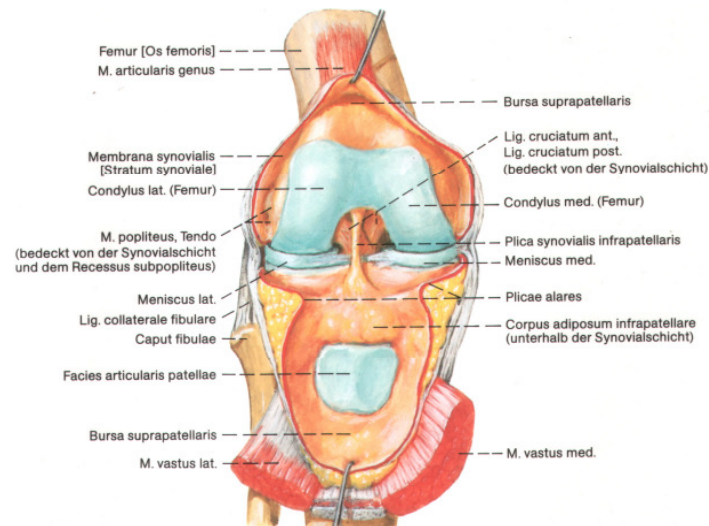
### 2.1 Das Kniegelenk

#### 2.1.1 Anatomie des Kniegelenks

Das Kniegelenk ist das größte Gelenk des Menschen und in seiner Funktion eine der kompliziertesten und empfindlichsten artikulären Strukturen. Die Funktion des Kniegelenks bedingt den anatomischen Aufbau, da gegensätzliche Anforderungen zu realisieren sind: Durch die vielfältigen statischen und dynamischen Funktionen verfügt das Knie über eine im Wesentlichen ligamentäre und muskuläre Führung. Als Dreh-/ Schiebegelenk erlaubt es durch die Roll-Gleit- Bewegungen der Femurkondylen auf den Tibiagelenkflächen Extensions- und Flexionsbewegungen um annähernd transversale Achsen, mit der Möglichkeit der Rotation in Flexionsstellung sowie einer Schlussrotation bei Extensionsbewegungen von 180°. (APPEL et STANG- VOSS. 1996; KAPANDJI 1992; NETTER 1994; STROBEL et al. 1995 )

##### 2.1.1.1 Knöcherne Struktur des Kniegelenks

Im Kniegelenk artikulieren die Condylus femoris und die Condylus tibiae, deren Inkongruenz durch den lateralen und den medialen Meniscus ausgeglichen wird. Das Femur verdickt sich distal zu zwei knorpelüberzogenen konvex gestalteten Rollen, welche durch die Fossa intercondylaris unterbrochen werden. Die Kondylen der proximal verbreiterten Tibia sind dem Femur kongruent leicht oval vertieft; der laterale Kondylus ist etwas abgeplattet. In Knieextension liegen die Femurkondylen großflächig auf der Tibiaplatte, in flektierter Knieposition ist die Auflagefläche durch die dorsale Krümmung der Kondylen relativ klein (vgl. Abb. 1).

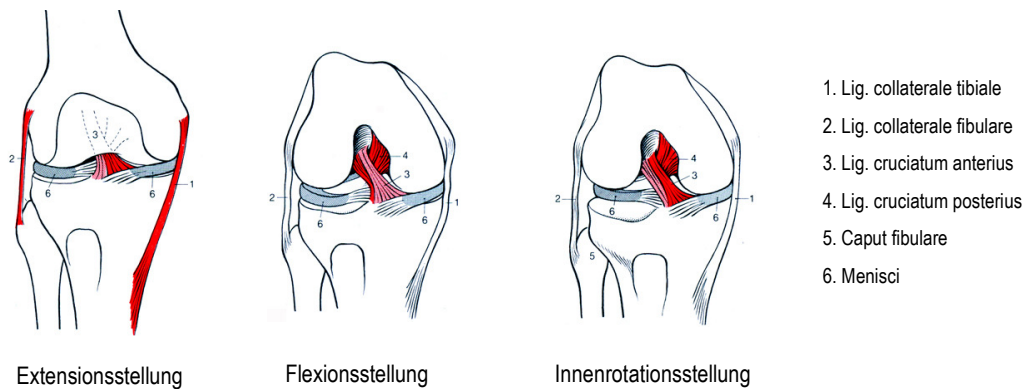


**Abb. 1: Aufbau des Kniegelenks von anterior (aus: NETTER 1994, S. 477)**

Das femuropatellare Gelenk wird aus den Vorderflächen der beiden Femurkondylen sowie der Patella gebildet. Die Optimierung der Hebelverhältnisse der Muskulatur, die Sicherung der Extensions-Flexionsbewegung sowie die Verringerung des Reibungswiderstandes sind als die Hauptaufgaben des in die Endsehne des M. quadriceps femoris eingelassen Sesambeines Patella zu sehen. (APPEL et STANG- VOSS 1996; KAPANDJI 1992; NETTER 1994; STROBEL et al. 1995)

### 2.1.1.2 Bandapparat des Kniegelenks

Die Bewegungen des Kniegelenks werden vor allem durch die Muskulatur und den Bandapparat geführt und stabilisiert. Zur Vergrößerung der Auflagefläche und zum Ausgleich der Inkongruenz der Femurkondylen auf dem Tibiaplateau befinden sich der laterale und mediale Meniskus im Gelenkspalt. Sie sind jeweils durch das Lig. meniscifemorale anterius bzw. das Lig. meniscifemorale posterius befestigt und tragen somit zur Gelenkstabilisierung bei. Während der halbmondförmige mediale Meniskus mit der Gelenkkapsel und dem medialen Seitenband verwachsen ist, stellt sich der laterale Meniskus nahezu kreisförmig dar und ist nicht im lateralen Seitenband verankert; hierdurch ist er beweglicher.



**Abb. 2: Bewegungslimitierung durch die ligamentären Strukturen im Kniegelenk. Die hellrot bzw. dunkelrot eingefärbten Bandstrukturen dokumentieren den jeweiligen Spannungszustand der Struktur. (modifiziert nach PLATZER 1991 in: THORWESTEN 2000)**

Die beiden Kreuzbänder (Ligg. Cruciatum anterius und posterius) sichern die Bewegungen des Kniegelenks und verhindern Verschiebungen von Femur zu Tibia sowie bei erschlafften Seitenbändern in Beugstellung die anterior-posteriore Gleitbewegung der Tibia (vorderes bzw. hinteres Schubladenphänomen). Das Lig. cruciatum anterius ist in sich gedreht, besteht aus unterschiedlichen Faserverläufen und zieht von der medialen Fläche des Epicondylus lateralis femoris zur area intercondylaris anterior der Tibia. Eine Hauptfunktion liegt in der Stabilisierung des Kniegelenks in Streckstellung. Das Lig. cruciatum posterius verläuft umgekehrt von der lateralen Fläche des Epicondylus medialis femoris zur area intercondylaris anterior der Tibia (APPEL et al. 1996; KAPANDJI 1992; NETTER 1994). Das hintere Kreuzband stellt sich deutlich kräftiger dar („knöchernes Kreuzband“) und ist mit zunehmender Beugung Hauptstabilisator im Kniegelenk. Bedingt durch ihre Lage und ihren Verlauf sind die einzelnen Anteile der Ligg. cruciata in fast allen Gelenkpositionen unterschiedlich angespannt. Bei der Innenrotation nimmt die Spannung zu, da sich die Bänder umeinander wickeln und die Bewegung somit limitieren. Bei außenrotatorischen Bewegungen ist wiederum eine Spannungsminderung mit erhöhter Mobilität durch das „Abwickeln“ der Kreuzbänder nachweisbar, was die Beweglichkeit verbessert (vgl. Abb. 2). Das vordere Kreuzband spielt auch eine limitierende Rolle bei der axialen Rotation des Kniegelenks. (ANDERSEN et al. 1997)

Das Lig. collaterale tibiale ist mit der Gelenkkapsel und dem medialen Meniskus verwachsen und zieht vom Epicondylus medialis femoris schräg nach distal-

ventral und setzt unterhalb des Tibiaplateaus an der Facies medialis tibiae an. Das Lig. collaterale fibulare verläuft vom Epicondylus lateralis femoris zum ventralen und lateralen Teil des Caput fibulae. Beide Bänder sind bei vollständiger Kniestreckung maximal gespannt und bieten somit seitliche Stabilität. Bei zunehmender Beugung erschlaffen die Kollateralbänder und lassen so Rotationen um die Unterschenkellängsachse zu. (JAKOB et al. 1990; PLATZER 1991; WALDEYER et al. 1993)

### 2.1.2 Biomechanik des Kniegelenks

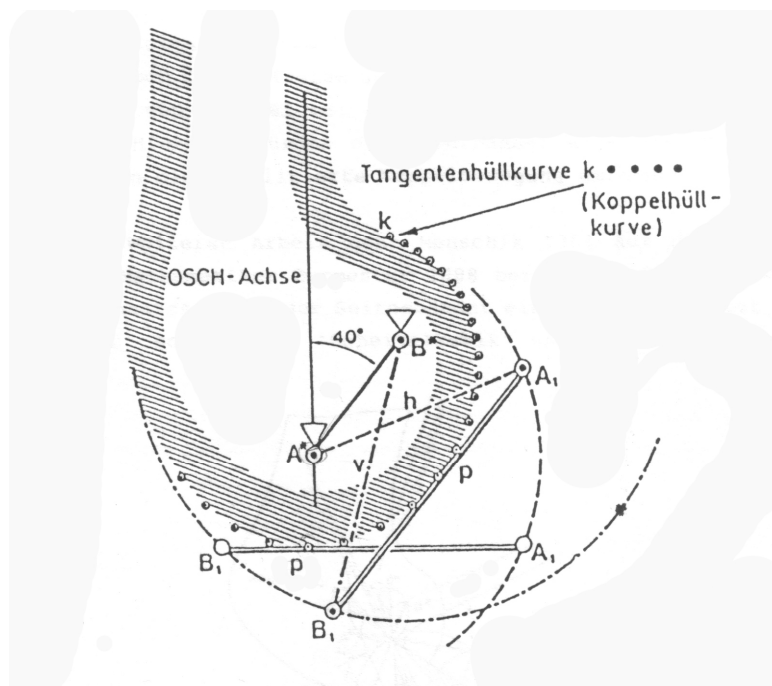
Grundsätzlich lässt das Kniegelenk Bewegungen aller drei Freiheitsgrade um verschiedene Achsen zu: Beugung und Streckung um momentane Achsen durch die Femurkondylen, Innen- und Außenrotation um eine Achse parallel zur Tibia sowie eine geringe Ab- und Adduktion um eine Längsachse zwischen den Femurkondylen. Praktisch bedeutet dies eine Verschiebung der Femurkondylen gegen das Tibiaplateau (im Sinne einer vorderen bzw. hinteren Schublade), eine Distraction bzw. Kompression der Gelenkflächen sowie eine mediale und laterale Seitverschiebung. (NOYES 1980)

Seit dem Ende des 19. Jahrhunderts sind Autoren bekannt, die den verschiedenen Kniegelenkstrukturen modellhaft Einflüsse auf die Kniebewegung zuschrieben und die Mechanik des Gelenkes näher beleuchteten. Die Gebrüder WEBER (1886) erkannten zuerst das Rollverhalten des Kniegelenks in Strecknähe, welches in der weiteren Beugung in ein vermehrtes Gleiten übergeht. Auch die schon 1888 angestellten Überlegungen des Münchner Mathematikers Burmester bezüglich der Ansatzstellen der Seitenbänder und der daraus resultierenden Bewegungskurve sollten zu einem späteren Zeitpunkt noch eine Rolle spielen.

FICK führte 1911 den Gedanken des Roll- Gleitens fort und formulierte ein Rollen der Tibia bis ca. 20° Beugung um Achsen im Gelenkspalt, welche senkrecht zu den im Röntgenbild ermittelten Berührungspunkten von Tibia und Femur stehen. Hiernach sei die Drehpunktbahn in diesem Bereich identisch mit der Profilkurve des Femurkondylus. Bei mehr als 20° Beugung werde dies durch

ein Anspannen der Kreuzbänder verhindert und es resultiere ein reines Gleiten des Femurs auf der Tibia. Die unterschiedlichen Krümmungsradien des Femur sorgten dafür, dass sich die Drehpunktbahn in das Innere des Kondylus verschiebe. FICK (1911) prägte den Begriff „Evolute“ für diese Kurvencharakteristik.

Die knöchernen Strukturen des Kniegelenks standen im Vordergrund der Untersuchungen von KNESE (1950). Er beschrieb die unterschiedlichen Krümmungsradien der beiden Kondylenflächen und die Zunahme der Krümmung nach dorsal sowie die fortlaufende Supination und Adduktion bei der Beugung im Bereich 0- 20°. Laut KNESE ist das Kniegelenk ein Getriebegelenk, welches in seiner Bewegungsbahn durch die unterschiedliche Krümmung der beiden Femurkondylen, die Menisci sowie den Bandapparat, insbesondere durch das vordere Kreuzband, bestimmt wird. Dem vorderen Kreuzband kommt hiernach die Funktion eines festen Stützgelenkes für den Femur zu.



**Abb. 3: Die Koppelhüllkurve. Diese verbindet die Schnittpunkte der Koppel p mit dem vom momentanen Pol (Schnittpunkt der Kreuzbänder) zur Koppel gefällten Lot. (nach MENSCHIK 1987, S. 40)**

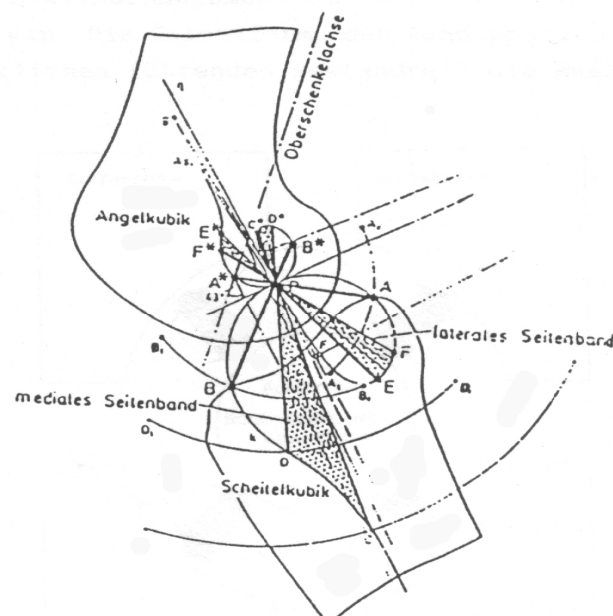
Die wichtige Bedeutung der Bandstrukturen und der Muskulatur für die Bewegung des Knies stellte FRANKEL 1971 dar. Er fand bei seinen



Bewegungsanalysen am Kniegelenk wirkende Kräfte, die ein Vielfaches des Körpergewichts darstellten.

HUSON und MENSCHIK beschrieben die Stellung der Kreuzbänder als „überschlagene Viereckskette“ und erklärten so die Roll- Gleit- Funktion in der Kniebewegung. Den Bandapparat stellten sie als Getriebe im Zentrum der Kniegelenkfunktion dar. (HUSON 1974; MENSCHIK 1974a; MENSCHIK 1987)

Weiterhin nahm MENSCHIK an, dass die Bewegungen im Knie strengen mathematischen und geometrischen Gesetzmäßigkeiten folgen. Er prägte den Begriff „Koppelhüllkurve“. Hier werden die Schnittpunkte des vom Kreuzungspunkt der Kreuzbänder (nach MENSCHIK die momentane Drehachse) zur Koppel (dem Tibiaplateau) gefällten Lots verbunden. Die Koppelhülle entspricht hierbei der idealen Gelenkform des Femurkondylus (vgl. Abb. 5). Als Voraussetzung für eine stabile Streckstellung wird die Notwendigkeit des Ansatzes der verschieden langen Kreuzbänder in der Fossa intercondylaris im Winkel von  $40^\circ$  zur Femurachse erwähnt. (MENSCHIK 1974b; MENSCHIK 1987)



**Abb. 4a:** Die Kollateral- und Kreuzbänder ordnen sich wie die Speichen eines Rades um das momentane Drehzentrum. Zusätzlich bilden die Kollateralbänder eine überschlagene Viereckskette. (nach MENSCHIK 1987, S. 72)  
MENSCHIK (1974b) verweist auf eine Änderung des Verhältnisses von Rollen und Gleiten in der Kniebewegung. Für die Beugung ab  $20^\circ$  hin zur Streckung

verändere sich die Relation von (R:G) 1:2 zu 1:4. In der Bewegungsspanne 0°-20° kommt für MENSCHIK die Schlussrotation ins Spiel. Die anatomische Form der Femurkondylen ist nicht ideal, sondern in den ventralen Abschnitten weniger gekrümmt (vgl. Abb. 5). Der laterale Kondylus ist hier fast plan und zeigt eine deutliche Einbuchtung.

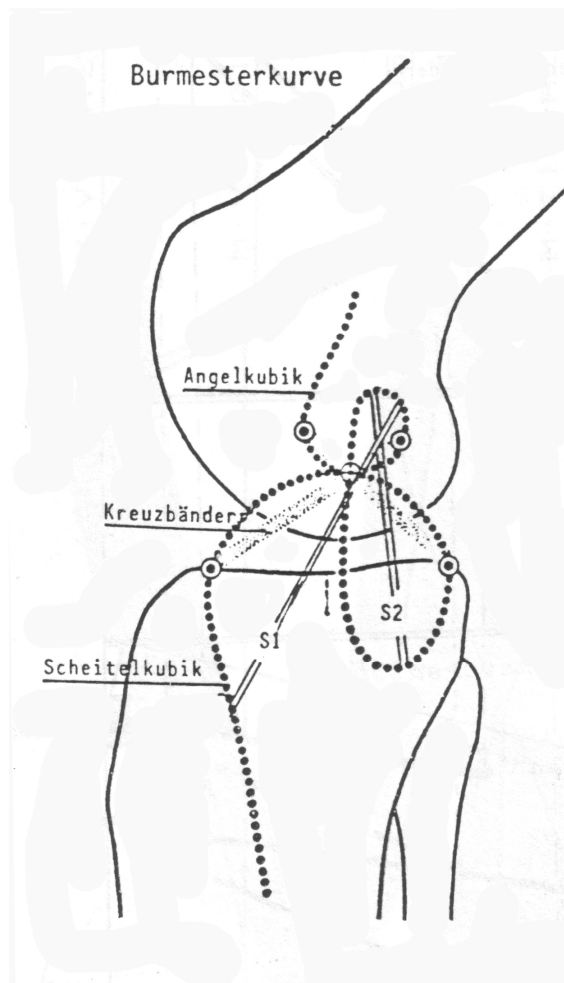
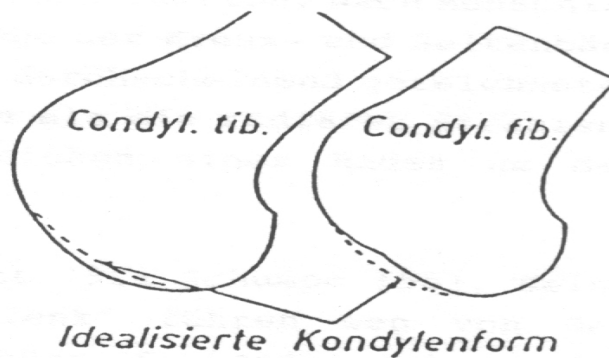


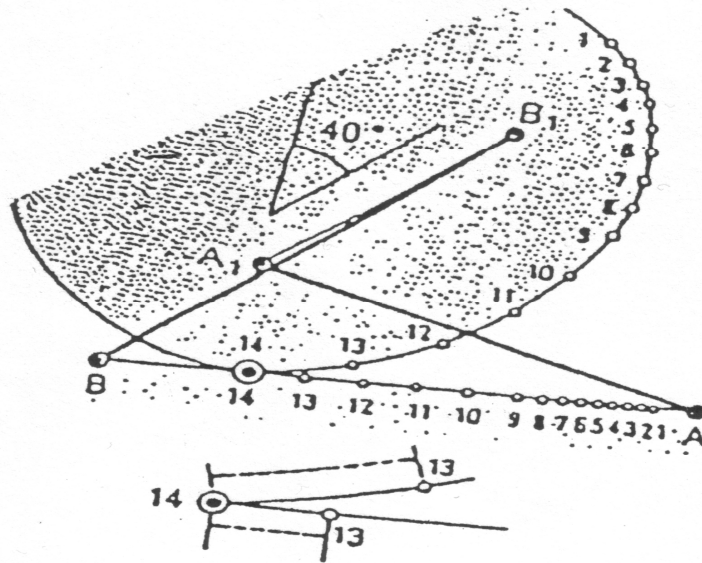
Abb. 4b: Burmesterkurve nach MÜLLER. (1982, S. 47)

Die Erklärung hierfür sieht MENSCHIK in der Form des Tibiaplateaus (die Koppel). Die flache Form und Eindellung des lateralen Femurkondylus erklärt er mit der Verlängerung der Gelenkfläche des lateralen Kondylus der Tibia bei der Auswärtsdrehung des Tibiaplateaus. Der Drehpunkt sei während der Schlussrotation bei fixiertem Oberschenkel am dorsomedialen Rand des lateralen Tibiakondylus gelegen.



**Abb. 5:** Die gestrichelte Linie zeigt die theoretisch ideale Kondylenform gemäß der Koppelhüllkurve; die anatomische Form verläuft jedoch anders (durchgezogene Linie). (nach MENSCHIK 1987, S. 54)

Schließlich nahm MENSCHIK die bereits erwähnten Überlegungen von Burmester bezüglich der Bewegungskurven der Seitenbänder auf und prägte die Begriffe „Scheitelkubik“ und „Angelkubik“ (vgl. ABB. 4a und b). Bildet man eine Gerade, deren Verlauf durch den Kreuzungspunkt der Viergelenkskette und durch jeweils einen Punkt der Scheitelkubik sowie der Angelkubik verläuft, so bleibt die Länge der Geraden bei der Bewegung der Viergelenkskette jeweils gleich (vgl. Abb. 6). (MENSCHIK 1971 b; MENSCHIK 1987)



**Abb. 6:** Der Abstand der Berührungspunkte entlang des Femurendes ist durch den Roll-Gleit- Mechanismus größer als auf dem Tibiaplateau.(nach MENSCHIK 1987, S. 82)

SCHUMPE beschrieb 1984 eine wichtigere Rolle der Muskulatur bei der Kniegelenkbewegung anstelle des Modells der starren Getriebefunktion der Kreuzbänder. Er zeigte, dass bei fixiertem Oberschenkel und bei Bewegung der Koppel der überschlagenen Viergelenkskette lediglich die gelenknahen Ansatzpunkte der Seitenbänder eine Kreisbahn beschreiben (vgl. Abb. 7). Die übrigen Koppelpunkte verlaufen nur gegen Anfang und Ende einer Kreisbahn, im übrigen Verlauf weichen sie zum Teil deutlich davon ab. Die senkrecht unter den jeweiligen Koppelpunkten liegenden Tibiapunkte liegen auf ähnlichen Verlaufsbahnen. Daraus folgerte SCHUMPE (1984), dass insbesondere gelenknah ansetzende Bänder während Beugung und Streckung nicht immer gleichmäßig gespannt sind und somit nicht die alleinige Führung des Gelenkes bedingen können. Die Muskulatur, die Menisci und die Gelenkform bezog er schematisch (vgl. Abb. 8) mit in einen funktionierenden Roll- Gleit- Mechanismus bei der Kniebewegung ein und beschrieb eine Wechselwirkung jener vier Komponenten. Das zentrale Element in der Beschreibung der Biomechanik des Kniegelenks ist der Roll- Gleit- Mechanismus. Der Bewegungsablauf der Kniebeugebewegung ist die Kombination des Rollens und Gleitens; während eine reine Rollbewegung im Sinne von auftretenden Reibungs- und Scherkräften am günstigsten wäre, so ist in Abb. 9 anschaulich dargestellt, dass die Lauffläche des distalen Femurendes bei weitem größer ist als die der proximalen Tibia. Eine reine Rollbewegung hätte ab

einem bestimmten Grad der Beugung ein Abrutschen des Femur über die Hinterkante der Tibia zur Folge. (SCHUMPE 1984)

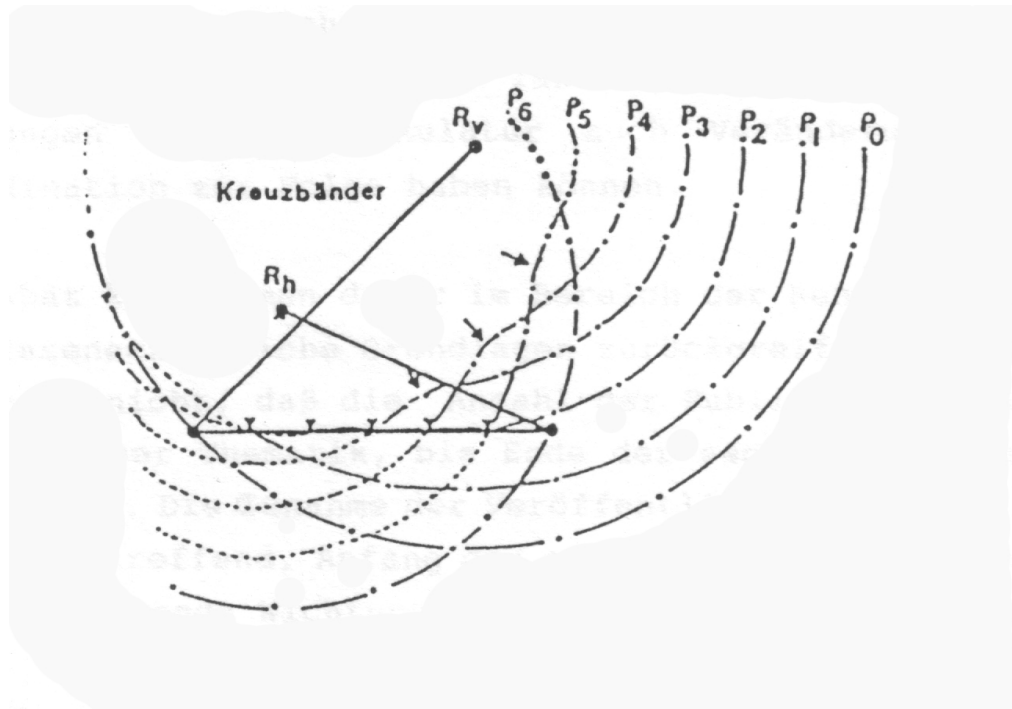


Abb. 7: Bewegungsbahn verschiedener Koppelpunkte nach Konstruktion der überschlagenen Viergelenkskette. (nach: SCHUMPE 1984, S. 213)

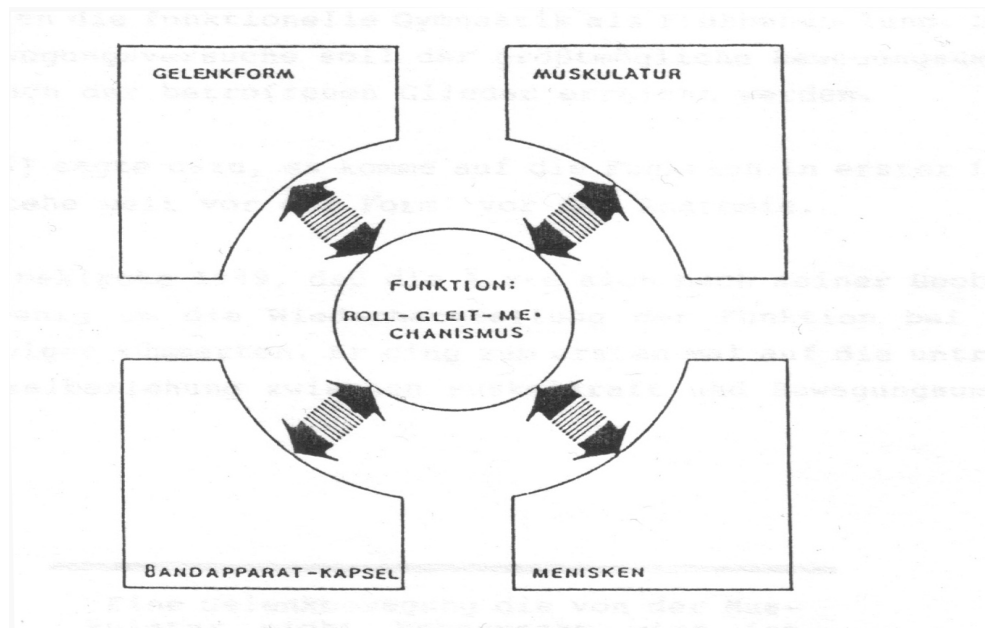
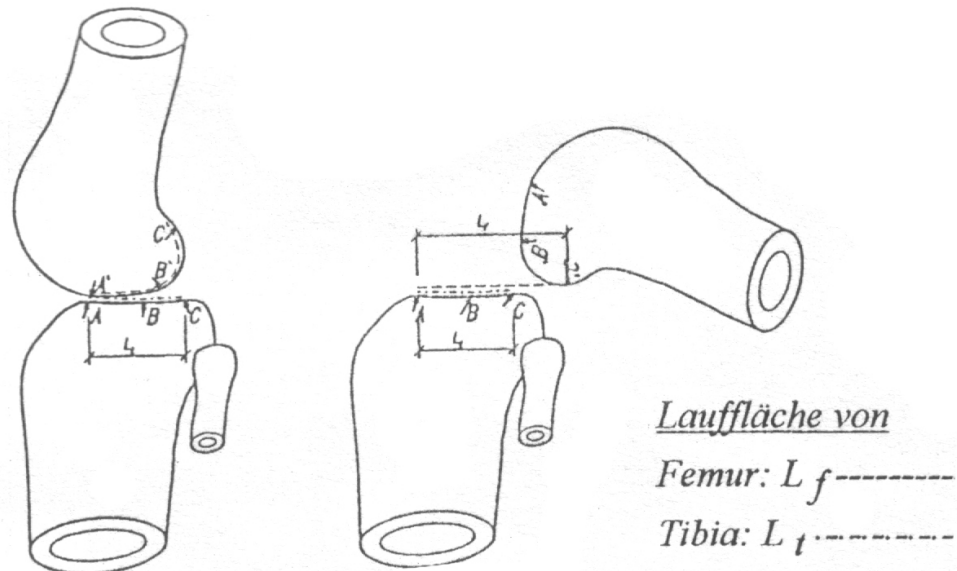
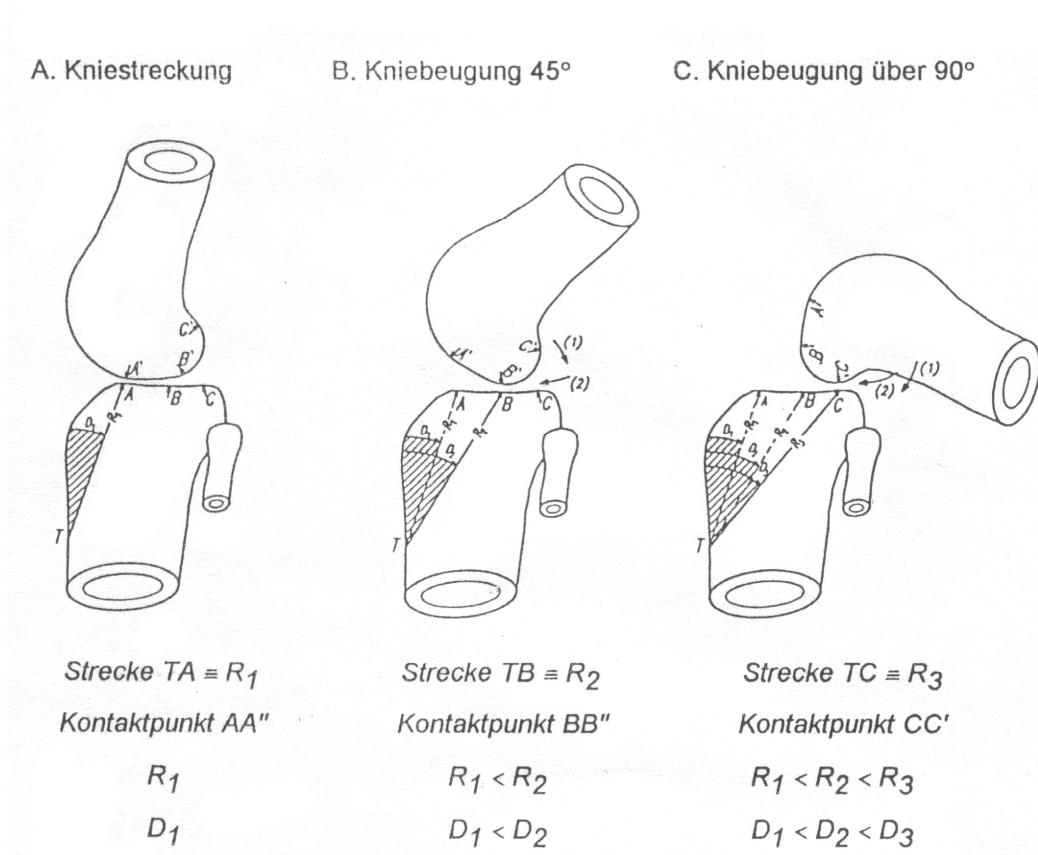


Abb. 8: Die Gelenkfunktion als Roll- Gleit- Mechanismus durch die Wechselwirkung der vier Faktoren Gelenkform, Muskulatur, Kapsel- Bandapparat und Menisken nach SCHUMPE (1984, S. 61)



**Abb. 9:** Eine (hypothetisch) reine Rollbewegung des Kniegelenks: die Lauffläche des Femur ( $L_f$ ) ist länger als die der Tibia ( $L_t$ ). So würde ab einem bestimmten Beugungswinkel über die Hinterkante der Tibia abrutschen. (in: BRÜGGEMANN 1995, S. 23)

Um diesen komplexen Mechanismus näher zu beschreiben, soll im Folgenden die Tibia als unbeweglich angenommen und die Roll- Gleit- Bewegung des Femur dargestellt werden (vgl. Abb. 10).



**Abb. 10:** Der Roll- Gleitmechanismus des Kniegelenks: Bei zunehmender Beugung rollt (1) das Femur auf den tibialen Gelenkflächen nach hinten und gleitet (2) auf der als unbeweglich angenommenen Tibia nach vorne. Der Stellungswinkel  $D$  ergibt sich aus der Tibiavorderkante und dem momentanen Kontaktpunkt von Tibia und Femur. Die Strecke  $R$  beschreibt den Abstand zwischen dem Punkt  $T$  und dem momentanen Kontaktpunkt. Grundsätzlich gilt: ein physiologischer Roll- Gleit-Mechanismus liegt vor bei  $R_1 < R_2 < R_3$  und  $D_1 < D_2 < D_3$  (in: BRÜGGEMANN 1995, S. 24).

A. Kniestreckung: Ein beliebiger Punkt  $T$  an der Tibiavorderkante wird bei gestrecktem Kniegelenk mit dem Kontaktpunkt  $AA'$  der beiden artikulierenden Flächen verbunden. Die Strecke  $TA$  entspricht  $R_1$ ; ihr Winkel zur Tibiavorderkante wird als Stellungswinkel  $D$  bezeichnet, der in Abb. 10 schraffiert dargestellt ist.

B. Kniebeugung bei 45°: Die praktisch nicht zu trennenden Einzelbewegungen des Kniegelenks werden desweiteren schematisch aufgeteilt. Mit zunehmender Beugung rollt (1) das Femur auf der Tibiafläche nach hinten und gleitet (2) auf der als unbeweglich angenommenen Tibia nach vorne. Im Bewegungsfluss ist das Roll-Gleiten als eine Bewegung anzusehen; somit wandert der

Kontaktpunkt der korrespondierenden Gelenkflächen unidirektional nach dorsal. Bei einer Kniebeugung von  $45^\circ$  liegt der Kontaktpunkt  $BB'$  dorsal von  $AA'$ . Somit ist auch die Strecke  $TB$  ( $R_2$ ) länger als  $TA$  ( $R_1$ ) und der Winkel  $D_2$  größer als  $D_1$ .

- C. Kniebeugung über  $90^\circ$ : Der Kontaktpunkt  $CC'$  wandert bei der weiteren Kniebeugung weiter nach dorsal. Die Strecke  $TC$  ( $R_3$ ) ist länger als  $TB$  ( $R_2$ ). Die unidirektionale und kontinuierliche Verschiebung der Berührungspunkte Richtung dorsal bei der Kniebeugung ( $R_1 < R_2 < R_3$ ) und der stetig ansteigende D- Winkel ( $D_1 < D_2 < D_3$ ) ist Ausdruck eines permanenten Rollanteils neben der Gleitbewegung. Der Anteil der Rollbewegung der Kombinationsbewegung bei der Kniebeugung kann mit Hilfe des kontinuierlich wachsenden D- Winkels ausgedrückt werden.

Das Verhältnis zwischen Rollen und Gleiten ist abhängig vom Grad der Kniebeugung und der Kräfte, die auf das Kniegelenk wirken. Während der Beugung werden durch die oben beschriebene Verschiebung der Dreh- und Kontaktpunkte unterschiedliche Anteile der korrespondierenden Gelenkflächen belastet. Diese Kontaktflächenverschiebung verhindert eine Überlastung des Gelenkknorpels. Der Stellungswinkel  $D$  kann durch die später zu beschreibende Ultraschalltopometrie dargestellt werden (s. a. Kapitel 3.2.2.). In Relation zum Kniebeugewinkel  $W$  wird ein D-W- Diagramm dargestellt. In diesem Diagramm kann der Roll- Gleitmechanismus abgelesen und somit messtechnisch nachgewiesen werden. Bei der Übertragung dieser vereinfachten Darstellung auf das reale Knie muss berücksichtigt werden, dass der Roll- Gleit- Mechanismus nicht nur vom Femur ausgeübt wird; vielmehr geht die Rollbewegung eher vom Femur und die Gleitbewegung von der Tibia aus. (SCHUMPE 1984)

Durch die Darstellungsmöglichkeit des oben beschriebenen Stellungswinkels  $D$  bzgl. dem Ablauf der Roll- Gleit- Bewegung im Kniegelenk eignet sich die Ultraschalltopometrie somit zur Dokumentation einer evtl. Veränderung des Bewegungsmusters. Da die Wiederherstellung eines „normalen“



Bewegungsmusters ein wichtiges Ziel nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes ist (BRUCKER 1994; PÄSSLER et SHELBOURNE 1993; PÄSSLER 1996, 1997b; STEINBRÜCK 1997), spielt die Dokumentation einer Änderung der Arthrokinematik im zeitlichen Verlauf eine wichtige Rolle.

### 2.1.3 Sensomotorik des Kniegelenks

Neben der knöchernen und ligamentären Führung des Kniegelenks ist die muskuläre Stabilisierung wichtig. Zur rückgekoppelten Steuerung des Gelenks sind afferente Informationen über Stellung, Bewegung und einwirkende Kräfte nötig.

Die sensorische Rückmeldung der Gelenke wird durch afferente Informationen aus Muskel- und Sehnenwindeln, Haut- und Gelenkrezeptoren umgesetzt und ermöglicht so abgestufte, koordinierte Bewegungen der Gelenke. So genannte Mechanorezeptoren, insbesondere die für den Bewegungssinn verantwortlichen Propriozeptoren (auch Tiefensensibilität genannt), sind vermehrt in Muskeln und Sehnen eingelassen (vgl. Tab. 1). Differenzierte Mechanorezeptoren wandeln als afferente Organe mechanische Reize in gepulste neurale Signale um, wobei die Impulsrate von Art und Reizzustand des Rezeptors abhängt. Die Mechanorezeptoren werden zum einen nach schneller bzw. langsamer Adaptationszeit, zum anderen in Druck-, Geschwindigkeits- und Beschleunigungsrezeptoren unterteilt. (WOLF 1996; SCHMIDT 1998; THURM 1996; WILKE 2000; WILKE/ FROBÖSE 2003)

Rezeptor	Aufbau	Lokalisation	Adäquater Reiz/ Reizschwelle	Reaktion	Funktion
Pacini-Körperchen	Bestehen aus einer großen Zahl konzentrisch geschichteter Lamellen, an denen man drei Schichten unterscheiden kann: Kapsel, äußere Lamellenschicht und Innenkolben. Bis zu vier Millimeter lang. Versorgendes Axon hat einen Durchmesser von 8-12 µm.	Unterhautfett- und Bindegewebe der Haut, Periost, Oberfläche von Sehnen und Faszien, in Gelenken: besonders in Gelenkkapsel, Gelenkbändern; gehäuft in den „Randbereichen“ der Strukturen an knöchernen Übergängen sowie zum Muskel.	Druckänderung (schneller Wechsel des Drucks, Deformierung, Entlastung), niedrige Reizschwelle.	Phasisches Rezeptorverhalten, schnell adaptierend, schnell weiterleitend.	Dynamische Kontrolle, geben Beschleunigungen und Verzögerungen an.
Ruffini-Endorgan	Der „Kern“ besteht aus einem Knäuel markloser Nervenendigungen, die von Bindegewebe umgeben sind, kommen in „Clustern“ von drei bis sechs Körperchen vor. Ihr versorgendes Axon hat einen Durchmesser von 5-10 µm.	Haut, Schleimhaut, Hüllen der inneren Organe, in Adventitia großer Arterien, in Gelenken in Gelenkkapsel/ Gelenkbändern; gleichmäßige Verteilung.	Druck, Zug, niedrige Reizschwelle.	Ständige Impulse, langsam adaptierend.	Statische und dynamische Kontrolle, geben Informationen über Gelenkwinkelstellungen und haben bei bestimmten Gelenkwinkelstellungen bestimmte Entladungsraten.
Golgi-Sehnen-Apparat	Ist spindelförmig und besteht aus einer Gruppe kollagener Fasern, die von dünnen Bindegewebshüllen umgeben sind. Der Durchmesser beträgt ca. 600 x 100 µm, die Faser verliert nach Durchtritt durch Kapsel die Markhülle und zweigt sich in zahlreiche Äste auf. Die versorgenden Axone (1-2, markhaltig) haben einen Durchmesser von 10- 20 µm.	Übergang zwischen Sehne und Muskel, Gelenkkapsel und Gelenkbänder.	Mechanische Spannungsentwicklung (mechanische Belastungen, Druck und Zug), niedrige / variable Reizschwelle, langsame Anpassung an den Reiz.	Impulsraten proportional zur Intensität der Spannung (unabhängig von der Schnelligkeit der Spannungsentwicklung) relativ langsame Anpassung an den Reiz.	Kontrolle der Kontraktionskraft, Information über Gelenkwinkelstellungen und Bewegungsrichtung (Spannungssensoren).
Muskel-Spindeln	Bestehen aus fünf bis zehn dünnen quer gestreiften Muskelfasern („intrafasale Fasern“), die von einer flüssigkeitsgefüllten, bindegewebigen Kapsel umgeben sind. Sie liegen parallel zu den übrigen Fasern des Muskels („extrafasale Fasern“), bis zu 10 mm lang. Versorgende Axone: Ia-Faser, Durchmesser 13 µm, II- Fasern (1-5), Durchmesser 9 µm.	Intrafasale Fasern setzen an Sehnen des Muskels oder an bindegewebigen Polen der Kapsel an, kommen in allen quergestreiften Skelettmuskeln vor.	Dehnung der extrafasalen Muskulatur, Kontraktion der intrafasalen Fasern, niedrige / variable Reizschwelle.	Ständige Impulse, variabel adaptierend.	Messen die Länge der Muskulatur (Dehnungssensoren).
Freie Nervenendigungen	Erscheinen häufig in „Netzwerken“, sind nicht kapsulär ummantelt, Durchmesser: 0,5-1,5 µm.	In fast allen Geweben des Körpers, Gelenkkapsel, Gelenkbändern, Sehnen.	Variable Reize (mechanisch, chemisch, thermisch), sehr hohe Reizschwelle.	Nicht spezifizierbare Reaktion und Adaptation, sie führen zu reflexhaften Verschaltungen.	Informationen über: Bewegungsgeschwindigkeit, beschleunigende und abbremsende Kräfte, Bewegungsrichtung, Gelenkposition.

Tab. 1: Zusammenfassung der wichtigsten Rezeptoren der Tiefensensibilität. (aus

WILKE/FROBÖSE 2003, S. 148)

### 2.1.3.1 Mechanorezeptoren im Kniegelenk

Der erste Nachweis von Mechanorezeptoren im Kniegelenk wurde 1944 im Tierversuch (GARDNER 1944) beschrieben und wurde später von zahlreichen Autoren bestätigt (BOYD 1954; ECKHOLM et al. 1960; FREEMAN et al. 1967; SKOGLUND 1956 u. 1973). 1982 gelang KENNEDY der Nachweis Golgi - ähnlicher Dehnungsrezeptoren in der Nähe des knöchernen Ansatzes des vorderen Kreuzbandes. Zwei Jahre später konnten Mechanorezeptoren im vorderen Kreuzband histologisch nachwiesen werden (SCHULTZ et al. 1984). Weitere Arten von Mechanorezeptoren (Pacini- und Ruffini-Körperchen sowie Golgi-Apparate) beschrieb ZIMNY am tibialen Ende des vorderen Kreuzbandes; freie Nervenendigungen fand er in gehäufte Zahl am proximalen Ende des Bandes (ZIMNY 1986, 1988). Auch die wichtige Bedeutung der Menisci bei der propriozeptiven Information aus dem Kniegelenk wurde deutlich (GRAY 1999). Weitere experimentelle morphologische Arbeiten wurden bzgl. der sensorischen Innervation des Kniegelenks durchgeführt (BIEDERT et al. 1992a, 1992b, 1998b; FROMM et al. 1993; LOBENHOFER et al. 1996; SCHUTTE 1987, 1990). Indirekte Hinweise auf Rezeptoren und deren Funktion lieferten neurophysiologische Ansätze, welche die Reflexantworten der Muskulatur bei mechanischer bzw. elektrischer Reizung der Bandstrukturen bzw. der Mechanorezeptoren evaluierten. Insgesamt gibt es im Kniegelenk vier verschiedene Arten von Mechanorezeptoren:

**Typ I:** Ruffini- Rezeptoren, lokalisiert in der Gelenkkapsel, an der Oberfläche der Bänder und in den Menisci.

**Typ II:** Pacini- Rezeptoren, lokalisiert in tiefen Schichten der fibrösen Gelenkkapsel.

**Typ III:** Golgi-Apparate an der Oberfläche der Bänder; nahe der Gelenkkapsel.

**Typ IV:** Freie Nervenendigungen in Form von Nozizeptoren in der fibrösen Gelenkkapsel, im perivaskulären Gewebe, in den Fettkörpern, in der Membrana Synovialis, sowie in den Menisci und Bändern.

(BIEDERT et al. 1998b; GÓMEZ-BARRENA et al. 1996; GRÜBER et al.1986; JOHANSSON et al. 1990a, 1990b, 1991a, 1991b, 1991c; KRAUSPE et al. 1992; MIYATSU et al. 1993; PITMAN et al. 1992; POPE et al. 1990b; RAUNEST et al. 1996; SOLOMONOV et al.1987)

Die Aktivität der Mechanorezeptoren ermöglicht somit über afferente Signale zum Rückenmark eine direkte oder indirekte Modifikation der Entladung von Motorneuronen über die Gamma-Spindel-Schleife. Durch den Einfluss von Bewegungs-, Kraft- und Stellungssinn wird die funktionelle Stabilität des Kniegelenks wesentlich beeinflusst. Der Verlust (der Sensorik) des vorderen Kreuzbandes bringt eine Einbuße der Propriozeption für das gesamte Kniegelenk mit sich (QUANTE et HILLE 1999). Im Rehabilitationsverlauf ist es jedenfalls ein wichtiges Ziel, die Afferenz im Kniegelenk wiederherzustellen. Die Bedeutung einer guten Propriozeption im Kniegelenk beschrieben HEWETT et al. 2006a et 2006b. Die Effektivität eines (präventiven) Koordinationstrainings für das Kniegelenk wurde durch die verminderte Anzahl von Knieverletzungen bei Spielerinnen der 1. Deutschen Frauenfußball- Liga dokumentiert. Auch für den am vorderen Kreuzband verletzten Patienten ist der Wiederaufbau bzw. Neuaufbau von Rezeptoren zur besseren Propriozeption im Kniegelenk wichtig, denn er begünstigt die Wiedererlangung einer physiologischen Arthrokinematik im Kniegelenk. Diese ist auf lange Sicht für den Gelenkerhalt von zentraler Bedeutung. (HEWETT et al. 2006a et 2006b)

## **2.2. Operationsmethoden und Rehabilitationskonzepte nach einer Kreuzbandverletzung**

Schon die alten Ägypter sollen um 3000 v. Chr. auf Papyrusrollen die Kreuzbänder erstmals in anatomischen Darstellungen abgebildet haben. Aus dem Jahre 1898 stammt die erste beschriebene Rekonstruktion eines vorderen Kreuzbandes und wurde von BATTLE 1900 veröffentlicht. MAYO ROBSON berichtete jedoch im Jahr 1903 über eine bereits 1895 durchgeführte

Kreuzbandrekonstruktion. Bis zum heutigen Tage sind in der Kreuzbandchirurgie viele Operationsmethoden mit unterschiedlicher Transplantatauswahl beschrieben. (PÄSSLER 1997a; PROKOPIS 1999)

Nachdem vor einigen Jahren auch Kunstbänder eingesetzt wurden, die auf lange Sicht jedoch keine positiven Ergebnisse lieferten (KUMAR et MAFFULLI 1999; NAKAYAMA et al. 1999), stehen dem Operateur heute zwei Operationstechniken der Rekonstruktion durch autologe Sehnen zur Auswahl. Neben dem Kreuzbandersatz mittels „bone-tendon-bone - Technik“, d.h. aus dem mittleren Drittel der Patellarsehne (bzw. in ausgewählten Fällen aus dem mittleren Drittel der Quadricepssehne) ergibt sich die Möglichkeit der Rekonstruktion durch die Sehnen des M. semitendinosus und des M. gracilis. Die Prozentzahlen der jeweils ausgewählten Operationstechniken variieren zeitlich sowie regional. In einer bundesweiten Befragung aus dem Jahre 1994 bevorzugten noch 80% der Operateure das Patellarsehnentransplantat, 13% nutzten die Semitendinosus-Sehne; 5% der befragten Ärzte verwendeten damals noch ein Kunstbandimplantat (JEROSCH et al. 1994). Wie bereits eingangs erwähnt erfragten LÜHRING et al. (2004) Operateure im Bundesgebiet und fanden nur noch einen geringfügig höheren Anteil der Patellarsehne als verwendetes Transplantat. Bei einer eigenen, bisher nicht veröffentlichten Auswertung der Verteilung verwendeter Transplantate bei vorderer Kreuzbandplastik einer Kölner Klinik (n= 400) ergaben sich in den Jahren 2000 - 2002 folgende Verteilungen: Patellarsehne: 75%, Semitendinosus/ Gracilis: 25%. Viele Operateure im Bundesgebiet haben sich jedoch auf eine Operationstechnik spezialisiert.

Generell ist hierbei die minimalinvasive arthroskopische Technik dem offenen Eingriff vorzuziehen, nicht zuletzt wegen der Möglichkeit der frühfunktionellen Rehabilitation (SHELBOURNE 1997; BOSZOTTA 1997). Ein Ersatz durch Kunstbänder bzw. eine zusätzliche Augmentation des Transplantats mittels verschiedener Kunststoffe muss aufgrund möglicher Entzündungsreaktionen des Kniegelenks kritisch betrachtet werden. (KUMAR et MAFFULLI 1999; NAKAYAMA et al. 1999)

Bei der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes durch das mittlere Drittel der Patellarsehne wird zunächst nach einer Arthroskopie mit einem Hautschnitt entlang der Patellarsehne diese frei präpariert und das mittlere Drittel der Sehne mitsamt des tibialen und patellaren Knochenblocks entnommen. Die Tibia sowie schließlich das Femur werden mithilfe eines Zielgerätes im Winkel von 70° mit insgesamt 9mm durchbohrt. Das präparierte Transplantat wird durch den Bohrkanal gezogen und schließlich befestigt. Hierbei ergibt sich die Wahl der Befestigung. Mittlerweile haben sich bioresorbierbare Schrauben (vormals Metallschrauben) als Befestigung im tibialen Bohrkanal durchgesetzt (PÄSSLER 1997a). Zur Befestigung des Transplantats im femoralen Bohrkanal ergibt sich neben der Schraubenbefestigung die Möglichkeit der konischen Anbohrung des Femur, der sog. Pressfit- Verankerung. Hierbei wird anstelle der Schraubenfixierung des Transplantats im Femur ein Knochenblock der Patellarsehne konisch gefräst; in die Verankerungsstelle in der intercondylären Femurregion wird eine entsprechende Aussparung gebohrt, in welche der Knochenblock eingepasst wird. (BOSZOTTA 1997; HERTEL 1997; HERTEL et al. 2005)

Die Rekonstruktion mittels der Semitendinosus- Sehne, evtl. in Verbindung mit der Graziolis- Sehne, unterscheidet sich in der Präparierung und Befestigung der autologen Sehne(n). Mit einem Hautschnitt in der Nähe des pes anserinus wird der Ansatz der Semitendinosus- (und evt. Graziolis-) Sehne frei präpariert und die lange Sehne mit Hilfe eines Sehnenstrippers „abgeschält“. Die Anbohrung der Tibia und des Femurs verläuft ähnlich des Verfahrens bei Verwendung der Patellarsehne als Transplantat. Die Semitendinosussehne wird meist vierfach in den Bohrkanal eingezogen. Die Verankerung kann mit bioresorbierbaren Schrauben oder Stiften erfolgen. (PÄSSLER 1997a)

Konzeptionen zur Nachsorge bei Ruptur des vorderen Kreuzbandes unterlagen aufgrund vieler Forschungen und neuer Erkenntnisse einem stetigen Wandel. Während die Diskussionen bzgl. einer konservativen vs. operativen Therapie einer vorderen Kreuzbandverletzung nicht vollständig abgeschlossen sind, mehren sich

die Erkenntnisse eines beschleunigten Gelenkverschleißes (Menisci- und Knorpeldegenerationen) ohne operativen Ersatz des gerissenen Bandes, vor allem bei jungen Sportlern (BARRACKS et al. 1990; CLANCY et al. 1988; DANIEL et al. 1994; HAWKINS et al. 1986). Die individuelle Entscheidung für oder gegen eine Operation wird letztendlich von verschiedenen Faktoren wie Alter, sportlichem Aktivitätsniveau und evtl. vorhandener Instabilitätssymptomatik beeinflusst (BEARD et DODD 1998; DIEKSTALL et RAUHUT 1999). So wurden in einer Längsschnittstudie 10 Jahre nach Erstdiagnose von 53 nicht operativ versorgten Patienten mit Kreuzbandinsuffizienz nur noch 8 Patienten mit einem intakten Meniskus dokumentiert (McDANIEL et DAMERON 1980). Eine vollständige Rückkehr auf das sportliche Aktivitätsniveau vor der Verletzung war in einer anderen Studie nur bei etwa 14 % der konservativ behandelten Patienten möglich. (HAWKINS et al. 1986)

Der Zeitpunkt der operativen Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes nach frischem Akuttrauma wird aufgrund des Arthrofibrose- Risikos mit mindestens 4 (bis 6) Wochen angegeben. (KARLSON et al. 1999; PÄSSLER et SHELBOURNE 1993; SHELBOURNE et al. 1991; SHELBOURNE et PATEL 1995; SHELBOURNE et GRAY 1997)

Die für die vorliegende Studie maßgebliche Rehabilitation nach vorderer Kreuzbandplastik soll aufgrund der Fülle an Information nur umrissen werden. Die Rehabilitation eines solchen Patienten vorläuft phasenstrukturiert und ist gekennzeichnet durch eine progressive Belastungssteigerung (BRUCKER 1994; PÄSSLER et SHELBOURNE 1993; PÄSSLER 1996, 1997b; STEINBRÜCK 1997). Abweichende Inhalte, aber auch äußere Einflüsse (z. B. Bewilligung von Therapieeinheiten) können Phasenlängen sowie -anzahl beeinflussen.

Trainingsziele sind die Wiederherstellung der funktionellen Kniegelenkmechanik im Alltag, die Verbesserung der Kraft und Beweglichkeit der operierten Extremität sowie nicht zuletzt die Schulung von Koordination und Propriozeption. Generell ist ein Erreichen des individuellen Ausgangsniveaus vor der Verletzung

das Hauptziel. Auf Grund der in den letzten Jahrzehnten stark verbesserten Operationstechniken ist dies für den (Leistungs-)Sportler mittlerweile selbstverständlich die Rückkehr zum Leistungssport. (BRUCKER 1994; GOTZEN et PETERMANN 1994; KNAEPLER et SCHENK 1994; PÄSSLER et SHELBOURNE 1993; PÄSSLER 1996, PÄSSLER 1997b; SCHABUS et al. 1994; SCHULTE-FREI 2003; SHELBOURNE et NITZ 1990; SHELBOURNE et ROWDON 1994; STEINBRÜCK et NICOLAUS 1996; STEINBRÜCK 1997; STROBEL et al. 1997; ZATTERSTRÖM et al. 1998)

### **2.3. Methoden der Bewegungsanalyse**

In den letzten Jahren und Jahrzehnten haben die Möglichkeiten der messtechnischen Erfassung quantitativer Bewegungsparameter durch die enorme Zunahme der Leistungsfähigkeit der Computer erheblich zugenommen. Es stehen mehrere unterschiedliche Verfahren zur Auswahl, von denen im Weiteren einige beschrieben werden. Neben dem klinischen Einsatz der Bewegungs- und Ganganalyse und der orthopädischen Biomechanik werden biomechanische Messverfahren auch in der Arbeitswissenschaft und Arbeitsphysiologie zur Belastungs- und Beanspruchungsanalyse sowie zur Analyse von sportarttypischen Belastungen eingesetzt (SEGESSER 1987). Weitere Einsatzbereiche liegen im Leistungssport vor, hier sind Technik- und Leistungsanalysen zu nennen.

#### **2.3.1 Dynamometrische Verfahren**

Bei dynamometrischen Messverfahren werden äußere Kräfte der Bewegung in Form von Bodenreaktionskräften beim Gehen, Laufen und Springen gemessen. Die ersten Bodenreaktionskraftmessungen von MAREY (1895) wurden mit pneumatischer Technik durchgeführt und konnten später durch die Entwicklung neuer Messtechniken beim Gehen durch Kraftmessplatten (ELFTMANN 1938) erfasst werden. Die heutigen Messsysteme zur Bodenreaktionskraftmessung



basieren entweder auf der Messtechnik mittels Dehnmessstreifen (DMS) oder piezoelektrischen Gebern als Sensoren (NIGG et HERZOG 1995). Auch wurden Messungen durch Einlassen von Sensoren in Sehnen möglich. KOMI et al. (1987; 1990) realisierten zuerst auch direkte in vivo- Kraftmessungen mit implantierten Kraftsensoren an der Achillessehne. Auch die telemetrische Übertragung der inneren Kräfte im Hüftgelenk nach endoprothetischer Versorgung wurde möglich. (KOTZAR et al. 1991)

Den dynamometrischen Verfahren sind ebenfalls Akzelerationsmessungen zuzuordnen, welche Informationen über die Beschleunigungen von Körpern und Teilkörpersegmenten liefern und somit Aussagen über entstehende Belastungen und Beanspruchungen des Körpers bei Bewegung zulassen (MORRIS 1973; NIGG et al. 1974; LAFORTUNE et al. 1989). Zudem sind Druckverteilungsmessungen zur Erfassung von Teilkräften pro Flächeneinheit zweier kontaktierender Flächen zu nennen. (ALEXANDER et al. 1990; LORD 1981; ROSENBAUM 1999)

### 2.3.2 Kinemetrische Verfahren

Bei den kinemetrischen bzw. kinematischen Untersuchungsmethoden sind zunächst die akustischen und optischen Verfahren zu unterscheiden. Bei den akustischen Verfahren ist die Ultraschalltopometrie zu nennen. Hierbei werden von Ultraschallempfängern die Laufzeitunterschiede von bis zu 12 aktiven Ultraschallmarkern, die mit definierter Frequenz arbeiten, erfasst und so deren Raumkoordinaten berechnet. Diese Ultraschallsender werden an prominenten Gelenkpunkten positioniert, um somit die Verlaufsbahn von Knochen und Gelenken nachvollziehen zu können. Dieses System ermöglicht bis zu 80.000 Messzeitpunkte pro Sekunde, was eine Auflösung von weniger als 1 mm bedeutet (vgl. Kap. 3.2.2.). (SCHUMPE 1984; SEUSER 1990; STEFFNY et al. 1990)

Bei den optischen Verfahren sind Foto- aber vor allem Videoaufnahmen zu nennen. Elektrooptische Verfahren ermöglichen ebenfalls eine quantitative 3-D-Bewegungsanalyse. Zu unterscheiden sind videobasierte Systeme mit passiven retroreflektierenden Markern und Systeme mit aktiven (Infrarot-) Markern; die Größe und Form der Marker, vor allem aber die Anzahl und Positionierung der Kameras haben einen wesentlichen Einfluss auf die Messgenauigkeit der Systeme. Die Zahl der Messzeitpunkte beläuft sich allgemein zwischen 50 und 100 pro Sekunde (50 bzw. 100 Hz), was eine weniger hohe Bewegungsschärfe bedingt. Mit Hochgeschwindigkeitskameras sind auch höhere Auflösungen möglich. (NIGG et al. 1995; PEDOTTI et al. 1995)

Alle automatischen Systeme verfügen durch eine PC-Anbindung über eine zeitnahe Auswertung und erlauben die Darstellung von Winkeländerungen, Geschwindigkeiten und Beschleunigungen sowie Winkelpositionen und Winkelgeschwindigkeiten der durch die Marker definierten Gelenkpunkte in allen Phasen der Bewegung.

### 2.3.3 Anthropometrische Verfahren

Diese Verfahren beinhalten die Körpermaße eines Individuums und erlauben die Berechnung der geometrischen Verteilung der Masse in Form von Körperschwerpunkten und Teilkörperschwerpunkten. Des Weiteren können Aussagen zur inneren Geometrie der Knochen und Gelenke getroffen werden. Zudem können Aussagen über die Festigkeitseigenschaften der Komponenten des Bewegungsapparates (Elastizität, Verformung, Bruchgrenze) getroffen werden. Insbesondere für die Modelle bzgl. Bewegung o. ä. liefern diese Verfahren wichtige Informationen. (BALLREICH et al. 1988)

## 2.4 Anomalien im Bewegungsablauf nach Ruptur (und operativem Ersatz) des vorderen Kreuzbandes

ANDRIACCHI und BERCHUCK prägten 1990 den Begriff der „Quadriceps avoidance“. Dieser kompensatorische Mechanismus, bei welchem eine leichte Flexion im Kniegelenk während der Standphase bei unverändertem Extensionsmoment im Sinne eines reduzierten Quadricepseinsatzes zur Schonung der Kreuzbandstrukturen auftritt, konnte hier bei 75% der getesteten Patienten gezeigt werden. Die übrigen Patienten zeigten jedoch ein normales zweiphasiges Flexions-Extensions-Moment (ANDRIACCHI 1990 u. 1993; ANDRIACCHI et al. 1997; BERCHUCK et al. 1990; HURWITZ et al. 1997). WEXLER et al. konnten diesen Mechanismus nur bei 57% ihrer am vorderen Kreuzband verletzten Probanden nachweisen (WEXLER et al. 1998). TIMONEY et al. hingegen konnten eine „wahre Quadriceps avoidance“ bei ihren Patienten nicht feststellen (TIMONEY et al. 1993). Die Ergebnisse der verschiedenen Autoren deuten auf unterschiedliche Adaptationsmechanismen beim Gang nach einer Kreuzbandverletzung hin.

Die Möglichkeit einer beinahe vollständigen konservativen Rehabilitation nach Kreuzbandverletzung zeigen RUDOLPH et al. beim ganganalytischen Vergleich einer sog. „copers“- Gruppe (to cope (engl.) „damit umgehen“; hier im Sinne von „kompensieren“), also Patienten, die ohne Einschränkung und ohne entsprechende muskulären Muster alle Aktivitäten wie vor der Verletzung durchführen können) mit einer „non- copers“ Gruppe (Patienten mit persistierender Knie-Instabilität im Alltag). Die Autoren beschreiben die Gruppe der „copers“ als eine sehr kleine Subpopulation mit der Fähigkeit, den Verlust des Kreuzbandes vollständig auszugleichen; die Werte der Quadricepsmuskulatur und der Kniebeweglichkeit waren von denen der unverletzten Seite nicht zu unterscheiden (RUDOLPH et al. 1998).

Andere Autoren beschreiben Veränderungen der Muskelaktivität (durch Aufzeichnung der Muskelströme mithilfe der Elektromyographie (EMG)) bei

Kreuzbandinsuffizienz (BEARD et al. 1996; BRANCH et al. 1989; CICCOTTI et al. 1994a u. 1994b; TIBONE et al. 1986). CICCOTTI et al. (1994b) verglichen konservativ behandelte Patienten mit Kreuzbandruptur mit einer operativ (mittleres Drittel der Patellarsehne) versorgten Patientengruppe. Sie beschrieben eine bessere „Normalisierung“ der EMG-Funktionen bei der operierten Gruppe. Besonders der ischiokruralen Gruppe (M. biceps femoris) sowie dem M. vastus lateralis und dem M. tibialis anterior kommen hier eine Schutzfunktion im Sinne der Vermeidung einer Gelenkverschiebung zu.

Entgegen den Arbeiten von BERCHUCK und ANDRIACCHI zeigten BEARD et al. (1996) bei ihren untersuchten Patienten keine Hemmung der Quadrizepsaktivität, jedoch eine erhöhte Knieflexion bei verstärkter Hamstringaktivität in der späten Schwungphase bis hin zur Standphase. Die Ähnlichkeit der Quadrizepsaktivität zwischen der Kontroll- und der Patientengruppe ließ den erhöhten Beugewinkel im Kniegelenk nicht durch die sog. „Quadrizepshemmung“ erklären (BEARD et al. 1996). Auch RASH et al. (1996) konnten diese muskuläre Adaptation für ihr Probandenkollektiv nicht eindeutig nachweisen. Sie beschrieben eine Co-Kontraktion von Quadrizeps- und Hamstring-Muskulatur während der Standphase (RASH et al. 1996).

Auch für die postoperative Betrachtung des Gangbildes nach Kreuzbandrekonstruktion liegen Untersuchungen vor. Eine ausführliche Auflistung findet sich in Kap. 5.5. Langfristige Verlaufsbeobachtungen auf Basis von Bewegungsanalysen unter Einbezug des Rehabilitationsverlaufs und –inhaltes sind für wenige Einzelkasuistiken beschrieben (KRABBE et BAUMANN 1996; MAITLAND et al. 1999). Echte Longitudinalstudien zur Evaluation des Rehabilitationsverlaufs nach Kreuzbandoperation führten u. a. DEVITA et al. (Untersuchungszeitpunkte: 2 Wochen nach Verletzung, 3. und 5. postoperative Woche bzw. 3. und 24. postoperative Woche), STEGELMANN (Untersuchungszeitpunkte: 7. - 8. und 12.-16. postoperative Woche) und SCHMALZ et al. (Untersuchungszeitpunkte: 8., 11., 26. und 52. postoperative Woche) durch (DEVITA et al. 1997 und 1998; SCHMALZ et al. 1998a und 1998b; STEGELMANN 1994).

Viele dieser Untersuchungen beschränkten sich meist auf die Unterscheidung zweier Gruppen bzgl. der Transplantatwahl. Vor und zumeist an verschiedenen Zeitpunkten nach OP wurden Fragebögen von den Patienten ausgefüllt. In manchen Studien wurden Ganganalysen oder Bewegungsanalysen durchgeführt, meist jedoch (isokinetische) Krafttests, deren Werte dann bzgl. der entsprechenden Gruppen ausgewertet wurden. Unterschiede in der Kniegelenkmechanik bzw. im Roll- Gleit- Mechanismus vor und nach operativem Ersatz des vorderen Kreuzbandes sind bei einem „natürlichen“ Bewegungsablauf wie dem normalen Gehen bisher nicht ausreichend untersucht worden. Welche Inhalte bzw. Ziele der Rehabilitation einen Einfluss im Verlauf des Wiedererlangens eines „normalen“ Bewegungsablaufes spielen, sind ebenfalls nur vereinzelt zu finden.

Ziel dieser Arbeit soll es deshalb sein, die mithilfe der Ultraschalltopometrie sehr präzise zu ermittelnden Unterschiede der Kniegelenkmechanik im Rehabilitationsverlauf zu analysieren. Die Fragen, welche im folgenden untersucht werden sollen, sind zunächst, welche Faktoren die Arthrokinematik in den ersten sechs Monaten post- OP beeinflussen und wie sich die Veränderungen einiger Parameter der Kniegelenkmechanik im zeitlichen Verlauf darstellen. Auch stellt sich hiernach die Frage, welche langfristigen Trends sich nach einer solchen Operation abzeichnen und ob die Transplantatwahl einen entscheidenden Einfluss hierauf hat.

### 3. Material und Methode

40 Patienten mit operativ versorgter vorderer Kreuzbandruptur sowie zehn unverletzte Probanden in der Kontrollgruppe wurden in einem Zeitraum von 18 Monaten mittels der Ultraschalltopometrie ganganalytisch und funktionell untersucht. 23 der Patienten wurden prä- OP, sowie 12 und 24 Wochen nach OP untersucht. 17 Patienten wurden nur 12 und 24 Wochen post- OP getestet. Alle Patienten durchliefen einen Therapieplan, welcher in Kap. 3.1.3. aufgeführt ist. Zielsetzung war die Evaluation ausgewählter Parameter der Kniegelenkmechanik sowie deren Veränderungen im zeitlichen Verlauf nach der Operation. Zusätzlich führten 16 der 40 Patienten sowie 5 der zehn Probanden der Kontrollgruppe ein zwölfwöchiges Koordinationsprogramm (vgl. Kap. 3.2.) durch.

An den definierten Testzeitpunkten vor, 3 Monate sowie 6 Monate post- OP werden die Patienten untersucht und aufgrund der so gewonnenen Daten ein Score erstellt, in welchem die Parameter der Arthrokinematik bewertet werden.

Die Arbeitshypothesen, welche hier untersucht werden sollen, lauten:

H1 Es gibt einen signifikanten Unterschied im Verlauf des Kniescores des operierten (und des nicht- operierten) Beines 3, sowie 6 Monate nach VKB-Operation im Vergleich zu den Werten vor OP.

H2 Ein zwischen der 12. und 24. postoperativen Woche durchgeführtes Koordinationstraining beeinflusst die Arthrokinematik der Patienten.

H3 Es gibt signifikante Unterschiede in der Arthrokinematik zwischen Patienten mit Semitendinosus- bzw. mit Patellarsehnenplastik zu den Testzeitpunkten 3 und 6 Monate post- OP.

### 3.1 Untersuchungsgut

#### 3.1.1 Zusammensetzung der Patientengruppe

Teilnehmer der vorliegenden Untersuchung waren 24 Patienten der Dreifaltigkeits-Klinik in Köln- Braunsfeld sowie 16 Patienten eines Operateurs einer ambulanten Praxis in Mainz. Insgesamt nahmen 26 Männer sowie 14 Frauen mit einem Durchschnittsalter von  $29,9 \pm 10,1$  Jahren, einer durchschnittlichen Körpergröße von  $1,77 \pm 0,1$  m und einem mittleren Körpergewicht von  $77,2 \pm 14,3$  kg an der Untersuchungsreihe teil (vgl. Tab. 2).

ID	OP-Seite	Größe in cm	Gewicht in kg	OP- Technik	Alter
AGE	Links	167	65	Semitendinosus	33
BER	Rechts	176	65	Pressfit BTB	43
BKO	Links	173	73	Pressfit BTB	19
DEF	Links	162	84	Semitendinosus	35
GKR	Rechts	182	72	Pressfit BTB	26
GST	Rechts	176	90	Pressfit BTB	56
HBI	Links	165	53	Semitendinosus	41
HIN	Rechts	160	75	Semitendinosus	41
HKN	Links	195	110	Pressfit BTB	39
JEK	Links	193	73	Semitendinosus	20
JRA	Rechts	180	89	Pressfit BTB	36
MSCR	Links	175	67	Pressfit BTB	22
MSOE	Rechts	180	75	Pressfit BTB	17
NRA	Rechts	172	60	Semitendinosus	27
RGE	Rechts	167	88	Semitendinosus	35
RJA	Links	184	83	Semitendinosus	31
RPA	Links	182	100	Pressfit BTB	46
RWO	Links	166	65	Semitendinosus	15
RZI	Rechts	182	80	Pressfit BTB	44
SCHE	Rechts	183	94	Pressfit BTB	32
SSC	Links	172	63	Semitendinosus	22
SSTRI	Rechts	190	80	Semitendinosus	17

THE	Rechts	193	110	Pressfit BTB	28
TPE	Links	170	68	Pressfit BTB	33
ASC	Rechts	164	57	Bioschr. BTB	17
AWA	Rechts	174	79	Bioschr. BTB	29
CSA	Links	178	72	Bioschr. BTB	38
DVO	Rechts	191	93	Bioschr. BTB	29
GGO	Rechts	195	94	Bioschr. BTB	30
JHE	Links	173	67	Bioschr. BTB	22
JMO	Links	174	64	Bioschr. BTB	22
KRI	Rechts	164	62	Bioschr. BTB	50
KWI	Links	170	61	Bioschr. BTB	30
LST	Links	162	59	Bioschr. BTB	18
MHE	Links	186	82	Bioschr. BTB	24
MZU	Rechts	175	68	Bioschr. BTB	19
PZI	Links	186	95	Bioschr. BTB	23
SAS	Links	174	78	Bioschr. BTB	29
TSD	Links	181	80	Bioschr. BTB	33
TSW	Links	195	93	Bioschr. BTB	24

**Tab. 2: Anthropometrische und OP- Daten der Patientengruppe (n= 40)**

Bei 18 Patienten lag eine operativ versorgte vordere Kreuzbandruptur des linken Kniegelenks, bei 22 eine des rechten Kniegelenks vor. Von den 40 Patienten waren 29 mit einem freien autologen Transplantat aus dem mittleren Drittel der Patellarsehne versorgt, 11 Patienten hatten ein Transplantat aus der Semitendinosussehne erhalten.

In 28 Fällen lag ein frisches Trauma vor, d.h. die Verletzung lag nicht länger als maximal 14 Tage zurück. Bei 20 Patienten war ein altes Trauma diagnostiziert worden, d.h. der Zeitpunkt der Verletzung lag mehr als 14 Tage zurück.



### 3.1.2 Zusammensetzung der Kontrollgruppe

Die Mitglieder der Kontrollgruppe wurden zweimalig getestet und setzten sich aus 10 kniegesunden Probanden zusammen. Vier Männer sowie sechs Frauen mit einem Durchschnittsalter von  $26,0 \pm 2,9$  Jahren, einem durchschnittlichen Körpergewicht von  $68,1 \pm 10,3$  kg und einer mittleren Körpergröße von  $1,75 \pm 0,07$  m nahmen teil (vgl. Tab. 3).

ID	Größe in	Gewicht in kg	Alter
BAN	178	62	28
BBO	168	55	27
BWE	160	50	20
CAN	174	73	24
GSC	181	74	30
MAL	180	71	23
SBO	178	82	26
STE	176	75	26
TSI	183	77	28
WIB	174	62	28

**Tab. 3: Anthropometrische Daten der Patientengruppe (n= 10)**

### 3.1.3 Therapieplan

Die Patienten des Operators 1 (OP 1) wurden wenige Stunden nach OP aus der ambulanten Praxis entlassen. Die Patienten des Operators 2 (OP2) verweilten ca. 7-10 Tage stationär im Krankenhaus. Beide Gruppen durchliefen ein Rehabilitationsprogramm, welches wie folgt aufgebaut war:

Direkt nach der OP wurde das operierte Bein zunächst komplett entlastet; im Zeitverlauf nach und nach belastet und nach 10- 14 Tagen auf Unterarmgehstützen komplett verzichtet. Schwerpunkt der physiotherapeutischen Behandlung war die dynamische Kräftigung der unverletzten Seite sowie die

isometrische Kräftigung der verletzten Extremität. Die Patienten waren während dieser Phase mit einem Verband versorgt. Im Anschluss daran erfolgte die Versorgung mit einer Kniegelenkorthese (bei OP 1 Firma Ormed (0° Streckung; Beugung freigegeben); bei OP2 eine Streckschiene).

Ab der 6. – 7. postoperativen Woche lagen die Trainingsschwerpunkte bei der Verbesserung der Stabilität und Mobilität der verletzten Struktur. Hierzu wurden im Wesentlichen folgende Therapieformen eingesetzt:

- Einzeltherapie: manuelle Therapie, Mobilisationsübungen, PNF sowie Gehschule
- ggf. Gruppentherapie: Kniegruppe (isometrisch/dynamisch)
- Geräteübungen: Schlingenkäfig, Ergometertraining, Sequenztraining
- Physikalische Therapie: Bewegungsbad, Reizstrom, Stangerbäder, Massagen etc.
- Allgemeines Funktionstraining

Ab der 8. postoperativen Woche wurde die ambulante krankengymnastische Einzeltherapie der Patienten am Wohnort –wenn möglich- durch EAP-Behandlungen (erweiterte ambulante Physiotherapie) ersetzt.

Zur 12. postoperativen Woche wurden die Patienten erneut zur Nachuntersuchung in Bonn vorstellig. Als letzter Untersuchungstermin wurde die 24. postoperative Woche festgelegt.

Alle Patienten- unabhängig vom Operateur oder vom gewählten Transplantat- durchliefen die gerade beschriebenen Vorgaben der Therapie. Abhängig vom Kostenträger variierte die Zahl der genehmigten Physiotherapietermine; insbesondere bei den EAP- Verordnungen kam es zu Abweichungen der Zahl der durchgeführten Therapien.

### 3.2 Untersuchungsgang

Zur Dokumentation der Parameter der Kniegelenkmechanik wurden die Patienten, wenn möglich, eine Woche prä- OP in die Studie aufgenommen. Es wurde eine Bewegungsanalyse des Ganges sowie der Kniebeugen durchgeführt (vgl. Kap. 3.2.2). Insgesamt 23 Patienten wurden prä- OP, sowie 12 und 24 Wochen post- OP getestet. Weitere 17 Patienten konnten wegen einer traumabedingten Schwellung, schmerzhaften Bewegungseinschränkung und/ oder aus organisatorischen Gründen nicht vor der Operation vermessen werden. Diese 17 Patienten absolvierten nur die Bewegungsanalysen 12 und 24 Wochen post- OP. 13 der 40 Patienten absolvierten im Zeitraum zwischen der 12- Wochen- post- OP- Messung und der 24- Wochen- post- OP- Messung ein Koordinationsprogramm (vgl. Abb. 11), welches 3 Mal wöchentlich durchgeführt wurde. 5 der 10 Personen in der Kontrollgruppe führten dieses Koordinationsprogramm ebenfalls 12 Wochen lang zwischen der 1. und 2. Messung durch. Da die Messungen nur in Bonn stattfinden konnten und die Patienten zwei bis drei Mal dort erscheinen mussten, war eine relativ hohe Drop-Out- Rate zu verzeichnen (20%). Insgesamt war es schwierig, Patienten zur Teilnahme an dieser Studie zu motivieren, weshalb man sich im Laufe der Zeit mit einer Probandenzahl von n= 40 arrangieren musste.

ca. eine Woche prä- OP (wenn möglich)	Operation	12. Woche post- OP	24. Woche post- OP
Bewegungsanalyse auf dem Laufband		Bewegungsanalyse auf dem Laufband	Bewegungsanalyse auf dem Laufband
Bewegungsanalyse der Kniebeugen (0-90°)		Bewegungsanalyse der Kniebeugen (0-90°)	Bewegungsanalyse der Kniebeugen (0-90°)

**Tab. 4: Zeitlicher Verlaufsplan der Testreihe**

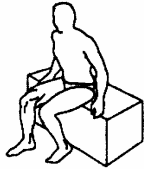

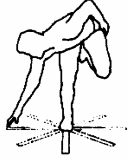
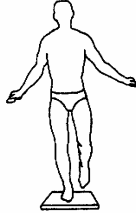
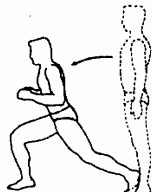
Übung	Methodische Variationen/ Hinweise	Dosierung/ Übungsanweisung
① Kurzer Fuß nach JANDA 	Sitz Stand	10 Kontraktionen x 3 Sätze Pause: 2 Minuten
② Beidbeinige Kniebeuge (ROM: 0° bis ca. 45° Kniewinkel) 	„achsengerecht“ linke Hand auf rechter Schulter; rechte Hand auf linker Schulter (Arme auf Oberkörper gekreuzt)	15 x 4 Pause: 3 Minuten
③ „Sternübung“ 		5 Wdh. Pause: 3 Minuten
④ Einbeinstand 	„achsengerecht“ linke Hand auf rechter Schulter; rechte Hand auf linker Schulter (Arme auf Oberkörper gekreuzt) offene Augen geschlossene Augen mit Theraband mit Ball Kniebeuge (ROM s.o.) (nur verletzte Seite)	30 Sek. pro Teilübung 2 Minuten Pause 5 Teilübungen bzw. 15 x 4 Kniebeugen Pause: 3 Minuten
⑤ Ausfallschritt 	„achsengerecht“ linke Hand auf rechter Schulter; rechte Hand auf linker Schulter (Arme auf Oberkörper gekreuzt) offene Augen geschlossene Augen mit rechts und links	15 Ausfallschritte mit jeweils 10-15 Sek. Pause 4 Sätze, jeweils 3 Minuten Pause zwischen den Sätzen

Abb. 11: Koordinationsprogramm; modifiziert nach WILKE 2000, S. 177

### 3.2.1 Auswahl der Testverfahren

Als Testverfahren kamen eine Bewegungsanalyse auf dem Laufband sowie die Messung der inneren Gelenkkräfte bei der Kniebeuge unter Zuhilfenahme des 3-D Ultraschalltopometers zum Einsatz. Die Bewegungsanalyse erfolgte auf einem

Laufband. Die Ganganalysen wurden bei 2 Geschwindigkeiten (4 km/h und 5 km/h) durchgeführt. Zudem wurden Kniebeugen beider Beine im Bereich 0° Streckung bis 90° Beugung im Kniegelenk aufgezeichnet. Die Messdauer für jede Messung betrug jeweils 16 Sekunden, aus denen in der folgenden Datenbearbeitung ca. 8 Sekunden, also etwa 4 - 7 Schritte (bzw. 3 - 4 Kniebeugen) zur Auswertung kamen.

### 3.2.2 Apparaturbesprechung

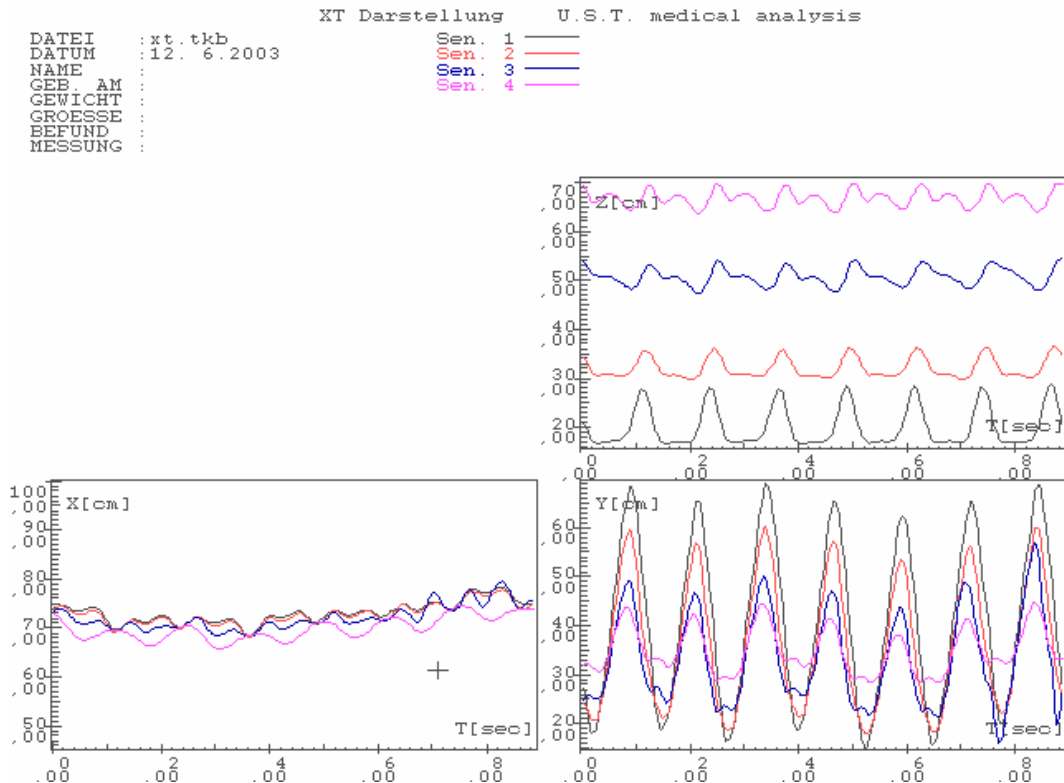
#### Der Ultraschalltopometer

Zur genauen Darstellung der zu analysierenden Parameter im Knie wurde auf die von Prof. G. Schumpe (Universitätsklinik Bonn) entwickelte Ultraschalltopometrie zurückgegriffen. Grundlage des Ultraschalltopometers, einer akustischen Messtechnik zur berührungslosen 3-dimensionalen Ortsmessung, ist die Messung der Laufzeiten regelmäßig abgegebener Ultraschallimpulse. (DECKER 1985; HANSEN 1983; SCHUMPE 1984)

Die erhobenen Messdaten setzen sich aus Laufzeit und Schallgeschwindigkeit ( $v=333\text{m/sec}$  bei  $0^\circ\text{C}$ ) zusammen und stellen den Bewegungsablauf als relative Distanzänderung der Sender zu den Empfängern dar (Dopplereffekt). Bei einer Messfrequenz von ca. 25 Hz liegt damit eine Echtzeit-Messung einer Bewegung vor, welche die Zuordnung verschiedener räumlicher Punkte zueinander von weniger als 1 mm erlaubt. (SCHUMPE 1984; SEIFERT 1993)

Um die Feinanalyse der Bewegungsabläufe zu registrieren und eine Ortsauflösung von besser als 0,1mm zu erreichen, wurde die Einzelmesszeit der drei Empfänger auf die maximale Punktgeschwindigkeit abgestimmt. Diese maximale Messzeit („Belichtungszeit“) beträgt 20 Mikrosekunden bei einer Punktgeschwindigkeit von 5m/sec. Hierdurch werden Bewegungsunschärfen vermieden. Der vierte Empfänger dient lediglich der Messkontrolle. (MEISER 1983; SEIFERT 1993)

Der Bewegungsablauf liegt somit als digital erfasste Abstandsänderung der Sender- Empfänger- Strecke vor und wird über einen Computer in rechtwinklige karthesische Koordinaten umgerechnet. Die graphische Darstellung der Bewegungsspuren wird online in den verschiedenen Projektionen auf dem Bildschirm dargestellt (vgl. Abb. 12).



**Abb. 12:** Graphische Darstellung der Bewegungsspuren der vier Unterschenkelsender (XT-Funktion). Die X- Ebene (unten links) ist die Auslenkung orthogonal zur Bewegungsrichtung, die Y- Ebene (unten rechts) die Auslenkung in Bewegungsrichtung und die Z- Ebene (oben rechts) die Höhenauslenkung.

Mit Hilfe eines Bewegungs- Analyse- Programms („BAPsy“) lassen sich die Bewegungsspuren in verschiedenen Funktionen darstellen. Neben der in Abb. 12 gezeigten XT- Funktion wurden in der vorliegenden Studie die Darstellungen WT (Winkeländerung gegen Zeit), VW (Winkelgeschwindigkeit gegen Zeit) sowie AW (Winkelbeschleunigung gegen Zeit) verwendet. Bei den Auswertungen der Kniebeugen wurde zusätzlich die Funktion „KN“ benutzt, welche den Roll- Gleit- Mechanismus des Kniegelenks während der Kniebeuge darstellt.

### 3.2.2.1 Anordnung der Ultraschallsender

Für die in der vorliegenden Studie durchgeführten Messungen des Ganges und der Kniebeugen wurden in der Nähe prominenter Knochen des Beines insgesamt vier Sender mittels Klettbindern angebracht: zwei am Unterschenkel (unterhalb Fibulaköpfchen sowie oberhalb maleolus lateralis) und zwei am Oberschenkel (unterhalb trochanter major sowie oberhalb des epicondylus lateralis (s. a. Beschriftungen in den Abb. 13a und 13b, S. 39). Aufgrund der in den Vormessungen gewonnen Erfahrungen wurden die Sender bei jedem Probanden wie folgt angeordnet:

Sender 1: oberhalb maleolus lateralis

Sender 2: unterhalb caput fibulae

Sender 3: oberhalb epicondylus lateralis

Sender 4: unterhalb trochanter major



Abb. 13a: Senderanordnung beim Gang auf dem Laufband



Abb. 13b: Senderanordnung bei der Kniebeuge



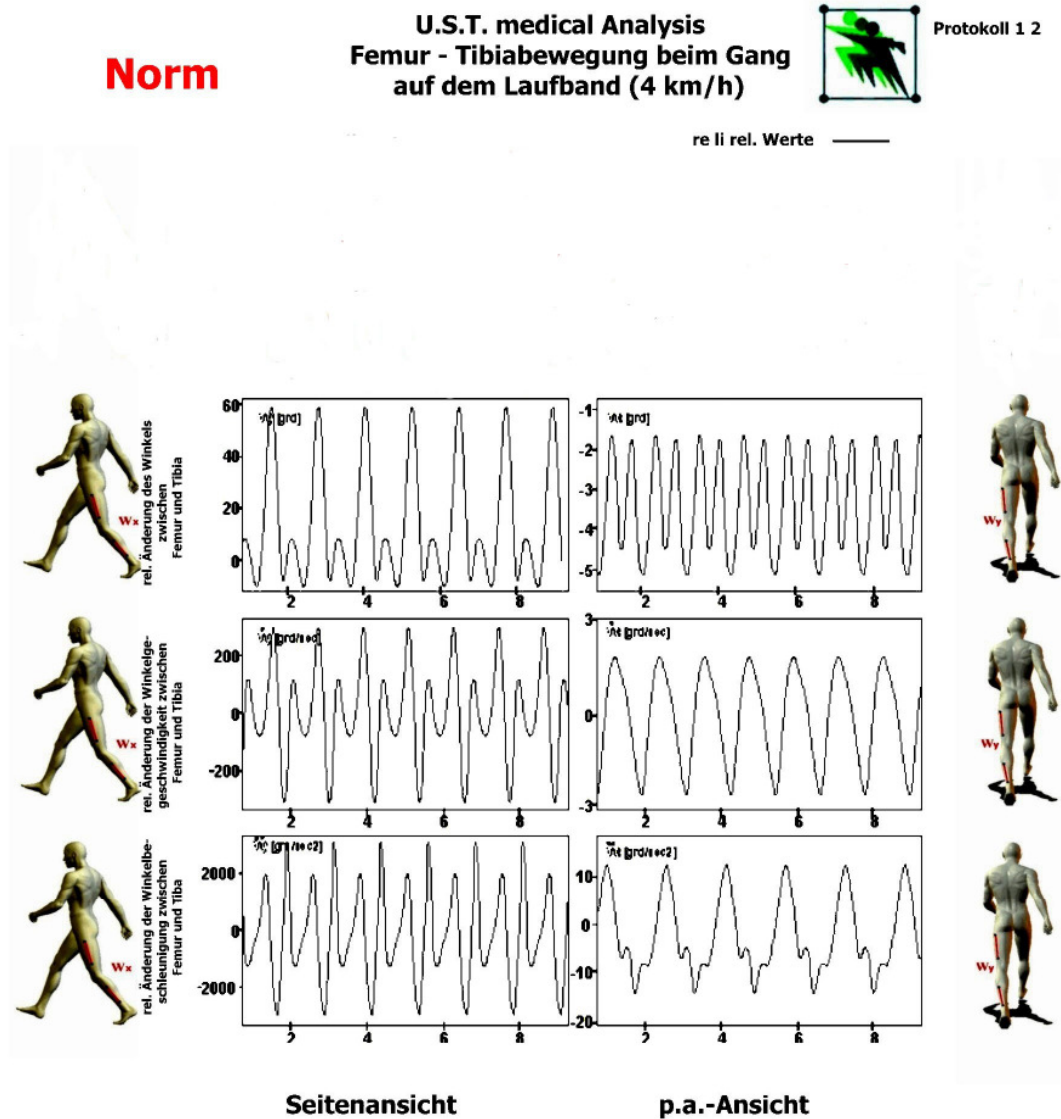
### 3.2.2.2 Softwareauswertung

Nach der Datenerfassung erfolgt zunächst das Glätten (Splinen, Funktion „SP“) des Datensatzes. Dabei wird jede der Bewegungsspuren der vier Sender mit einem Kubischen Spline geglättet. Für jede Messung wird eine Abweichung von 0,01mm angenommen, mit der die SP - Funktion eine Splinekurve mit jener Standardabweichung der Originalmesspunkte zulässt. Hierdurch können einzelne Messlücken geschlossen und „Ausreißer“ korrigiert werden, zudem beziehen sich die Senderkoordinaten bei einer Einzelmessung auf den exakt gleichen Zeitpunkt. Bei den weiteren Auswertungsschritten (Winkeldarstellungen) bietet sich somit eine zuverlässige Grundlage.

### 3.2.2.3 Darstellung der Winkelfunktionen (WT, VW, AW) und der Kniefunktion (KN)

Die WT-Funktion ermöglicht die Darstellung des Kniebeugewinkels  $W$  pro Zeiteinheit. Zur Auswertung des komplexen Gangbildes erlaubt die WT-Funktion die Bestimmung des Umkehrpunktes zwischen Extension und Flexion. Die für das Gangbild typische Form des Doppelgipfels der WT-Kurve stellt zum einen die Flexion/Extension der Schwungphase (hohe Amplitude) und zum anderen die Standphase (niedrige Amplitude) dar.

Die VW-Funktion ist mathematisch gesehen die erste Ableitung der WT-Funktion und zeigt somit die Geschwindigkeit des (Kniebeuge-) Winkels pro Zeiteinheit. Die AW- Funktion ist die zweite Ableitung der WT-Funktion und repräsentiert die Beschleunigung des Kniebeugewinkels pro Zeiteinheit (vgl. Abb. 14). (HANSEN 1983; SCHUMPE 1984)



**Abb. 14:** Darstellung des Verlaufs der Winkeländerung (WT, oben), der Winkelgeschwindigkeit (VW, Mitte) und Winkelbeschleunigung (AW, unten) beim Gang.

Anhand der Kurvenverläufe kann eine evtl. Gangbildveränderung erkannt und differenziert werden. So wären beispielsweise Streckdefizite oder andere Bewegungseinschränkungen graphisch klar zu erkennen. Die Winkelfunktionen geben Auskünfte über evt. Defizite der arthromuskulären Einheit.

Die KN-Funktion ermittelt das Roll-Gleitverhalten des Kniegelenks während der Kniebeuge. Wie schon in Kapitel 2.2.1. beschrieben (s. a. Abb. 9 und 10) wird durch die Rollbewegung des Femur der Stellungswinkel  $D$  mit zunehmender

Beugung größer. Das Verhältnis zwischen Rollen und Gleiten hängt von dem Grad der Kniebeugung (Kniebeugewinkel  $W$ ) und der Belastung ab (SCHUMPE 1984). Die graphische Darstellung der KN- Funktion (vgl. Abb. 15) ist in drei Teilbilder geteilt: auf der linken Seite sind die bogenförmigen Bewegungsspuren der beiden Tibiasender bei „rechnerisch fixierten“ Femursendern dargestellt. Die Eigenbewegungen des Oberschenkels werden durch die Transformation der Koordinaten in ein neues System rechnerisch eliminiert. (HANSEN 1983; SCHUMPE 1984; BRÜGGEMANN 1995)

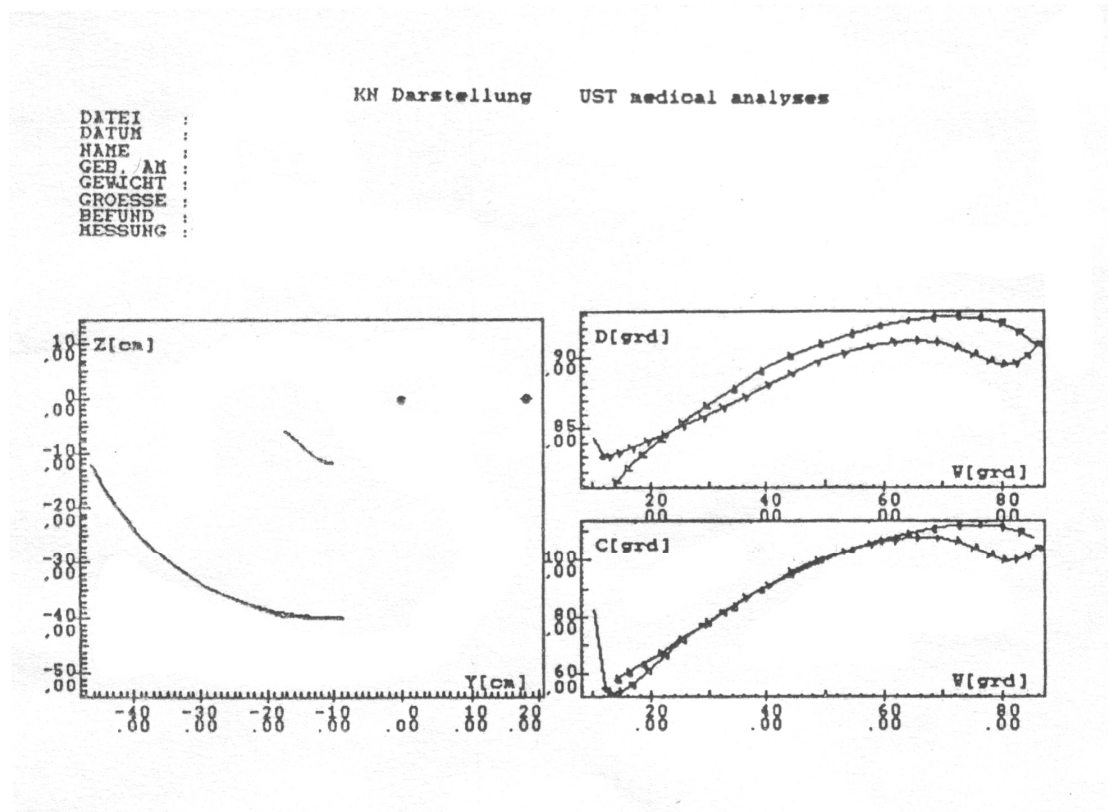
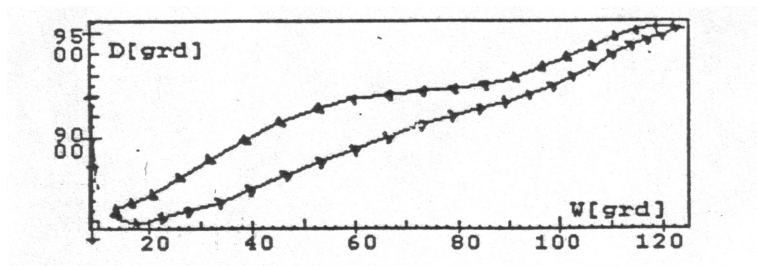


Abb. 15: Die KN- Funktion. Links: Die Darstellung der Bewegungspur der zwei tibialen Sender während der Beuge-/Streckbewegung bei rechnerisch fixiertem Oberschenkel. Rechts oben ist der kniegelenksnahe Stellungswinkel D; im unteren rechten Bild der kniegelenksferne Stellungswinkel C in Abhängigkeit vom Kniebeugewinkel W dargestellt.

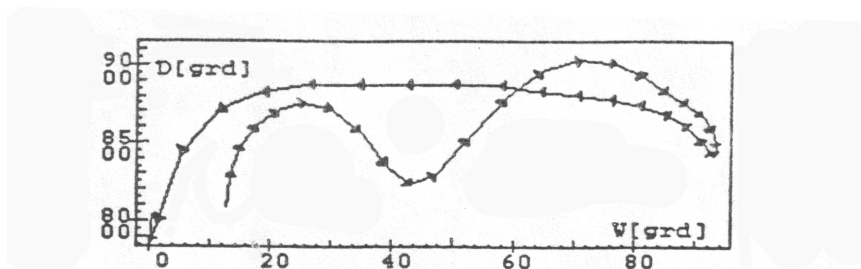
Die jeweils phasenbezogenen Stellungswinkel D (kniegelenksnah; oben rechts) und C (kniegelenksfern; unten rechts) bei Flexion und Extension werden in den beiden rechten Grafiken dargestellt. Der Stellungswinkel D wird in der vorliegenden Studie zur Bewertung des Roll- Gleit- Mechanismus herangezogen.

Er korreliert in Abhängigkeit vom Kniebeugewinkel  $W$  direkt mit dem Ausmaß des Rollanteiles unter Belastung. Unter Belastung wird also der steigende Rollanteil durch einen ansteigenden Kurvenlauf dokumentiert (vgl. Abb. 16). Bei unkontrollierten (Reibe-) Bewegungen ist dies in der Darstellung erkennbar (vgl. Abb. 17).

Eine Besonderheit ergibt sich bei den Umkehrpunkten zwischen Flexion und Extension der Kniebeuge. Die der Messdatenerfassung zugrunde liegende Frequenz von 25 Hz begründet Lücken und Ausreißer in der graphischen Rekonstruktion. Hierdurch sind in den Umkehrpunkten der Kniebeuge keine reliablen Aussagen bzgl. des Roll- Gleitmechanismus möglich und werden in der Auswertung somit nicht berücksichtigt. (BRÜGGEMANN 1995)



**Abb. 16: Regulärer Roll- Gleitmechanismus unter Belastung: Ein kontinuierlicher Anstieg des Stellungswinkels  $D$  (oberer Tibiasender) von  $10^\circ (\pm 3^\circ)$   $C$  ist in Abhängigkeit vom Kniebeugewinkel  $W$  dargestellt.**



**Abb. 17: Pathologischer Roll- Gleitmechanismus unter Belastung: Zwischen  $10^\circ$  und  $25^\circ$  Kniebeugung ist eine entgegen gesetzte Rollbewegung zu erkennen, dadurch hier ein hoher Gleitanteil durch fehlende Rollbewegung in der weiteren Beugung.**

### 3.2.2.4 Bewertung der Winkeldarstellungen und der KN- Funktion

Um eine Vergleichbarkeit der Daten herbeizuführen und Unterschiede im Therapieerfolg herauszufiltern, wurde ein Score entwickelt, der sich auf die verschiedenen Projektionen der einzelnen Messungen stützt und den Abweichungen von der Norm Rechnung trägt (vgl. Abb. 18).

Voruntersuchungen (SCHUMPE 1984; SEUSER 1990) haben gezeigt, dass die physiologische Gelenkbewegung aller Gelenke, insbesondere des Kniegelenks, auch bei unterschiedlichen Bewegungsaufgaben (z. B. Ganganalyse oder Kniebeuge) drei grundsätzliche Gemeinsamkeiten aufweist. Jede gesunde Bewegung ist

1. rhythmisch
2. regelmäßig
3. sinusförmig.

Dabei beschreibt die Rhythmik die zeitliche Abfolge des Bewegungsablaufes, die Regelmäßigkeit die Quantität des Winkelausschlages, der Winkelgeschwindigkeit und der Winkelbeschleunigung und der Sinus die „Rundheit“ der Kurve, bzw. die Abwesenheit von Zwischenbeschleunigung, vor allen Dingen in den Bewegungsumkehrphasen (Bewegungsübergang von Streckung zur Beugung oder von der Beugung zur Streckung).

Zusätzlich wird das Roll-Gleitverhalten bei der Kniebeuge beurteilt. Hierbei handelt es sich um ein genaues Abbild der inneren Kinematik. Die typischen strukturellen Besonderheiten des Kniegelenks, insbesondere der Knorpel, verlangen ein regelmäßiges Be- und Entlasten möglichst variabler Knorpelanteile. Dies ist nur bei einem hohen Rollanteil im Kniegelenk gewährleistet. Im Einzelnen wird die Standphase beim Gang als Last tragende Phase in 2 Ebenen beurteilt.

### 1. Winkel in der seitlichen Projektion.

- Bewertung der normalen Regelmäßigkeit, Rhythmik und der Sinusförmigkeit mit optimal 5 Punkten (vgl. Abb. 14).
- Leichter Verlust der Regelmäßigkeit, Rhythmik und des Sinus 2,5 und
- vollkommene Aufhebung der Regelmäßigkeit, der Rhythmik und des Sinus 0 Punkte

Dasselbe geschieht mit der Winkelgeschwindigkeit. Bei der Winkelbeschleunigung wird die physiologische Beschleunigungskurve mit 7,5 Punkten bewertet, die Abweichung mit 4 und der völlige Verlust von Regelmäßigkeit und von Rhythmik mit 0 Punkten. Die Sinusform der Kurven wird mit 10, 5 und 0 Punkten hoch bewertet.

Die Winkelbeschleunigung ist ein direktes Maß für am Gelenk wirkende Kraft. Kurvenveränderungen, die im Winkel und in der Winkelgeschwindigkeit nicht auftreten, zeigen sich in der Winkelbeschleunigung. Über die Formel, Kraft ist Masse mal Beschleunigung, wird die Bedeutung der Winkelbeschleunigung für die am Gelenk wirkende Kraft deutlich. Das ist der Grund für die stärkere Betonung im Score. (SEUSER et al. 2002; SEUSER et al. 2003)

### 2. Winkel in der p.a.- Ansicht:

Die Standphase des Ganges von hinten betrachtet zeigt die Seitenausweichung. Diese ist biomechanisch auch von Bedeutung, jedoch nicht von derselben Relevanz wie die gute seitliche Abfolge der Standphase. Daher erfolgt hier eine geringere Bewertung.

Der Winkel wird in Regelmäßigkeit, rhythmisch und Sinusform mit 1, 0,5 und 0 bewertet. Zusätzlich wird die Amplitude bewertet. Eine geringe Amplitude (0-5°) bekommt die höchste Punktzahl (10), bei 5-15° Abweichung gibt es noch 5 Punkte, bei über 15° Seitabweichung 0 Punkte. Auch hier ist wieder das Gesamtenergieniveau zu sehen, je geringer die Abweichungen von der Norm sind, desto weniger Kraft und Energie muss das Gesamtsystem aufbringen.

Die Kniebeuge wird im Prinzip ähnlich bewertet wie der Gang. Hier kommt zusätzlich die Beurteilung des Roll-Gleitverhaltens hinzu.

Das Roll-Gleitverhalten ist das typische kinematische Produkt aller kniebildenden Strukturen wie Knochen, Knorpel, Bänder und vor allem der gelenkumgebenden Muskulatur. Der Bewertungsscore wurde entwickelt, um in einer großen multizentrischen prospektiven Studie bei hämophilen Kindern ein Unterscheidungsmerkmal zu etablieren (SEUSER et al. 2002; SEUSER et al. 2003). Er fußt auf den folgenden biomechanischen Grundlagen:

1. Der typische innere Kniegelenksablauf ist durch eine Mischung von Rollen und Gleiten gewährleistet. Eine optimale Druckverteilung wird durch einen möglichst hohen Rollanteil erbracht. Beim Rollen treffen sich die Gelenkflächen senkrecht, damit kommt es zu einer senkrechten Belastung des Knorpels. Dieser ist wegen seiner Säulenstruktur auf eine senkrechte Belastung angewiesen. Zusätzlich ist die senkrechte Belastung am besten geeignet, den hämatogenen mangelernährten Knorpel durch mechanische „Durchwahrung“ zu ernähren und zu entschlacken.
2. In vielen Studien, insbesondere von SCHUMPE (1984), konnte gezeigt werden, dass ein normales Roll-Gleitverhalten einen Rollanteil von über  $10^\circ$  enthalten muss.
3. In der Darstellung des Roll-Gleitverhältnisses zeigt sich, dass das Rollen als eine stetige Veränderung des Tibiatangentenwinkels dargestellt werden kann. Beim Gleiten bleibt dieser Winkel unverändert. So kann es Roll-Gleitdarstellungen geben, die hohe Rollanteile und auch Phasen von Gleitanteilen zeigen. Je höher der Rollanteil ist, umso biomechanisch günstiger ist die Kniegelenksbelastung (siehe oben).
4. Gleiten ist eine Bewegung, die ohne senkrechte Belastung einhergeht und vermehrte sagittale Krafteinleitung produziert. Der Gleitvorgang entsteht, wenn der Unterschenkel bei festgelegtem Oberschenkel nur den Radius des Oberschenkels abfährt. Bei sagittaler Krafteinleitung reichen kleinere Kräfte zur Störung der Lamina splendens (1- bis 2-lagige Zellschicht) oberhalb der

Knorpelschicht aus. Dadurch wird der Knorpel insgesamt angreifbarer. Schräge Kräfte belasten den Knorpel mehr und führen zu einer schlechteren mechanischen Diffusionsunterstützung und insgesamt zu einer schlechteren Knorpelernährung.

5. Negatives Rollen entsteht, wenn eine Kniegelenksbewegung entgegen der allgemeinen Bewegungsrichtung entsteht. Dies entspricht zum Beispiel der Bewegung eines Autoreifens, der einen steilen Berg hinauffährt und trotzdem rückwärts rutscht. Diese Form der inneren Kniegelenksbewegung ist die am meisten belastendste und führt zu Parallelverschiebungen. Rein biomechanisch gesehen führen Parallelverschiebungen zu starken Veränderungen im Hebelarm. Dieser kann plötzlich sehr groß und sehr klein werden. Die Muskulatur ist nicht in der Lage, in dieser Zeit die Kraft zu adaptieren. Deswegen kommt es zu hohen Belastungsspitzen im Kniegelenk. (SEUSER et al. 2002; SEUSER et al. 2003)

Die oben beschriebenen biomechanischen Faktoren führten zu einem in 5 Teile aufgeteilten Score, der der zunehmenden Belastung des Kniegelenks Rechnung trägt. In der multizentrischen Studie zur Bewegungsanalyse bei hämophilen Kindern (SEUSER et al. 2002; SEUSER et al. 2003) konnte gezeigt werden, dass es eine Altersabhängigkeit des Scores für Winkel, Winkelgeschwindigkeit und Winkelbeschleunigung sowohl beim Gang als auch bei der Kniebeuge gibt. Eine Altersabhängigkeit des Roll-Gleitverhaltens konnte nicht gefunden werden. Hier besteht vielmehr eine Abhängigkeit bzgl. Blutungen und hieraus folgend bzgl. gelenkbelastender Situationen. Daraus geht hervor, dass das Roll-Gleitverhalten als pathognomonisch wichtiger Faktor zu werten ist. Daher erfolgt die Wertung des Roll-Gleitverhaltens im Vergleich zu den anderen biomechanischen Parametern prononciert.

Im Unterschied zum Gang wird die Winkelgeschwindigkeit als Beschreibung weggelassen, da hier die Unterschiede zwischen Winkel, Winkelgeschwindigkeit und Winkelbeschleunigung nicht so groß sind wie bei der mehr koordinativ-gesteuerten Ganganalyse. Auch die Betrachtung der Seitenausweichung ist



differenziert. Hier ist die individuelle Seitenausweichung viel größer, so dass nur die Regelmäßigkeit, Rhythmik und die Sinusförmigkeit bewertet wird.

Das Roll-Gleitverhalten ist das typische kinematische Produkt der inneren Kniegelenksbewegung. Es wird wie folgt bewertet:

Reines Rollen über 10°	60 Punkte.
Roll-Gleiten im Verhältnis 60/40	45 Punkte.
Roll-Gleiten im Verhältnis 50/50	30 Punkte.
Reines Gleiten	15 Punkte.
Negatives Rollen	0 Punkte.

Je höher der Gleitanteil wird, desto biomechanisch ungünstiger ist die Gesamtbewegung zu beurteilen. Insbesondere steigt mit hohem Gleitanteil bis hin zum negativen Rollen die Knorpelbelastung stetig an. (SCHUMPE 1984)

Dieser semiquantitative Score besteht aus 3 Teilen:

1. Beurteilung des Ganges von der Seite und von hinten.
2. Beurteilung der Kniebeuge von der Seite und von hinten.
3. Beurteilung des Roll-Gleitverhaltens während der Kniebeuge.

Diese 3 Teile werden annähernd gleich bewertet, so dass eine Gesamtpunktzahl von 190 Punkten zu erreichen ist. Regelmäßig und rhythmisch sind generell Bewegungen, die nicht mehr als 10% Spielraum über 10-15 Wiederholungen zeigen. Abweichungen von der Sinusform sind so definiert, dass Sinus die komplettrunde Kurve bedeutet ohne zusätzliche Kurveneinbrüche in den Bewegungsumkehrbereichen. (SEUSER et al. 2002; SEUSER et al. 2003)

Leichter Sinusverlust sind regelmäßige kleinere Winkleinbrüche, die unter 10% des Gesamtwertes liegen oder höchstens 3 von 15 Wiederholungen beeinträchtigen. Sinusverlust bedeutet größere Einbrüche und häufigere Abweichungen von der Sinuskurve. (SEUSER et al. 2002; SEUSER et al. 2003)

rzi 3 mon post op 5kmh		* 26.4.1958		Nr.: 19									
15.4.2003		45 Jahre		45,0									
Gang Femur/Tibia seitlich - Standphase													
	regelmäßig			rhythmisch			sinusförmig			gesamt			
	n	OP	n.-OP	n	OP	n.-OP	n	OP	n.-OP	n	OP	n.-OP	
Winkel	5/2,5/0	5	2,5	5/2,5/0	5	5	5/2,5/0	5	5	15	15,0	12,5	
Winkelgeschwindigkeit	5/2,5/0	5	5	5/2,5/0	5	5				10	10,0	10,0	
Winkelbeschleunigung	7,5/4/0	4	4	7,5/4/0	7,5	7,5	10/5/0	5	5	25	16,5	16,5	
Zwischenrechnung										50	41,5	39,0	80,5
Gang Femur/Tibia von hinten - Standphase													
Winkel	1/0,5/0	0,5	0,5	1/0	1	1	1/0,5/0	1	0,5	3	2,5	2,0	
Amplitude	0-5°=12		5-15°=8		5		>15°=0		0		12	5,0	0,0
Zwischenrechnung										15	7,5	2,0	9,5
<b>Gang gesamt</b>										<b>65</b>	<b>49,0</b>	<b>41,0</b>	<b>90,0</b>
Kniebeuge seitlich													
	regelmäßig			rhythmisch			sinusförmig			gesamt			
	n	OP	n.-OP	n	OP	n.-OP	n	OP	n.-OP	n	OP	n.-OP	
Winkel Femur/Tibia	5/2,5/0	5	5	5/2,5/0	5	5	7,5/4/0	7,5	7,5	17,5	17,5	17,5	
Winkelbeschleunigung	10/5,0/0	5	5	10/5,0/0	10	10	2,5/7,5	7,5	7,5	32,5	22,5	22,5	
Zwischenrechnung										50	40,0	40,0	80,0
Kniebeuge von hinten													
Winkel	5/2,5/0	5	2,5	5/2,5/0	5	5	5/2,5/0	2,5	2,5	15	12,5	10,0	
Zwischenrechnung										15	12,5	10,0	22,5
<b>Kniebeuge gesamt</b>										<b>65</b>	<b>52,5</b>	<b>50,0</b>	<b>102,5</b>
Roll - Gleitverhalten													
		n	OP	n.-OP									
Reines Rollen >10°		60			60								
R/G 60/40		45											
R/G 50/50		30				30	30						
reines Gleiten		15											
negatives Rollen		0											
<b>Roll-Gleitverhalten gesamt</b>		<b>60</b>	<b>30,0</b>	<b>30,0</b>	<b>60,0</b>								
<b>Gesamtergebnis</b>		<b>190</b>	<b>131,5</b>	<b>121,0</b>	<b>252,5</b>								

Abb. 18: Punkte- Auswertungsblatt eines Patienten bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge

### 3.2.3 Statistische Verfahren

Die Auswertung der Parameter erfolgte mit dem MS- DOS basierten Programm Bapsy. Für die deskriptiven statistischen Verfahren in Form von Tabellen wurde das Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft Excel® verwendet. Die zu bestimmenden Größen waren hierbei das arithmetische Mittel und die Standardabweichung.

Als analytische statistische Verfahren kamen auf der Basis des 5% - Konfidenzintervalls nach Prüfung der Anwendungsvoraussetzungen folgende Verfahren zum Einsatz: Varianzanalysen (ANOVA; ANalysis Of VAriance between groups) mit Messwiederholungen, sowie Post-Hoc-Test nach Newmann Keuls für Mehrfachvergleiche von Mittelwerten.

Hierzu wurde das statistische Softwarepaket STATISTICA Version 5.0 der Fa. StatSoft, Tulsa, sowie das Statistikprogramm SPSS, Version 9.0, genutzt. Die Unterfunktion „Messwiederholungen zu verschiedenen Zeitpunkten“ bei den „allgemeinen linearen Modellen“ war aufgrund der Versuchsanordnung in der vorliegenden Studie das statistische Verfahren der Wahl, da zu allen Messzeitpunkten die jeweils gleichen Anforderungen mit gleicher Messabfolge galten. Die erzielten Werte (Punktescores) der einzelnen Probanden resultierten aus dem in Abschnitt 3.2.2.4 beschriebenen Scoresheet. Da 23 der 40 Probanden der Untersuchungsgruppe zu drei Messzeitpunkten erschienen und die anderen 17 (plus 10 Probanden der Kontrollgruppe) zu jeweils zwei Testterminen, konnte das Verfahren unter Berücksichtigung der vorhandenen Parameter durchgeführt werden. (BAMBERGER 1999; POSPESCHILL 2000)

Als Signifikanzniveaus wurden  $p \leq 0,05$  (Symbol: \*) und  $p \leq 0,01$  (\*\*) angenommen. Werte von  $p > 0,05$  wurden als nicht signifikant (n.s.) markiert.

## 4. Ergebnisse

Die Darstellung der Ergebnisse teilt sich in die Betrachtung der gemessenen Parameter jener Probanden, die an allen 3 Testterminen teilnahmen (n=23), sowie jener 17 Patienten und 10 Probanden der Kontrollgruppe, welche nur zu zwei Zeitpunkten getestet wurden (3 und 6 Monate post- OP bzw. in einem Abstand von 3 Monaten). Zudem werden –der Übersichtlichkeit wegen- die Ergebnisse innerhalb der jeweiligen Parameter getrennt dargestellt.

Ziel dieser Arbeit ist es, die mithilfe der Ultraschalltopometrie zu ermittelnden Unterschiede der Kniegelenkmechanik im zeitlichen Verlauf zu analysieren. Die Unterschiede, welche im Folgenden untersucht werden sollen, beziehen sich auf die Faktoren Transplantatwahl, zeitliches Intervall zwischen Trauma und OP und Anzahl der Therapieeinheiten. Zudem soll nach einem Einfluss eines zwischen der 12. und 24. Woche durchgeführten Koordinationstrainings auf die Arthrokinematik gesucht werden.

An den definierten Testzeitpunkten vor, 3 Monate sowie 6 Monate post- OP wurden die Patienten untersucht. Aufgrund der so gewonnenen Daten wurde ein Score erstellt, in welchem die Parameter der Arthrokinematik bewertet werden.

Die auszuwertenden Ergebnisse beziehen sich auf den erhobenen Score, welcher in Kap. 3.2.2.4 sowie Abb. 18 beschrieben und dargestellt ist. Maximal erreichbar waren 190 Punkte pro Bein, also 380 Punkte als Gesamtscore beider Beine. Je besser die gemessenen Parameter bewertet wurden, desto mehr Punkte wurden vergeben. Wie in der Darstellung der Ergebnisse zu erkennen, ergaben sich bei den Ergebnissen der beiden Teilscores, Gangbild bzw. Kniebeuge, keine signifikanten Zusammenhänge. Die hier aufgeführten signifikanten Zusammenhänge beziehen sich daher auf den Score der insgesamt erreichten Punkteanzahl aus Kniebeuge und Gangbild- eine Differenzierung wurde überflüssig.

#### 4.1. Ergebnisse bzgl. des Einflussfaktors „unterschiedliche Transplantatwahl“

Bei den Gesamtscores beider Beine (operiert und nicht- operiert) bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit auf dem Laufband ergab sich eine Signifikanz für den Testzeitpunkt. Es zeigte sich zunächst eine Stagnation der Mittelwerte zwischen erster (prä- OP;  $270,7 \pm 26,3$  Punkte) und zweiter Messung (3 Monate post- OP;  $270,4 \pm 23,2$  Punkte). Die dritte Messung 6 Monate post- OP ergab einen Anstieg des Gesamtscores auf  $281,8 \pm 21,1$  Punkte. Der Post- hoc- Test (Newman-Keuls) ergab Signifikanzen für den Anstieg vom zweiten zum dritten ( $p= 0,008$ ) sowie vom ersten zum dritten Testzeitpunkt ( $p= 0,006$ ) (vgl. Abb. 19).

Wie in Tab. 5 zu erkennen, ändert sich das Verhältnis der Scores des operierten und nicht- operierten Beines im Verlauf der Messzeitpunkte. Die Mittelwerte der Scores steigen beim operierten Bein im Verlauf prä- OP, 3 Monate und 6 Monate post- OP kontinuierlich an ( $132,1 \pm 16,4$ ;  $136,2 \pm 15,8$ ;  $137,7 \pm 14,3$  Punkte), während die Werte des nicht- operierten Beines von  $138,5 \pm 16,2$  prä- OP zunächst auf  $134,2 \pm 13,9$  (3 Monate post- OP) sanken, um schließlich 6 Monate post- OP wieder auf  $144,2 \pm 13,3$  zu steigen. Bei Gesamtscore- Analyse des nicht operierten Beines wurde die Signifikanz der ANOVA für den Testzeitpunkt knapp verfehlt ( $p= 0,0505$ ), jedoch ergab der Post- hoc- Test eine Signifikanz für den Anstieg der Scores zwischen dem 3. und 6. Monat ( $p= 0,015$ ). Der Verlauf des Absinkens der Scores beim nicht- operierten Bein zeigt sich im Folgenden auch bei anderen Parametern. Hierauf wird in der Diskussion näher eingegangen; es wird auf die jeweils hohen Standardabweichungen und die relativ geringe Stichprobenzahl verwiesen, die in drei Gruppen unterteilt wurden. Eine Aufstellung der Ergebnisse von den insgesamt 40 Patienten, welche die Testzeitpunkte 3. und 6. Monat post- OP durchliefen, ist in Kap. 4.4 dargestellt.

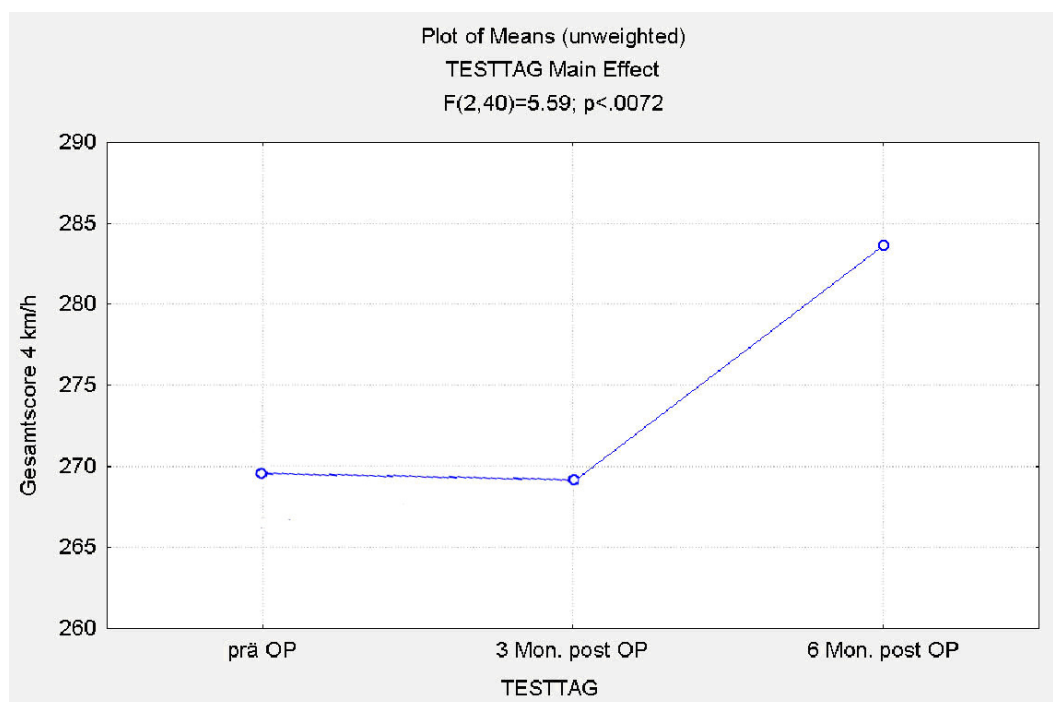


Abb. 19: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 23).

4 km/h Gesamtscore	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Mittelwert	270,7± 26,3	270,4± 23,2	281,8± 21,1	0,007**
P	0,038 *	n.s.	0,031 *	

Tab. 5: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine aller Patienten bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23).

Diese Werte wurden in die verschiedenen Operationsmethoden unterteilt und sind in Abb. 20 dargestellt. Hier erreichte die Semitendinosusgruppe vor der Operation einen mittleren Gesamtscore bei 4 km/h Laufbandgeschwindigkeit von  $254,8 \pm 13,5$  Punkten. Dieser steigerte sich nach drei Monaten auf  $267,5 \pm 25,6$ , nach sechs Monaten auf  $300,4 \pm 16,6$  Punkte. Bei der Pressfitgruppe fielen die Werte im Mittel von  $284,8 \pm 28,9$  (prä-OP) zunächst auf  $276 \pm 22,3$  (3 Monate post- OP), dann stiegen sie auf  $281,5 \pm 13,2$ . Die BTB- Bio- Gruppe zeigte ungefähr den gleichen zeitlichen Verlauf der Werte; von  $259,9 \pm 18,1$  (prä-OP) auf  $263,6 \pm 24,3$  (3 Monate post- OP) und schließlich auf  $269,1 \pm 26$  Punkte. Die ANOVA bzgl. des Testtages konnte eine Signifikanz bestätigen.

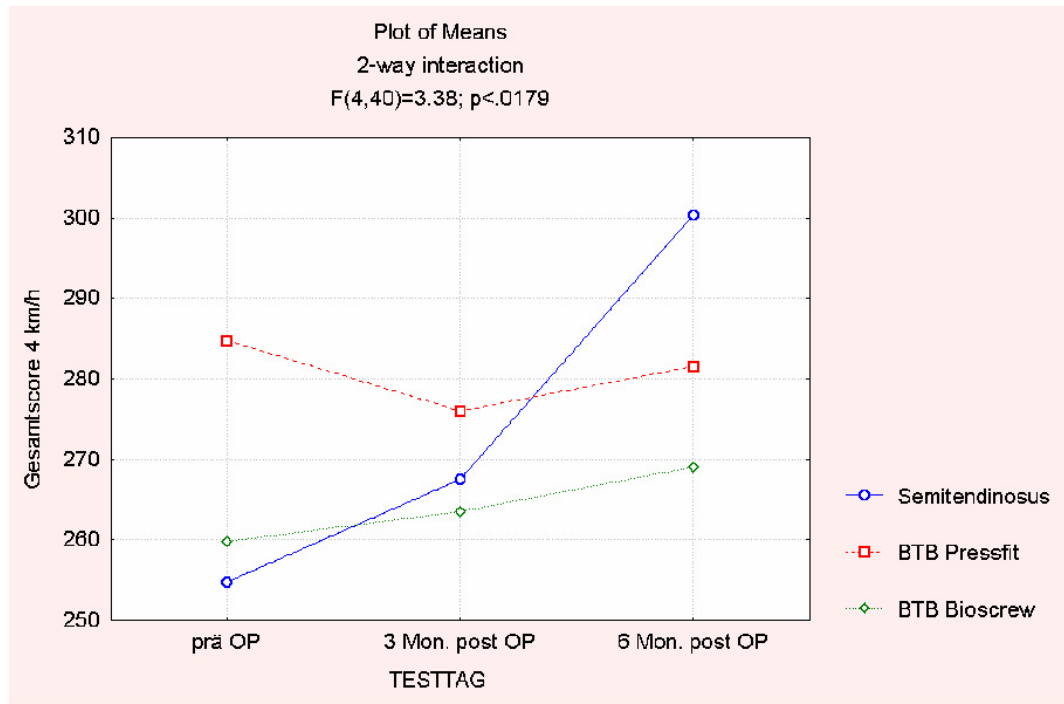


Abb. 20: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP in Abhängigkeit der Operationsmethoden (n=23).

4 km/h Gesamtscore	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	3,875	0,640	4,142	
Semitendinosus-Gruppe	254,8± 13,5	267,5± 25,6	300,4± 16,6	0,012*
BTB- Pressfit-Gruppe	284,8± 28,9	267,0± 22,3	281,5± 13,2	0,021*
BTB-Bioschraube-Gruppe	259,9± 18,1	263,6± 24,3	269,1± 26,0	n.s.
P	0,031 *	n.s.	0,038 *	

Tab. 6: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23).

Auch diese Ergebnisse wurden nun unterteilt in die Ergebnisse des operierten und des nicht operierten Beines. Wie in Tab. 7 und 8 zu sehen, ergaben sich für das nicht operierte Bein einzelne signifikante Zusammenhänge, für das operierte Bein jedoch nicht.

<b>4 km/h Gesamtscore OP- Bein</b>	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	3,875	0,640	4,142	
Semitendinosus-Gruppe	130,1± 9,0	135,4± 15,8	148,3± 14,2	n.s.
BTB- Pressfit-Gruppe	136,6± 18,7	137,4± 16,7	136,6± 13,8	n.s.
BTB-Bioschraube-Gruppe	126,6± 16,6	134,9± 16,2	131,7± 12,7	n.s.
P	n.s.	n.s.	n.s.	

**Tab. 7: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des OP- Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23).**

<b>4 km/h Gesamtscore nicht-OP- Bein</b>	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	6,166	1,182	1,968	
Semitendinosus-Gruppe	124,7± 6,8	132,1± 10,6	152,1± 7,6	0,012*
BTB- Pressfit-Gruppe	148,2± 16,6	138,6± 11,0	144,9± 7,6	0,042*
BTB-Bioschraube-Gruppe	133,1± 10,1	128,7± 18,9	137,4± 20,2	0,019*
P	0,008 *	n.s.	n.s.	

**Tab. 8: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht- OP Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23).**

Die Ergebnisse der beiden Operationsmethoden, bei welchen die Patellarsehne als Transplantat verwendet wurde, sind in Tab. 9 zusammengefasst.

<b>4 km/h Gesamtscore</b>	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	2,474	0,094	6,108	
Semitendinosus-Gruppe	254,8± 13,5	267,5± 25,6	300,4± 16,6	n.s.
Patellarsehnen-Gruppe	275,1± 27,6	271,2± 23,3	276,7± 19,5	n.s.
P	n.s.	n.s.	0,022 *	

**Tab. 9: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantationssehnenwahl (n=23).**

Die Zusammenhänge zwischen den drei Testterminen und der Transplantatwahl wurden abschließend nochmals unterteilt in die beiden Teile des in der



vorliegenden Studie verwendeten Scores; den Gangscore und die Kniebeugen (vgl. Abb. 10, 11 und 12, sowie Abb. 40- 45). Obwohl bei der Zusammenfassung der beiden Teilscores signifikante Zusammenhänge dargestellt werden konnten, so war dies bei den beiden Teilscores nicht möglich. Hierauf wird in der Diskussion näher eingegangen.

<b>4 km/h Gang-score</b>	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	0,395	0,404	0,597	
Semitendinosus-Gruppe	103,8± 6,6	100,0± 3,6	102,6± 5,7	n.s.
BTB- Pressfit-Gruppe	105,0± 7,2	103,5± 4,9	104,2± 7,6	n.s.
BTB-Bioschraube-Gruppe	100,7± 4,4	101,9± 5,3	101,2± 2,9	n.s.
P	n.s.	n.s.	n.s.	

**Tab. 10: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gangscores beider Beine bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23).**

<b>4 km/h Gang-score OP- Bein</b>	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	2,148	0,412	0,749	
Semitendinosus-Gruppe	53,1± 3,1	50,4± 1,9	51,8± 1,6	n.s.
BTB- Pressfit-Gruppe	52,7± 4,7	51,9± 3,8	51,9± 4,6	n.s.
BTB-Bioschraube-Gruppe	49,0± 3,5	51,7± 2,6	49,9± 1,9	n.s.
P	n.s.	n.s.	n.s.	

**Tab. 11: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gangscores des OP- Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23).**

<b>4 km/h Gang-score nicht- OP- Bein</b>	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	0,348	0,607	0,376	
Semitendinosus-Gruppe	50,7± 4,0	49,6± 3,7	50,8± 4,1	n.s.
BTB- Pressfit-Gruppe	52,3± 3,4	51,6± 3,0	52,4± 4,1	n.s.
BTB-Bioschraube-Gruppe	51,7± 3,7	50,2± 4,5	51,3± 2,4	n.s.
P	n.s*	n.s.	n.s.	

**Tab. 12: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gangscores des nicht- OP- Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23).**

Im Folgenden wurden alle statistischen Verfahren für alle an der Studie teilnehmenden Patienten (n=40) nochmals für die Ganggeschwindigkeit 4km/h durchgeführt. Hierbei kamen zu den 23 Patienten, welche auch vor OP getestet wurden, nochmals 17 Patienten hinzu, welche aus organisatorischen oder sonstigen Gründen (OP vor Studienbeginn; schweres Trauma mit schmerzhafter Bewegungseinschränkung,...) nicht vor OP getestet werden konnten.

In Abb. 28 sind die Mittelwerte der Gesamtscores aller 40 Patienten 3 und 6 Monate post- OP bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit dargestellt. Der Gesamtscore beider Beine stieg im zeitlichen Verlauf von  $258,8 \pm 28$  auf  $277,8 \pm 25,1$  Punkte.

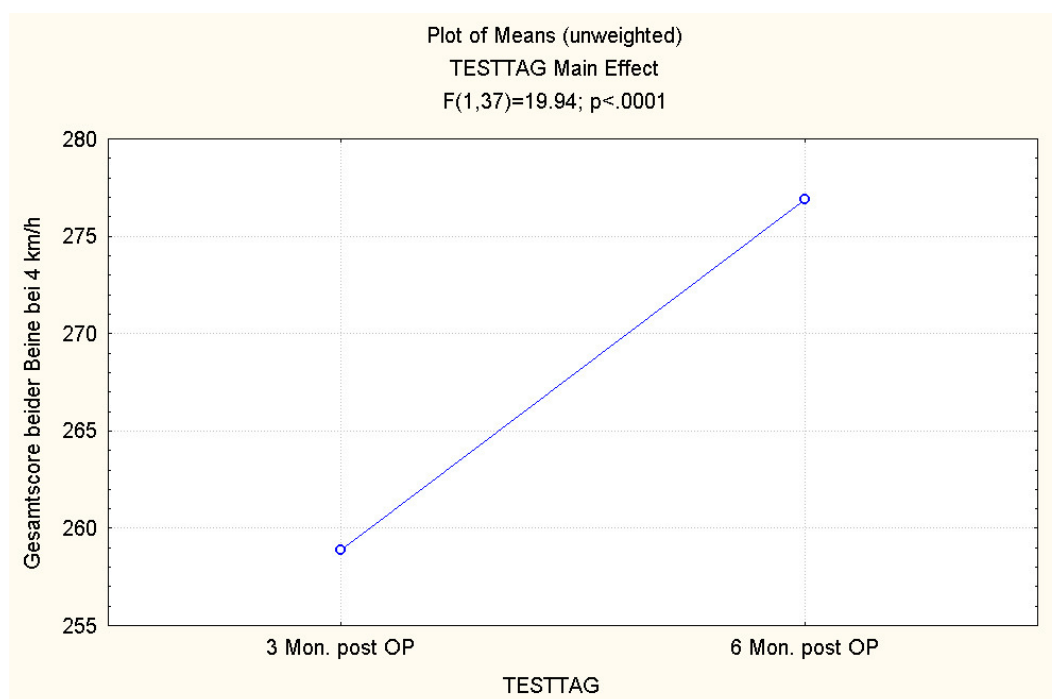


Abb. 21: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Patienten bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 40).

4 km/h Gesamtscore	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	2,940	0,557	
Mittelwert	258,1 ± 28,0	277,8 ± 25,1	0,000**
P	n.s.	0,049 *	

Tab. 13: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine aller Patienten bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40).

Die Zusammenhänge der unterschiedlichen Patientengruppen bzgl. der Operationstechnik sind in Tab. 13 zu sehen.

<b>4 km/h Gesamtscore</b>	<b>3 Monate post- OP</b>	<b>6 Monate post- OP</b>	<b>P</b>
Freiheitsgrad	3,020	0,243	
Semitendinosus-Gruppe	243,4± 28,3	274,9± 27,0	0,006**
BTB- Pressfit-Gruppe	267,7± 23,6	280,9± 11,8	0,022*
BTB-Bioschraube-Gruppe	265,5± 27,8	274,9± 32,0	n.s.
P	0,041*	n.s.	

**Tab. 13: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40).**

Bei genauerer Betrachtung des operierten Beines zeigte sich, dass die Werte im zeitlichen Verlauf von 132,6± 17,8 (3 Monate post- OP) auf 138± 15,1 Punkte (6 Monate post- OP) stieg (vgl. Abb. 28). Diese Beobachtungen wurden von der ANOVA bzgl. des Testtages unterstützt. Die Werte der nicht- operierten Seite lieferten bei der ANOVA (Testtag) insgesamt keine Signifikanz (vgl. Abb. 22, sowie Tab. 15 und 16).

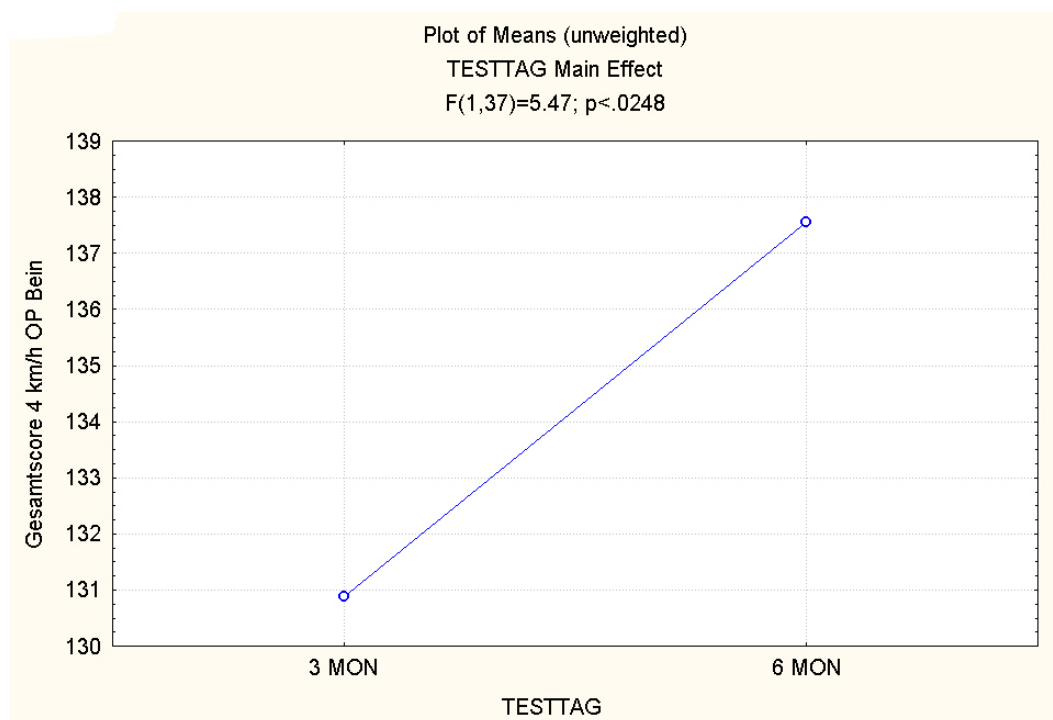


Abb. 22: Mittelwerte der Gesamtscores des operierten Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 40)

4 km/h Gesamtscore OP- Bein	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	1,904	3,952	
Mittelwert	130,9± 17,8	137,5± 15,1	0,025*
P	n.s.	n.s.	

Tab. 14: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des OP- Beines aller Patienten bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40).

4 km/h Gesamtscore OP- Bein	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	2,197	0,073	
Semitendinosus-Gruppe	123,4± 16,0	136,6± 15,1	0,049*
BTB- Pressfit-Gruppe	135,4± 17,4	139,0± 11,6	n.s.
BTB-Bioschraube-Gruppe	136,7± 18,0	138,2± 18,1	n.s.
P	0,021*	n.s.	

Tab. 15: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des OP- Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40).

4 km/h Gesamt-score nicht-OP-Bein	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	1,941	0,453	
Semitendinosus-Gruppe	120,0± 13,9	138,2± 13,3	0,002**
BTB- Pressfit-Gruppe	132,3± 16,4	141,9± 7,8	n.s.
BTB-Bioschraube-Gruppe	128,8± 15,9	136,7± 19,2	0,027*
P	n.s.	n.s.	

Tab. 16: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht- OP Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40).

Nun wurden wiederum die beiden Verfahren bei Verwendung der Patellarsehne als Transplantat zusammengefasst und mit der Semitendinosus- Methode verglichen (vgl. Abb. 23 und Tab. 17).

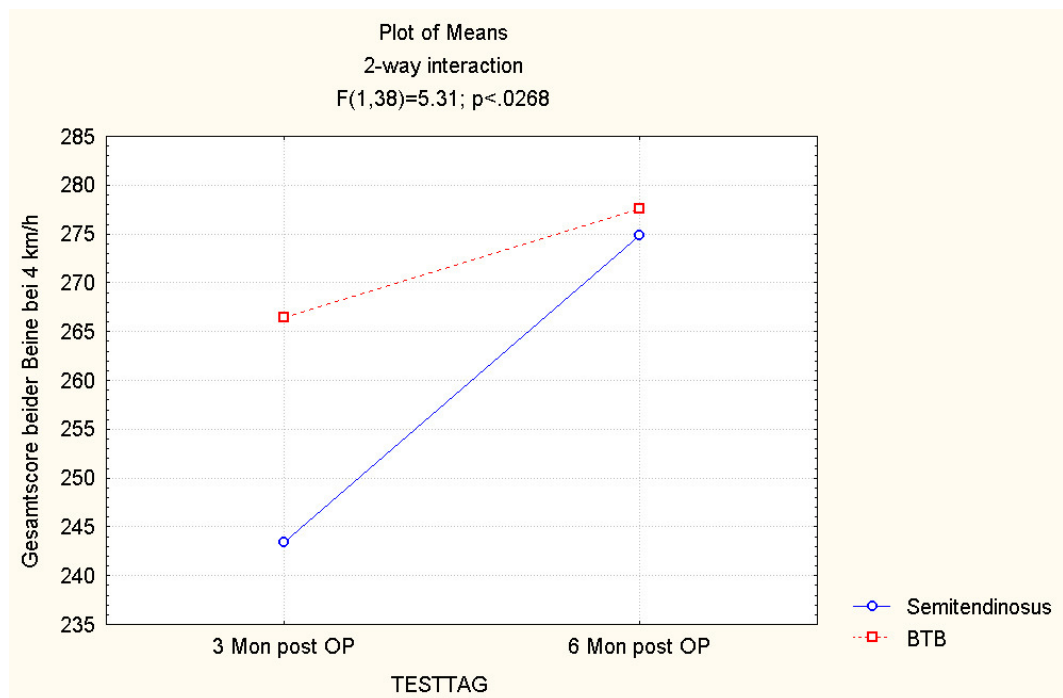


Abb. 23: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Patienten bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP in Abhängigkeit der OP- Methoden Semitendinosusplastik bzw. Patellarsehnenplastik (n= 40)

Im Gegensatz zu den Ergebnissen der Patiententeilgruppe, welche auch vor der Operation getestet wurde (n= 23), stellten sich bei der Auswertung aller Patienten (n= 40) teilweise unterschiedliche Trends dar (s. a. Kap. 5.2).

<b>4 km/h Gesamtscore</b>	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	0,763	0,093	
Semitendinosus-Gruppe	243,4± 28,3	274,9± 27,0	0,006**
Patellarsehnen-Gruppe	266,5± 25,6	277,6± 24,8	0.013*
P	n.s.	0,018 *	

**Tab. 17: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantationssehnenauswahl (n=40).**

Die Patientengruppe, welche mit einem Transplantat aus der Patellarsehne versorgt wurde, wies drei Monate nach Operation einen Mittelwert im Gesamtscore beider Beine von 266,5± 25,6 Punkten auf; die Semitendinosusgruppe erreichte 243,4± 28,3 Punkte. 6 Monate post- OP lagen die Mittelwerte der Patellarsehnen-Gruppe bei 277,6± 24,8 Punkten; die Patienten mit Semitendinosusplastik erreichten im Mittel 274± 27 Punkte. Die ANOVA bzgl. des Testtages war auch hier signifikant.

Bei allen in der vorliegenden Studie getesteten Patienten (n=40) konnten für die Aufschlüsselung des verwendeten Scores in den Gangscore keine Signifikanzen gezeigt werden (vgl. Tab 18, 19 und 20). Hierauf wird noch in der Diskussion eingegangen.

<b>4 km/h Gangscore</b>	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	1,227	,982	
Semitendinosus-Gruppe	94,8± 10,2	97,5± 7,7	n.s.
BTB- Pressfit-Gruppe	99,7± 7,9	100,9± 8,4	n.s.
BTB-Bioschraube-Gruppe	98,7± 6,2	98,3± 4,1	n.s.
P	n.s.	n.s.	

**Tab. 18: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gangscores beider Beine bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40).**

<b>4 km/h Gangscore OP- Seite</b>	<b>3 Monate post- OP</b>	<b>6 Monate post- OP</b>	<b>P</b>
Freiheitsgrad	0,724	0,944	
Semitendinosus-Gruppe	48,1± 7,1	49,1± 4,9	n.s.
BTB- Pressfit-Gruppe	50,4± 4,6	51,1± 4,7	n.s.
BTB-Bioschraube-Gruppe	50,2± 3,6	49,4± 2,4	n.s.
P	n.s.	n.s.	

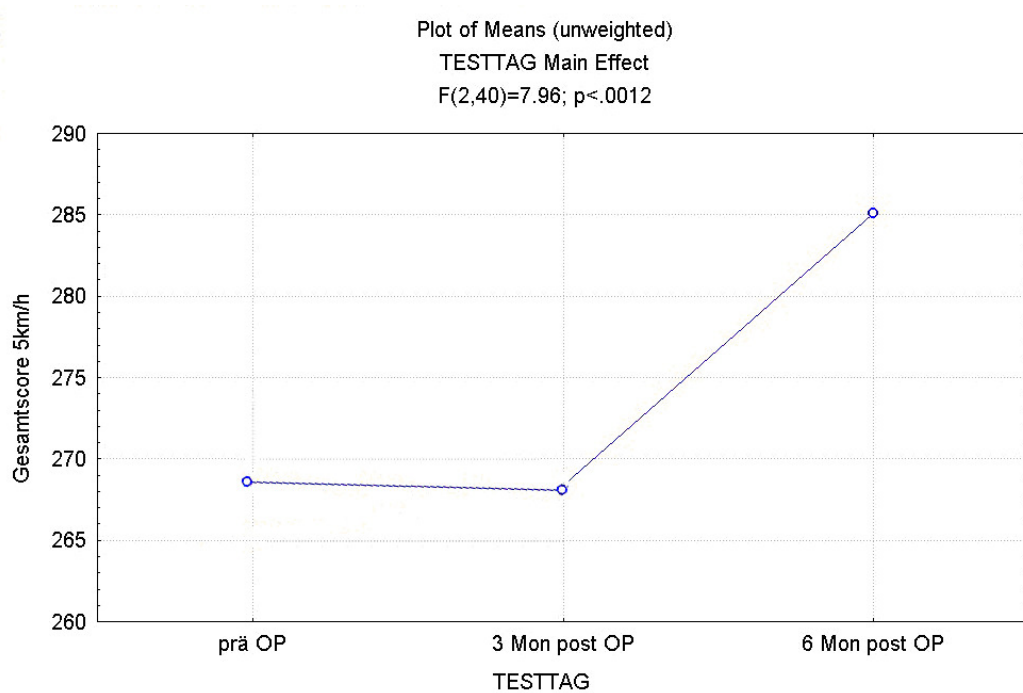
**Tab. 19: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gangscores des OP- Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40).**

<b>4 km/h Gangscore nicht- OP- Bein</b>	<b>3 Monate post- OP</b>	<b>6 Monate post- OP</b>	<b>P</b>
Freiheitsgrad	1,078	0,416	
Semitendinosus-Gruppe	46,6± 5,0	48,3± 3,9	n.s.
BTB- Pressfit-Gruppe	49,2± 4,6	49,8± 4,7	n.s.
BTB-Bioschraube-Gruppe	48,5± 3,9	48,9± 3,3	n.s.
P	n.s.	n.s.	

**Tab. 20: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gangscores des nicht- OP- Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40).**

Anschließend wurden die Gesamtscores aus Gangbewegung und Kniebeuge für die Laufbandgeschwindigkeit 5km/h in Abhängigkeit der Operationsmethode untersucht.

Wie bereits bei den Scores bei 4 km/h Laufbandgeschwindigkeit ergab sich auch beim Gesamtscore beider Beine bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit eine Signifikanz für den Testzeitpunkt. Es zeigte sich eine Stagnation der Mittelwerte zwischen erster (prä- OP; 268,8± 20,5 Punkte) und zweiter Messung (3 Monate post- OP; 268,8± 26,0 Punkte). Die dritte Messung 6 Monate post- OP ergab wiederum einen Anstieg des Gesamtscores auf 285,1± 22,0 Punkte. Der Post-hoc- Test zeigte eine Signifikanz für den Anstieg vom zweiten zum dritten (p= 0,0004) und vom ersten zum dritten Testzeitpunkt (p= 0,0001; vgl. Abb. 24).



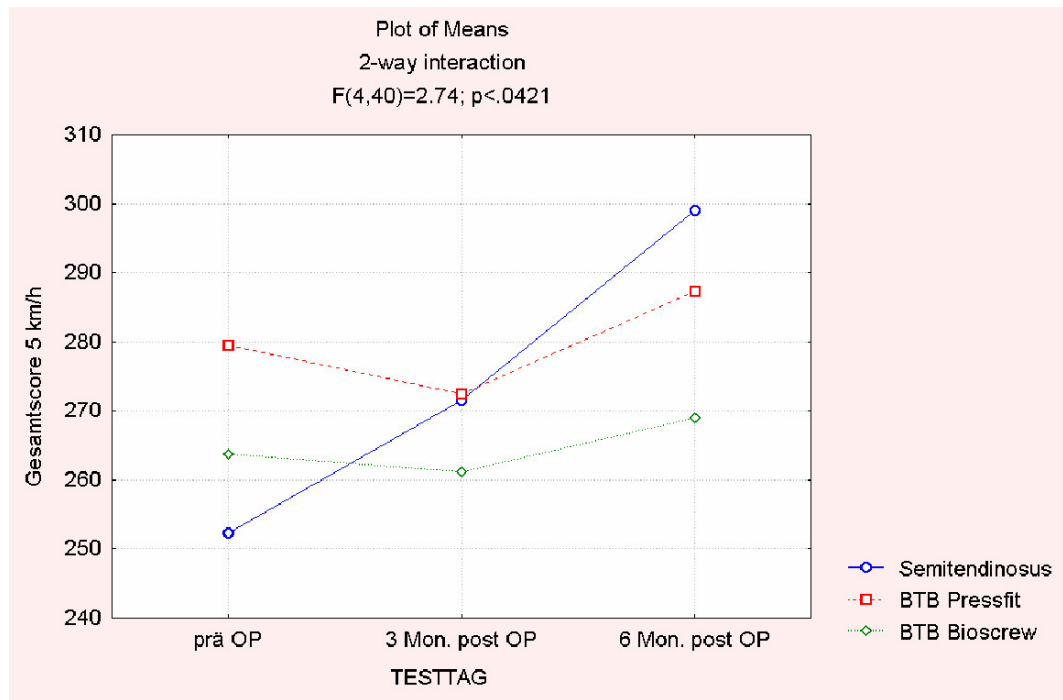
**Abb. 24:** Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Patienten bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 23).

4 km/h Gesamtscore	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	0,531	0,089	1,267	
Mittelwert	268,8± 20,5	268,7± 26,0	285,0± 23,2	0,001**
P	0,028 *	n.s.	0,038 *	

**Tab. 21:** Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine aller Patienten bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23).

Die in Abb. 24 dargestellten Ergebnisse wurden bzgl. der vorgenommenen Operationsmethoden unterteilt. In Abb. 25 sind die zeitlichen Verläufe der drei untersuchten Methoden zu sehen.





**Abb. 25:** Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Patienten bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP unter Berücksichtigung der verschiedenen Operationsmethoden (n= 23).

Die Gruppe der mit einer Semitendinosusplastik versorgten Patienten erreichte vor der Operation einen mittleren Gesamtscore bei 5 km/h Laufbandgeschwindigkeit von  $252 \pm 8,8$  Punkten. Dieser steigerte sich nach drei Monaten auf  $271,5 \pm 26,3$ , nach sechs Monaten sogar auf  $299 \pm 20$  Punkte. Bei der Pressfitgruppe fielen die Werte im Mittel von  $279,5 \pm 20,8$  (prä-OP) zunächst auf  $272,4 \pm 23,3$  (3 Monate post- OP), dann stiegen sie auf  $287,4 \pm 19$ . Die BTB-Gruppe zeigte ungefähr den gleichen zeitlichen Verlauf der Werte; von  $263,8 \pm 17,5$  (prä-OP) auf  $261,2 \pm 31,8$  (3 Monate post- OP) und schließlich auf  $269 \pm 25,2$  Punkte. Das signifikante Ergebnis der ANOVA bzgl. des Testtages konnte dies unterstützen.

5 km/h Gesamtscore	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	4,311	0,408	3,136	
Semitendinosus-Gruppe	252,3± 8,8	271,5± 26,3	299,0± 20,0	0,005**
BTB- Pressfit-Gruppe	279,5± 20,8	272,4± 23,3	287,4± 19,0	0,005**
BTB-Bioschraube-Gruppe	263,8± 17,5	261,2± 31,8	269,0± 25,2	0,030*
P	0,028 *	n.s.	0,045 *	

**Tab. 22:** Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23).

Anschließend wurden alle Patienten mit einem Transplantat der Patellarsehne zusammengefasst und der Semitendinosusgruppe gegenübergestellt (vgl. Abb.26). Wie bereits beschrieben, stiegen die Mittelwerte der Semitendinosusgruppe kontinuierlich an. Die Patienten mit einem zu implantierenden Patellarsehnen-Transplantat erreichten prä- OP Mittelwerte von  $273,4 \pm 20,6$ , nach drei Monaten  $268,1 \pm 26,6$  und nach sechs Monaten  $280,2 \pm 22,8$  Punkte. Der Post- hoc- Test ergab Signifikanzen für den Vergleich des ersten und dritten Wertes ( $p= 0,0003$ ), sowie für den Vergleich des zweiten und dritten Wertes ( $p= 0,0008$ ).

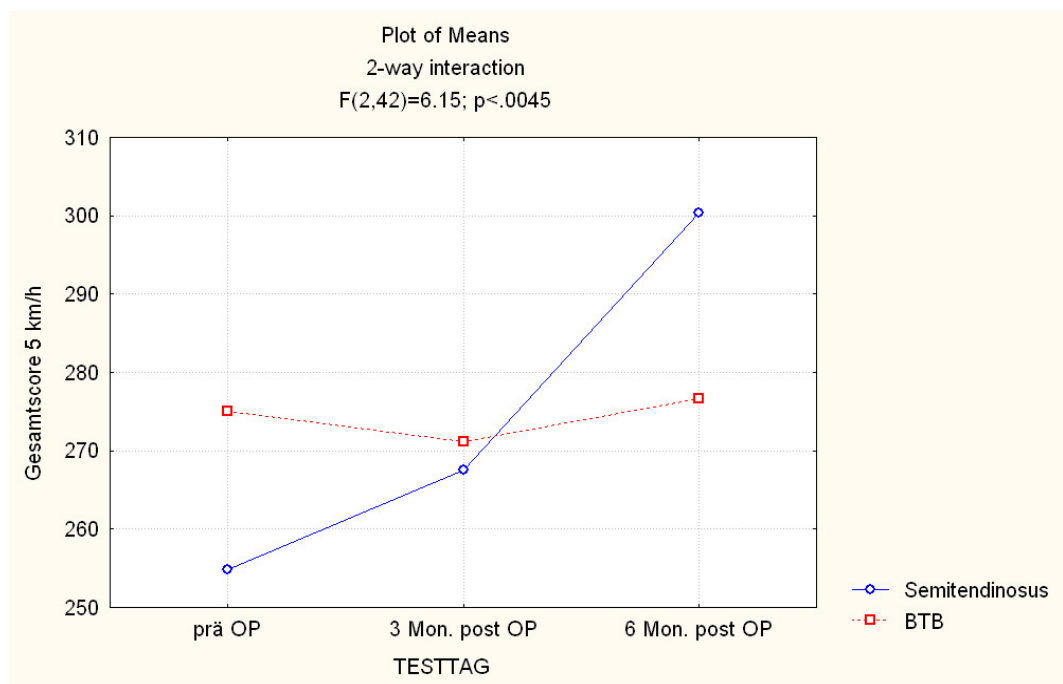


Abb. 26: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Patienten bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n= 23).

5 km/h Gesamtscore	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	3,875	0,640	4,142	
Semitendinosus-Gruppe	$252,3 \pm 8,8$	$271,5 \pm 26,3$	$299,0 \pm 20,0$	0,007*
Patellarsehnen-Gruppe	$273,4 \pm 20,6$	$268,1 \pm 26,6$	$280,2 \pm 22,8$	n.s.
P	0,039 *	n.s.	0,028 *	

Tab. 23: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantationssehnenauswahl (n=23).

Im Folgenden sind die Gesamtscores bei 5km/h Ganggeschwindigkeit des operierten bzw. nicht- operierten Beines dargestellt:

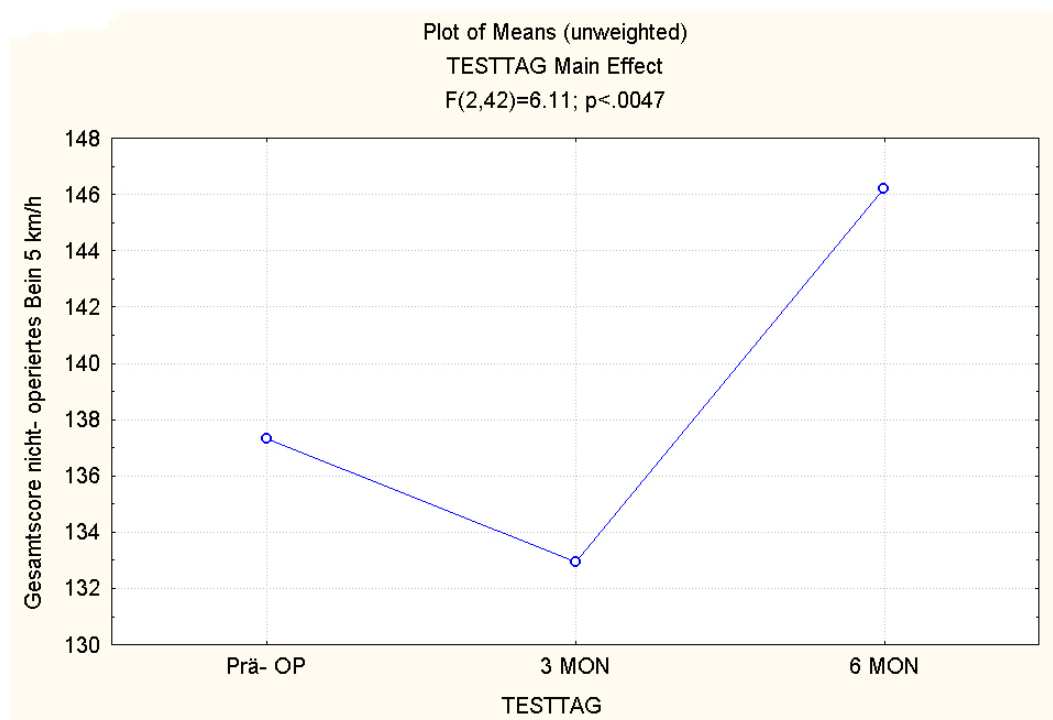


Abb. 27: Mittelwerte der Gesamtscores des nicht operierten („gesunden“) Beines aller Patienten bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge vor, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 23).

5 km/h Gesamtscore nicht- OP- Bein	Prä- OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	4,762	0,648	2,580	
Mittelwert	137,4± 14,5	132,9± 14,7	146,1± 13,8	0,005**
P	0,014**	n.s.	0,048 *	

Tab. 24: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht- OP Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23).

5 km/h Gesamtscore nicht-OP- Bein	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	2,753	5,369	0,615	
Semitendinosus-Gruppe	153,3± 148,6	125,2± 4,4	134,9± 9,8	0,004**
BTB- Pressfit-Gruppe	148,6± 9,0	145,7± 14,8	135,4± 9,0	0,003**
BTB-Bioschraube-Gruppe	137,0± 19,0	133,4± 11,1	127,7± 23,4	0,020*
P	n.s.	0,014 *	n.s.	

Tab. 25: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht- OP Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23).

Wie in Abb. 27 zu sehen, fallen die Mittelwerte des Gesamtscores (nicht- OP- Bein) bei einer Signifikanz der ANOVA bzgl. des Testzeitpunktes mit 5 km/h Ganggeschwindigkeit von  $137,5 \pm 14,5$  Punkten (prä-OP) auf  $132,9 \pm 14,7$  Punkte (3 Monate post- OP), um dann, 6 Monate post- OP, wieder auf  $146,1 \pm 13,8$  zu steigen. Der Post- hoc- Test ergab auch hier Signifikanzen für den Anstieg der Werte vom 1. zum 3. ( $p= 0,026$ ), sowie vom 2. zum 3. Testzeitpunkt ( $p= 0,004$ ).

5 km/h Gesamt-score OP- Bein	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	1,118	0,445	0,089	
Semitendinosus-Gruppe	$145,7 \pm 17,3$	$127,1 \pm 6,7$	$136,6 \pm 17,1$	n.s.
BTB- Pressfit-Gruppe	$138,8 \pm 16,8$	$133,7 \pm 14,4$	$137,0 \pm 18,3$	n.s.
BTB-Bioschraube-Gruppe	$132,0 \pm 12,5$	$130,4 \pm 14,3$	$133,5 \pm 17,7$	n.s.
P	n.s.	n.s.	n.s.	

Tab. 26: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des OP- Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23).

Auch für die Ganggeschwindigkeit 5km/h ergaben sich keine signifikanten Zusammenhänge bei der isolierten Betrachtung des Gangscores (vgl. Tab. 27, 28 und 29).

5 km/h Gang-score	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	1,171	0,902	1,040	
Semitendinosus-Gruppe	$101,3 \pm 1,3$	$104,0 \pm 2,7$	$101,2 \pm 3,5$	n.s.
BTB- Pressfit-Gruppe	$105,1 \pm 5,6$	$99,9 \pm 7,0$	$104,6 \pm 7,6$	0,005**
BTB-Bioschraube-Gruppe	$103,9 \pm 4,0$	$99,1 \pm 7,8$	$101,1 \pm 2,4$	0,028*
P	n.s.	n.s.	n.s.	

Tab. 27: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gangscores beider Beine bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23).

<b>5 km/h Gangscore OP- Seite</b>	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	0,831	0,624	0,534	
Semitendinosus-Gruppe	50,1± 2,2	51,6± 1,5	49,2± 3,3	n.s.
BTB- Pressfit-Gruppe	52,6± 4,3	51,6± 5,3	51,3± 4,9	n.s.
BTB-Bioschraube-Gruppe	52,0± 3,1	49,6± 2,3	50,2± 2,2	n.s.
P	n.s.	n.s.	n.s.	

**Tab. 28: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gangscores des OP- Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23).**

<b>5 km/h Gangscore nicht- OP- Bein</b>	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	0,413	1,746	1,045	
Semitendinosus-Gruppe	51,2± 3,3	52,4± 3,5	52,0± 2,7	n.s.
BTB- Pressfit-Gruppe	52,5± 2,3	48,3± 3,0	53,3± 4,5	0,026*
BTB-Bioschraube-Gruppe	51,9± 2,8	49,5± 5,6	50,9± 1,4	0,018*
P	n.s.	n.s.	n.s.	

**Tab. 29: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gangscores des nicht- OP- Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23).**

Abschließend für die Betrachtung des Einflusses der Operationsmethode wurden die Gesamtscores bei 5km/h Ganggeschwindigkeit aller Patienten, welche drei und sechs Monate post getestet wurden (n=40), untersucht.

Auch bei einer Ganggeschwindigkeit von 5 km/h zeigte sich in der Darstellung der Ergebnisse ein Anstieg des Gesamtscores beider Beine bez. des Testzeitpunktes (vgl. Abb. 28 und Tab.30). Die Mittelwerte stiegen von 258,1± 30 (3 Monate post- OP) auf 277,4± 25,9 nach 6 Monaten. Dies unterstützte auch die ANOVA bzgl. des Testtages.

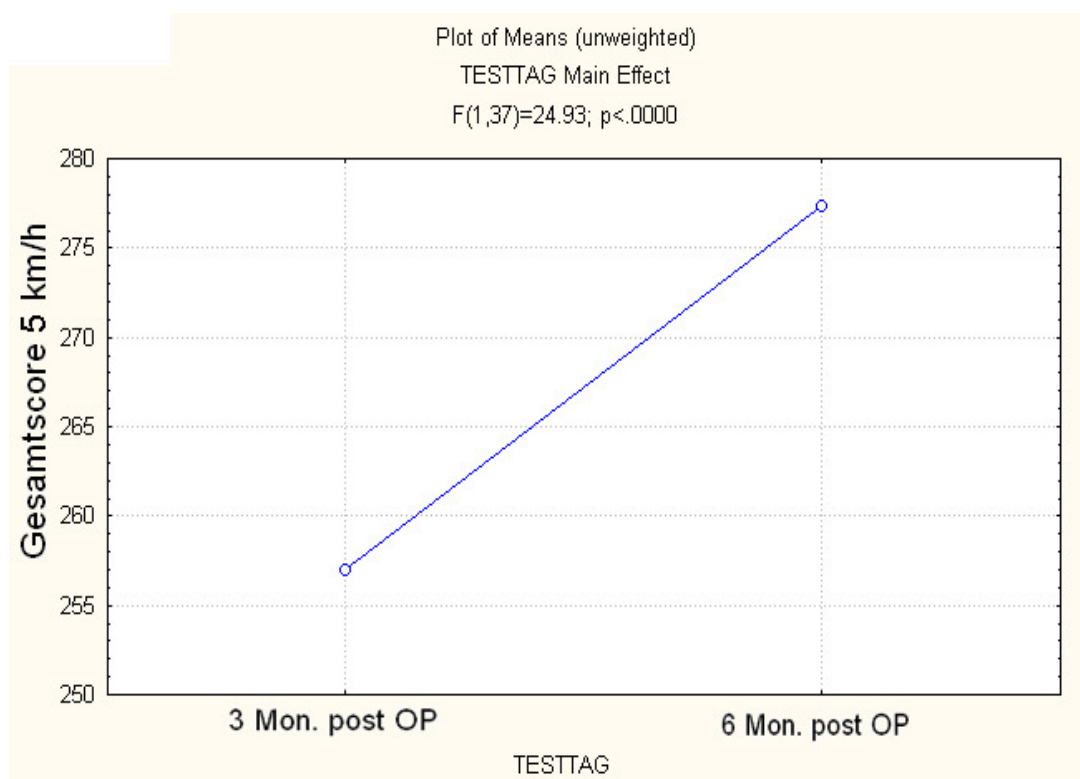


Abb. 28: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 40).

5 km/h Gesamtscore	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	0,927	2,340	
Mittelwert	257,0± 28,9	277,2± 25,0	0,000**
P	n.s.	0,035 *	

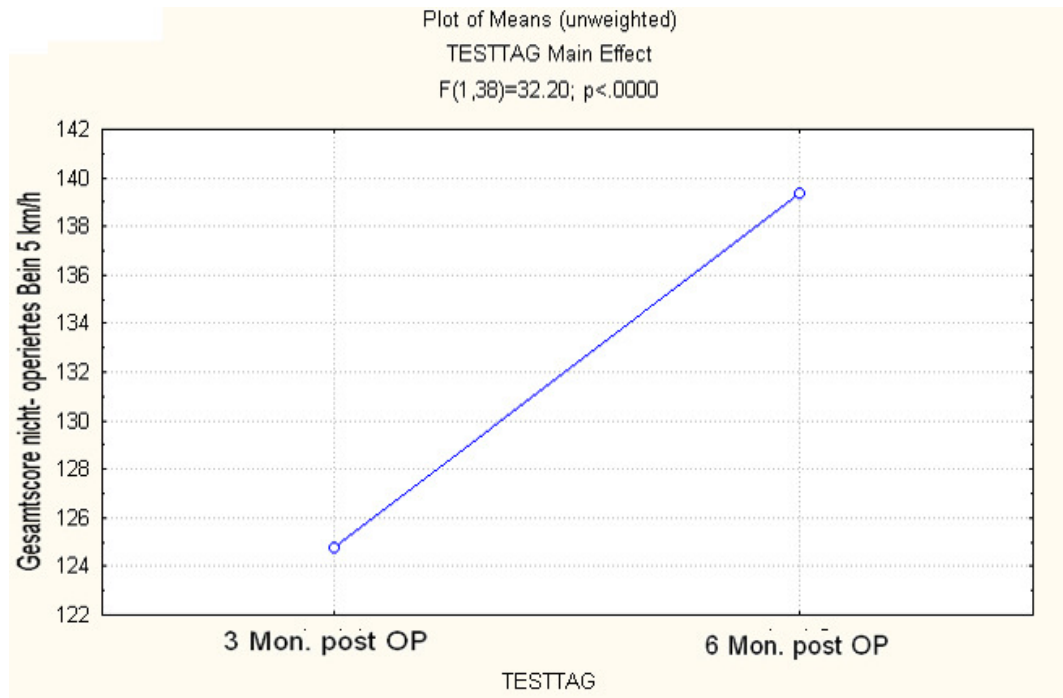
Tab. 30: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine aller Patienten bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40).

In Tab. 31 ist die Aufschlüsselung der Werte aus Abb. 28 und Tab. 20 in die drei Operationsverfahren zu sehen.

5 km/h Gesamtscore	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	1,716	0,370	
Semitendinosus-Gruppe	244,1± 26,9	273,9± 27,9	0,005**
BTB- Pressfit-Gruppe	263,9± 24,8	282,4± 16,4	0,001**
BTB-Bioschraube-Gruppe	263,0± 34,2	275,7± 31,3	n.s.
P	n.s.	n.s.	

Tab. 31: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40).

In den Abb. 29 und 30 sowie den Tab. 33, 34 und 35 wurden diese Gesamtscores für das OP- Bein und das nicht- OP- Bein dargestellt und in die verschiedenen Operationsmethoden unterteilt.



**Abb. 29:** Mittelwerte der Gesamtscores des nicht- OP- Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 40).

5 km/h Gesamtscore	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	1,487	2,541	
Mittelwert	124,9± 16,4	139,3± 14,5	0,000**
P	n.s.	0,030 *	

**Tab. 32:** Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht- OP Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit (n=23).

5 km/h Gesamt-score nicht-OP-Bein	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	0,832	0,604	
Semitendinosus-Gruppe	121,0± 14,5	138,8± 13,8	0,001**
BTB- Pressfit-Gruppe	129,6± 15,8	143,2± 10,1	0,01*
BTB-Bioschraube-Gruppe	127,8± 19,6	137,4± 17,8	0,018*
P	n.s.	n.s.	

Tab. 33: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht- OP Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40).

Beim operierten Bein zeigte sich zwischen dem 3. und 6. Monat eine Verbesserung des Scores von  $131,6 \pm 18,5$  Punkte (3 Monate post- OP) auf  $137,7 \pm 16,1$  Punkte (6 Monate post- OP) (vgl. Abb. 31). Der Score des nicht-operierten Beines verbesserte sich ebenfalls von  $126,5 \pm 17,0$  (3 Monate post- OP) auf  $139,7 \pm 14,5$  Punkte (vgl. Tab 10 und Abb. 34). Diese Beobachtungen wurden von den durchgeführten ANOVAs unterstützt.

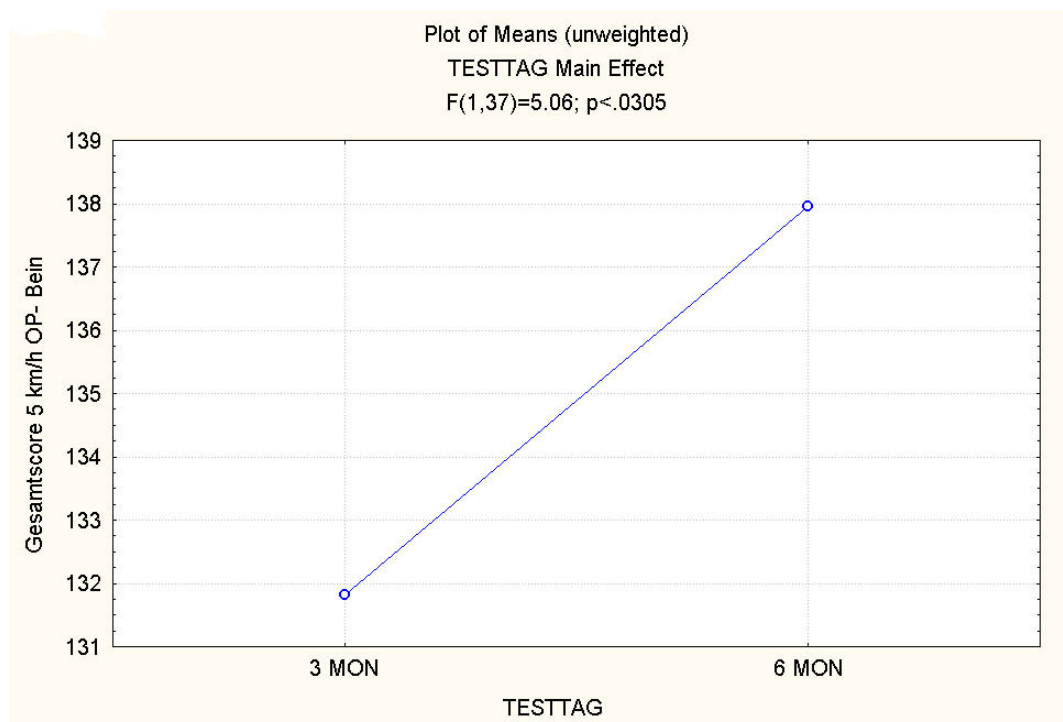


Abb. 30: Mittelwerte der Gesamtscores des operierten Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 40).



5 km/h Gesamtscore	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	0,862	0,933	
Mittelwert	131,9± 18,0	138,0± 15,9	0,031*
P	n.s.	n.s.	

**Tab. 34: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des operierten Beines aller Patienten bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit (n=40).**

5 km/h Gesamtscore OP- Bein	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	1,654	0,207	
Semitendinosus-Gruppe	123,1± 14,0	135,1± 16,2	0,045*
BTB- Pressfit-Gruppe	134,3± 18,9	139,2± 13,6	n.s.
BTB-Bioschraube-Gruppe	135,2± 20,0	138,3± 18,5	n.s.
P	n.s.	n.s.	

**Tab. 35: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des OP- Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40).**

Abschließend wurden auch hier die Patellarsehnentransplantationen zusammengefasst und der Semitendinosusgruppe gegenübergestellt (vgl. Tab 36). Auch bei 5 km/ h Ganggeschwindigkeit ergaben sich keine signifikanten Zusammenhänge bzgl. des Gangscores (vgl. Tab. 37- 39).

5 km/h Gesamtscore	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	3,517	0,274	
Semitendinosus-Gruppe	244,1± 26,9	273,9± 27,9	0,005**
Patellarsehnen-Gruppe	263,4± 29,8	278,7± 25,5	0,002**
P	n.s.	n.s.	

**Tab. 36: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantationssehnenauswahl (n=40).**

<b>5 km/h Gang-score</b>	<b>3 Monate post- OP</b>	<b>6 Monate post- OP</b>	<b>P</b>
Freiheitsgrad	0,110	0,752	
Semitendinosus-Gruppe	97,5± 10,0	96,5± 8,0	n.s.
BTB- Pressfit-Gruppe	95,8± 10,3	100,1± 10,1	0,006**
BTB-Bioschraube-Gruppe	96,0± 9,0	99,1± 3,8	n.s.
P	n.s.	n.s.	

Tab. 37: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gangscores beider Beine bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40).

<b>5 km/h Gang-score OP- Seite</b>	<b>3 Monate post- OP</b>	<b>6 Monate post- OP</b>	<b>P</b>
Freiheitsgrad	0,149	1,193	
Semitendinosus-Gruppe	49,3± 5,2	47,6± 4,9	n.s.
BTB- Pressfit-Gruppe	49,3± 6,6	50,2± 5,2	n.s.
BTB-Bioschraube-Gruppe	48,3± 4,4	49,6± 2,7	n.s.
P	n.s.	n.s.	

Tab. 38: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gangscores des OP- Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40).

<b>5 km/h Gang-score nicht- OP- Bein</b>	<b>3 Monate post- OP</b>	<b>6 Monate post- OP</b>	<b>P</b>
Freiheitsgrad	0,312	0,158	
Semitendinosus-Gruppe	48,2± 5,7	48,9± 4,9	n.s.
BTB- Pressfit-Gruppe	46,5± 4,9	49,9± 6,2	0,023*
BTB-Bioschraube-Gruppe	47,6± 5,8	49,6± 2,6	n.s.
P	n.s.	n.s.	

Tab. 39: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gangscores des nicht- OP- Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40).

Wie bereits oben erwähnt zeigten sich beim Aufsplitten des Gesamtscores in die Einzelbestandteile des Scoresheets (Gang auf dem Laufband und Kniebeugen), keine signifikanten Zusammenhänge für die jeweiligen Teilscores. Hierauf wird noch in der Diskussion eingegangen. In den Tab. 40-45 sind die Mittelwerte der Patientengruppen mit den Testtagen prä-, 3 Monate-, sowie 6 Monate- post –OP (n=23) sowie aller Patienten mit den Testtagen 3 Monate-, und 6 Monate- post –OP dargestellt.

<b>Score Kniebeuge</b>	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	0,666	0,362	0,335	
Semitendinosus-Gruppe	112,0± 4,5	107,5± 10,9	107,8± 8,0	n.s.
BTB- Pressfit-Gruppe	110,2± 6,7	111,1± 7,8	111,8± 3,7	n.s.
BTB-Bioschraube-Gruppe	108,4± 2,7	110,7± 7,9	107,9± 8,1	n.s.
P	n.s.	n.s.	n.s.	

**Tab. 40: Mittelwerte und Standardabweichungen des Kniebeugenscores beider Beine in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23).**

<b>Score Kniebeuge OP-Bein</b>	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	1,575	1,568	0,859	
Semitendinosus-Gruppe	56,0± 2,2	52,0± 5,4	54,5± 3,3	n.s.
BTB- Pressfit-Gruppe	55,2± 4,4	55,5± 4,2	56,1± 3,2	n.s.
BTB-Bioschraube-Gruppe	52,7± 2,4	56,1± 3,2	53,9± 4,5	n.s.
P	n.s.	n.s.	n.s.	

**Tab. 41: Mittelwerte und Standardabweichungen des Kniebeugenscores des OP- Beines in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23).**

<b>Score Kniebeuge nicht-OP- Bein</b>	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	0,221	0,099	0,604	
Semitendinosus-Gruppe	56,0± 2,2	55,5± 6,0	53,3± 6,7	n.s.
BTB- Pressfit-Gruppe	55,0± 3,0	55,7± 4,9	55,7± 3,6	n.s.
BTB-Bioschraube-Gruppe	55,7± 3,0	54,6± 4,2	53,9± 4,0	n.s.
P	n.s.	n.s.	n.s.	

**Tab. 42: Mittelwerte und Standardabweichungen des Kniebeugenscores des nicht- OP- Beines in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23).**

<b>Score Kniebeuge</b>	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	1,901	19,29	
Semitendinosus-Gruppe	103,6± 9,1	105,1± 8,6	n.s.
BTB- Pressfit-Gruppe	109,2± 7,6	110,8± 5,5	n.s.
BTB-Bioschraube-Gruppe	108,9± 7,1	107,2± 7,3	n.s.
P	n.s.	n.s.	

**Tab. 43: Mittelwerte und Standardabweichungen des Kniebeugenscores beider Beine in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40).**

<b>Score Kniebeuge OP-Bein</b>	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	1,854	1.097	
Semitendinosus-Gruppe	52,1± 4,0	53,4± 3,6	n.s.
BTB- Pressfit-Gruppe	53,8± 4,6	55,6± 3,7	n.s.
BTB-Bioschraube-Gruppe	55,0± 3,2	54,1± 3,9	n.s.
P	n.s.	n.s.	

**Tab. 44: Mittelwerte und Standardabweichungen des Kniebeugenscores des OP- Beines in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40).**

<b>Score Kniebeuge nicht-OP-Bein</b>	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	1,851	1,743	
Semitendinosus-Gruppe	51,6± 6,0	51,7± 6,2	n.s.
BTB- Pressfit-Gruppe	55,4± 4,2	55,2± 3,8	n.s.
BTB-Bioschraube-Gruppe	53,9± 4,5	53,1± 3,9	n.s.
P	n.s.	n.s.	

**Tab. 45: Mittelwerte und Standardabweichungen des Kniebeugenscores des nicht- OP- Beines in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40).**

## **Zusammenfassung der wichtigsten Teilergebnisse dieses Kapitels**

Bei der Betrachtung der Ergebnisse dieses Kapitels zeigt sich der interessante Trend der Scoreverminderung (im Sinne einer Verschlechterung der Kniegelenkmechanik) des nicht- operierten („gesunden“) Beines 3 Monate post- OP. Das operierte Bein hingegen zeigt keine Verschlechterung des Scores, sondern sogar einen kleinen Zugewinn. Im Gesamtscore ergänzen sich die Werte beider Beine zu einem Wert, der ungefähr auf dem Niveau des prä- OP- Scores liegt. Erst sechs Monate post- OP steigen die Scores beider Beine deutlich über den Ausgangswert an.

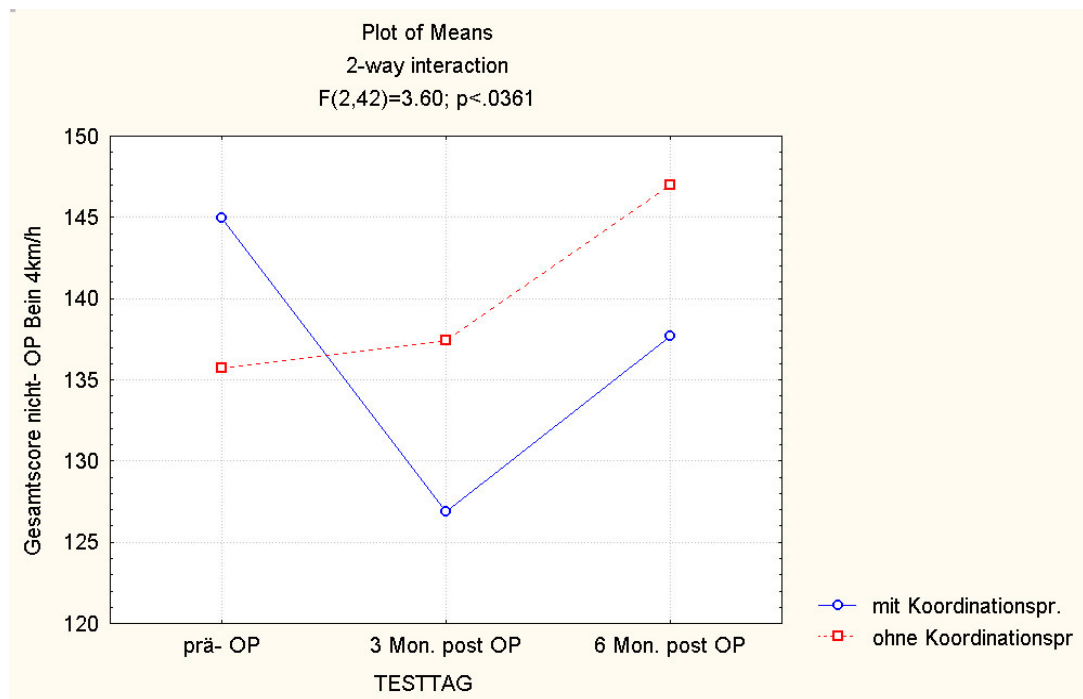
Die Unterscheidung der verschiedenen Operationsmethoden zeigt zunächst einen größeren Scoreanstieg der Semitendinosus- Gruppe von einem sehr niedrigen Ausgangsniveau zu den Testzeitpunkten 3 und 6 Monate post- OP. Die größere Patientengruppe, welche drei und sechs Monate post- OP getestet wurde, zeigt wiederum einen höheren Anstieg der Semitendinosus- Gruppe von 3 auf 6 Monate, allerdings ausgehend von einem niedrigeren Score, so dass sich beide Gruppen nach sechs Monaten bei vergleichbaren Werten treffen.

## **4.2 Ergebnisse bzgl. des Einflussfaktors „Koordinations- training“**

Im Folgenden werden die Ergebnisse bzgl. der Durchführung eines Koordinationstrainings zwischen der 12. und 24. postoperativen Woche dargestellt, um Zusammenhänge der Ergebnisse für 4km/h Laufbandgeschwindigkeit bei drei Testzeitpunkten (n= 40) aufzudecken.

Bei der Entwicklung der Gesamtscores im Verlauf der Messzeitpunkte bei 4km/h Ganggeschwindigkeit konnte ein Anstieg beim nicht- operierten Bein unabhängig

von einem zwischen dem 2. und 3. Messzeitpunkt durchgeführten Koordinationstraining festgestellt werden. Die ANOVA für den Testtag bestätigte dies. Wie in Abb. 31 zu erkennen, stieg dieser Score zwischen drittem und sechstem Monat post- OP bei der Koordinationsgruppe von  $126,9 \pm 11,5$  auf  $137,7 \pm 18,2$  Punkte (prä- OP  $144,9 \pm 13,8$ ), bei der Nicht- Koordinationsgruppe von  $137,4 \pm 14,0$  auf  $147 \pm 10,1$  Punkte (prä- OP  $135,7 \pm 16,7$ ) ( $p = 0,026$ ). Das durchgeführte Koordinationsprogramm konnte hier für das nicht- operierte Bein eine minimale Differenz im Scoreanstieg beim Vergleich zu den Patienten ohne Koordinationsprogramm bewirken (vgl. Abb. 31 und Tab. 46). Nur leicht veränderte Ergebnisse konnten bei einer Ganggeschwindigkeit von 5 km/h gezeigt werden (vgl. Abb. 32).



**Abb. 31:** Mittelwerte der Gesamtscores des nicht- operierten Beines aller Patienten mit bzw. ohne durchgeführtes Koordinationsprogramm bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 23).

<b>4 km/h Gesamtscore nicht- OP- Bein</b>	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	3,404	6,431	5,238	
Mit Koordinations- übungen	144,9± 13,8	126,9± 11,5	137,7± 18,2	0,015*
Ohne Koordina- tionsübungen	135,7± 16,9	137,4± 13,9	147,0± 10,1	0,019*
P	n.s.	0,015*	0,027*	

**Abb. 46:** Mittelwerte der Gesamtscores des nicht- operierten Beines aller Patienten mit bzw. ohne durchgeführtes Koordinationsprogramm bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 23).

Die Ergebnisse der Scores beider Beine bzw. des OP- Beines lieferten bzgl. der ANOVA des Testtages keine Signifikanzen. Die einzelnen Werte sind in Tab. 47 und 48 zu sehen.

<b>4 km/h Gesamtscore</b>	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	0,046	6,037	7,027	
Mit Koordinations- übungen	272,5± 17,0	254,1± 16,6	266,2± 24,3	n.s.
Ohne Koordina- tionsübungen	269,9± 30,0	277,5± 22,5	288,7± 15,9	0,023*
P	n.s.	0,023*	0,015*	

**Abb. 47:** Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Patienten mit bzw. ohne durchgeführtes Koordinationsprogramm bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 23).

<b>4 km/h Gesamt- score OP- Bein</b>	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	0,771	3,567	4,878	
Mit Koordinations- übungen	127,6± 12,3	127,6± 10,1	128,5± 15,2	n.s.
Ohne Koordina- tionsübungen	134,1± 17,9	140,1± 16,5	141,7± 12,3	n.s.
P	0,038*	n.s.	n.s.	

**Abb. 48:** Mittelwerte der Gesamtscores des operierten Beines aller Patienten mit bzw. ohne durchgeführtes Koordinationsprogramm bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 23).

In Abb. 49- 51 sind die Ergebnisse für die Gruppe aller Patienten dargestellt, die an den Testterminen 3 und 6 Monate post- OP teilnahmen (n= 40). Bzgl. der ANOVA des Testtages gab es für die Laufbandgeschwindigkeit 4 km/h keine Signifikanzen für den Gesamtscore oder die Teilscores der beiden Beine. Einzelne Gruppenvergleiche zeigten signifikante Tendenzen, Signifikanzen der ANOVA konnten jedoch auch bei der Laufbandgeschwindigkeit 5 km/h nicht gezeigt werden (vgl. Abb. 32 und Tab. 55- 57).

<b>4 km/h Gesamtscore</b>	<b>3 Monate post- OP</b>	<b>6 Monate post- OP</b>	<b>P</b>
Freiheitsgrad	1,279	0,377	
Mit Koordinationsübungen	253,0± 26,8	273,3± 26,0	0,005**
Ohne Koordinationsübungen	263,6± 28,4	278,6± 25,0	0,011*
P	n.s.	n.s.	

**Abb. 49:** Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Patienten mit bzw. ohne durchgeführtes Koordinationsprogramm bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 40).

<b>4 km/h Gesamtscore OP- Bein</b>	<b>3 Monate post- OP</b>	<b>6 Monate post- OP</b>	<b>P</b>
Freiheitsgrad	1,351	0,206	
Mit Koordinationsübungen	127,9± 17,1	136,5± 17,6	n.s.
Ohne Koordinationsübungen	134,9± 18,0	138,8± 14,0	n.s.
P	n.s.	n.s.	

**Abb. 50:** Mittelwerte der Gesamtscores des operierten Beines aller Patienten mit bzw. ohne durchgeführtes Koordinationsprogramm bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 40).

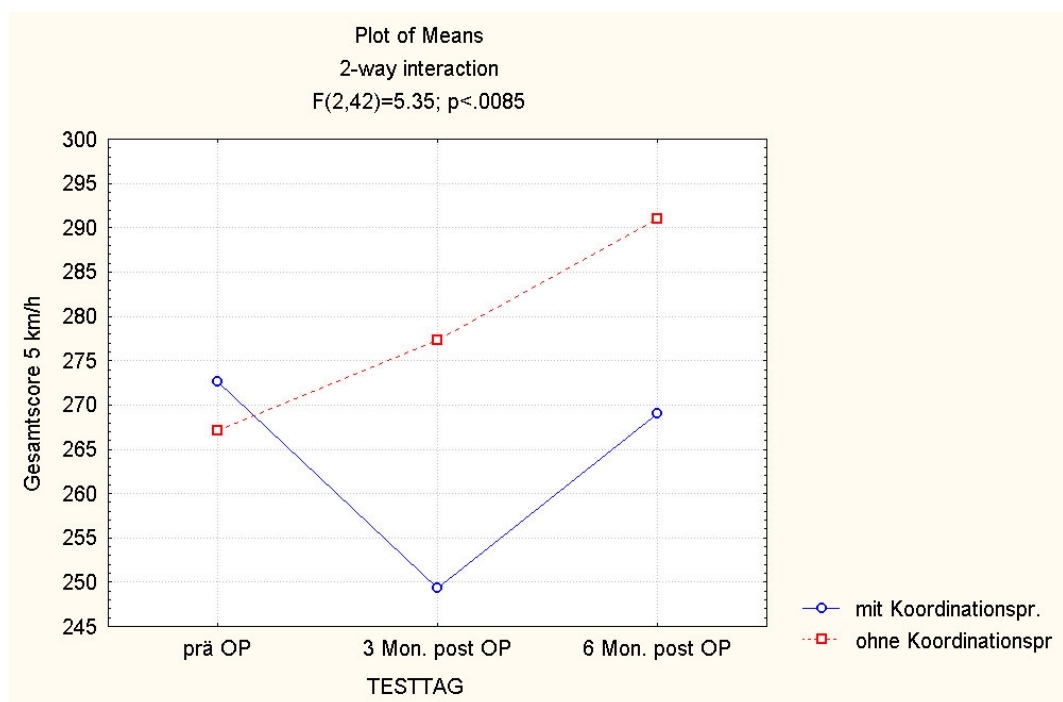
<b>4 km/h Gesamtscore nicht- OP- Bein</b>	<b>3 Monate post- OP</b>	<b>6 Monate post- OP</b>	<b>P</b>
Freiheitsgrad	0,468	0,347	
Mit Koordinationsübungen	125,0± 13,6	136,8± 15,0	0,015*
Ohne Koordinationsübungen	128,7± 17,1	139,7± 14,5	0,001**
P	n.s.	n.s.	

**Abb. 51:** Mittelwerte der Gesamtscores des nicht- operierten Beines aller Patienten mit bzw. ohne durchgeführtes Koordinationsprogramm bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 40).



In Abb. 32 wurde ebenfalls der Einfluss des zwischen dem 3. und 6. postoperativen Monat durchgeführten Koordinationsprogrammes bei 5 km/h Laufbandgeschwindigkeit untersucht. Die entsprechenden Werte veränderten sich bei der Gruppe, die kein zusätzliches Übungsprogramm durchführte, von  $267,1 \pm 21,9$  (prä- OP) auf  $277,3 \pm 24,9$  (3 Monate post- OP) und schließlich auf  $291 \pm 19,4$  Punkte (6 Monate post- OP). Bei der Koordinationsgruppe lagen die Mittelwerte prä- OP bei  $272,6 \pm 17,7$ , nach 3 Monaten post- OP bei  $249,4 \pm 17,0$  und schließlich nach dem Zeitraum des durchgeführten Trainings bei  $269 \pm 25,1$  Punkten. Der Anstieg des Gesamtscores zwischen dem 3. und 6. postoperativen Monat war bei der Koordinationsgruppe leicht höher, wobei diese nach drei Monaten auf einem sehr niedrigen Niveau startete. Der Post- hoc- Test ergab eine Signifikanz des Anstieges vom 2. zum 3. Testzeitpunkt ( $p=0,001$ ).

Die Ergebnisse des Einzelscores von operiertem/ nicht operiertem Bein zeigten keine Signifikanzen bzgl. des ANOVA für den Testtag. Die einzelnen Werte sind in Tab. 53 und 54 zu sehen.



**Abb. 32:** Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine der Patienten mit bzw. ohne durchgeführtem Koordinationsprogramm bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 23).

<b>5 km/h Gesamtscore</b>	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	0,333	7,241	5,229	
Mit Koordinationsübungen	272,6± 17,7	249,4± 17,0	269,0± 25,1	n.s.
Ohne Koordinationsübungen	267,1± 21,9	277,3± 24,9	291,0± 19,5	0,002**
P	n.s.	0,014*	0,033*	

Abb. 52: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Patienten mit bzw. ohne durchgeführtes Koordinationsprogramm bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 23).

<b>5 km/h Gesamtscore OP- Bein</b>	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	0,674	4,152	4,799	
Mit Koordinationsübungen	127,9± 13,1	125,6± 10,4	128,1± 15,4	n.s.
Ohne Koordinationsübungen	132,8± 12,9	140,4± 17,8	142,7± 14,3	0,029*
P	n.s.	n.s.	0,040*	

Abb. 53: Mittelwerte der Gesamtscores des operierten Beines aller Patienten mit bzw. ohne durchgeführtes Koordinationsprogramm bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 23).

<b>5 km/h Gesamtscore nicht-OP- Bein</b>	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	2,586	4,529	1,472	
Mit Koordinationsübungen	144,9± 13,5	267,5± 25,6	300,4± 16,6	n.s.
Ohne Koordinationsübungen	284,8± 28,9	267,0± 22,3	281,5± 13,2	0,002**
P	n.s.	0,045*	n.s.	

Abb. 54: Mittelwerte der Gesamtscores des nicht- operierten Beines aller Patienten mit bzw. ohne durchgeführtes Koordinationsprogramm bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 23).

Wie bereits bei der Ganggeschwindigkeit von 4km/h zu sehen (s.o.), so konnten auch bei 5km/h keine Signifikanzen für die ANOVA des Testtages bzgl. des Koordinationstrainings dargestellt werden. Die Werte sind in den Tab. 55, 56 und 57 zu sehen.

<b>5 km/h Gesamtscore</b>	<b>3 Monate post- OP</b>	<b>6 Monate post- OP</b>	<b>P</b>
Freiheitsgrad	1,360	0,416	
Mit Koordinationsübungen	250,2± 26,7	273,5± 27,1	0,002**
Ohne Koordinationsübungen	261,9± 32,1	279,2± 25,6	0,004**
<b>P</b>	n.s.	n.s.	

**Abb. 55:** Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Patienten mit bzw. ohne durchgeführtes Koordinationsprogramm bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 40).

<b>5 km/h Gesamtscore OP- Bein</b>	<b>3 Monate post- OP</b>	<b>6 Monate post- OP</b>	<b>P</b>
Freiheitsgrad	1,371	0,155	
Mit Koordinationsübungen	126,7± 15,8	136,3± 18,2	0,049*
Ohne Koordinationsübungen	134,0± 19,5	138,4± 15,2	n.s.
<b>P</b>	n.s.	n.s.	

**Abb. 56:** Mittelwerte der Gesamtscores des operierten Beines aller Patienten mit bzw. ohne durchgeführtes Koordinationsprogramm bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 40).

<b>5 km/h Gesamtscore nicht OP- Bein</b>	<b>3 Monate post- OP</b>	<b>6 Monate post- OP</b>	<b>P</b>
Freiheitsgrad	0,601	0,521	
Mit Koordinationsübungen	123,5± 14,7	137,3± 15,7	0,005**
Ohne Koordinationsübungen	127,9± 18,1	140,8± 14,0	0,005**
<b>P</b>	n.s.	n.s.	

**Abb. 57:** Mittelwerte der Gesamtscores des nicht- operierten Beines aller Patienten mit bzw. ohne durchgeführtes Koordinationsprogramm bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 40).

## Zusammenfassung der wichtigsten Teilergebnisse dieses Kapitels

Der Vergleich der beiden Gruppen, welche zwischen dem dritten und sechsten postoperativen Monat ein (bzw. kein) zusätzliches 12-wöchiges Koordinationstraining durchführten zeigte keine großen Unterschiede. Der Scoreanstieg war bei der Trainingsgruppe minimal höher.

### 4.3 Ergebnisse bzgl. des Einflussfaktors „zeitliches Intervall zwischen Trauma und OP“

Auch bei der Darstellung der Ergebnisse unter Berücksichtigung des Faktors „zeitliches Intervall zwischen Trauma und Operation“ beginnt die Darstellung mit den Zusammenhängen bei drei Testterminen (n= 23) und einer Laufbandgeschwindigkeit von 4 km/h. Bzgl. der ANOVA des Testtages ergaben sich hier keine signifikanten Zusammenhänge. Die Mittelwerte und Gruppenvergleiche der Gesamtscores beider Beine sowie der einzelnen Beine sind in den Tab. 58, 59 und 60 dargestellt.

<b>4 km/h Gesamt-score</b>	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	0,614	1,259	0,032	
OP nach < 6 Wochen	267,1± 31,7	267,4± 24,3	280,0± 34,9	n.s.
OP nach 6-12 Wochen	260,6± 12,6	265,2± 14,4	283,4± 8,6	n.s.
OP nach 12-26 Wochen	278,0± 37,0	285,8± 15,3	282,7± 8,1	n.s.
OP nach > 26 Wochen	277,4± 24,9	263,0± 33,8	280,3± 21,1	n.s.
P	n.s.	n.s.	n.s.	

**Tab. 58: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit des Zeitintervalles Verletzung- Operation (n=23).**

<b>4 km/h Gesamt-score OP- Bein</b>	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	1,652	1,429	0,542	

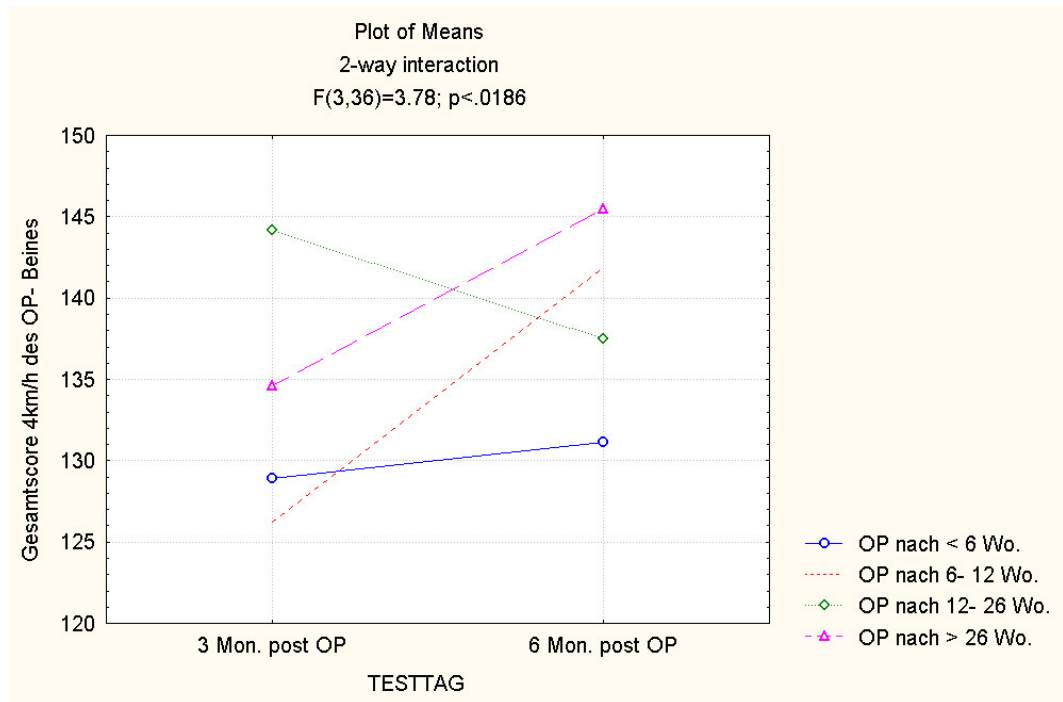
OP nach < 6 Wochen	125,1± 12,9	130,8± 15,1	141,0± 23,0	n.s.
OP nach 6-12 Wochen	124,4± 9,3	132,9± 10,9	132,2± 11,0	n.s.
OP nach 12-26 Wochen	137,3± 24,5	147,3± 14,1	137,9± 8,4	n.s.
OP nach > 26 Wochen	140,8± 11,7	132,6± 20,4	141,7± 16,4	n.s.
P	n.s.	n.s.	n.s.	

**Tab. 59: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des OP-Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit des Zeitintervalles Verletzung- Operation (n=23).**

4 km/h Gesamtscore nicht OP-Bein	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	0,148	0,386	1,247	
OP nach < 6 Wochen	142,0± 24,1	136,6± 19,8	139,0± 15,4	n.s.
OP nach 6-12 Wochen	136,3± 10,4	132,4± 6,1	151,3± 6,6	0,029*
OP nach 12-26 Wochen	140,7± 18,2	138,5± 15,6	144,8± 13,6	n.s.
OP nach > 26 Wochen	136,7± 17,8	130,4± 16,7	138,7± 16,6	n.s.
P	n.s.	n.s.	n.s.	

**Tab. 60: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht operierten Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit des Zeitintervalles Verletzung- Operation (n=23).**

Bei den Ergebnissen aller Patienten (n=40) 3 und 6 Monate post- OP gab es eine Signifikanz der ANOVA bzgl. des Testtages (vgl. Abb. 32) unter Berücksichtigung des zeitlichen Abstandes zwischen Verletzung des vorderen Kreuzbandes und Operationszeitpunkt bei 4km/h Laufbandgeschwindigkeit. Wie in Abb. 31 zu erkennen, gab es unterschiedliche Verläufe des Scorewertes der operierten Extremität. Der Übersichtlichkeit halber sind die Zahlenwerte in Tab. 8 zusammengefasst. Mit Ausnahme eines kleinen Unterschiedes der Gruppe „OP 6-12 Wochen nach Verletzung“ spiegelten die Ausgangswerte 3 Monate post- OP die Rangfolge des Operationszeitpunktes wider. Je länger der zeitliche Abstand der OP zur Verletzung, desto höher die Scorezahl. Dieser Trend setzte sich auch 6 Monate post- OP mit Ausnahme der Gruppe „OP- nach >26 Wochen nach Verletzung“ fort.



**Abb. 33:** Mittelwerte der Gesamtscores des operierten Beines aller Patienten bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP in Abhängigkeit des zeitlichen Intervalls zwischen Verletzung und operativem Ersatz des vorderen Kreuzbandes (n= 40).

4 km/h Gesamt-score OP- Bein	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	,548	0,425	
OP nach < 6 Wochen	128,9± 15,9	131,3± 19,9	0,041*
OP nach 6-12 Wochen	126,2± 14,2	141,5± 14,4	0,007**
OP nach 12-26 Wochen	149,3± 20,5	137,5± 9,4	n.s.
OP nach > 26 Wochen	134,7± 20,6	145,4± 17,8	n.s.
P	n.s.	0,045*.	

**Tab. 61:** Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des OP-Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit des Zeitintervalles Verletzung- Operation (n=40).

Für das nicht- operierte Bein sowie für beide Beine ergab sich keine Signifikanz bzgl. der ANOVA des Testtages. Die Werte sind in den Tab. 62 und 63 zu sehen.

<b>4 km/h Gesamt-score</b>	<b>3 Monate post- OP</b>	<b>6 Monate post- OP</b>	<b>P</b>
Freiheitsgrad	0,604	,909	
OP nach < 6 Wochen	268,5± 22,6	272,1± 32,2	n.s.
OP nach 6-12 Wochen	252,6± 26,0	284,9± 22,1	0,015*
OP nach 12-26 Wochen	278,3± 29,0	278,5± 16,6	n.s.
OP nach > 26 Wochen	258,7± 34,0	275,3± 29,8	n.s.
P	n.s.	n.s.	

**Tab. 62: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit des Zeitintervalles Verletzung- Operation (n=40).**

<b>4 km/h Gesamt-score nicht OP-Bein</b>	<b>3 Monate post- OP</b>	<b>6 Monate post- OP</b>	<b>P</b>
Freiheitsgrad	0,367	1,878	
OP nach < 6 Wochen	139,6± 19,9	140,8± 14,6	n.s.
OP nach 6-12 Wochen	126,4± 13,7	143,4± 12,7	0,002**
OP nach 12-26 Wochen	129,0± 15,9	141,0± 14,7	0,024*
OP nach > 26 Wochen	124,0± 16,4	129,9± 14,4	n.s.
P	n.s.	n.s.	

**Tab. 63: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht operierten Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit des Zeitintervalles Verletzung- Operation (n=40).**

Nun folgt die Darstellung der Zusammenhänge der Ergebnisse bei drei Testterminen (n= 23) und einer Laufbandgeschwindigkeit von 5 km/h. Bzgl. der ANOVA des Testtages ergaben sich hier keine signifikanten Zusammenhänge. Die Mittelwerte und Gruppenvergleiche der Gesamtscores beider Beine sowie der einzelnen Beine sind in den Tab. 64, 65 und 66 dargestellt.

<b>5 km/h Gesamt-score</b>	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	1,121	1,171	0,124	
OP nach < 6 Wochen	267,9± 28,0	260,3± 28,0	282,3± 38,7	n.s.
OP nach 6-12 Wochen	259,3± 18,2	265,8± 18,2	282,6± 5,9	0,046*
OP nach 12-26 Wochen	269,3± 17,6	285,3± 21,4	289,6± 19,6	n.s.
OP nach > 26 Wochen	280,0± 10,6	261,5± 34,3	282,3± 31,6	n.s.
P	n.s.	n.s.	n.s.	

**Tab. 64: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit des Zeitintervalles Verletzung- Operation (n=23).**

<b>5 km/h Gesamt-score OP- Bein</b>	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	2,670	1,323	0,962	
OP nach < 6 Wochen	127,0± 8,2	129,8± 13,4	140,8± 23,1	n.s.
OP nach 6-12 Wochen	123,1± 8,4	133,4± 12,9	129,8± 11,9	n.s.
OP nach 12-26 Wochen	135,1± 12,5	147,4± 16,0	142,5± 13,4	n.s.
OP nach > 26 Wochen	139,9± 12,9	131,3± 22,5	131,3± 22,5	n.s.
P	n.s.	n.s.	n.s.	

**Tab. 65: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des OP-Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit des Intervalles Verletzung- Operation (n=23).**

<b>5 km/h Gesamt-score nicht OP- Bein</b>	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	0,228	0,308	1,089	
OP nach < 6 Wochen	140,8± 23,4	130,5± 19,3	141,6± 17,8	n.s.
OP nach 6-12 Wochen	136,2± 9,8	132,4± 7,4	152,9± 8,4	0,022*
OP nach 12-26 Wochen	134,2± 10,9	137,9± 19,5	147,1± 14,4	n.s.
OP nach > 26 Wochen	140,1± 14,5	130,2± 15,3	140,2± 15,3	n.s.
P	n.s.	n.s.	n.s.	

**Tab. 66: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht operierten Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit des Zeitintervalles Verletzung- Operation (n=23).**



Auch bei den Ergebnissen aller Patienten (n=40) zeigten sich bzgl. der ANOVA des Testtages keine Signifikanzen. In den Tab. 67- 69 sind die einzelnen Werte der Gruppen zu sehen.

<b>5 km/h Gesamt-score</b>	<b>3 Monate post- OP</b>	<b>6 Monate post- OP</b>	<b>P</b>
Freiheitsgrad	0,913	0,462	
OP nach < 6 Wochen	283,4± 35,2	262,9± 24,5	0,021*
OP nach 6-12 Wochen	279,0± 20,2	254,2± 26,5	0,022*
OP nach 12-26 Wochen	281,7± 17,8	264,6± 32,0	n.s.
OP nach > 26 Wochen	265,9± 30,5	250,7± 37,0	n.s.
P	n.s.	n.s.	

**Tab. 67: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit des Zeitintervalles Verletzung- Operation (n=40).**

<b>5 km/h Gesamt-score OP- Bein</b>	<b>3 Monate post- OP</b>	<b>6 Monate post- OP</b>	<b>P</b>
Freiheitsgrad	0,440	0,353	
OP nach < 6 Wochen	141,3± 21,8	135,4± 15,8	n.s.
OP nach 6-12 Wochen	134,4± 14,6	128,4± 15,9	n.s.
OP nach 12-26 Wochen	140,5± 10,5	134,4± 21,5	n.s.
OP nach > 26 Wochen	135,6± 18,8	129,0± 21,2	n.s.
P	n.s.	n.s.	

**Tab. 68: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des OP-Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit des Zeitintervalles Verletzung- Operation (n=40).**

<b>5 km/h Gesamt-score nicht OP- Bein</b>	<b>3 Monate post- OP</b>	<b>6 Monate post- OP</b>	<b>P</b>
Freiheitsgrad	2,121	0,421	
OP nach < 6 Wochen	142,3± 15,8	127,5± 20,2	0,018*
OP nach 6-12 Wochen	144,7± 12,0	126,5± 13,1	0,002*
OP nach 12-26 Wochen	141,2± 14,1	130,1± 18,2	n.s.
OP nach > 26 Wochen	130,4± 14,0	121,7± 18,5	n.s.
P	n.s.	n.s.	

**Tab. 69: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht operierten Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit des Zeitintervalles Verletzung- Operation (n=40).**

## Zusammenfassung der wichtigsten Teilergebnisse dieses Kapitels

Je größer der zeitliche Abstand zur Verletzung, desto größer war der Scoreunterschied des operierten Beines zwischen dem dritten und sechsten Monat. Bei der Teilgruppe „OP nach 6-12 Wochen“ verschlechterten sich die Werte, bei allen anderen Gruppen war der Scorezugewinn umso größer, je näher die Operation am Verletzungszeitpunkt lag.

### 4.4 Ergebnisse bzgl. des Einflussfaktors „Anzahl der Therapie- Einheiten (EAP)“

Wie bereits in Kap. 3.1.3 beschrieben, konnte die bei den Patienten durchgeführte Therapie inhaltlich vereinheitlicht werden. Die Anzahl der verordneten und von den Kassen bewilligten EAP- Einheiten variierte jedoch bei den Patienten.

Die Darstellung der Ergebnisse unter Berücksichtigung der Anzahl der durchgeführten EAP- Einheiten beginnt mit den Zusammenhängen aller Patienten mit drei Testterminen (n= 23) und einer Laufbandgeschwindigkeit von 4 km/h. Bzgl. der ANOVA des Testtages ergaben sich hier keine signifikanten Zusammenhänge. Die Mittelwerte und Gruppenvergleiche der Gesamtscores beider Beine sowie der einzelnen Beine sind in den Tab. 70, 71 und 72 dargestellt.

<b>4 km/h Gesamt-score</b>	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	0,635	1,274	0,750	
Keine EAP	281,1± 17,0	269,4± 24,1	269,5± 34,0	n.s.
10 EAP- Einheiten	261,7± 24,8	260,3± 28,1	283,1± 19,5	0,026*
20 EAP- Einheiten	276,2± 32,6	273,8± 18,2	288,4± 17,6	n.s.
30 EAP- Einheiten	266,0± 24,9	289,3± 11,9	277,2± 15,0	n.s.
P	n.s.	n.s.	n.s.	

**Tab. 70: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Anzahl der durchgeführten EAP-Einheiten (n=23).**

<b>4 km/h Gesamtscore OP-Bein</b>	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	0,692	0,137	0,856	
Keine EAP	137,5± 2,9	138,0± 7,1	133,5± 16,7	n.s.
10 EAP- Einheiten	125,4± 19,3	133,1± 17,4	142,9± 10,5	n.s.
20 EAP- Einheiten	135,5± 19,6	137,9± 15,3	137,9± 16,9	n.s.
30 EAP- Einheiten	134,0± 7,5	137,2± 16,9	128,7± 13,3	n.s.
P	n.s.	n.s.	n.s.	

**Tab. 71: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des OP-Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Anzahl der durchgeführten EAP-Einheiten (n=23).**

<b>4 km/h Gesamtscore nicht- OP- Bein</b>	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	0,362	3,166	1,566	
Keine EAP	143,6± 15,3	131,4± 17,2	136,0± 19,4	n.s.
10 EAP- Einheiten	136,3± 16,9	127,1± 12,4	140,2± 10,7	n.s.
20 EAP- Einheiten	140,7± 17,0	135,9± 4,2	150,6± 7,9	n.s.
30 EAP- Einheiten	132,0± 19,1	152,2± 18,1	148,5± 19,7	n.s.
P	n.s.	0,048*	n.s.	

**Tab. 72: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht- OP- Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Anzahl der durchgeführten EAP-Einheiten (n=23).**

Auch die Ergebnisse der 40 Patienten zu den Testterminen 3 und 6 Monate lieferten keine Signifikanzen der ANOVA bzgl. des Testtages. Die Mittelwerte und Gruppenvergleiche der Gesamtscores beider Beine sowie der einzelnen Beine sind in den Tab. 73- 75 dargestellt.

<b>4 km/h Gesamtscore</b>	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	3,842	1,760	
Keine EAP	249,7± 24,4	265,0± 23,8	0,025*
10 EAP- Einheiten	254,7± 31,5	281,0± 22,7	0,005*
20 EAP- Einheiten	268,6± 16,6	279,8± 28,2	n.s.
30 EAP- Einheiten	291,9± 28,0	291,0± 25,8	n.s.
P	0,017*	n.s.	

**Tab. 73: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Anzahl der durchgeführten EAP-Einheiten (n=40).**

4 km/h Gesamt-score OP- Seite	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	1,178	1,355	
Keine EAP	128,2± 15,7	131,3± 14,4	n.s.
10 EAP- Einheiten	130,7± 20,0	141,0± 12,2	n.s.
20 EAP- Einheiten	136,7± 11,8	140,1± 15,2	n.s.
30 EAP- Einheiten	144,2± 21,4	143,6± 22,5	n.s.
P	n.s.	n.s.	

**Tab. 74: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des OP-Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Anzahl der durchgeführten EAP-Einheiten (n=40).**

4 km/h Gesamt-score nicht OP-Seite	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	4,789	1,189	
Keine EAP	121,5± 16,0	133,7± 14,5	0,023*
10 EAP- Einheiten	124,0± 13,4	140,0± 11,7	0,001**
20 EAP- Einheiten	131,9± 9,0	139,6± 16,1	n.s.
30 EAP- Einheiten	147,7± 15,7	147,4± 19,3	n.s.
P	0,007*	n.s.	

**Tab. 75: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht- OP- Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Anzahl der durchgeführten EAP-Einheiten (n=40).**

In Abb. 34 ist der zeitliche Verlauf des Gesamtscores des nicht- operierten Beines in Abhängigkeit von der Anzahl durchgeführter EAP- Einheiten bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit dargestellt. Der Übersichtlichkeit wegen sind die Mittelwerte der zeitlichen Verläufe in Tab. 76 dargestellt. Deutlich zu erkennen sind die höheren Scores in Abhängigkeit der verordneten Einheiten. Diese Beobachtung wurde von der ANOVA bzgl. des Testtages unterstützt. Der Post-hoc- Test bestätigte Signifikanzen für den Anstieg der Werte vom ersten zum dritten Testzeitpunkt ( $p= 0,043$ ) und des zweiten zum dritten Testzeitpunkt ( $p= 0,032$ ).

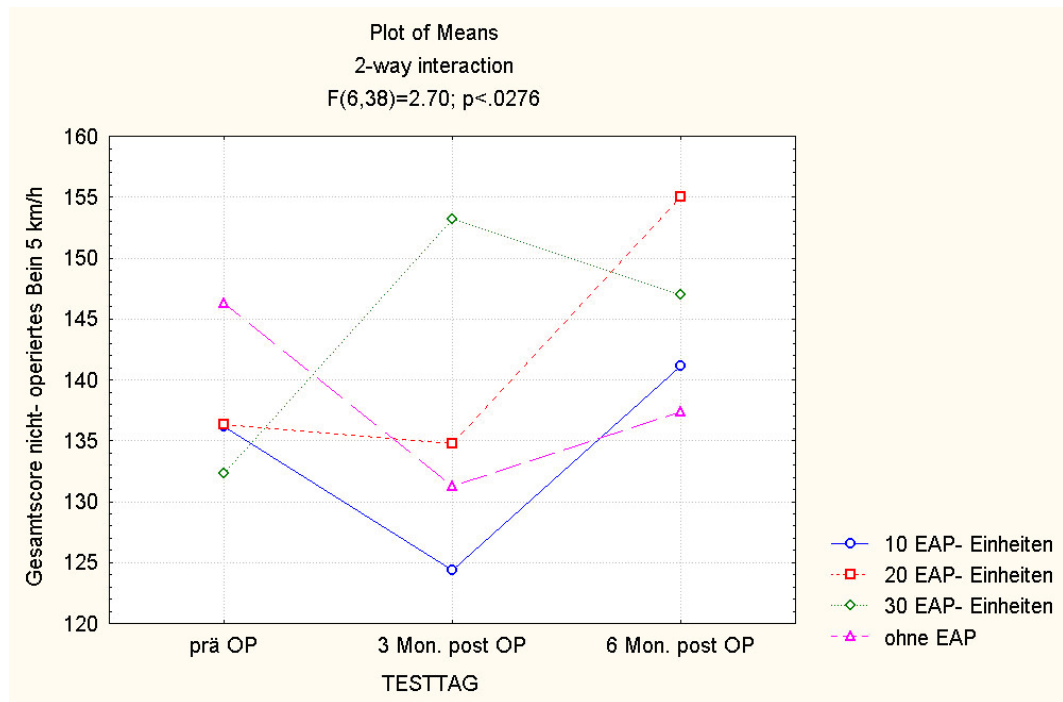


Abb. 34: Mittelwerte der Gesamtscores des nicht- operierten Beines aller Patienten in Abhängigkeit der durchgeführten EAP- Therapieeinheiten bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 23).

5 km/h Gesamt- score nicht- OP- Bein	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	0,620	4,049	2,379	
Keine EAP	146,3± 16,3	131,3± 17,3	137,4± 17,0	n.s.
10 EAP- Einheiten	136,1± 16,3	124,4± 14,3	141,1± 11,6	0,029*
20 EAP- Einheiten	136,4± 11,1	134,8± 4,0	155,1± 8,5	0,014*
30 EAP- Einheiten	132,3± 18,6	153,2± 15,1	147,0± 19,2	n.s.
P	n.s.	0,022*	0,044*	

Tab. 76: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht- OP- Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Anzahl der durchgeführten EAP- Einheiten (n=23).

Die Ergebnisse beider Beine und des operierten Beines lieferten keine Signifikanzen der ANOVA des Testtages. Die Werte der Gruppenvergleiche sind in den Tab. 77 und 78 dargestellt.

<b>5 km/h Gesamt-score</b>	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	1,171	0,779	1,652	
Keine EAP	270,4± 32,5	282,8± 18,2	267,6± 22,0	n.s.
10 EAP- Einheiten	283,7± 21,5	263,6± 22,9	255,9± 30,0	0,021*
20 EAP- Einheiten	294,8± 21,0	267,3± 19,9	273,8± 20,7	n.s.
30 EAP- Einheiten	276,5± 15,6	267,8± 20,0	291,5± 22,5	n.s.
P	n.s.	n.s.	n.s.	

**Tab. 77: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Anzahl der durchgeführten EAP-Einheiten (n=23).**

Die Ergebnisse aller Patienten 3 und 6 Monate post- OP (n=40) lieferten keine Signifikanzen bzgl. der ANOVA des Testtages. Einzelne Werte des Gruppenvergleiches zeigten jedoch Signifikanzen (vgl. Tab. 78 und 79).

<b>5 km/h Gesamt-score OP-Bein</b>	Prä OP	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	0,629	0,531	0,251	
Keine EAP	133,0± 18,1	136,5± 4,0	136,4± 5,5	n.s.
10 EAP- Einheiten	142,6± 10,9	127,4± 15,0	131,6± 19,0	0,043*
20 EAP- Einheiten	139,8± 20,3	130,9± 15,7	139,0± 18,2	n.s.
30 EAP- Einheiten	129,7± 12,7	135,5± 3,0	138,3± 15,5	n.s.
P	n.s.	n.s.	n.s.	

**Tab. 78: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des OP-Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Anzahl der durchgeführten EAP-Einheiten (n=23).**

<b>5 km/h Gesamt-score</b>	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	4,015	1,862	
Keine EAP	247,2± 23,9	264,7± 23,6	0,004**
10 EAP- Einheiten	251,9± 33,8	280,6± 23,0	0,003**
20 EAP- Einheiten	266,2± 19,9	283,9± 30,2	n.s.
30 EAP- Einheiten	293,4± 16,6	291,4± 27,8	n.s.
P	0,015*	n.s.	

**Tab. 79: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Anzahl der durchgeführten EAP-Einheiten (n=40).**

5 km/h Gesamt-score OP- Seite	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	1,268	1,309	
Keine EAP	127,0± 14,7	130,9± 15,2	n.s.
10 EAP- Einheiten	129,5± 21,5	140,1± 12,5	n.s.
20 EAP- Einheiten	135,6± 15,4	140,4± 18,6	n.s.
30 EAP- Einheiten	144,4± 19,9	144,8± 22,6	n.s.
P	n.s.	n.s.	

**Tab. 80: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des OP-Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Anzahl der durchgeführten EAP-Einheiten (n=40).**

5 km/h Gesamt-score nicht- OP- Seite	3 Monate post- OP	6 Monate post- OP	P
Freiheitsgrad	5,156	1,310	
Keine EAP	120,2± 17,8	133,8± 14,8	0,015*
10 EAP- Einheiten	122,5± 14,5	140,6± 11,4	0,001**
20 EAP- Einheiten	130,6± 8,8	143,5± 15,5	0,023*
30 EAP- Einheiten	149,0± 13,2	146,7± 19,2	n.s.
P	0,005*	n.s.	

**Tab. 81: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht- OP- Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Anzahl der durchgeführten EAP-Einheiten (n=40).**

### Zusammenfassung der wichtigsten Teilergebnisse dieses Kapitels

Die verschiedenen Gruppen zeigen unterschiedliche Scoreverläufe in Abhängigkeit der verordneten EAP- Einheiten. Nach drei Monaten zeigen sich Werte, die sich mit zunehmender Therapieeinheitenzahl verbessern. Nach sechs Monaten setzt sich dieser Trend fort, mit Ausnahme der Gruppe mit 30 durchgeführten Einheiten. Nach einem starken Anstieg nach drei Monaten fallen die Werte wieder etwas ab.

#### 4.5 Ergebnisse der Kontrollgruppe (n=10)

Die Ergebnisse der Kontrollgruppe sollten zum einen Hinweis darauf geben, ob die erneute Durchführung des Tests nach zwölf Wochen ohne Intervention bzw. ohne Verletzung unterschiedliche Ergebnisse zum ersten Test erbringen würde. Zum anderen sollte der Einfluss des 12-wöchigen Koordinationsprogramms bei unverletzten Probanden untersucht werden.

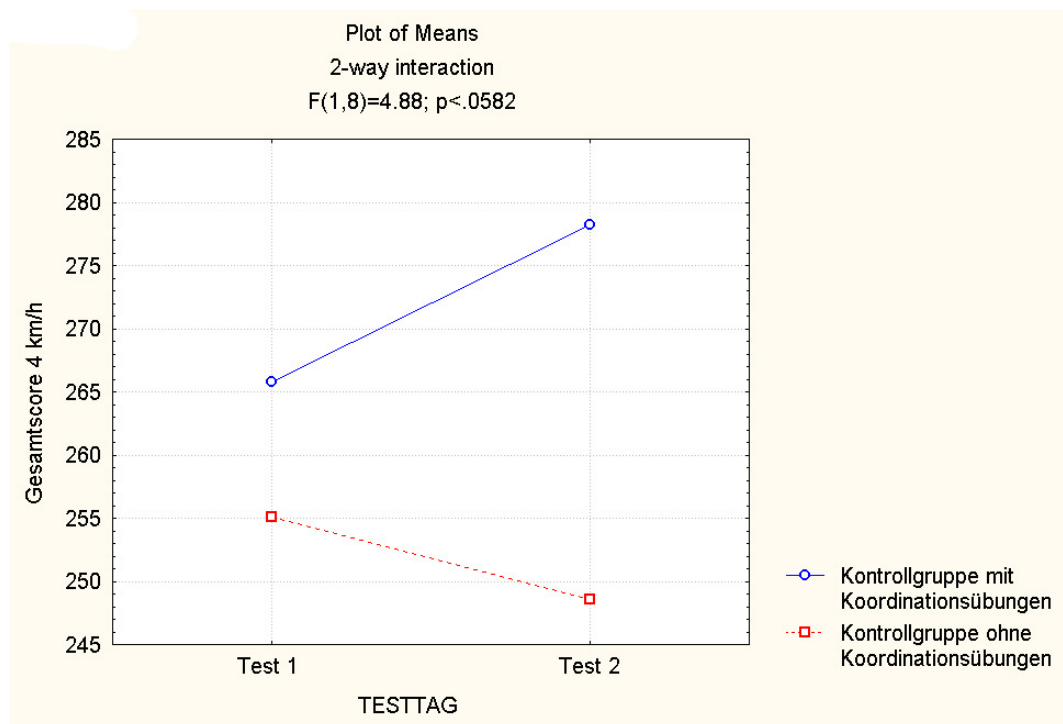


Abb. 35: Mittelwerte der Gesamtscores der Kontrollgruppe mit und ohne Koordinationsübungen bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge beim 1. und 2. Test (3 Monate danach) (n= 10).

4 km/h Gesamt-score	Test 1	Test2	P
Freiheitsgrad	0,397	5,353	
Mit Koordinationsübungen	265,8± 25,3	278,2± 21,0	0,037*
Ohne Koordinationsübungen	255,1± 28,3	248,6± 19,4	n.s.
P	n.s.	0,049*	

Abb. 82: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Probanden der Kontrollgruppe in Abhängigkeit des durchgeführten Koordinationsprogrammes bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge (n= 10).



Bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 4 km/h wurde eine Signifikanz der ANOVA bzgl. des Testtages knapp verfehlt (vgl. Abb. 35). Die Werte in der Gruppe ohne Koordinationsprogramm sanken minimal von  $254,2 \pm 24,2$  auf  $252,1 \pm 28,3$  Punkte; die Werte der Koordinationsgruppe stiegen von  $265,8 \pm 25,3$  auf  $278,2 \pm 21$  Punkte.

Man kann jedoch trotz der geringen Probandenzahl einen Hinweis darauf sehen, dass die Koordinationsübungen bei kniegesunden Probanden eine Verbesserung des Gesamtscores bringt; ohne Koordinationsübungen bliebe die erreichte Gesamtpunktzahl etwa gleich, d.h. der Test wird bei der zweiten Wiederholung nicht automatisch mit einer höheren Gesamtpunktzahl absolviert; ein „Lerneffekt“ kann also ausgeschlossen werden (s. a. Kap. 5.2.).

<b>5 km/h Gesamt-score</b>	Test 1	Test2	P
Freiheitsgrad	0,886	2,876	
Mit Koordinationsübungen	$268,8 \pm 21,7$	$276,4 \pm 20,5$	n.s.
Ohne Koordinationsübungen	$254,6 \pm 25,8$	$252,4 \pm 24,1$	n.s.
P	0,015*	0,027*	

**Abb. 83: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Probanden der Kontrollgruppe in Abhängigkeit des durchgeführten Koordinationsprogrammes bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge (n= 10).**

Abschließend wurden die Ergebnisse der Kontrollgruppe mit denen der Patienten verglichen. Bzgl. der ANOVA für den Testtag ergaben sich bei beiden Laufbandgeschwindigkeiten keine signifikanten Zusammenhänge. Die Gruppenvergleiche zeigten jeweils Signifikanzen für die BTB- Pressfit- und für die Semitendinosusgruppe. Die einzelnen Werte sind in den Tab. 84 und 85 zu sehen.

<b>4 km/h Gesamt-score</b>	1. Test	2. Test	P
Freiheitsgrad	2,035	0,910	
Semitendinosus-Gruppe	243,4± 28,3	274,9± 27,0	0,006**
BTB- Pressfit-Gruppe	267,7± 23,6	280,9± 11,8	0,022*
BTB-Bioschraube-Gruppe	265,5± 27,8	274,9± 32,0	n.s.
Kontrollgruppe	260,4± 25,9	263,4± 24,6	n.s.
P	n.s.	n.s.	

**Abb. 84:** Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Patienten und aller Probanden der Kontrollgruppe bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 50).

<b>5 km/h Gesamt-score</b>	1. Test	2. Test	P
Freiheitsgrad	1,272	0,917	
Semitendinosus-Gruppe	244,1± 26,9	273,9± 27,9	0,005**
BTB- Pressfit-Gruppe	263,9± 24,8	282,4± 16,4	0,001**
BTB-Bioschraube-Gruppe	263,0± 34,2	275,7± 31,3	n.s.
Kontrollgruppe	261,7± 23,7	264,4± 24,6	n.s.
P	n.s.	n.s.	

**Abb. 85:** Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Patienten und aller Probanden der Kontrollgruppe bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 50).

Zuletzt wurden die Ergebnisse der Kontrollgruppe sowie der Patientengruppe mit bzw. ohne Koordinationsprogramm untersucht. Die Ergebnisse der Gruppenvergleiche sind in den Tab. 86 (4km/h Ganggeschwindigkeit) und Tab. 87 (5km/h Ganggeschwindigkeit) dargestellt. Während die ANOVA bzgl. des Testtages jeweils keine Signifikanz zeigte, ergaben sich im Gruppenvergleich signifikante Zusammenhänge für die beiden Gruppen. Bei beiden Gruppen stieg der Score vom ersten zum zweiten Test; die Gruppe mit Koordinationsübungen konnte einen stärkeren Anstieg verzeichnen: Bei 4km/h Ganggeschwindigkeit von  $254,6 \pm 27,0$  auf  $271,8 \pm 26,7$  (mit), bzw. von  $263,7 \pm 27,4$  auf  $275,6 \pm 24,9$  Punkte (ohne). Bei 5km/h stiegen die Werte von  $253,2 \pm 27,1$  auf  $271,4 \pm 27,3$  (mit), bzw. von  $262,2 \pm 29,5$  auf  $276,8 \pm 25,3$  Punkte (ohne).

<b>4 km/h Gesamt-score</b>	Test 1	Test2	P
Freiheitsgrad	1,322	0,264	
Mit Koordinationsübungen	254,6± 27,0	271,8± 26,7	0,001**
Ohne Koordinationsübungen	263,7± 27,4	275,6± 24,9	0,025*
P	n.s.	n.s.	

**Abb. 86: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Probanden der Kontrollgruppe und aller Patienten in Abhängigkeit des durchgeführten Koordinationsprogrammes bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge (n= 50).**

<b>5 km/h Gesamt-score</b>	Test 1	Test2	P
Freiheitsgrad	1,163	0,509	
Mit Koordinationsübungen	253,2± 27,1	271,4± 27,3	0,004**
Ohne Koordinationsübungen	262,2± 29,5	276,8± 25,3	0,006**
P	n.s.	n.s.	

**Abb. 87: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Probanden der Kontrollgruppe und aller Patienten in Abhängigkeit des durchgeführten Koordinationsprogrammes bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge (n= 50).**

### **Zusammenfassung der wichtigsten Teilergebnisse dieses Kapitels**

Bei der Kontrollgruppe zeigten sich Scoreverbesserungen bei den Probanden, die ein zwölfwöchiges Koordinationstraining durchführten. Die Probanden, welche nur an den beiden Tests teilnehmen erzielten nahezu identische Werte. Die Gruppenvergleiche zwischen Kontroll- und den Patientengruppen ergaben keine signifikanten Unterschiede.

## 4.6 Zusammenfassung der wichtigsten Ergebnisse

Der Gesamtscore als Bewertung der Arthrokinematik von Gangbild und Kniebeuge zeigt im zeitlichen Verlauf eine Stagnation der Werte beider Beine vom Testzeitpunkt prä- OP zum Testzeitpunkt 3 Monate post- OP. Im weiteren Verlauf steigen die Scores beider Beine vom 3. zum 6. Monat an.

In der Aufschlüsselung der Scores zeigt sich im Vergleich zum prä- OP- Wert beim Testzeitpunkt 3 Monate post- OP ein Absinken des Scores des nicht-operierten Beines und ein Wiederanstieg des Scores nach 6 Monaten über das Ausgangsniveau. Die operierte Seite zeigt zunächst einen umgekehrten Verlauf: Ein Anstieg der Werte vom Testtag 3 Monate post- OP im Vergleich zu den Ausgangswerten prä- OP; nach 6 Monaten ein nochmaliger leichter Anstieg.

Für die beiden Teilscores des Gangbildes und der Kniebeuge (letztere Ausdruck des zentralen Elements der Kniegelenkmechanik, des Roll- Gleitens), ergibt alleine für sich keine signifikanten Zusammenhänge. Hier zeigen sich für die Patientengruppen teils unterschiedliche Scoreverläufe.

Bei den 23 Patienten, die auch prä- OP getestet werden konnten, zeigte die Semitendinosusgruppe den stärksten Anstieg der Werte im Zeitverlauf. Bei allen 40 Patienten, die 3 und 6 Monate getestet wurden, zeigten sich leicht höhere Scoreanstiege bei der Patellarsehnengruppe.

Die Ergebnisse der Scores zeigen keine großen Unterschiede bzgl. der Laufbandgeschwindigkeit. Die Scoreverläufe weichen bei 4 km/h und 5 km/h Ganggeschwindigkeit nur minimal voneinander ab.

Ein zwischen der 12. und 24. postoperativen Woche durchgeführtes Koordinationstraining ergibt bei der Übungsgruppe leicht höhere Anstiege der Scores im Vergleich zu den nicht- Übenden.

Die Anzahl der durchgeführten EAP- Termine beeinflusst mit steigender Anzahl die Entwicklung des Scores positiv.

## 5. Diskussion

Der Diskussion der Ergebnisse werden zunächst einige Aspekte hinsichtlich der Methode und des genutzten Versuchsaufbaus vorangestellt.

### 5.1. Methodenkritische Aspekte

Der Diskussion der Ergebnisse werden zunächst einige der zu diskutierenden Aspekte hinsichtlich der Methode und des genutzten Versuchsaufbaus vorangestellt.

#### **Markerfixierung**

Zunächst soll erwähnt werden, dass das Aufbringen externer Marker zur Untersuchung von Parametern der (Knie-) Gelenkmechanik mit verschiedenen möglichen Fehlerquellen assoziiert ist. Zum einen können prinzipiell Messfehler durch Hautverschiebungen bei der Bewegung auftreten, zum anderen besteht, je nach Versuchsmethode, die Möglichkeit der Eigenresonanz der verwendeten Sender/ Marker beim Gehen (NIGG et HERZOG 1995). Die in dieser Studie genutzten Ultraschallsender wurden mit einem auf der gesamten Rückseite des Senders vorhandenen Klettstreifen an den am Bein befestigten Klettbändern befestigt, um die Eigenresonanz so gering wie möglich zu halten. HOLDEN et al. (1997) brachten knochenfixierte Marker („Perkutanous Skeletal Tracker (PST)“) zum Einsatz. Die PST wurden mit vier Stahlpins direkt in das Periost der Malleoli geschraubt. Dieser Versuchsaufbau ist ethisch selbstverständlich nur schwer zu rechtfertigen. Die Autoren beschreiben bei 3 getesteten Probanden Differenzen zwischen dem PST-System und hautfixierten Markern bei einem videobasierten System in einer Größenordnung von 10 mm.

In einer Studie von WESTHOFF et al. (2004) führte jeweils ein Untersucher eine Bewegungsanalyse durch, danach wurden alle Marker entfernt und nach einigen

Minuten führte ein anderer Untersucher die gleiche Bewegungsanalyse durch. Fast alle Korrelationen der in beiden Tests erhobenen Daten zeigten Signifikanzen; der Vergleich der kinematischen Parameter der Frontal- und Transversalebene erbrachte minimal unterschiedliche Werte. In der vorliegenden Studie wurden alle Tests von einem Untersucher durchgeführt, um diesbezügliche Fehlerquellen zu minimieren.

Für die Messgenauigkeit des Ultraschalltopometers wurde eine Genauigkeit von <1 mm angenommen. Bewegungsunschärfen wurden durch die extrem niedrige „Belichtungszeit“ von 1/800 sec. erreicht. (SCHUMPE 1984)

### **Kniegelenkmechanik und Ganggeschwindigkeit**

Die Veränderungen der Kniegelenkmechanik nach Verletzung des vorderen Kreuzbandes lassen sich anhand zahlreicher Parameter beschreiben, jedoch ist ein direkter Vergleich mit Daten der Literatur nicht unproblematisch, da u.a. die Ganggeschwindigkeit einen Einfluss auf die Ausprägung der unterschiedlichen Parameter hat (ANDRIACCHI et al. 1977, FRIGO et al. 1996). Unterschiede zum Gang auf dem Laufband beschreiben ALTON et al., die eine Anpassung der Laufbandgeschwindigkeit nach der Messung der Ganggeschwindigkeit beim freien Gehen durchführten (ALTON et al. 1998). Unterschiede zwischen freiem und Gang auf dem Laufband dokumentierte auch MAYER (1995). So sind auf dem Laufband u. a. eine geringere maximale Knieextension, eine verstärkte maximale Knieflexion, sowie eine verminderte Knieextension beim Ferse- Boden-Kontakt beschrieben.

Im Hinblick auf die reduzierte Mobilität der kreuzbandverletzten Patienten wurden mit 4 km/h (1,11 m/s) und 5 km/h (1,39 m/s) zwei unterschiedliche Geschwindigkeiten ausgewählt. Die individuellen Ganggeschwindigkeiten für die Laufbanduntersuchung blieben aufgrund der Reproduzierbarkeit bei der Testwiederholung unberücksichtigt. Geschwindigkeitsabhängige Veränderungen

von zeitlichen, kinematischen und kinetischen Parametern sind bei einer Ganganalyse bereits beschrieben worden (ANDRIACCHI et al. 1977, FRIGO et al. 1996). In der vorliegenden Studie konnten hinsichtlich der statistischen Vergleiche keine nennenswerten Unterschiede (vgl. Abb. 19, 22, 28 und 32) bei den verschiedenen Ganggeschwindigkeiten festgestellt werden. Hieraus könnte man schließen, dass es im Rahmen des in dieser Studie verwendeten Scores unerheblich ist, ob der Proband mit 4 oder 5 km/h auf dem Laufband geht. Man könnte die Ganggeschwindigkeit also zwischen beiden Werten den individuellen Gewohnheiten anpassen ohne eine Verfälschung der gewonnenen Daten befürchten zu müssen.

Die Verletzungsverteilung der teilnehmenden Patienten ergibt einen repräsentativen Querschnitt hinsichtlich der ausgeübten Sportarten der Verletzten. Fußball und Skilaufen sowie Volleyball, Handball und Basketball sind die am häufigsten genannten Sportarten und entsprechen in Ihrer Verteilung großen epidemiologischen Studien (vgl. auch Kap. 2.1. und 2.2.) (STEINBRÜCK 1999).

### **Score und Bewertung der Daten**

Bei dem in dieser Studie verwendeten Score konnte beim Trennen der Bestandteile Gang und Kniebeuge keine Signifikanzen aufgezeigt werden. Die könnte zum einen an der Probandenzahl liegen, denn die individuellen Verläufe der Patienten bzgl. Beweglichkeit, Schmerz, etc. in den ersten Wochen nach der Operation waren unterschiedlich; zum anderen aber auch an der Gewichtung des Roll- Gleit- Mechanismus in der Bewertung der Kniebeuge. In anderen Studien ist nur selten von einer solchen Bewertung zu erfahren. GEORGOULIS et al. (2003) berichten von einem veränderten Roll- Gleit- Mechanismus im Sinne einer externen Rotation während der Schwungphase des Ganges bei kreuzbandverletzten Patienten, wohingegen bei kreuzbandoperierten Patienten sowie Unverletzten eine „normale“ innere Rotation während der Schwungphase dokumentiert wurde. In der vorliegenden Studie wurde der Roll- Gleit- Mechanismus mit maximal 60 (von insgesamt 190 erreichbaren) Punkten pro Bein

bewertet (vgl. Abb. 18). Die gerade erwähnten individuellen Verläufe der Patienten könnten sich auch in den Messungen beim Gang niedergeschlagen haben. Nur die Zusammenfassung der verschiedenen Anforderungen könnten demnach ein detaillierteres Bild unter Aufhebung kleinerer Defizite erbracht haben, die somit Zusammenhänge bei den Gesamtscores ermöglichten. Bei der Auswertung der Kniebeuge als Ausdruck des wichtigen Bestandteiles Roll-Gleiten der Kniegelenkmechanik konnten in der vorliegenden Studie keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Dies könnte daran liegen, dass das Wiedererlangen jenes z.B. durch sensorische Störungen (vgl. Kap. 2.1.3.) beeinflussbaren Mechanismus mit bis zu 60 Punkten pro Bein bewertet wird und diese hohe Skalierung kleine Veränderungen nicht zum Ausdruck bringt. Zum anderen ist es auch hier möglich, dass eine Wiedererlangung einer „normalen“ Kniegelenkmechanik mehr als sechs Monate in Anspruch nimmt und somit in dieser Studie nicht dargestellt werden kann. Auch die singuläre Betrachtung der dynamischen Aufgabe „Gehen“ könnte zu den Testzeitpunkten kleine Unterschiede in der Kniegelenkmechanik erbracht haben, die aber durch den semiobjektiven Score bei der gegebenen Probandenzahl nicht dargestellt werden konnten, so dass sich hier für die einzelnen Bewegungen keine signifikanten Zusammenhänge ergaben.

Die Ergebnisse der Untersuchungen 3- sowie 6- Monate post- OP dieser 23 zusammengefasst mit den übrigen 17 Patienten, welche aus unterschiedlichen Gründen nicht an der Vermessung prä- OP teilnehmen konnten, zeigen mitunter unterschiedliche Verläufe. Wie in Abb. 23 zu erkennen, zeigen sich im zeitlichen Verlauf der Gesamtscores (n= 40) beider Beine im Vergleich der beiden Transplantatgruppen drei Monate post- OP bessere Werte bei der Patellarsehnengruppe. Dieser Unterschied ist nach sechs Monaten geringer, aber immer noch vorhanden. Die Ergebnisse zeigen einen unterschiedlichen Trend im Vergleich mit den Ergebnissen der 23 Patienten in Abb. 20 und 25. Hier muss die Frage der Probandenzahl gestellt werden und ob eine höhere Anzahl ggf. die Trends, welche die Ergebnisse aller 40 Patienten drei und sechs Monate post- OP ergaben, bestätigt hätte. In der vorliegenden Studie war dies aus organisatorischen Gründen nicht möglich; die Distanz nach Bonn und die zwei bis drei Testtermine



fürten auch zu einer relativ hohen Drop- Out- Rate von 25%. In einer weiteren Studie wäre somit ggf. zu klären, ob mit einer größeren Probandenzahl und aufgrund der vorliegenden Ergebnisse und der Erkenntnisse von anderen Studien (vgl. Tab. 88) sowie einem zusätzlichen Testzeitpunkt nach 12 Monaten die erfassten Trends zu bestätigen wären.

Im Hinblick auf die in diesem Kapitel genannten methodischen Gesichtspunkte ist die Ultraschalltopometrie geeignet, um genaue Werte im Bewegungsablauf von kreuzbandverletzten Patienten darzustellen.

## **5.2. Diskussion der Ergebnisse**

Die in der vorliegenden Studie dargestellten Ergebnisse sollen nun bzgl. der formulierten Hypothesen untersucht und mit anderen Studien verglichen und diskutiert werden.

Die Arbeitshypothesen, welche hier untersucht werden sollen, lauteten (s. S. 29):

H1 Es gibt einen signifikanten Unterschied im Verlauf des Kniescores des operierten (und des nicht- operierten) Beines 3, sowie 6 Monate nach VKB-Operation im Vergleich zu den Werten vor OP.

H2 Ein zwischen der 12. und 24. postoperativen Woche durchgeführtes Koordinationstraining beeinflusst die Arthrokinematik der Patienten.

H3 Es gibt signifikante Unterschiede in der Arthrokinematik zwischen Patienten mit Semitendinosus- bzw. mit Patellarsehnenplastik zu den Testzeitpunkten 3 und 6 Monate post- OP.

### 5.2.1. Unterschiede der Operationstechniken (H3)

In der Literatur finden sich viele Studien mit unterschiedlichen Ergebnissen zu diesem Thema. Der Übersichtlichkeit halber werden die aufgeführten Studien in Tab. 88 zusammengefasst.

<b>Autoren</b>	<b>Jahr</b>	<b>Anzahl Probanden</b>	<b>Funktionelle Tests</b>	<b>Ergebnis</b>
CARTER et EDINGER	1999	106	Isokinetischer Maximalkrafttest (180 und 300°/s)	Keine Unterschiede
EJERHED et al.	2003	71	Isokinetischer Maximalkrafttest (60°/s), Single-leg-hop-Test, Knie-Geh- Test 24 Monate post- OP	Beim Knie- Gang- Test mehr Probleme von 53% der Patellarsehnengruppe (27% der Semi-Gruppe), sonst keine Differenzen
FELLER et al.	2001	65	Isokinetischer Maximalkrafttest (60 und 240°/s) nach 4, 8 und 16 Wochen	Leichte Defizite des Quadriceps in der Patellarsehnengruppe bei 240°/s
FELLER et WEBSTER	2003	65	Isokinetischer Maximalkrafttest 60+ 180°/s nach 4, 8, 12, 24 und 36 Monaten post- OP	4 und 8 Monate post-OP Defizite bei der Patellarsehnengruppe (60°/s), danach keine Differenzen
JANSSON et al.	2003	99	Isokinetischer Maximalkrafttest 60+ 180°/s 12+ 24 Monate post- OP	12 Monate post- OP leichte Vorteile für Semi- Gruppe (60°/s), nach 24 Monaten keine Differenzen
KANISAWA et	2003	11	Step-up- Step-down- Tests 12	Keine Differenzen

al.			Monate post- OP	
SCMALZ et al.	1998a	69	Ganganalyse 12 Monate post- OP	Keine Unterschiede zwischen den OP-Gruppen, aber im Vergleich zu Gesunden bzw. nicht-operierten VKB-Patienten
SPINDLER et al.	2004	840	Metaanalyse von 9 Studien, die sich mit den Unterschieden der Transplantatwahl nach OP im Zeitverlauf beschäftigten. U.a. wurden in allen Studien isokinetsiche Maxiamlkrafttests durchgeführt	Keine Differenzen
WEBSTER et al.	2004	20	3D- Bewegungsanalyse und Bodenreaktionskraftmessungen bei Sprung- und Laufübungen	Vorteile für die Semi-Gruppe in Kinematik und Kinetik; kleinere Bodenreaktionskräfte und Kniewinkel bei der Patellarsehnen-Gruppe
ZALLINGER et al.	2004	34	Einbeinstand, Quick- Feet- Test, Drop- Jump, isokinetsiche Maximalkrafttests	Keine, bzw. uneinheitliche Unterschiede

**Tab. 88: Zusammenfassung der Studien, welche sich mit funktionellen Unterschieden bei Patienten mit vorderer Kreuzbandplastik mittels Patellarsehne/ Semitendinosusse befassen.**

SPINDLER et al. (2004) führten eine Metaanalyse von 9 Studien durch, welche sich mit den Unterschieden zwischen der Transplantatwahl Semitendinosus- bzw. Patellarsehne beschäftigten. Neben einigen Problemen bzgl. der Vergleichbarkeit solcher Studien beschrieben SPINDLER et al. nur geringe Unterschiede hinsichtlich des Bewegungsausmaßes und muskulärer Kraft. Lediglich der häufig beschriebene vordere Knieschmerz bei Patienten mit Patellarsehnenplastik konnte aufgrund der vorliegenden Studien widerlegt werden; diese Symptomatik kommt entschieden seltener vor, als dies von manchen Autoren berichtet wird. In der vorliegenden Studie berichtete nur eine Patientin (mit Patellarsehnenplastik; also 2,5% aller Patienten) von deutlichem vorderen Knieschmerz in den gesamten sechs postoperativen Monaten. In den zitierten Studien wird der Begriff „vorderer

Knieschmerz nach Patellarsehnenplastik“ meist lokal wie zeitlich undifferenziert verwendet (Schmerzfragebögen, Schmerzskalen, ec.). Zur Ergründung der von SPINDLER aufgedeckten Diskrepanz wären einheitliche Einteilungen erforderlich.

WEBSTER et al. (2004) berichten von Unterschieden zwischen Patienten mit Patellarsehnen- Ersatzplastik im Vergleich mit Hamstring- Patienten bei horizontalen und vertikalen Sprung- und Bewegungstests mithilfe einer 3-D- Bewegungsanalyse. Die Hamstringgruppe schnitt hier besser ab, jedoch konnte auch das Vorhandensein eines vorderen Knieschmerzes in der Patellarsehnengruppe als mögliche Erklärung des schlechteren Abschneidens durch Fragebögen ausgeschlossen werden. WEBSTER et al. beschrieben hier zudem eine zeitliche schnellere funktionelle Anpassung der Hamstringgruppe nach der Operation. Auch in der vorliegenden Studie konnten in den ersten Monaten höhere Verbesserungen der Semitendinosusgruppe festgestellt werden. Erst nach sechs Monaten post- OP näherten sich die Werte der beiden Gruppen wieder an. Gründe hierfür sollen in Kap. 5.2.3. beleuchtet werden.

JANSSON et al. (2003) fanden bei Patienten mit Patellarsehnen-/ Hamstringplastik hinsichtlich isokinetisch gemessener Kraft sowie im Vergleich mehrerer Fragebögen keinerlei Unterschiede zwischen den Gruppen. FELLER et WEBSTER (2003) berichten in ihren Untersuchungen 4, 8, 12, 24 und 36 Monate post- OP ebenfalls von keinerlei signifikanten Unterschieden hinsichtlich der Fragebogen- Auswertungen. Lediglich 4 und 8 Monate post- OP zeigte die Patellarsehnengruppe leichte Defizite in der isokinetischen Kraftmessung. Ebenso konnten FELLER et al. (2001) bis zu vier Monate nach OP Defizite der Patellarsehnengruppe beim isokinetischen Test des Quadriceps (240°/s) feststellen. CARTER et EDINGER (1999) fanden hingegen bei einem isokinetischen Maximalkrafttest 6 Monate post- OP keine Unterschiede zwischen den Ergebnissen der beiden Transplantatgruppen. EJERHED et al. (2003) berichten 2 Jahre nach OP von keinerlei Unterschieden bei der Auswertung von Fragebögen. Auch Isokinetik- Tests und Einbeinsprünge ergaben keine Differenz.

Nur beim Kniegang- Test nach KARTUS (1997) gaben 53% der Patellarsehnengruppe (23% der Semitendinosusgruppe) Probleme bei der Durchführung an. Auch ZALLINGER et al. (2004) fanden bei Untersuchungen 3,6, und 12 Monate post- OP bei Maximal-/ Schnellkraft-/ Sprungkrafttests und Bewegungsumfangsmessungen keine signifikanten Unterschiede zwischen den Operationsmethoden. KANISAWA et al. (2003) fanden bei Step- up- Step- down- Tests 12 Monate post- OP ebenfalls keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Operationsverfahren.

SCHMALZ et al. (1998a) fanden bis zu zwölf Monate post- OP Seitenunterschiede in der ganganalytischen Bewertung von Kreuzbandverletzten Patienten. Während die verschiedenen Operationsverfahren nicht mehr voneinander unterschieden werden konnten, so zeigten sich Seitendifferenzen bei der Streckung des Kniegelenks am Ende der Standphase. Hier war die Streckung des operierten Beines in einem Maße vermindert, welches weit über normale Rechts- Links- Vergleiche der Kontrollgruppe, aber auch von den nicht-operierten Kreuzbandverletzten hinausging. Auch in der vorliegenden Studie näherten sich die Werte der OP- Gruppen nach sechs Monaten an. Die Scoreverläufe lassen aber auch hier den Schluss zu, dass die Anpassungsvorgänge nach sechs Monaten noch nicht vollständig abgeschlossen sind. Auch andere Autoren (vgl. Tab. 88) fanden lediglich bei einzelnen Tests, meist Maximalkrafttests, Unterschiede zwischen beiden Seiten, die sich aber in den meisten Fällen im Zeitverlauf verminderten.

Bei der Betrachtung des zeitlichen Verlaufs der Gesamtscores beider Beine (bzw. des operierten oder nicht- operierten Beines alleine) in Abhängigkeit der Operationsmethode konnten in der vorliegenden Studie Unterschiede festgestellt werden. Wie in Abb. 20 (bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit) und Abb. 25 (bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit) zu erkennen, zeigen die Werte der Patienten (n= 23) der Semitendinosusgruppe eine deutlich bessere Entwicklung hinsichtlich des Gesamtscores im Zeitverlauf. Die beiden Methoden der Lig. Patellae- Technik weisen, ausgehend vom Wert prä- OP, einen leichten Rückgang des Scores nach

drei Monaten auf, um dann nach sechs Monaten wieder zu steigen. Die Patienten mit Semitendinosusplastik hingegen zeigen im zeitlichen Verlauf stets ansteigende Werte und erreichen nach sechs Monaten im Mittel einen höheren Score auf als die Patellarsehnengruppen für sich. In Abb. 23 und 26 sind beide OP- Verfahren mittels Patellarsehne zusammengefasst; der unterschiedliche Verlauf der beiden Gruppen bestätigt sich auch hier. Gründe hierfür sind sicherlich auch in den unterschiedlichen operativen Methoden zu finden (PÄSSLER 1997a). So stellt das Herausmeißeln der Knochenblöcke (vgl. Kap. 2.2) ein erheblich größeres Trauma dar als das „Abschälen“ der Semitendinosus-Sehne. Zudem ergeben sich rezeptorische und neuromuskuläre Probleme der Quadriceps- bzw. ischiokruralen Muskelgruppe, auf die im Kapitel 5.2.2 eingegangen wird. In den ersten Wochen und ggf. Monaten zeigt sich in der vorliegenden Studie eine beschwerdefreiere Entwicklung der Semitendinosuspatienten. SCHMALZ et al. (1998a und 1998b) konnten 12 Monate post- OP für die konservativ behandelte Gruppe Kreuzbandverletzter keine ganganalytisch signifikanten Unterschiede zu einem gesunden Kontrollkollektiv nachweisen, während zwei operativ versorgte Patientengruppen (Patellarsehnenplastik vs. augmentierte Naht) etwa gleich große signifikante Defizite im Vergleich zur Kontrollgruppe aufwiesen. Auch hierauf soll in Kap. 5.2.2 näher eingegangen werden.

Die oben aufgeführten und in Tab. 88 zusammengefassten Studien zeigen die Schwierigkeiten bei der Vergleichbarkeit bislang durchgeführter Untersuchungen. Einige Autoren berichten in manchen Aspekten einen leichten Vorteil für das eine Transplantat, einige für das andere. SPINDLER et al. (2004) kommen nach Durchführung ihrer Metaanalyse zu dem Schluss, dass bzgl. einer langfristigen Prognose die Transplantatwahl nicht die primäre Determinante eines erfolgreichen Ergebnisses einer vorderen Kreuzbandersatzplastik sei. Die in dieser Studie aufgezeigten Ergebnisse zeigen jedoch bis zu sechs Monaten post- OP Unterschiede zwischen den Operationsverfahren und somit einen Beleg für die Hypothese 3, dass es signifikante Unterschiede in der Arthrokinematik zwischen Patienten mit Semitendinosus- bzw. mit Patellarsehnenplastik zu den Testzeitpunkten 3 und 6 Monaten post- OP gibt.

### 5.2.2. Entwicklung der Scores im Zeitverlauf (H1)

In dieser Studie konnte gezeigt werden (s. Abb. 19 und 24), dass sich die Werte der Gesamtscores im Zeitverlauf verändern. Während die Werte 3 Monate post-OP im Vergleich zu den Werten vor OP teilweise absanken, stiegen alle Werte aller Gesamt- sowie Teilgruppen sechs Monate nach OP auf ein Niveau über das des Zeitpunktes prä- OP. Dies ist ein Beleg für H1 und ein Argument für einen operativen Ersatz des vorderen Kreuzbandes bei jüngeren und meist sportlich aktiven Patienten, wie sie in dieser Studie untersucht wurden.

Die zeitlichen Verläufe der Mittelwerte für beide und für die einzelnen Beine lassen den Schluss zu, dass zum Testzeitpunkt drei Monate post- OP eine Entlastung des operierten durch das nicht- operierte Bein stattfindet (s. Abb. 27, 29 und 30). Der Score des operierten Beines steigt an, während der Score des nicht- operierten Beines stark abfällt. Zum Testzeitpunkt 6 Monate post- OP nähern sich die Werte der beiden Beine wieder an, während der Gesamtscore beider Beine von vor OP bis 3 Monate gleich bleibt bzw. minimal abfällt und zum Testzeitpunkt 6 Monate post- OP ansteigt. Dieses langsam verschwindende Entlastungsmuster ist bei allen Gruppen zu erkennen und somit eine wichtige Erkenntnis bzgl. Hypothese 1. Die beurteilten Bewegungsmuster der untersuchten Patienten zeigen demnach einen Trend zur Normalisierung der Kniegelenkmechanik im Sinne von rhythmischen und gleichmäßigen Bewegungen während des Ganges sowie einem optimalen Roll- Gleiten während der Kniebeuge. (SEUSER et al. 2002; SEUSER et al. 2003)

Die dargestellten Ergebnisse dieser Studie geben Hinweise, dass die „Normalisierung“ im Sinne eines normalen und seitengleichen Bewegungsablaufes im Knie 6 Monate post- OP noch nicht vollständig abgeschlossen ist, da sich die Werte beider Beine angenähert haben, aber noch nicht das gleiche Niveau erreicht haben. Hinweise, dass 24 Wochen nach operativem Ersatz des vorderen Kreuzbandes noch kein normales symmetrisches

Gangbild erreicht wird, gab auch THORWESTEN (2000) an. Sowohl kinematische als auch dynamometrische Parameter belegten dort eine Veränderung des Gangbildes für operativ versorgte Kreuzbandpatienten zu diesem Zeitpunkt. Diese Veränderungen wurden durch reduzierte Krafteinsätze sowie ein vermindertes Bewegungsausmaß realisiert („quadriceps- avoidance“), und durch veränderte Bewegungen der gesunden Gegenseite ermöglicht bzw. unterstützt. (DEVITA et al. 1997)

Die in der vorliegenden Studie gefundenen statistischen Zusammenhänge unterstützen dies (vgl. Abb. 27, 29 und 30). Die Probanden erreichen auf der nicht- operierten Seite drei Monate post- OP einen niedrigeren Wert als die operierte Seite (bzw. als die nicht- operierte Seite prä- OP), was auf eine Entlastung des operierten durch das „gesunde“ Bein hindeutet. Nach sechs Monaten ist dieser Trend rückläufig, beide Beine erreichen jedoch noch nicht das gleiche Niveau. Dies ist ein weiterer Hinweis darauf, dass jenes Entlastungsmuster auch nach sechs Monaten post- OP noch nicht vollends verschwunden ist (s. a. Kap. 5.2.1.). Auch bei der Kontrollgruppe zeigten sich unterschiedliche, wenngleich nicht signifikante Verläufe der Scores im Zeitverlauf. In kleineren Maßstäben näherten sich die Werte der beiden Beine an ohne exakt gleich zu sein. THORWESTEN (2000) beschrieb die Strategie der Kreuzbandverletzten, eine Reduktion der Standzeit und der Bodenreaktionskräfte für das betroffene Bein zu erreichen. Besonders deutlich war dies zwischen der 8. und 12. postoperativen Woche zu erkennen. Nach Untersuchung der Standzeiten 8, 12 und 24 Wochen post- OP legte er die Vermutung nahe, dass die eigentliche Anpassung von der nicht- betroffenen Seite realisiert wird, denn nur sie zeigte eine signifikante Veränderung im Zeitverlauf. Dies ist auch in der vorliegenden Studie zu erkennen. Vergleichbare Ergebnisse wurden auch von anderen Autoren bei der Analyse von Gangveränderungen bei Kniepathologien dargestellt (DURRAND et al. 1993; GOH et al. 1993).

DEVITA et al. (1997) berichteten von typischen Veränderungen im Gangbild von am vorderen Kreuzband operierten Patienten im Sinne einer „quadriceps



avoidance“, welche sechs Monate post- OP verschwunden sind. Jedoch unterstreichen KNOLL et al. (2004) in einer Studie mittels 3D-Ultraschalltopometrie, dass ein solches Gangmuster seltener zu beobachten ist als in anderen Studien berichtet. Mit oder ohne Rekonstruktion (nach Ruptur) des vorderen Kreuzbandes beschreiben sie signifikante Unterschiede im Bewegungsablauf, die sich jedoch frühestens nach acht Monaten nach Ruptur bzw. post- OP normalisieren.

Das in dieser Studie erfasste und beschriebene Entlastungsmuster ist auch im Hinblick auf das „gesunde“ Bein interessant. Die Entlastung des operierten Beines kann mit der Gelenksituation in den ersten Wochen nach der Operation erklärt werden. Durch eine zentrale Hemmung durch rezeptorische Einflüsse wie die der Nozizeptoren bzgl. einer Schwellung (vgl. Kap. 2.1.3. und Tab. 1) und dem durch die Sehnenentnahme entstandenen Trauma (s. a. Kap. 5.2.3.) verändern sich Dauer und Belastung der Beine (vgl. angeführte Studie von THORWESTEN (2000) bzgl. Standzeiten und Bodenreaktionskräften). In der Betrachtung des Genesungsprozesses nach vorderer Kreuzbandplastik ist bisher das „gesunde“ Bein nicht näher untersucht worden, lediglich als Seitenvergleich bei diversen (Kraft-) Tests (vgl. Tab. 88).

Die in der Studie dargestellte „schlechte“ funktionelle Gelenkmechanik der nicht-operierten Seite drei Monate post- OP kann als weiteres Indiz einer mindestens sechsmonatigen Leistungssportkarenz gewertet werden. Denn eine Vollbelastung des operierten Beines in den ersten sechs Monaten nach OP scheint aufgrund der dargelegten Ergebnisse immer noch zu Lasten des kompensierenden „gesunden“ Beines zu gehen. Deshalb scheint im Therapieverlauf ein stetiges Augenmerk auf beide Beine sinnvoll. Entlastungsmuster müssen erkannt und entgegengewirkt werden. Dies kann u. a. durch ein beidbeinig durchzuführendes Koordinationstraining geschehen (s. a. Kap. 5.2.3.). Die symmetrische Belastung beider Beine scheint durch das bereits erwähnte Operationstrauma erst frühestens nach dem dritten, aufgrund der vorliegenden Ergebnisse sogar erst nach dem sechsten postoperativen Monat realisierbar und somit messbar zu sein. Als Grund

hierfür wäre auch die „Latenzzeit“ der Therapie im Sinne der zeitlich verschobenen Anpassungen der passiven Strukturen zu nennen. Die Verbesserung des muskulären Zusammenspiels hinsichtlich der Realisierung einer normalen Gelenkmechanik kann erst drei bis sechs Monate post- OP in den Messergebnissen ausgedrückt werden. Doch auch hier finden sich Hinweise, dass dieser Prozess ein halbes Jahr nach der Operation noch nicht abgeschlossen ist.

An dieser Stelle ist ein Grundproblem im Ansatz der Therapie nach vorderer Kreuzbandplastik, aber auch bei anderen orthopädischen Verletzungen bzgl. des propriozeptiven bzw. koordinativen Trainings herauszustellen. HAAS et al. (2006) stellten in einer Metaanalyse von verschiedenen Untersuchungen bzgl. propriozeptivem Training „heterogenes Bedeutungsverständnis und meist unscharfe Abgrenzungen gegenüber koordinativen oder sensomotorischen Leistungen“ in der therapeutischen Praxis fest. Aufgrund der Fülle von Studien, die Seitenunterschiede nach vorderem Kreuzbandersatz auch weit nach dem sechstem postoperativen Monat schildern, drängt sich die Frage auf, ob die derzeitigen Therapievorgaben zu optimieren sind. Dies soll im nun folgenden Kapitel (5.2.3) beleuchtet werden.

### 5.2.3. Einfluss eines Koordinationstrainings (H2), der Anzahl der Therapieeinheiten und des zeitlichen Intervalles zwischen Trauma und OP

Der Verlust (der Propriozeption) des vorderen Kreuzbandes stellt auch nach einer operativen Rekonstruktion eine erhebliche Beeinträchtigung des rückgekoppelten sensomotorischen Systems im Kniegelenk dar. Die Wechselwirkung der Einflüsse von neuronalem System, biomechanischen Voraussetzungen und Eigenschaften des Muskel- und Sehnenapparates sind sehr komplex, so dass eine Verletzung zu einer Störung der koordinativen Leistungsfähigkeit führen kann, da das Fehlen propriozeptiver Afferenzen aus dem Kniegelenk den Vergleich zwischen Soll- und Istwert bei der Bewegung erschwert. Dies ist auch für den Roll- Gleit-

Mechanismus als zentrales Element der Kniegelenkmechanik von Bedeutung. Eine gestörte Sensorik kann das (neuro-)muskuläre Zusammenspiel der Anteile Rollen und Gleiten beeinflussen (SEUSER et al. 2002; SEUSER et al. 2003). QUANTE et HILLE (1999) folgern hieraus, dass die Kniegelenkmechanik, allem voran der Roll- Gleit- Mechanismus, durch eine Förderung der Sensorik, sprich eines koordinativen/ propriozeptiven Trainings, gefördert werden kann. Die Bewegungssteuerung funktioniert nur auf der Basis von rückgekoppelter Information („Reafferenzen“), deshalb kommt der (Re-) Afferenzsynthese eine besondere Bedeutung zu (MEINEL et SCHNABEL 2004).

Einen positiven Einfluss eines koordinativen Trainings bestätigten auch JEROSCH et al. (1998). Sie fanden nach einem sechswöchigen apparativen Koordinationstraining (KAT 2000 und Postuomed) Verbesserungen in den erzielten Scores von 17% in der Kontrollgruppe. Bei Patienten mit vorderer Kreuzbandplastik mittels Patellarsehndrittel erreichten die Werte der unverletzten Extremität zwischen der 6. und 12. postoperativen Woche einen 16,8%igen Zuwachs; die Werte der operierten Extremität sogar ein Plus von 27%.

VALERIANI et al. (1999) konnten hingegen nach erfolgter vorderer Kreuzbandplastik keine positive Beeinflussung der muskulären Innervation feststellen. OCHI et al. (1999) hingegen beschrieben messbare evozierte Potentiale 18 Monate nach Kreuzbandrekonstruktion bei Transplantat der Semitendinosus- bzw. Gracilis –Sehne. TSUDA et al. (2003) hingegen konnten bei zwei von drei Patienten durch elektrische Reizung des operativ ersetzten vorderen Kreuzbandes den „ACL- Hamstring- Reflex“ auslösen und eine EMG-Aktivität in M. Semitendinosus und M. biceps femoris nachweisen.

HAAS et al. (2006) gelangen jedoch nach einer Metaanalyse verschiedener Studien bei Intervention mittels propriozeptivem Training zur Frage, inwiefern eine Optimierung neuromuskulärer Steuerungsvorgänge –die auch präventiv wirksam sein soll- wirklich durch eine Verbesserung propriozeptiver

Eigenschaften erreicht wird. So führten beispielsweise SÖDERMANN et al. (2000) eine prospektive und kontrollierte Studie mit einem Propriozeptionstraining der unteren Extremität bei Fußballerinnen durch und stellten 4 von 5 erfolgten vorderen Kreuzbandrupturen in der Interventionsgruppe fest. Bei einem ähnlichen Untersuchungsdesign für das Sprunggelenk fanden VERHAGEN et al. 2004 tatsächlich weniger Sprunggelenksverletzungen, jedoch erhöhte Anzahlen von Kniegelenksverletzungen fest.

Insgesamt sind die gemessenen Defizite bzw. Differenzen nicht ausschließlich eine Antwort des Organismus auf die verletzte und bewegungseingeschränkte Struktur, sondern eine komplexe Adaptation des Gesamtsystems, resultierend aus veränderten peripheren Afferenzen. FREIWALD et al. (1999) beschrieben eine Veränderung, kein Fehlen der Propriozeption, die durch eine geänderte zentralnervöse Kontrolle des neuromuskulären Systems zu erklären ist. Die gemessenen gelenkmechanischen Parameter der Patienten können somit als individuelle Antwort des Organismus auf das Trauma und die anschließende therapeutische Intervention verstanden werden. Durch nozizeptorische Impulse werden Schutzmechanismen zur Schonung und Minderbelastung der verletzten Strukturen ausgelöst. Diese werden im Laufe der Rehabilitation bei fehlender Kontrolle zu Standardbewegungen adaptieren und somit zu einer massiven langfristigen Veränderung des Gangbildes führen. Hier wird die Notwendigkeit eines optimalen kontrollierten Rehabilitationsprozesses deutlich. Andere Studien (KNAEPLER et SCHENK 1994; PÄSSLER 1997b; ROMERO 1996; SCHABUS et al. 1994; STROBEL et al. 1997; THORWESTEN 2000) haben sich mit diesem Thema beschäftigt und hierfür ebenfalls Anhaltspunkte gefunden. Bzgl. eines Kniebinnentraumas wie z.B. bei einer vorderen Kreuzbandersatzplastik (vgl. S. 119) diskutiert BRAND (2005) die chemische Hemmung der Mechanorezeptoren Pacini- Körper, Ruffini- Endorgan und Golgi- Endigung durch diverse Stoffe des Entzündungsstoffwechsels wie Prostaglandin, Histamin oder Bradykinin. Von einer Reinnervierung des Transplantates selbst mit Ruffini- Endorganen und Vater- Pacini- Körpern berichten FROMM et al. (1993) erst nach 52 Wochen post OP.

Verschiedene Autoren liefern unterschiedliche Antworten bzgl. der Frage, ob bzw. welche propriozeptiven Afferenzen den Dehnungszustand des Kreuzbandersatzes an das zentrale Nervensystem weiterleiten. Es ist anzunehmen, dass das Transplantat an den Zeitpunkten dieser Studie (bis 6 Monate post- OP) noch keine sensorische Rückmeldung bietet, wie sie von PITMAN et al. (1992) für intakte Kreuzbänder beschrieben wird. VALERIANI et al. (1999) erwähnten trotz erfolgter Kreuzbandrekonstruktion das Fehlen kortikaler Potenziale, wenngleich GOMEZ-BARENNA et al. (1999) im Tierversuch nach Sektion und anschließender Rekonstruktion eine Teilwiederherstellung der sensorischen Rückmeldung fanden. Hiernach muss die Rückmeldung durch eine Modifikation des zentralen Nervensystems verstanden werden, da das rein afferente propriozeptive System auf mehreren Ebenen verarbeitet und durch kortikale und subkortikale Zentren reguliert wird.

Aufgrund der Dauer morphologischer Anpassungen sollte für den Patienten in den ersten sechs Monaten nach operativem Ersatz des vorderen Kreuzbandes jedoch die Wiedererlangung von koordinativen und propriozeptiven Fähigkeiten im Vordergrund stehen. Beim koordinativen Training einer Teilgruppe der Patienten dieser Studie zeigten sich positive Effekte. Wie in Abb. 31 und 32 zu erkennen, stieg der Gesamtscore vom dritten zum sechsten postoperativen Monat in der Trainingsgruppe stärker an als der der Nicht- Trainierenden; das Koordinationstraining hatte auf den Gesamtscore also einen positiven Einfluss. In Abb. 35 ist zu sehen, dass bei unverletzten Probanden (der Kontrollgruppe dieser Studie) Tendenzen einer größeren Verbesserung des Gesamtscores nach einer Durchführung jenes 12- wöchigen Koordinationsprogramms zu erkennen sind. Möglicherweise muss man also beim koordinativen Training mit kreuzbandverletzten Patienten in größeren Zeitabständen denken. In der Zusammenlegung aller Probanden, also aller Patienten und der Kontrollgruppe (n= 50), zeigen sich ebenfalls signifikante Verbesserungen der Gesamtscores. Auch dies beweist den positiven Einfluss eines koordinativen Trainings auf die Arthrokinematik des Kniegelenkes. Um diese neuromuskulären Veränderungen nach vorderem Kreuzbandersatz gezielter darzustellen, sollen zunächst einige allgemeine Anpassungen bei einem Kniebinnentrauma beleuchtet werden.

BITTSCHIEDT et al. untersuchten 1978 Hämophile mit Gelenkergüssen und führten EMG- Untersuchungen vor und nach Punktion bzw. vor und nach Injektion eines Lokalanästhetikums durch. Hierbei fanden sie heraus, dass eine Volumenzunahme im Kniegelenk eine Aktivitätsverminderung im EMG des M. Quadriceps femoris hervorruft. Diese betrifft den M. Vastus medialis sehr viel mehr als den M. Vastus lateralis. Der M. rectus femoris ist vergleichsweise gering betroffen. Ähnliche Ergebnisse hatte schon ANDRADE et al. (1965) beschrieben, nachdem sie Kochsalzlösungen in Knie von Versuchspersonen injiziert hatten. Untersuchungen von TORRY et al. (2000) kamen zu vergleichbaren Ergebnissen.

Obwohl alle Messungen von BITTSCHIEDT (1978) im schmerzfreien Bereich durchgeführt wurden ließen sich bei leichten Dauerschwellungen im Sinne einer Synovitis Aktivitätssteigerungen im EMG feststellen. Diese betrafen jedoch den M. Rectus femoris stärker als die übrigen Muskeln des Quadriceps. Somit resultieren bei einem Kniebinnentrauma aus der Abschwächung der Streckmuskulatur nicht nur Missverhältnisse in der Saggitalebene (Quadriceps vs. Ischiokrurale Muskulatur), sondern auch in der Frontalebene (Ungleichgewicht Vastus medialis- Rectus- Vastus lateralis), was wiederum große Auswirkungen auf die Zugrichtung der Patella und die gesamte Kniegelenkmechanik hat. Zudem kann gefolgert werden, dass die Schmerzfreiheit des Gelenkes kein Gradmesser für die optimale Funktion ist. (BITTSCHIEDT 1978; SCHUMPE 1984; SEUSER 1990) Die Veränderungen der Kniegelenkmechanik in der vorliegenden Studie sind auch auf die individuell unterschiedlichen Ausprägungen der Kniebinnentraumata zurückzuführen. Zudem war die Dauer bis zum Abklingen der Schmerzen und der Schwellung bei den untersuchten Patienten unterschiedlich. Eine für alle Patienten unweigerliche Folge eines vorderen Kreuzbandersatzes ist eine Atrophie des M. quadriceps mit unterschiedlicher Abschwächung der vier verschiedenen Muskeln, meist in Kombination mit einer Schwellung des Gelenkes. Die Rückgewinnung des Muskelumfanges jedes einzelnen der vier Bestandteile des Quadriceps und besonders deren intra- und intermuskäre Koordination erhält hier bzgl. der Kniegelenkmechanik (Zug- und optimalen Verlaufsrichtung der Patella) eine wichtige Rolle.

Hieraus lässt sich ableiten, dass durch die individuelle Schwellung im Kniegelenk sowie die muskuläre Atrophie des M. quadriceps eine gewisse Varianz im Verlauf der Gelenkmechanik bei den Patienten in der vorliegenden Studie erklärbar ist. Zudem addiert sich ein „weiteres“ Trauma im Zugrichtungsverlauf des M. quadriceps bis zur Tibia bei Patienten mit Patellarsehnenplastik, was den Weg zu einer „normalen“ Gelenkmechanik für diese Patienten verlängert. Hinweise hierfür geben einige Ergebnisse der vorliegenden Studie im Vergleich der OP-Verfahren drei Monate post- OP. Nach sechs Monaten nähern sich die Gruppen in den Scorewerten an, da das Kniebinnentrauma ausgeheilt und die muskuläre Atrophie angeglichen ist.

Wie in den Studien von BITTSCHIEDT et al. (1978) und TORRY (2000) zu erkennen, ist die Wiederherstellung des Muskelumfanges sowie der intra- und intermuskulären Koordination nur ein Teil der Problematik eines Kniebinnentraumas. Deshalb sollen im weiteren die verschiedenen Prozesse eines Kniebinnentraumas noch genauer untersucht werden. Eine Übersicht liefert Abb. 36:

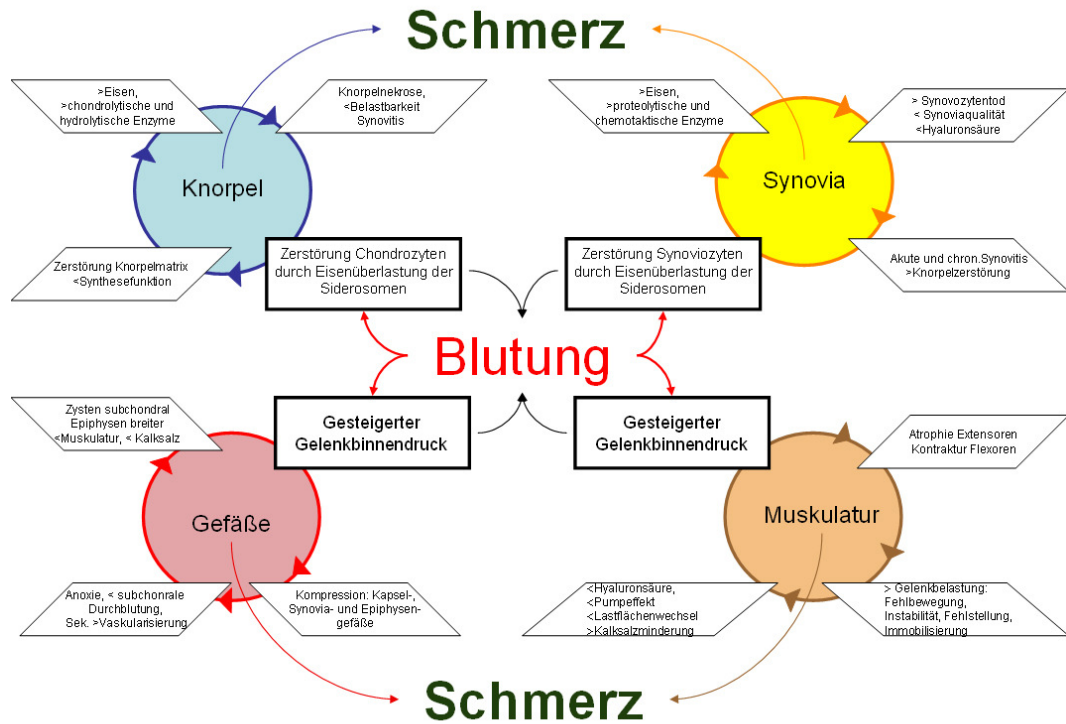


Abb. 36: Pathogenese einer Gelenkarthropathie (nach SEUSER et al. 1998, S. 205)

## Synovia

Intraartikulär vorhandenes Blut wird normalerweise durch die Synovialmembran resorbiert. Durch einen Riss des vorderen Kreuzbandes und daraus folgender/ folgender Operation(en) resultieren mehrere und teilweise länger anhaltende Blutungen ins Gelenk, womit die synoviale Resorptionskapazität überschritten wird. Hieraus folgt eine Eisenanreicherung durch Phagozytose der Erythrozyten. Im weiteren Stadium kommt es zu einer Fibrosierung und damit zu einer Abnahme der Blutungsneigung der Synovia, was aber auch eine Abnahme der Rezeptorendichte zur Folge hat. Dies beeinflusst wiederum die neuromuskuläre Aktivität. (DANGER 1983)



## **Knorpel**

Das durch den Erythrozytenverfall freigesetzte Hämoglobin wird durch Diffusion in die oberen Knorpelschichten aufgenommen. Mit steigender Eisenbelastung kommt es zur Zerstörung der Siderosomenmembran; das freie Eisen begünstigt eine Radikalenbildung, welche zur Chondrozytennekrose beiträgt. Die durch die Chondrozytennekrose erhöhte Aktivität hydrolytischer Enzyme verursacht eine Hemmung der Synthese von Kollagen und Proteoglykan. Auch das freie Eisen hat einen negativen Einfluss auf die Chondrozytenfunktion: Die Chondrozytenproliferation und die Glycosaminoglykansynthese werden vermindert. Der Gehalt an Hyaluronsäure ist stark vermindert und die Elastizität der Synovialflüssigkeit sinkt. Die Reibung im Gelenk steigt und die Möglichkeit zur Druckabsorption ist deutlich verringert. Insgesamt nimmt die Knorpelernährung durch Entlastung des geschädigten (operierten) Gelenkes (verminderte rhythmische Lastflächenwechsel) ab. (BENEKE et al. 1966; KIKPATRICK et al. 1982)

## **Muskulatur**

Durch eine Steigerung des Kniebinnendruckes betrifft zuerst den M. vastus medialis (BITTSCHIED et al. 1978, TORRY et al. 2000). Innerhalb dieses Muskels sind vor allem die terminalen schräg zur Patella verlaufenden Fasern betroffen, die für die strecknahe Bewegungsfeinkoordination zuständig sind. Die Atrophie des M. vastus medialis begünstigt Fehlbewegungen zwischen Patella und Femur und erhöht die Gefahr einer Synoviaeinklemmung mit neuerlicher Blutung. Selbst kleine Blutungen können über sensible Fasern auf spinaler Ebene eine präsynaptische Hemmung im Vorderhorngebiet provozieren, was die neuromuskuläre Funktion des Gelenkes und somit die Kniegelenkmechanik weiter beeinträchtigt. Die Effekte eines gestiegenen Gelenkinnendruckes auf die Aktivität der muskulären Anteile des M. quadriceps sind bereits oben beschrieben worden. (BITTSCHIEDT et al. 1978, SEUSER et al. 1998, TORRY 2000)

## Gefäße

Die Steigerung des Gelenkinnendruckes wirkt vor allem auf die Gefäße am kapsulosynovialen Übergang mit konsekutiver venöser Stauung (Stase) und Überdruck im Knochenmark. Bei den betroffenen Gefäßen handelt es sich vor allem um solche, die den randständigen Knorpel ernähren sowie um Epiphysengefäße. Dies kann bei jüngeren Patienten Wachstumsveränderungen verursachen. (KIRKPATRICK 1982)

Die Dauer bis zur Auflösung eines Hämarthos und zum „Verlassen“ der gerade beschriebenen Symptomatik ist für den Patienten nach vorderer Kreuzbandplastik individuell verschieden, lag in der vorliegenden Studie jedoch innerhalb der ersten drei Monate post- OP. In der Literatur werden therapeutisch vier bis sechs Wochen post- OP als Ziel und Mittelwert eines Abschwellens des betroffenen Knies genannt. (ENGELHARDT et al. 2002). Die oben beschriebenen Effekte einer Erhöhung des Kniebinnendruckes wirken sich direkt auf die Aktivitäten der muskulären Anteile des M. quadriceps und somit auf die Gelenkmechanik aus. Der völlige Ausgleich der muskulären Atrophie, vor allem des M. quadriceps, wird therapeutisch für den 4-5 Monat anvisiert, jedoch zeigen manche Studien auch mehrere Jahre nach OP nach Differenzen zwischen operiertem und nicht-operiertem Bein. (RUDROFF 2001) Die oben beschriebenen Vorgänge beeinflussen die Gelenkmechanik in starker Weise und sind somit Grundlage der Scoreverläufe nach drei bzw. sechs Monaten post- OP in der vorliegenden Studie. Hierbei tritt die Frage auf, ob in zukünftigen Studien die muskulären Anteile des M. quadriceps im Rehabilitationsverlauf per EMG untersucht werden sollten und ein gezieltes Training zum Ausgleich der Innervation der Muskelanteile gefördert werden sollte.

Durch das beschriebene Koordinationstraining konnte die Gelenkmechanik in der vorliegenden Studie vom 3. zum 6. postoperativen Monat verbessert werden. HAAS et al. (2006) geben jedoch zu bedenken, dass ein Koordinationstraining im Sinne einer erneuten Verletzungsprävention sog. Feedforward- Mechanismen

vermitteln sollte, also das Reagieren auf nicht- antizipierbare Situationen. Das Fehlen dieser Mechanismen fördert das Verletzungspotential. Eine Reaktion auf eine nicht- antizipierbare Situation erfordert komplexe Korrekturmechanismen in einer kurzen Zeit und stellt somit hohe Ansprüche bzgl. der Informationsverarbeitung. (HAAS et al. 2006) Therapeutisch sehen HALFORD et al. (1998) die Möglichkeit der Segmentation der Komponenten einer koordinativen Anforderung („conceptual chunking“). Allerdings gilt auch hier, dass Situationen geschaffen werden müssen, die nur gering oder gar nicht vorhersehbar sind. Harmonische Bewegungsformen wie z.B. der Therapiekreislauf sind hier ungeeignet (HAAS et al. 2006). XIAO et al. (1998) nennen die Stochastische Resonanz (SR) als Möglichkeit einer solchen Übungsform. „...increasing noise (increasing order) in the input may result in increasing order in the output. This seemingly striking feature of nonlinear stochastic systems is termed as stochastic resonance (SR)” (XIAO et al. 1998, 133). Grundlage hierbei ist eine Reizsetzung mithilfe eines repetitiven Signales, welches durch randomisierte und stochastische Einflüsse überlagert wird. Einige Studien belegen, dass stochastische Signalanteile eine bessere Erfassung und Verarbeitung durch das Nervensystem, während randomisierte Signale erhöht Anforderungen an die Gewichtung und Segmentation der Afferenzen stellt und entsprechende Trainingseffekte erzielt. Präventiv wirksam bzgl. eines propriozeptiven Trainings dürften also nur diese hochvariablen, gering antizipierbaren und ballistischen Trainingsformen sein, welche eine verbesserte Gewichtung und Integration diverser afferenter Signale bewirken. (XIAO et al. 1998; LIU et al. 2002; HAAS et al. 2006; WELLS et al. 2004)

In der vorliegenden Studie wurde versucht, den Rehabilitationsverlauf zu normieren; dies konnte auch mit Ausnahme der verordneten Therapieeinheiten erreicht werden. Die Ergebnisse zeigen einen interessanten signifikanten Zusammenhang beim Vergleich des Gesamtscores und der verordneten EAP (erweiterte ambulante Physiotherapie)- Termine. Die Patienten absolvierten meist in den ersten drei Monaten nach OP je Termin und Tag ca. vier Stunden in einer ambulanten Reha- Einrichtung. Bei den Teilnehmern dieser Studie wurde bereits eine Entlastung des operierten Beines durch das nicht- operierte Bein beschrieben

(s. o.) und anhand von signifikanten Änderungen des Gesamtscores dargestellt. Die Mittelwerte des nicht- operierten Beines 3 und 6 Monate post- OP sind in Abb. 34 zu sehen. Jene Gruppe, welche 30 EAP- Termine und mehr verordnet bekam, verzeichnete als einzige keinen Scoreverlust (im Sinne einer Entlastung) des operierten Beines, wohingegen der Unterschied des Scores zu beiden Testzeitpunkten mit der Abnahme der EAP- Termine zunahm. Vergleicht man diese Scoreverläufe mit den Werten der unverletzten Probanden der Kontrollgruppe, so ist der Einfluss von zusätzlichen Koordinations- (Trainings-) Einheiten klar zu erkennen. Die Teilgruppe, welche ein zusätzliches Training durchführte (dreimal pro Woche, also 36 Mal zwischen den Tests) erlangte einen signifikanten Scoreanstieg, ebenso wie die Gruppe, welche zusätzlich 30 Einheiten erhielt. Jedoch muss dieser Trend relativiert werden; denn die Anzahl der verordneten Einheiten standen auch im Zusammenhang mit dem Heilungsverlauf des Patienten. Ein Patient, welcher auch einige Wochen nach OP noch über Beschwerden klagte, bekam mehr Einheiten verordnet und hatte somit auch mehr Verbesserungsmöglichkeiten im Sinne des erhobenen Scores als der beschwerdefreie Patient.

FENZL (1998) untersuchte Patienten mit vorderer Kreuzbandplastik hinsichtlich der kontrovers geführten Diskussion zum optimalen Operationszeitpunkt und der Wahl des geeigneten Nachbehandlungsverfahrens. Er konnte keine wesentlichen Unterschiede zwischen einer forciert belasteten Patientengruppe (Vollbelastung, halbe Kniebeuge, Leg- press und Fahrradergometer ab der 1. bis 2. postoperativen Woche) und einer verzögert belasteten Gruppe (ab der 4. bis 5. postoperativen Woche) nachweisen. Auch die durchgeführte Unterteilung anhand des posttraumatischen Operationszeitpunktes (akut versorgte Gruppe: < 3 Wochen nach Verletzung und chronisch versorgte Gruppe:  $\geq$  3 Wochen nach Verletzung) erbrachte keine signifikanten Stabilitätsunterschiede. FENZL deutete hier jedoch die Bewegungslimitierung von 4 Patienten in der akut versorgten Gruppe als eine Erhöhung der Arthrofibroseinzidenz bei früh operierten Patienten. Dies bestätigt die Ergebnisse von COSGAERA et al. (1995) und SHELBOURNE et al. (1991), bei denen eine Verringerung des Arthrofibrosesrisikos nach verzögerter

chirurgischer Intervention nachzuweisen war (SHELBOURNE et al. 1991; SHELBOURNE et PATEL 1995).

Die wichtige Rolle der Rehabilitation nach vorderer Kreuzbandplastik hinsichtlich des Erreichens eines guten Gesamtergebnisses ist mittlerweile unbestritten. Insbesondere die Vorteile der frühfunktionellen beschleunigten Rehabilitation wurden umfassend beschrieben. (KNAEPLER et SCHENK 1994; PÄSSLER 1997b; ROMERO 1996; SCHABUS et al. 1994; STROBEL et al. 1997)

In der vorliegenden Studie ergaben sich bzgl. des Operationszeitpunktes nur bei einer Korrelation signifikante Ergebnisse. Wie in Abb. 33 zu erkennen, waren die zeitlichen Verläufe des Scores des operierten Beines abhängig vom zeitlichen Intervall zwischen Verletzung und Operation. Hier bildete die Gruppe, welche sich 12- 26 Wochen nach Verletzung operieren ließ, eine Ausnahme. Bei jenen Probanden sank der Score zwischen dem 3. und 6. Monat; bei den anderen Gruppen waren die Werte umso höher (d.h. die Rhythmik/ Gleichförmigkeit sowie das Roll- Gleiten der Gelenkmechanik umso besser), je länger die Verletzung im Bezug zum OP- Termin zurücklag. Den größten Anstieg der Werte verzeichnete die Gruppe, bei welcher der Operationszeitpunkt zwischen 6 und 12 Wochen zurücklag. Dies ist mit bereits durchgeführten Studien vereinbar, die zur Senkung des Arthrofibrosierisikos eine Wartezeit von 4-6 Wochen bis zum operativen Ersatz des vorderen Kreuzbandes vorschlagen. Eine längere Wartezeit mit eventueller Rückkehr zum Sport beinhaltet die Gefahr der Verletzung weiterer passiver Strukturen im Kniegelenk und somit einer ggf. weiteren Beeinträchtigung der Gelenkmechanik und des Heilungsverlaufes nach der Operation. Aufgrund der vorliegenden Ergebnisse scheint also ein Operationszeitpunkt sechs bis zwölf Wochen nach Trauma die günstigste Prognose für einen optimalen Heilungsverlauf zu erbringen. (SHELBOURNE et al. 1991; SHELBOURNE et PATEL 1995)

## 6. Zusammenfassung

In der vorliegenden Studie wurden in einem Zeitraum von 18 Monaten 40 Patienten mit operativ versorgter vorderer Kreuzbandruptur nach dem dritten und sechsten Monat bewegungsanalytisch untersucht. Hierzu wurde die Ultraschalltopometrie verwendet, mit deren Hilfe Bewegungsspuren von am Körper angebrachten Sendern mit einer Genauigkeit von 0,1 mm nachvollzogen werden können. Die Bewegungsanalyse umfasste die Aufzeichnung des Ganges bei standardisierten Geschwindigkeiten von 4 km/h und 5 km/h auf einem Laufband sowie die Aufzeichnung von Kniebeugen. Die Arthrokinematik der Bewegungen wurde ausgewertet und ein entsprechender Score erstellt.

Insgesamt nahmen 26 Männer sowie 14 Frauen mit einem Durchschnittsalter von  $29,9 \pm 10,1$  Jahren, einer durchschnittlichen Körpergröße von  $1,77 \pm 0,1$  m und einem mittleren Körpergewicht von  $77,2 \pm 14,3$  kg an der Untersuchungsreihe teil. Bei 23 der 40 Probanden konnte zusätzlich eine Untersuchung vor der Operation erfolgen. 13 der Patienten wurden mit einem Transplantat aus dem mittleren Drittel der Patellarsehne versorgt, welche mittels Pressfit- Technik verankert wurde. Bei weiteren 16 Patienten wurde die Patellarsehne mit Bioschrauben fixiert. 11 Patienten erhielten einen Ersatz des vorderen Kreuzbandes unter Verwendung der Semitendinosussehne. Eine Kontrollgruppe bestand aus jeweils (knie-)gesunden sechs Frauen und vier Männern im Durchschnittsalter von  $26,0 \pm 2,9$  Jahren, mit einem durchschnittlichen Körpergewicht von  $68,1 \pm 10,3$  kg und einer mittleren Körpergröße von  $1,75 \pm 0,07$  m.

Zwischen den verschiedenen Operationstechniken konnten unterschiedliche Verläufe der Kniegelenkmechanik festgestellt werden. In den zusammengefassten Gruppen zeigten sich leichte Vorteile im Gesamtscore beider Beine der Patientengruppe mit Patellarsehnenplastik drei sowie sechs Monate post- OP.

Deutlich zu erkennen waren drei Monate post- OP Scoreverluste der nicht-operierten Extremität als Ursache einer Entlastung der operierten Extremität. Die Ursachen hierfür sind in geänderten Bewegungsmustern und einer veränderten

sensomotorischen Rückkopplung durch den Verlust propriozeptiver Afferenzen zu suchen.

Auch weist ein Trend auf die Einflussgröße des Operationszeitpunktes nach dem Trauma hin. Bei der Gruppe, welche 6-12 Wochen nach Ruptur operiert wurde, zeigten sich die günstigsten Verläufe.

Einflussgrößen wie eine zusätzliche Koordinationsschulung und die Anzahl der Therapieeinheiten nach einem solchen operativen Eingriff wurden ebenfalls untersucht. Ein 12-wöchiges Koordinationstraining hatte einen gering positiven Einfluss auf den erhobenen Gesamtscore. Die steigende Anzahl von verordneten EAP- (Erweiterte Ambulante Therapie) Einheiten scheint den Anstieg des Gesamtscores im zeitlichen Verlauf zu vergrößern. Die Ergebnisse wurden durch die verschiedenen Ganggeschwindigkeiten, 4 bzw. 5 km/h, nicht beeinflusst.

Insgesamt erreichten die Werte der Patienten sechs Monate post- OP nicht die Qualität der gesunden Kontrollgruppe und waren in zahlreichen Parametern unterschiedlich. Die erhobenen Daten geben Hinweise darauf, dass die „normale“ Kniegelenkmechanik sechs Monate nach einer operativen Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes noch nicht wieder erlangt wird. Auch scheinen die ermittelten Unterschiede der Gelenkmechanik im Zeitverlauf mitunter zu gering, um dem verwendeten Score eindeutig zugeordnet werden zu können. Eine Aufteilung der Ergebnisse in die Teilscores Gang und Kniebeuge erbrachte demnach keine signifikanten Zusammenhänge.

In weiteren Studien sollten die vorliegenden Trends ggf. mit einer größeren Probandenzahl und einem zusätzlichen Testzeitpunkt nach 12 Monaten weiter untersucht und spezifiziert werden.

## ANHANG

### Literaturverzeichnis

- AGLIETTI, P.; R. BUZZI; F. GIRON: Arthroscopic- Assisted Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With Central Third Patellar Tendon. A 5-8-Year Follow- Up. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 5 (1997) 138-144
- ALEXANDER, I.J.; E.Y.S. CHAO; K.A. JOHNSON: The assessment of dynamic foot to ground contact forces and plantar pressure distribution: A Review of the Evolution of current techniques and clinical applications. *Foot & Ankle* 11, 3 (1990) 152-167
- ALTON, F.; L. BALDEY; S. CAPLAN; M.C. MORRISSEY: A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clin Biomech* 13 (1998) 434-440
- ANDERSEN, H.N.; P. DYHRE-POULSEN: The anterior cruciate ligament does play a role in controlling axial rotation in the knee. *Knee Surg Sports Traumatolog Arthrosc* 5 (1997) 145-149
- ANDRIACCHI, T.P.: Dynamics of pathological motion: applied to the anterior cruciate deficient knee. *J Biomech* 23 Suppl 1 (1990) 99-105
- ANDRIACCHI, T.P.: Functional analysis of pre- and post-knee surgery: total knee arthroplasty and ACL reconstruction. *J Biomech Eng* 115, 4b (1993) 575-581
- ANDRIACCHI, T.P.; D.E. HURWITZ, C. BUSH-JOSEPH; B. BACH: Klinische Auswirkungen der funktionellen Anpassung bei Patienten mit vorderer Kreuzband- Insuffizienz. *Sportorthopädie-Sporttraumatologie* 13, 3 (1997) 153-160
- ANDRIACCHI, T.P.; J.A. OBLE; J.O. GALANTE: Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *J Biomechanics* 10 (1977) 261-268
- APPEL, H.J.; C. STANG- VOSS: Funktionelle Anatomie. Berlin, Heidelberg, New York (1996)



- ARCIERO, R.A.; C.R. SCOVILLE; R.J. SNYDER: Single versus two- incision arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 12 (1996) 462-469
- BALLREICH, R.; W. BAUMANN: Grundlagen der Biomechanik des Sports. Enke Verlag Stuttgart (1988)
- BAMBERGER, K.: SPSS für Windows. 5. Aufl. RRZN Niedersachsen/ Universität Hannover (1999)
- BARBER, F.A; B.F. ELROD; D.A. McGUIRE; L.E. PAULOS: Preliminary results of an absorbable interference screw. *Arthroscopy* 11, 5 (1995) 537-548
- BARBER-WESTIN, S.D.; F.R. NOYES; T.P. HECKMANN; B.L. SHAFFER: The effect of exercise and rehabilitation on anterior cruciate ligament autograft reconstruction. *Am J Sports Med* 27, 1 (1999) 84-93
- BARRACK, R.L.; J.D. BRUCKNER; J. KNEISL; W.S. INMAN; A.H. ALEXANDER: The outcome of nonoperatively treated complete tears of the anterior cruciate ligament in active young adults. *Clin Orthop* 259 (1990) 192-199
- BEARD, D.J.; C.A. DODD: Home or supervised rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction: a randomized controlled trial. *J Orthop Sports Phys Ther* 27, 2 (1998) 134-143
- BEARD, D.J.; R.S. SOUNDARAPANDIAN; J.J. O'CONNOR; C.A.F. DODD: Gait and electromyographic analysis of anterior cruciate ligament deficient subjects. *Gait and Posture* 4 (1996) 83-88
- BERCHUK, M; T.P. ANDRIACCHI; B.R. BACH; B. REIDER: Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg [A]* 72 (1990) 871-877
- BEYNNON, B.D; R.J. JOHNSON; B.C. FLEMING; C.J. STANKEWICH; P.A. RENSTROM; C.E. NICHOLS: The strain behavior of the anterior cruciate ligament during squatting and active flexion- extension: A comparison of an open and closed kinetic chain exercise. *Am J Sports Med* 25 (1997) 823-829
- BIEDERT, R.M.; E. STAUFFER; N.F. FRIEDRICH: Occurrence of free nerve endings in the soft tissue of the knee joint. A histological investigation. *Am J Sports Med* 20 (1992b) 430-433

- BIEDERT, R.M.; E.B. ZWICK: Ligament-muscle reflex arc after anterior cruciate ligament reconstruction: Electromyographic evaluation. Arch Orthop Trauma Surg 118, 1-2 (1998) 81-84
- BIEDERT, R.M.; N.F. FRIEDRICH; E. STAUFFER: Occurrence of free nerve endings in the patellar tendon graft after ACL reconstruction. J Sports Traumatol 14 (1992a) 157-161
- BITTSCHIED, W.; P. HOFFMANN; G. SCHUMPE: Elektromyographische Untersuchungen an der Oberschenkelmuskulatur bei hämophilem Kniegelenkserguß und bei Reizzuständen des Kniegelenkes. Z Orthop. 116 (1978) 56-60
- BOSZOTTA, H: Endoskopische Lig.-patellae- Plastik in der Press- fit- Technik. Arthroscopie 10 (1997) 236- 239
- BOYD, I.A.: The histological structure of the receptors on the cat correlated with their physiological response. J Physiol 124 (1954) 476-488
- BRANCH, T.P.; R. Hunter; M. Donath: Dynamic EMG analysis of anterior cruciate deficient legs with and without bracing during cutting. Am J Sports Med 17 (1989) 35-41
- BRAND, B.: Veränderungen des Koordinationsvermögens durch Kreuzbandruptur, Operation, Orthese und Training. Dissertation Universität Ulm. (2005)
- BRUCKER, J.: Frühfunktionelle krankengymnastische Behandlung nach chirurgischen Eingriffen am vorderen Kreuzband. Krankengymnastik 46, 5 (1994) 598-604
- BRÜGGEMANN, H.: Funktionsbeschreibung und Bewertung der mit einem Trevira- hochfest Band versorgten Kniegelenke nach vorderer Kreuzbandruptur mit der neuen Meßmethode der Ultraschalltopometrie (UST). Dissertation Rheinische Friedrich-Wilhelms- Universität Bonn (1995)
- CARTER, T.R.; EDINGER, S.: Isokinetic evaluation of anterior cruciate ligament reconstruction: hamstring versus patellar tendon. Arthroscopy 15, 2 (1999) 169-172
- CICCOTTI, M.G.; R.K. KERLAN; J. PERRY: An electromyographic analysis of the knee during functional activities. I. The normal profile. Am J Sport Med 22 (1994a) 645-650

- CICCOTTI, M.G.; R.K. KERLAN; J. PERRY; M. PINK: An electromyographic analysis of the knee during functional activities. II. The anterior cruciate ligament - deficient and reconstructed profiles Am J Sport Med 22 (1994b) 651-658
- CLANCY, W.G. Jr.; J.M. RAY; D.J. ZO HAN: Acute tears of the ACL: Surgical versus conservative treatment. J Bone Joint Surg [A] 70 (1988) 1483-1488
- CORY, I.S.; J.M. WEBB; A.J. CLINGELEFFER: Arthroscopic Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament: A Comparison of Patellar Tendon Autograft and Four- Strand Hamstring Tendon Autograft. Am J Sports Med 27 (1999) 444-454
- COSGAREA, A.J; W.J. SEBASTIANELLI; K.E. DeHAVEN: Prevention of arthrofibrosis after anterior cruciate ligament reconstruction using the central third patellar tendon autograft. Am J Sports Med 23 (1995) 87-92
- DANIEL, D.M.; M.L. STONE; B.E. DOBSON, D.C. FITHIAN; D. J. ROSSMANN; K.R. KAUFMANN: Fate of the ACL-injured patient: A prospective outcome study. Am J Sports Med 22 (1994) 632-644
- DECKER, M.: Ganguntersuchungen mit Hilfe der Ultraschall- Topometrie bei Patientinnen mit orthopädischen Erkrankungen der Fortbewegungsorgane am Beckengürtel, Sprunggelenk, Unterschenkel oder Fuß. Dissertation Universität Bonn (1985)
- DEVITA, P.; T. HORTOBAGY; J. BARRIER; M. TORRY; K.L. GLOVER; D.L. SPERONI; J. MONEY; M.T. MAHAR: Gait adaptations before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. Med Sci Sports Exerc 29 (1997) 853-859
- DIEKSTALL, P.; F. RAUHUT: Überlegungen zur Differentialindikation der vorderen Kreuzbandplastik. Ergebnisse nach Ersatz des vorderen Kreuzbandes im Vergleich zur Spontanprognose. Unfallchirurg 102 (1999) 173-181
- DURRAND, A.; C.L. RICHARD, F. MALOUIN; G. BRAVO: Motor recovery after arthroscopic partial meniscetomy – Analysis of gait and the ascent and descent of stairs. J Bone Joint Surg 75a (1993) 202-214
- ECKHOLM, J.; G. EKLUND; S. SKOGLUND: On the reflex effects from the knee joint of the cat. Acta Physiol Scand 50 (1960) 167-174

- EJERHED, L.; J. KARTUS; N. SENNERT; K. KÖHLER; J. KARLSSON: Patellar Tendon Autografts for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction? Am J Sports Med 31, 1 (2003) 19-25
- ELFTMANN, H.: Die vom Boden aufgenommene Kraft beim Gang. Arbeitsphysiologie 10 (1938) 485-491
- ENGELHARDT, M.; J. FREIWALD, M. RITTMEISTER: Rehabilitation nach vorderer Kreuzbandplastik. Der Orthopäde 31, 8 (2002) 791-798
- FELLER, J.A.; K.E. WEBSTER: A Randomized Comparison of Patellar Tendon and Hamstring Tendon Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. Am J Sports Med 31, 4 (2003) 564-573
- FELLER, J.A.; K.E. WEBSTER; GAVIN, B.: Early post-operative morbidity following anterior cruciate ligament reconstruction: patellar tendon versus hamstring graft. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 9 (2001) 260-266
- FENZL, M.; MUCHA, C.: Ergebnisse einer vergleichenden Untersuchung zum Nachbehandlungsverfahren sowie optimalen Operationszeitpunkt nach vorderem Kreuzbandriss. Phys Rehab Kur Med 8 (1998) 123-127
- FICK, R.: Handbuch der Anatomie und der Mechanik der Gelenke; Teil 3 Spezielle Gelenk- und Muskelmechanik. Fischer Jena (1911)
- FRANKEL V. H.: Biomechanics of the knee. In: Orthop. Clin., North Am. (1971) 175- 190
- FRANKEL V. H.: Biomechanics of the knee. In: Helfet, A. J. Disorders of the knee. Lipincott, Philadelphia (1974)
- FREEDMAN, K. B.; M.J. D'AMATO; D.D. NEDEFF; A. KAZ; B.R. BACH Jr.: Arthroscopic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Metaanalysis Comparing Patellar Tendon and Hamstring Tendon Autografts. Am J Sports Med 31, 1 (2003) 2-11
- FREEMAN, M.A.R.; B.D. WYKE: The innervation of the knee joint; an anatomical and histological study in the cat. J Anat 101 (1967) 505-532

- FREIWALD, J.; I. REUTER; M. ENGELHARDT: Neuromuscular and motor system alterations after knee trauma and knee surgery. In: Lehmann, M; C. Foster; U. Gastmann; H. Keizer; J.M. Steinacker: Overload, performance incompetence and regeneration in sport. Kluver Academic, New York (1999) 81-100
- FRIGO, C.; P. CRENNNA; L.M. JENSON: Moment-angle relationship at lower limb joints during human walking at different velocities. J Electromyogr Kinesiol 6, 3 (1996) 177-190
- FROMM, B.; B. SCHÄFER; W. KUMMER: Die Nervenversorgung des vorderen Kreuzbandes und Kreuzband- Allotransplantats. Sportverl Sportschad 7 (1993) 101-108
- GARDNER, E.: The distribution and termination of nerves in the knee joint of the cat. J Comput Neurol 80 (1944) 11-32
- GEORGOULIS, A.D; PAPADONIKOLAKIS, A.; PAPAGEORGIU, C.D.; MITSOU, A.; STERGIOU, N.: Three- Dimensional Tibiofemoral Kinematics of the Anterior Cruciate Ligament- Deficient und Reconstructed Knee during Walking. Am J Sports Med 31, 1 (2003) 75-79
- GOH, J.C.H.; K. BOSE; B.C.C. KHOO: Gait analysis on patients with varus osteoarthritis of the knee. Clin Orthop 294 (1993) 223-231
- GOMEZ-BARRENA, E.; E. MARTINEZ-MORENO; L. MUNUERA: Segmental sensory innervation of the anterior cruciate ligament and the patellar tendon of the cat's knee. Acta Orthop Scand 67, 6 (1996) 545-552
- GOTZEN, L.; J. PETERMANN: Die Ruptur des vorderen Kreuzbandes beim Sportler. Chirurg 65 (1994) 910-919
- GRANT, J.A.; N.G. MOTHADI; M.E. MAITLAND; R.F. ZERNICKE: Comparison of Home Versus Physical Therapy- Supervised Rehabilitation Programs After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. Am J Sports Med 33, 9 (2005) 1288-1297
- GRAY, JC: Neural and vascular anatomy of the menisci of the human knee. J Orthop Sports Phys Ther 29, 1 (1999) 23-30
- GRÜBER, J.; D. WOLTER; W. LIERSE: Der vordere Kreuzbandreflex (LCA-Reflex). Unfallchirurg 89 (1986) 551-554

- HAAS, C. T.; S. TURBANSKI; D. SCHMIDTBLEICHER: Propriozeption und Verletzungsprävention. Sportverl Sportschaden 20 (2006) 107-111
- HALFORD, G.S.; W.H. WILSON; S. PHILLIPS: Processing capacity defined by relational complexity: implications for comparative, developmental, and cognitive psychology. Behav Brain Sci 21,6 (1998) 803-831
- HANSEN, M.: Ultraschall- Echtzeit- Topometer. Diss. Universität Bonn (1983)
- HAWKINS, R.J.; G.W. MISAMORE; T.R. MEWITT: Followup of the acute nonoperated isolated anterior cruciate ligament tear. Am J Sports Med 14 (1986) 205-210
- HERTEL, P.: Technik der offenen Ersatzplastik des vorderen Kreuzbandes mit autologer Patellarsehne. Arthroskopie 10 (1997) 240- 245
- HERTEL, P; H. BEHREND; T. CHIERPINSKI; V. MUSAHL; G. WIDJAJA: ACL reconstruction using bone- patellar tendon- bone press- fixation: 10-year clinical results. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 13 (2005) 248-255
- HERZOG, W.; B. NIGG; L.J. READ; E. OLSON: Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. Med Sci Sports Exerc 21 (1989) 110-625
- HEWETT, T. E.; FORD, K. R.; MYER, G. D.: Anterior Cruciate Ligament Injuries in Female Athletes. Part 1, Mechanisms and Risk Factors. Am J Sports Med 34, 2 (2006a) 299-311
- HEWETT, T. E.; FORD, K. R.; MYER, G. D.: Anterior Cruciate Ligament Injuries in Female Athletes. Part 2, A Meta- Analysis of Neuromuscular Interventions Aimed at Injury Preventions. Am J Sports Med 34, 3 (2006b) 490-498
- HOLDEN, J.P.; J.A. ORSINI; K. LOHMANN-SIEGEL; T.M. KEPPLER; L.H. GERBER; S.J STANHOPE: Surface movement errors in shank kinematics and knee kinetics during gait. Gait and Posture 5 (1997) 217-227
- HURWITZ, D.E.; T.P. ANDRIACCHI; C.A. BUSH-JOSEPH; B.R. Jr. BACH: Functional adaptations in patients with ACL-deficient knees. Exerc Sport Sci Rev 25 (1997) 1-20

- HUSON, A.: Biomechanische Probleme des Kniegelenks. In: Orthopädie (1974), 119- 126
- JAKOB, R.P.; H.U. STÄUBLI: Kniegelenk und Kreuzbänder. Springer-Verlag Berlin, Heidelberg (1990)
- JANSSON, K.A.; E. LINKO; J. SANDELIN; A. HARILEINEN: A Prospective Randomized Study of Patellar versus Hamstring Tendon Autografts for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. Am J Sports Med 31, 1 (2003) 12-19
- JEROSCH, J.; H. DRESCHER; M. SCHRÖDER; B. LEWEJOHANN: Aktuelle Konzepte bei der Behandlung der vorderen Kreuzbandruptur – Ergebnisse einer bundesweiten Befragung. Dtsch Z Sportmed 45 (1994) 48-57
- JEROSCH, J.; G. PFAFF; L. THORWESTEN; R. SCHOPPE: Auswirkungen eines propriozeptiven Trainingsprogramms auf die sensomotorischen Fähigkeiten der unteren Extremität bei Patienten mit einer vorderen Kreuzbandinstabilität. Sportverl Sportschad 12 (1998) 121-130
- JOHANSSON, H.: Role of knee ligaments in proprioception and regulation of muscle stiffness. J Electromyogr Kinesiol 1 (1991a) 158-179
- JOHANSSON, H.; P. SJÖLÄNDER; P. SOIJKA: A sensory role for the cruciate ligaments. Clin Orthop 268 (1991b) 161-178
- JOHANSSON, H.; P. SJÖLÄNDER; P. SOIJKA: Activity in receptor afferents from the anterior cruciate ligament evokes reflex effects on fusiform neurons. Neurosci Res 8 (1990a) 54-59
- JOHANSSON, H.; P. SJÖLÄNDER; P. SOIJKA: Receptors in the knee joint ligaments and their role in the biomechanics of the joint. Crit Rev Biomed Engin 18 (1991c) 341-368
- JOHANSSON, H.; R. LORENTZON P. SJÖLÄNDER; P. SOIJKA: The anterior cruciate ligament. A sensor acting on the  $\gamma$ -muscle-spindle systems of muscles around the knee joint. Neuro Orthop 9 (1990b) 1-23
- KANISAWA, I.; A.Z. BANKS; S.A. BANKS; H. MORIYA; A. TSUCHIYA: Weight-bearing knee kinematics in subjects with two types of anterior cruciate ligament reconstructions. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 11 (2003) 16-22

- KAPANDJI, I.A.: Funktionelle Anatomie der Gelenke. Band 2 - Untere Extremität. Stuttgart (1992)
- KARANIKAS, K.; ARAMPATZIS, A.; BRÜGGEMANN, G.-P.: Entwicklung der muskulären Kraftfähigkeiten im Knie-, Hüft- und Fußgelenk nach einer ACL- Rekonstruktion. Sportverl Sportschad 18 (2004) 130-135
- KARLSSON, J.; J. KARTUS; L. MAGNUSSON; J. LARSSON; S. BRANDSSON; B.I. ERIKSSON: Subacute versus delayed reconstruction of the anterior cruciate ligament in the competitive athlete. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 7 (1999) 146-151
- KARTUS, J.; S. STENER; S. LINDAHL: Factors affecting donor site morbidity after anterior cruciate ligament reconstruction using bone- patellar tendon- bone autografts. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 5 (1997) 222-228
- KENNEDY, J.C.; I.J. ALEXANDER; K.C. HAYES: Nerve supply of the human knee and its functional importance. Am J Sports Med 6 (1982) 329-335
- KNAEPLER, H.; C. SCHENK: Das neue „Marburger Rehabilitationskonzept“. Über den Stellenwert von Übungsgeräten im Rahmen der Rehabilitation von Patienten nach Operationen am vorderen Kreuzband. Akt Traumatol 24 (1994) 17-23
- KNESE, K.H.: Kinematik des Kniegelenks. In: Z. nat. u. Entw. Gesch. 118 (1955) 349- 356
- KNOLL, Z.; L. KOCSIS; R.M. KISS: Gait patterns before and after anterior cruciate ligament reconstruction. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 23 (2004) 7-14
- KOMI, P.V.: Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. J Biomechanics 23, S1 (1990) 23-24
- KOMI, P.V.; M. SALONEN; N. JARVINEN; O. KOKKO: In vivo registration of achilles tendon forces in man. Int J Sports Med 8 (1987) 3-8
- KOTZAR, G.M.; D.T. DAVY; V.M. GOLDBERG; K.G. HEIPLE; J. BERILLA; K.G. HEIPLE Jr.; R.H. BROWN; A.H. BURSTEIN: Telemeterized in vivo hip joint force data: A report on two patientes after total hip surgery. J Orthopaedic Res 9, 15 (1991) 621-633



- KRABBE, B.; W. BAUMANN: Gait analysis of a patient with an SCL reconstructed knee – a longitudinal approach. In: Van der Sloten, J.; G. Lowet; R. Van Andererck; G. Van der Perre: 10th Conference of the European Society of Biomechanics, Leuven (1996) 200
- KRAUSPE, R.; M. SCHMIDT; H.G. SCHAIBLE: Sensory innervation of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg* 74a (1992) 390-397
- KUMAR, K.; N. MAFFULLI: The ligament augmentation device: An historical perspective. *Arthroscopy* 15, 4 (1999) 422-432
- LAFORTUNE, M.A.; E.M. HENNIG: Contribution of angular motion and gravity to tibial acceleration. *Med Sci Sports Exerc* 23, 5 (1989) 360-363
- LIU, W.; L.A. LIPSITZ; M. MONTERO-ODASSO; J. BEAN; D.C. KERRIGAN; J.J. COLLINS: Noise-Enhanced Vibrotactile Sensitivity in Older Adults, Patients with Stroke, and Patients with Diabetic Neuropathy. *Arch Phys Med Rehabil* 83 (2002) 171-176
- LOBENHOFER, P.; R. BIEDERT; E. STAUFFER; C. LATTERMANN; T.G. GERICH; W. MÜLLER: Occurrence and distribution of free nerve endings in the distal iliotibial tract system of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthroscopy* 4 (1996) 111-115
- LORD, M.: Foot pressure measurement: A review of methodology. *J Biomed Eng* 3 (1981) 91-99
- LÜHRING, C.; H. BÄTHIS; L. PERLICK; M. TINGART; J. GRIFKA: Therapie der vorderen Kreuzbandruptur des Kniegelenks. *Sportverl Sportschad* 18 (2004) 119-124
- MAEDA, A.; K. SHINO; S. HORIBE: Anterior Cruciate Ligament Reconstruction with Multistranded Autogenous Semitendinosus Tendon. *Am J Sports Med* 24 (1996) 504-509
- MAITLAND, M.E.; S.V. AJEMINA; E. SUTER: Quadriceps femoris and hamstring muscle function in a person with an unstable knee. *Phys Ther* 79, 1 (1999) 66-75
- MAREY, E.J.: *Movement*. Arno, New York. (Original 1895), 1972

- MAYER, S.: Untersuchung zur Etablierung und Validierung eines 3D-Ganganalysesystems in der Orthopädie. Dissertation an der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm. (1995)
- McDANIEL, W.J.; T.B. DAMERON: Untreated ruptures of the anterior cruciate ligament: A follow-up study. *J Bone Joint Surg [A]* 62 (1980) 696-705
- MEINEL, K.; G. SCHNABEL: Bewegungslehre- Sportmotorik. Abriss einer Theorie der sportlichen Motorik unter pädagogischem Aspekt. 10. Aufl. Südwest- Verlag München (2004)
- MEISER; T.: Registrierung und Differenzierung der Funktion hämophiler Kniegelenke sowie deren Auswirkung auf die normale Gangsituation mittels Ultra- Schall- Topometrie. Dissertation an der Hohen Medizinischen Fakultät der Universität Bonn (1983)
- MENSCHIK, A.: Mechanik des Kniegelenks, Teil 1. In: *Z. Orthop.* 113 (1974a), 388- 400
- MENSCHIK, A.: Mechanik des Kniegelenks, Teil 2. In: *Z. Orthop.* 113 (1974b), 481- 495
- MENSCHIK, A.: Biometrie. Das Konstruktionsprinzip des Kniegelenks, des Hüftgelenks, der Beinlänge und der Körpergröße. 1. Aufl. Springer Berlin (1987)
- MIYATSU, M.; Y. ATSUTA; M. WATAKABE: The physiology of mechanoreceptors in the anterior cruciate ligament. An Experimental study in decerebrate-spinalised animals. *J Bone Joint Surg* 75, 4 (1993) 653-657
- MORRIS, J.R.: Accelerometry: A technic for the measurement of human body movements. *J Biomechanics* 6 (1973) 729-736
- MUNETTA, T.; I. SEKIYA; K. YAGASHITA: Two- Bundle Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament using Semitendinosus Tendon with Endobuttons: Operative Technique and preliminary. *Arthroscopy* 15 (1999) 618-624
- NAKAYAMA, Y.; Y. SHIRAI; T. NARITA; A. MORI: Remodeling of patellar tendon grafts augmented with woven polyester after anterior cruciate ligament reconstruction in humans. *J Orthop Sci* 4 (1999) 163-170

- NETTER, F.H.: The Ciba collection of medical illustrations, Vol 8 Musculoskeletal system, Part 1 anatomy, physiology, and metabolic disorders (1994)
- NIGG, B.M.; P.A. NEUKOMM; P. UNHOLD: Biomechanik und Sport: Über Beschleunigungen, die am menschlichen Körper bei verschiedenen Bewegungen auf verschiedenen Unterlagen auftreten. Orthopäde 3 (1974) 140-147
- NIGG, B.M.; W. HERZOG: Biomechanics of the musculo-skeletal system. Wiley and son's, New York (1995)
- NOYES, F.R.; E.S. GROOD; D.L. BUTLER; L.E. PAULOS: Clinical biomechanics of the knee ligament restraints and functional stability. In: AAOS Symposium on the athlete's knee surgical repair and reconstruction. Mosby, St. Louis (1980), 1-35
- NOYES, F.R.; P.A. MOOAR; D.S. MATTHEWS: The Symptomatic Anterior Cruciate- Deficient Knee. Part I: The long- term functional disability in athletically active individuals. J Bone Joint Surg 65 A (1983) 154-162
- OCHI, M; J. IWASA; Y. UCHIO; N. ADACHI; Y. SUMEN: The regeneration of sensory neurones in the reconstruction of the anterior cruciate ligament. J Bone Joint Surg [Br] 81, 5 (1999) 902-906
- OTTO, D.; L.A. PINCZEWSKI; A. CLINGELEFFER: Five-Year Result of Single- Incision Arthroscopic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction with Patellar Tendon Autograft. Am J Sports Med 26 (1998) 181-188
- PÄSSLER, H.H.: Beschleunigte Rehabilitation nach Kreuzbandverletzungen. Arthroskopie 10 (1997b) 267-273
- PÄSSLER, H.H.: Geschichte der vorderen Kreuzbandchirurgie. Arthroskopie 10 (1997a) 222-228
- PÄSSLER, H.H.: Nachbehandlung nach Bandverletzung am Kniegelenk. Sonderdruck aus Klinik-Magazin Kniebandverletzungen (1996) 40-45
- PÄSSLER, H.H.; K.D. SHELBOURNE: Biologische, biomechanische und klinische Konzepte zur Nachbehandlung nach Bandeingriffen am Knie. Orthopäde 22, 6 (1993) 421-435

- PATEL, R.P.; D.E. HURWITZ; C.A. BUSH-JOSEPH; B.R. BACH Jr.; T.P. ANDRIACCHI: Comparison of Clinical and Dynamic Knee Function in Patients with Anterior Cruciate Ligament Deficiency. *Am J Sports Med* 31, 1 (2003) 68-74
- PEDOTTI, A.; G. FERRIGNO: Optoelectronic-based systems. In: Allard, P.; I.A.F. Stokes; J.-P. Blanche: Three-dimensional analysis of human movement. *Human Kinetics, Champaign* (1995) 57-77
- PITMAN, M.I.; N. NAINZADEH; D. MENCHE; R. GASALBERTI; E.K. SONG: The intraoperative evaluation of the neurosensory function of the anterior cruciate ligament in humans using somatosensory evoked potentials. *Arthroscopy* 8, 4 (1992) 442-447
- PLATZER, W.: Taschenatlas der Anatomie, Band 1: Bewegungsapparat. Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York (1991)
- POPE, D.F. ; K.F. COLE; R.A. BRAND: Physiologic loading of the anterior cruciate ligament does not activate quadriceps or hamstrings in the anesthetized cat. *Am J Sports Med* 18 (1990) 595-599
- POSPESCHILL, M.: SPSS. Durchführung fortgeschrittener statistischer Verfahren. 1. Aufl. RRZN Niedersachsen/ Universität Hannover (2000)
- PROKOPIS, P.M.; A.A. SCHEPSIS: Allograft use in ACL reconstruction. *The Knee* 6 (1999) 75-85
- QUANTE, M.; E. HILLE: Propriozeption: Eine kritische Analyse zum Stellenwert in der Sportmedizin. *Dtsch Z Sportmed* 50,10 (1999) 306-310
- RASH, G.S.; G. Roberts; J.T. Honaker: Gait adaptations of anterior cruciate ligament deficient knees. *Gait and Posture* 4 (1996) 167-208
- RAUNEST, J.; M. SAGER; E. BURGNER: Proprioceptive mechanisms in the cruciate ligaments: An electromyographic study on reflex activity in the thigh muscles. *J Traumatol* 41 (1996) 488-493
- ROMERO, J.: Die Ruptur des vorderen Kreuzbands. *Schweizerische Rundschau für Medizin* 85, 37 (1996) 1136-1145

- ROSENBAUM, D.: Klinische Ganganalyse in der Orthopädie und Traumatologie– Computergestützte Messtechnik zur Bewegungs- und Belastungsmessung bei Verletzungen und Beschwerden der unteren Extremität. In: Jerosch, J.; K. Nicol; K. Peikenkamp: Rechnergestützte Verfahren in Orthopädie und Unfallchirurgie. Steinkopf, Darmstadt (1999) 145-158
- RUDOLPH, K.S.; M.E. Eastlack; M.J. Axe; L. Snyder-Mackler: Movement patterns after anterior cruciate ligament injury: A comparison of patients who compensate well for the injury and those who require operative stabilization. *J Electromyogr Kinesiol* 8 (1998) 349-362
- RUDROFF, T.: Kreuzbandruptur und Rekonstruktion des Ligamentum cruciatum anterius mit Patellar- und Semitnedinosussehnentransplantat. Bewegungsverhalten, neuromuskuläre Aktivierung und Rehabilitation. Dissertation Universität Konstanz (2001)
- SCHABUS, R.; Th. BOCHDANSKY; R. MAIER; R. KDOLSKY; O. KWASNY; L. BOSINA: Agressive Rehabilitation nach Kreuzbandverletzungen. *Dtsch Z Sportmed* 45, S (1994) 35-38
- SCHMALZ, T.; S. BLUMENTRITT; R. WAGNER; R. JUNGE: Biomechanisch-ganganalytische Bewertung verschiedener Behandlungsmethoden nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes. *Sportverl Sportschad* 12 (1998a) 131-137
- SCHMALZ, T.; S. BLUMENTRITT; R. WAGNER; A. GOKELER: Ganganalytische Verlaufsuntersuchung patelasehnenversorgter Rupturen des vorderen Kreuzbandes. *Phys Rehab Kur Med* 8 (1998b) 1-8
- SCHMIDT; R.F.: Neuro- und Sinnesphysiologie. Berlin, Heidelberg. Springer Verlag Berlin (1998)
- SCHULTE- FREI, B.: Trainingstherapie bei Verletzungen und Erkrankungen des Kniegelenks. In: Froböse, I.; G. Nellesen: Training in der Therapie, 2. Aufl., Ullstein Medical, Wiesbaden (2003) 408- 433
- SCHULTZ, R.A.; D.C. MILLER; C.S. KERR; L. MICHELI: Mechanoreceptors in human cruciate ligaments. A histological study. *J Bone Joint Surg [A]* 66 (1984) 1072-1076
- SCHUMPE, K.-G.: Biomechanische Aspekte am Kniegelenk. Diss. Universität Bonn (1984)

- SCHUTTE, M.J.; E.J. DABETIES; M.L. ZIMNY; L.T. HAPPEL: Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg* 66 (1987) 1072-1076
- SCHUTTE, M.J.; L.T. HAPPEL: Joint innervation in joint injury. *Clinics in Sports Medicine* 9, 2 (1990) 511-517
- SEGESSER, B.; P. JENOURE; R. FEINSTEIN; P. MICHEL; E. STÜSSI; S. LÜTHI: Gang- und Laufanalyse am Beispiel der Sporttraumatologie. *Swiss Med* 9, 3 (1987) 43-47
- SEIFERT, R.: Untersuchungen zur Meßgenauigkeit des Ultraschallbewegungssystems Topometer. Diplomarbeit. Mathematisch-Naturwissenschaftliche Fakultät der Universität Bonn (1993)
- SEUSER, A.: Biomechanische Aspekte am Kniegelenk beim medizinischen Aufbautraining mit speziellen isokinetischen Trainingsstühlen. Dissertation Universität Bonn (1990)
- SEUSER, A.; J. OLDENBURG; H.-H. BRACKMANN: Pathogenese, Diagnose und orthopädische Therapie der hämophilen Gelenkarthropathie in: *Hämostaseologie. Molekulare und zelluläre Mechanismen, Pathophysiologie und Klinik.* Müller-Berghaus G, Pötzsch B. Springer Berlin (2000) 199-206
- SEUSER, A.; U. SCHULTE- OVERBERG; T. WALLNY; G. SCHUMPE; H.H. BRACKMANN; B. DREGGER: Functional Analysis as a Basis for Optimizing Physiotherapy in Hemophilic Children. 33<sup>rd</sup> Hemophilia Symposium Hamburg (2002) 57-65
- SEUSER, A.; G. SCHUMPE; H.H. BRACKMANN; T. WALLNY: Functional Disorders and Treatment Modalities in Hemophilic Children. 34<sup>th</sup> Hemophilia Symposium Hamburg (2003) 125-134
- SHELBOURNE, K.D.; T.J. DAVIS: Evaluation of knee stability before and after participation in a functional sports agility program during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 27, 2 (1999) 156-161
- SHELBOURNE, K.D.; D.V. PATEL: Timing of surgery in anterior cruciate ligament-injured knees. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 3, 3 (1995) 148-156

- SHELBOURNE, K.D.; G.A. ROWDEN: Anterior cruciate ligament injury – the competitive athlete. *Sports Med* 17, 2 (1994) 132-140
- SHELBOURNE, K.D.; J.H. WILKENS; A. MOLLABASHI; M. DE CARLO: Arthrofibrosis in acute anterior cruciate ligament reconstruction. The effect of timing of reconstruction and rehabilitation. *Am J Sports Med* 19 (1991) 332-336
- SHELBOURNE, K.D.; P. NITZ: Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 18 (1990) 292-299
- SHELBOURNE, K.D.; T. GRAY: Anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon graft followed by accelerated rehabilitation. A two- to nine-year follow-up. *Am J Sports Med* 25 (1997) 786-795
- SKOGLUND, S.: Anatomical and physiological studies of knee joint innervation in the cat. *Acta Physiol Scand* 36, 124 (1956) 1-101
- SKOGLUND, S.: Joint receptors and kinaesthesia. In: Autrum, H.: *Handbook of Sensory Physiology. Bd. 2, Somatosensory System.* Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York (1973) 111-136
- SÖDERMANN, K.; S. WERNER; T. PIETILÄ; B. ENGSTRÖM; H. ALFREDSON: Balance board training: prevention of traumatic injuries of the lower extremities in female soccer players. *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc* 8 (2000) 356-363
- SOLOMONOV, M.; R. BARATTA; B.H. ZHOU; H. SHOJI; W. BOSE; C. BECK; R. D'AMBROSIA: The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *Am J Sports Med* 15 (1987) 207-213
- SPINDLER, K.P.; J.E. KUHN; K.B. FREEDMAN; C.E. MATTHEWS; R.S. DITTUS; F.E. HARREL: Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Autograft Choice: Bone-to-Bone Versus Hamstring. *Am J Sports Med* 32, 8 (2004) 1986-1995
- STEFFNY, G.; G. SCHUMPE: Ultraschalltopometrisches System der Universität Bonn. In: Boenick, U.; M. Näder; C. Mainka: *Gait analysis, state-of-the-art of measuring systems and their importance in prosthetic and orthotic technology, Proceedings, Mecke Druck und Verlag Duderstadt* (1990) 102-106

- STEGELMANN, K.: Ganganalysen nach Plastik des vorderen Kreuzbandes im Rahmen einer Ambulanten Rehabilitation. Krankengymnastik 46, 10 (1994) 1302-1308
- STEINBRÜCK, K.: Rehabilitation des Kniegelenks nach Kreuzband-Operationen. Orthopädie-Technik 9 (1997) 725-735
- STEINBRÜCK, K.: Epidemiologie von Sportverletzungen – 25-Jahres-Analyse einer sportorthopädisch-traumatologischen Ambulanz. Sportverl Sportschad 13 (1999) 38-52
- STEINBRÜCK, K.; C. NICOLAUS: Prinzipien der Rehabilitation nach Sportverletzungen – Rehabilitation nach vorderem Kreuzbandersatz. Dtsch Z Sportmed Suppl. 7 (1996) 268-272
- STEUER, M.: Ganganalytische Untersuchung nach operativ versorgten Rupturen des vorderen Kreuzbandes. Krankengymnastik 51, 4 (1999) 614-620
- STRATHY, G.M.; E.Y. CHAO; R.K. LAUGHMANN: Changes in knee function associated with treadmill ambulation. J Biomech 16 (1983) 517-522
- STROBEL, M.; H.W. STEDTFELD; H.J. EICHHORN: Diagnostik des Kniegelenks. Springer-Verlag Berlin (1995)
- STROBEL, M.; K. EDER; J. EICHHORN: Grundlagen zur Nachbehandlung nach VKB-Rekonstruktion. Arthroscopie 10 (1997) 261-266
- THORWESTEN, L.: Veränderungen ausgewählter ganganalytischer Parameter in der Rehabilitation operativ versorgter Kreuzbandläsionen. Dissertation Deutsche Sporthochschule Köln (2000)
- THURM, U.: Mechanosensorik. In: Dudel, J.; R. Menzel; R.F. Schmidt: Neurowissenschaft – Vom Molekül zur Kognition. Springer-Verlag Berlin (1996) 331-351
- TIBONE, J.E.; T.J. ANTICH; G.S. FANTON; D.R. MOYNES; J. PERRY: Functional analysis of anterior cruciate ligament instability. Am J Sports Med 14 (1986) 276
- TIMONEY, J. M.; W.S. INMAN; P.M. QUESADA; P.F. SHARKEY; R.L. BARRACK; H.B. SKINNER; H. ALEXANDER: Return of normal gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction. Am J Sport Med 21, 6 (1993) 887-889



- TORRY, M. R.; M.J. DECKER; R.W. VIOLA; D.D. O'CONNOR; J.R. STEADMAN: Intra- articular knee joint effusion induces quadriceps avoidance gait patterns. *Clinical Biomechanics*, 15 (2000) 147-159
- TSUDA, E.; Y. ISHIBASHI; Y. OKAMURA; S. TOH: Restoration of anterior cruciate ligament- hamstring reflex arc after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 11 (2003) 63-67
- VALERIANI, M.; D. RESTUCCIA; V. DI LAZZAR; F. FRANCESCHI; C. FABBRICIANI; P. TONALI: Clinical and neurophysiological abnormalities before and after reconstruction of the anterior cruciate ligament of the knee. *Acta Neurol Scand* 99, 5 (1999) 303-307
- VERHAGEN, E.; A. VAN DER BEEK; J. TWISK; L. BOUTER, R. BAHR, W. VAN DER MECHELEN: The Effects of a Proprioceptive Balance Board Training Program for the Prevention of Ankle Sprains. *Am J Sports Med* 32, 4 (2004) 1385-1393
- WALDEYER, A.; A. MAYET: *Anatomie des Menschen 1. Allgemeine Anatomie, Allgemeine Histologie, Allgemeine Embryologie, Rücken, Bauch, Becken, Bein.* Berlin, New York (1993)
- WEBER, W.; E. WEBER: *Die Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge.* Dietrichsche Buchhandlung Göttingen (1836)
- WEBSTER, K.E.; R. GONZALES-ADRIO; J.A. FELLER: Dynamic joint loading following hamstring and patellar anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 12 (2004) 15-21
- WELLS, C.; L.M. WARD; R. CHUA; J.T. INGLIS: Touch Noise Increases Vibrotactile Sensitivity in Old and Young. *Psychological Science* 16,4 (2004) 313-320
- WESTHOFF, B.; M.A. HIRSCH; H. HEFTER; A. WILD; R. KRAUSPE: Wie reliabel sind Informationen aus der 3D- Ganganalyse? *Sportverl Sportschad* 18 (2004) 76-79
- WEXLER, G.; D. HURWITZ; C.A. BUSH-JOSEPH; T.P. ANDRIACCHI; B.R. BACH: Functional gait adaptations in patients with anterior cruciate ligament deficiency over time. *Clin Orthop* 348 (1998) 166-175
- WILKE, C.: *Sensomotorische Leistungen der unteren Extremität.* Dissertation Deutsche Sporthochschule Köln (2000)

- WILKE, C.; I. FROBÖSE: Sensomotorisches Training in der Therapie. In: Froböse, I.; G. Nellesen: Training in der Therapie, 2. Auflage, Ullstein Medical, Wiesbaden (2003) 139- 174
- WOLFF, H.D.: Neurophysiologische Aspekte des Bewegungssystems. Springer Verlag Berlin (1996)
- XIAO, J; G. HU; H. LIU; Y. ZHANG: Frequency sensitive stochastic resonance in periodically forced and globally coupled systems. Eur Phys J B 5 (1998) 133-138
- ZALLINGER, G.; E. MÜLLER; A. AICHNER: Entwicklung einer Testbatterie zur Erfassung des Rehabilitationsverlaufs nach operativen Behandlungen eines Kreuzbandrisses. Sportverl Sportschad 18 (2004) 125-129
- ZATTERSTRÖM, R.; T. FRIDEN; A. LINDSTRAND; U. MORITZ: Early rehabilitation of acute anterior cruciate ligament injury – a randomized clinical trial. Scand J Med Sci Sports 8 (1998) 154-159
- ZIMNY, M.L.: Mechanoreceptors in articular tissues. Am J Anat 182 (1988) 16-32
- ZIMNY, M.L.; M. SCHUTTE; R. DABEZIES: Mechanoreceptors in the human anterior cruciate ligament. Anat Rec 214 (1986) 204-209

## Abbildungsverzeichnis

- Abb. 1: Aufbau des Kniegelenks von anterior (aus: NETTER 1994, S. 477)..... S. 5
- Abb. 2: Bewegungslimitierung durch die ligamentären Strukturen im Kniegelenk. Modifiziert nach PLATZER 1991, in: THORWESTEN 2000, S.6..... S. 5
- Abb. 3: Die Koppelhüllkurve. Diese verbindet die Schnittpunkte der Koppel p mit dem vom momentanen Pol (Schnittpunkt der Kreuzbänder) zur Koppel gefällten Lot. (nach MENSCHIK 1974, S40)..... S. 8
- Abb. 4a: Die Kollateral- und Kreuzbänder ordnen sich wie die Speichen eines Rades um das momentane Drehzentrum. Zusätzlich bilden die Kollateralbänder eine überschlagene Viergelenkskette nach MENSCHIK 1987, S. 72..... S. 10
- Abb. 4b: Burmesterkurve nach MÜLLER (1982, S.47)..... S.11
- Abb. 5: Die gestrichelte Linie zeigt die theoretisch ideale Kondylenform gemäß der Koppelhüllkurve; die anatomische Form verläuft jedoch anders (durchgezogene Linie) (nach MENSCHIK 1987, S.54)..... S. 12
- Abb. 6: Der Abstand der Berührungspunkte entlang des Femurendes ist durch den Roll- Gleit- Mechanismus größer als auf dem Tibiaplateau (nach MENSCHIK 1987, S. 82)..... S.13
- Abb. 7: Bewegungsbahn verschiedener Koppelpunkte nach Konstruktion der überschlagenen Viergelenkskette (nach: SCHUMPE 1984, S. 213)..... S. 14
- Abb. 8: Die Gelenkfuntion als Roll- Gleit- Mechanismus durch die Wechselwirkung der 4 Faktoren Gelenkform, Muskulatur, Kapsel- Bandapparat und Menisken nach SCHUMPE (1984, S. 61)..... S. 14
- Abb. 9: Eine (hypothetisch) reine Rollbewegung des Kniegelenks: die Lauffläche des Femur ( $L_f$ ) ist länger als die der Tibia ( $L_t$ ). So würde ab einem bestimmten Beugungswinkel über die Hinterkante der Tibia abrutschen. (BRÜGGEMANN 1995, S. 23)..... S. 15
- Abb. 10: Der Roll- Gleitmechanismus des Kniegelenks: Bei zunehmender Beugung rollt (1) das Femur auf den tibialen Glenkflächen nach hinten und gleitet

(2) auf der als unbeweglich angenommenen Tibia nach vorne. Der Stellungswinkel  $D$  ergibt sich aus der Tibiavorderkante und dem momentanen Kontaktpunkt von Tibia und Femur. Die Strecke  $R$  beschreibt den Abstand zwischen dem Punkt  $T$  und dem momentanen Kontaktpunkt. Grundsätzlich gilt: ein physiologischer Roll- Gleit- Mechanismus liegt vor bei  $R_1 < R_2 < R_3$  und  $D_1 < D_2 < D_3$  (BRÜGGEMANN 1995, S. 24)..... S. 16

Abb. 11: Koordinationsprogramm; entnommen aus und modifiziert nach WILKE (2000, S. 59) ..... S. 33

Abb. 12: Graphische Darstellung der Bewegungsspuren der vier Unterschenkelsender (XT- Funktion). Die X- Ebene (unten links) ist die Auslenkung orthogonal zur Bewegungsrichtung, die Y- Ebene (unten rechts) die Auslenkung in Bewegungsrichtung und die Z- Ebene (oben rechts) die Höhenauslenkung. .... S. 40

Abb. 13a: Senderanordnung beim Gang auf dem Laufband ..... S. 42

Abb. 13b: Senderanordnung bei der Kniebeuge ..... S. 42

Abb. 14: Darstellung des Verlaufs der Winkeländerung (WT, oben), der Winkelgeschwindigkeit (VW, Mitte) und Winkelbeschleunigung (AW, unten) beim Gang. .... S. 44

Abb. 15: Die KN- Funktion. Links: Die Darstellung der Bewegungsspur der zwei tibialen Sender während der Beuge-/Streckbewegung bei rechnerisch fixiertem Oberschenkel. Rechts oben ist der kniegelenksnahe Stellungswinkel  $D$ ; im unteren rechten Bild der kniegelenksferne Stellungswinkel  $C$  in Abhängigkeit vom Kniebeugewinkel  $W$  dargestellt ..... S. 45

Abb. 16: Physiologischer Roll- Gleitmechanismus unter Belastung: Ein kontinuierlicher Anstieg des Stellungswinkels  $D$  (oberer Tibiasender) von  $10^\circ (\pm 3^\circ)$   $C$  ist in Abhängigkeit vom Kniebeugewinkel  $W$  dargestellt..... S.46

Abb. 17: Pathologischer Roll- Gleitmechanismus unter Belastung: Zwischen  $10^\circ$  und  $25^\circ$  Kniebeugung ist eine entgegengesetzte Rollbewegung zu erkennen, dadurch hier ein hoher Gleitanteil durch fehlende Rollbewegung in der weiteren Beugung. .... S. 47

Abb. 18: Punkte- Auswertungsblatt des Patienten RZI bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge ..... S. 52

Abb. 19: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 23). ..... S. 56

Abb. 20: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP in Abhängigkeit der Operationsmethoden (n= 23). ..... S. 57

Abb. 21: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Patienten bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 40).....S. 60

Abb. 22: Mittelwerte der Gesamtscores des operierten Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 40)..... S. 62

Abb. 23: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Patienten bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP in Abhängigkeit der OP- Methoden Semitendinosusplastik bzw. Patellarsehnenplastik (n= 40).....S. 63

Abb. 24: Mittelwerte der Gesamtscores des operierten Beines aller Patienten bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 23)..... S. 66

Abb. 25: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Patienten bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP unter Berücksichtigung der verschiedenen Operationsmethoden (n= 23)..... S. 67

Abb. 26: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Patienten bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n= 23)..... S. 69

Abb. 27: Mittelwerte der Gesamtscores des nicht operierten („gesunden“) Beines aller Patienten bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge vor, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 23).....S. 66

Abb. 28: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 40).....S. 69

Abb. 29: Mittelwerte der Gesamtscores des nicht- OP- Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 40).....S. 70

- Abb. 30: Mittelwerte der Gesamtscores des operierten Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 40).....S. 71
- Abb. 31: Mittelwerte der Gesamtscores des nicht- operierten Beines aller Patienten mit bzw. ohne durchgeführtes Koordinationsprogramm bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 23)..... S. 77
- Abb. 32: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine der Patienten mit bzw. ohne durchgeführtem Koordinationsprogramm bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 23)..... S. 80
- Abb. 33: Mittelwerte der Gesamtscores des operierten Beines aller Patienten bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP in Abhängigkeit des zeitlichen Intervalls zwischen Verletzung und operativem Ersatz des vorderen Kreuzbandes (n= 40)..... S. 84
- Abb. 34: Mittelwerte der Gesamtscores des nicht- operierten Beines aller Patienten in Abhängigkeit der durchgeführten EAP- Therapieeinheiten bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 23)..... S. 92
- Abb. 35: Mittelwerte der Gesamtscores der Kontrollgruppe mit und ohne Koordinationsübungen bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge beim 1. und 2. Test (3 Monate danach) (n= 10)..... S. 94
- Abb. 36: Pathogenese einer Gelenkarthropathie.....S. 120

## Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Zusammenfassung der wichtigsten Rezeptoren der Tiefensensibilität (aus WILKE/FROBÖSE 2003, S. 148).....	S. 17
Tab. 2: Anthropometrische und OP- Daten der Patientengruppe (n= 40).....	S. 31
Tab. 3: Anthropometrische Daten der Patientengruppe (n= 10) .....	S. 33
Tab. 4: Zeitlicher Verlaufsplan der Testreihe .....	S. 35
Tab. 5: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine aller Patienten bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23).....	S. 54
Tab. 6: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23).....	S. 55
Tab. 7: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des OP- Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23).....	S. 56
Tab. 8: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht- OP Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23).....	S. 56
Tab. 9: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantationssehnenauswahl (n=23). .....	S. 56
Tab. 10: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gangscores beider Beine bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23). .....	S. 57
Tab. 11: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gangscores des OP- Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23). .....	S. 57
Tab. 12: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gangscores des nicht- OP- Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23). .....	S. 57

- Tab. 13: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40).  
.....S. 58
- Tab. 14: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des OP-Beines aller Patienten bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40). .....S. 60
- Tab. 15: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des OP-Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40). .....S. 60
- Tab. 16: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht- OP Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40). .....S. 61
- Tab. 17: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantationssehnenauswahl (n=40). .....S. 62
- Tab. 18: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gangscores beider Beine bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40).  
.....S. 62
- Tab. 19: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gangscores des OP- Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40).  
.....S. 63
- Tab. 20: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gangscores des nicht- OP-Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40). .....S. 63
- Tab. 21: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine aller Patienten bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23). .....S. 64
- Tab. 22: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23).  
.....S. 65
- Tab. 23: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantationssehnenauswahl (n=23). .....S. 66
- Tab. 24: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht- OP Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23). .....S. 67



- Tab. 25: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht- OP Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23).....S. 67
- Tab. 26: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des OP- Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23). .....S. 68
- Tab. 27: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gangscores beider Beine bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23). .....S. 68
- Tab. 28: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gangscores des OP- Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23). .....S. 69
- Tab. 29: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gangscores des nicht- OP- Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23). .....S. 69
- Tab. 30: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine aller Patienten bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40).....S. 70
- Tab. 31: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40). .....S. 70
- Tab. 32: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht- OP Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit (n=23). .....S. 71
- Tab. 33: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht- OP Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40). .....S. 72
- Tab. 34: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des operierten Beines aller Patienten bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit (n=40). .....S. 73
- Tab. 35: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des OP- Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40). .....S. 73
- Tab. 36: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantationssehnenauswahl (n=40). .....S. 73
- Tab. 37: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gangscores beider Beine bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40)....S. 74

- Tab. 38: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gangscores des OP- Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40). .....S. 74
- Tab. 39: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gangscores des nicht- OP- Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40). .....S. 74
- Tab. 40: Mittelwerte und Standardabweichungen des Kniebeugenscores beider Beine in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23). .....S. 75
- Tab. 41: Mittelwerte und Standardabweichungen des Kniebeugenscores des OP- Beines in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23). .....S. 75
- Tab. 42: Mittelwerte und Standardabweichungen des Kniebeugenscores des nicht- OP- Beines in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=23). .....S. 75
- Tab. 43: Mittelwerte und Standardabweichungen des Kniebeugenscores beider Beine in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40). .....S. 76
- Tab. 44: Mittelwerte und Standardabweichungen des Kniebeugenscores des OP- Beines in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40). .....S. 76
- Tab. 45: Mittelwerte und Standardabweichungen des Kniebeugenscores des nicht- OP- Beines in Abhängigkeit der Transplantatwahl (n=40). .....S. 76
- Abb. 46: Mittelwerte der Gesamtscores des nicht- operierten Beines aller Patienten mit bzw. ohne durchgeführtes Koordinationsprogramm bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 23). .....S. 78
- Abb. 47: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Patienten mit bzw. ohne durchgeführtes Koordinationsprogramm bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 23). .....S. 79
- Abb. 48: Mittelwerte der Gesamtscores des operierten Beines aller Patienten mit bzw. ohne durchgeführtes Koordinationsprogramm bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 23) .....S. 79
- Abb. 49: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Patienten mit bzw. ohne durchgeführtes Koordinationsprogramm bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 40). .....S. 79
- Abb. 50: Mittelwerte der Gesamtscores des operierten Beines aller Patienten mit bzw. ohne durchgeführtes Koordinationsprogramm bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 40). .....S. 80
- Abb. 51: Mittelwerte der Gesamtscores des nicht- operierten Beines aller Patienten mit bzw. ohne durchgeführtes Koordinationsprogramm bei 4 km/h

Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post-OP (n= 40).....S. 80

Abb. 52: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Patienten mit bzw. ohne durchgeführtes Koordinationsprogramm bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 23). .....S. 81

Abb. 53: Mittelwerte der Gesamtscores des operierten Beines aller Patienten mit bzw. ohne durchgeführtes Koordinationsprogramm bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post-OP (n= 23). .....S. 82

Abb. 54: Mittelwerte der Gesamtscores des nicht- operierten Beines aller Patienten mit bzw. ohne durchgeführtes Koordinationsprogramm bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post-OP (n= 23). .....S. 82

Abb. 55: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Patienten mit bzw. ohne durchgeführtes Koordinationsprogramm bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 40). .....S. 82

Abb. 56: Mittelwerte der Gesamtscores des operierten Beines aller Patienten mit bzw. ohne durchgeführtes Koordinationsprogramm bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post-OP (n= 40).....S. 83

Abb. 57: Mittelwerte der Gesamtscores des nicht- operierten Beines aller Patienten mit bzw. ohne durchgeführtes Koordinationsprogramm bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post-OP (n= 40).....S. 83

Tab. 58: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit des Zeitintervalles Verletzung-Operation (n=23).....S. 84

Tab. 59: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des OP-Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit des Zeitintervalles Verletzung- Operation (n=23).....S. 84

Tab. 60: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht operierten Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit des Zeitintervalles Verletzung- Operation (n=23).....S. 84

Tab. 61: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des OP-Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit des Zeitintervalles Verletzung- Operation (n=40).....S. 86

Tab. 62: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit des Zeitintervalles Verletzung-Operation (n=40).....S. 86

- Tab. 63: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht operierten Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit des Zeitintervalles Verletzung- Operation (n=40) .....S. 86
- Tab. 64: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit des Zeitintervalles Verletzung- Operation (n=23) .....S. 87
- Tab. 65: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des OP-Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit des Intervalles Verletzung- Operation (n=23) .....S. 87
- Tab. 66: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht operierten Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit des Zeitintervalles Verletzung- Operation (n=23) .....S. 88
- Tab. 67: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit des Zeitintervalles Verletzung- Operation (n=40) .....S. 88
- Tab. 68: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des OP-Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit des Zeitintervalles Verletzung- Operation (n=40).....S. 88
- Tab. 69: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht operierten Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit des Zeitintervalles Verletzung- Operation (n=40) .....S. 89
- Tab. 70: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Anzahl der durchgeführten EAP-Einheiten (n=23) .....S. 90
- Tab. 71: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des OP-Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Anzahl der durchgeführten EAP-Einheiten (n=23). .....S. 90
- Tab. 72: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht- OP-Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Anzahl der durchgeführten EAP-Einheiten (n=23) .....S. 91
- Tab. 73: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Anzahl der durchgeführten EAP-Einheiten (n=40) .....S. 91
- Tab. 74: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des OP-Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Anzahl der durchgeführten EAP-Einheiten (n=40) .....S. 91

- Tab. 75: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht- OP-Beines bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Anzahl der durchgeführten EAP-Einheiten (n=40) .....S. 92
- Tab. 76: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht- OP-Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Anzahl der durchgeführten EAP-Einheiten (n=23) .....S. 93
- Tab. 77: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Anzahl der durchgeführten EAP-Einheiten (n=23) .....S. 94
- Tab. 78: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des OP-Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Anzahl der durchgeführten EAP-Einheiten (n=23) .....S. 94
- Tab. 79: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores beider Beine bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Anzahl der durchgeführten EAP-Einheiten (n=40) .....S. 94
- Tab. 80: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des OP-Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Anzahl der durchgeführten EAP-Einheiten (n=40) .....S. 95
- Tab. 81: Mittelwerte und Standardabweichungen des Gesamtscores des nicht- OP-Beines bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Anzahl der durchgeführten EAP-Einheiten (n=40) .....S. 95
- Abb. 82: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Probanden der Kontrollgruppe in Abhängigkeit des durchgeführten Koordinationsprogrammes bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge (n= 10) .....S. 96
- Abb. 83: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Probanden der Kontrollgruppe in Abhängigkeit des durchgeführten Koordinationsprogrammes bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge (n= 10) .....S. 97
- Abb. 84: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Patienten und aller Probanden der Kontrollgruppe bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 50) .....S. 98
- Abb. 85: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Patienten und aller Probanden der Kontrollgruppe bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge prä- OP, 3 Monate, sowie 6 Monate post- OP (n= 50) .....S. 98
- Abb. 86: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Probanden der Kontrollgruppe und aller Patienten in Abhängigkeit des durchgeführten Koordinationsprogrammes bei 4 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge (n= 50) .....S. 99

Abb. 87: Mittelwerte der Gesamtscores beider Beine aller Probanden der Kontrollgruppe und aller Patienten in Abhängigkeit des durchgeführten Koordinationsprogrammes bei 5 km/h Ganggeschwindigkeit und Kniebeuge (n=50) .....S. 99

Tab. 88: Zusammenfassung der Studien, welche sich mit funktionellen Unterschieden bei Patienten mit vorderer Kreuzbandplastik mittels Patellarsehne/Semitendinosusehne befassen.....S. 105

## LEBENS LAUF

Matthias Schuhmacher

Geboren: 15.11.1975 in Mainz

Familienstand: ledig

Staatsangehörigkeit: deutsch

### Ausbildung:

1982- 1986 Grundschule Wörrstadt

1986- 1992 Gymnasium Nieder-Olm

1992- 1993 Auslandsaufenthalt; Besuch der High School Aledo, Illinois, USA

1993-1996 gymnasiale Oberstufe der IGS Mainz

### **Abitur**

1996 - 2000 Studium der Diplom- Sportwissenschaft an der Deutschen Sporthochschule in Köln

### **Abschluss als Diplom- Sportwissenschaftler**

2000- 2001 Zivildienst in der Abt. Sporttherapie der Eifelhöhen-Klinik in Marmagen

Seit 2002 Promotionsstudium an der Deutschen Sporthochschule in Köln

Seit 2004 Wissenschaftlicher Mitarbeiter des Instituts für Bewegungsanalyse in Bonn

DANKE!!!...

...den vielen Menschen, die mir geholfen haben, nun diese Arbeit vorzulegen.

Zunächst danke ich Herrn Prof. Dr. Ingo Froböse für die Überlassung des Themas und ein stets offenes Ohr bei Fragen; Herrn Prof. Dr. Dr. Günter Schumpe und Dr. Axel Seuser für die herzliche Unterstützung während meiner Testreihe und danach.

Meiner Mutter und meinem Vater möchte ich für die Unterstützung während meiner gesamten Studienzeit danken.

Herrn Prof. Dr. Rüdiger Schmidt- Wiethoff danke ich für seine tatkräftige Unterstützung bzgl. der Durchführbarkeit dieser Studie.

Ein besonderer Dank geht an Herrn Dr. Jakob Grevenstein, auf dessen freundschaftlichen Rat und Tat ich seit über zehn Jahren zurückgreifen darf. Auch bei der vorliegenden Arbeit hat er mich unaufhörlich unterstützt, ermuntert, gefordert und mittlerweile zum zweiten Mal mein eigenes Knie wieder hergerichtet.

Vielen Dank an all meine Freunde, die in den letzten Jahren mit mir über die Berge und durch die Täler gegangen sind und mir zur Seite standen.

Köln, im Frühjahr 2007