

**Evaluation von Maßnahmen der postoperativen Versorgung von Patienten mit
vorderen Kreuzbandrupturen unter sportwissenschaftlichen Gesichtspunkten**

Dissertation
zur Erlangung des sozialwissenschaftlichen Doktorgrades der
Sozialwissenschaftlichen Fakultät der Universität Göttingen

vorgelegt
von

Lars Köcher
aus Diemelstadt b. Bad Arolsen

&

Holger Ludwig
aus Wiesbaden

Göttingen 1999

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. Niklas

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Krüger

Tag der mündlichen Prüfung: 16.11.1999

Danksagung

An erster Stelle möchten wir Herrn Professor Dr. Dr. Niklas und Herrn Prof. Dr. Krüger für ihr Vertrauen, ihre Unterstützung und ihren Rat bei der Erstellung dieser Arbeit unseren Dank aussprechen.

Besonders möchten wir Herrn Dr. Schmalz, Forschungs- und Entwicklungswerkstatt Göttingen der Firma Otto Bock, hervorheben, der unser Vorhaben von Beginn mit anregenden Herausforderungen und kritischer Sympathie begleitet und der in vielfacher Weise unseren Blick für das Wesentliche geschärft hat.

In diesem Zusammenhang gebührt Herrn Dr. Blumentritt, Leiter der Forschungs- und Entwicklungsabteilung der Firma Otto Bock in Duderstadt, Dank, der durch die freundliche technische Unterstützung sowie die kritische Beurteilung unserer Ideen diese Arbeit erst ermöglicht hat.

Auch das Rehabilitationszentrum Göttingen unter Leitung von Rainer Junge und dessen Mitarbeiter sind besonders zu erwähnen.

Ferner danken wir Ärzten und Pflegepersonal der Orthopädischen Abteilung des Klinikums der Georg-August-Universität Göttingen, des Weender Krankenhauses und des Krankenhauses Neu-Mariahilf.

Letztendlich sind Frau Wenisch und Herr Hottowitz, Mitarbeiter am Lehrstuhl für Sportmedizin, hervorzuheben, die immer ein offenes Ohr für aktuelle Probleme hatten.

Abkürzungsverzeichnis

AGA = Atemgasanalyse

b. = betroffene Extremität

bic. fem. = Musculus biceps femoris

BiTh = Besonders Indizierte Therapie

bpm = beats per minute

D = Differenz

D_% = Prozentuale Abweichung

EA = Explosive Arbeit

EAP = Erweiterte Ambulante Physiotherapie

EAPIs = Untersuchungsgruppe mit den Eigenschaften: Erweiterte Ambulante Physiotherapie mit isolierter Ruptur des ACL

EAPKo = Untersuchungsgruppe mit den Eigenschaften: Erweiterte Ambulante Physiotherapie mit Ruptur des ACL und weiteren Verletzungsformen

EMG = Elektromyogramm

FED = Flexions-Extensions-Defizit

FEV = Flexor-Extensor-Verhältnis

F_x = Horizontalkomponente der Bodenreaktionskräfte

F_z = Vertikalkomponente der Bodenreaktionskräfte

GA = Ganganalyse

gastroc. = Musculus gastrocnemius

Hf = Herzfrequenz

ISU = Isokinetische Untersuchung

kg = Kilogramm

KG = Krankengymnastik

KGIs = Untersuchungsgruppe mit den Eigenschaften: Krankengymnastische Therapieform mit isolierter Ruptur des ACL

KGKo = Untersuchungsgruppe mit den Eigenschaften: Krankengymnastische Therapieform mit Ruptur des ACL und weiteren Verletzungsformen

LCA = Ligamentum cruciatum anterius

LCP = Ligamentum cruciatum posterius

LS = Lysholm-Score

M = Moment

Max = Lokales Maximum

min = Minute

Min = Lokales Minimum

ml = Milliliter

N = Newton

Nm = Newtonmeter

n.b. = nicht betroffene Extremität

PWC = Power Work Capacity

rpm = rotations per minute

RQ = Respiratorischer Quotient

sec = Sekunde

TAS = Tegner-Activity-Score

tib. ant. = Musculus tibialis anterior

vast. lat. = Musculus vastus lateralis

$\dot{V}CO_2$ = Kohlendioxidabgabe

$\dot{V}O_2$ = Sauerstoffaufnahme

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis

	Seite
1. Problemstellung (Köcher/Ludwig) ¹	1
2. Grundlagen und Meßverfahren	5
2.1. Grundlagen	5
2.1.1. Verletzungen des Kniegelenks (Köcher)	5
2.1.1.1. Passiver und aktiver Bewegungsapparat des Kniegelenks	5
2.1.1.1.1. Anatomie und Arbeitsweise von Gelenk und Bändern	5
2.1.1.1.2. Muskeln in der Peripherie des Kniegelenks	7
2.1.1.2. Schädigungsmechanismen am Knie und Erstversorgung durch den Arzt	9
2.1.1.3. Auswirkungen der Ruptur des vorderen Kreuzbandes	16
2.1.1.3.1. Muskelatrophie	16
2.1.1.3.2. Propriozeption	17
2.1.1.3.3. Koaktivität	21
2.1.2. Rehabilitative Verfahren (Ludwig)	23
2.1.2.1. Krankengymnastik versus Erweiterte Ambulante Physiotherapie	23
2.1.2.2. Die Rehabilitation beeinflussende Faktoren	33
2.1.3. Biomechanische Grundlagen und Normproblematik	36
2.1.3.1. Einblick in biomechanische Modellierungstheorien (Köcher)	36
2.1.3.2. Nomenklatur des Gangs (Köcher)	38
2.1.3.3. Zur Normproblematik bei einseitigen Verletzungen der unteren Extremität (Ludwig)	41

¹ Nicht ausdrücklich gekennzeichnete Textpassagen wurden von beiden Autoren bearbeitet.

2.2. Meßverfahren	43
2.2.1. Das ganganalytische Untersuchungs- instrumentarium (Köcher/Ludwig)	44
2.2.1.1. Kinematische Meßmethoden und -variablen (Köcher)	45
2.2.1.2. Kinetische Meßmethoden und -variablen (Ludwig)	50
2.2.1.3. Das Elektromyogramm zur Bestimmung neuromuskulärer Ungleichgewichte (Ludwig)	57
2.2.2. Die Atemgasanalyse als Instrument zur Bestimmung der physiologischen Leistungsfähigkeit (Köcher)	68
2.2.3. Die isokinetische Meßmethode als Mittel zur Visualisierung muskulärer Dysbalancen (Köcher)	78
2.2.4. Die subjektive Beurteilung des körperlichen Empfindens (Ludwig)	89
2.2.5. Weitere Verfahren der Diagnostik (Ludwig)	91
2.2.6. Kritische Wertung der betrachteten Verfahren (Ludwig)	93
3. Methodik	95
3.1. Untersuchungsdesign	95
3.1.1. Patientengut und zeitliche Abfolge der Untersuchungen (Köcher)	95
3.1.2. Bildung homogener Gruppen (Ludwig)	99
3.2. Meßinstrumente und Meßparameter	101
3.2.1. Ganganalytische Untersuchung (Köcher/Ludwig)	102
3.2.1.1. Kinematik der Ganganalyse (Köcher)	103
3.2.1.1.1. Schrittlänge, Gehgeschwindigkeit und Länge der Standphase	103
3.2.1.1.2. Sagittaler Kniewinkel	104
3.2.1.2. Kinetik der Ganganalyse (Ludwig)	106
3.2.1.2.1. Bodenreaktionskräfte	106
3.2.1.2.1.1. Horizontale Komponente der Bodenreaktionskräfte	107
3.2.1.2.1.2. Vertikale Komponente der Bodenreaktionskräfte	108
3.2.1.2.2. Kniedrehmoment in der Sagittalebene	110
3.2.1.3. Elektromyographische Untersuchung (Ludwig)	112
3.2.2. Ergometrie (Köcher)	118
3.2.2.1. Power-Work-Capacity	120

3.2.2.2. Bestimmung der pulmonalen Funktionsgrößen	121
3.2.3. Isokinetische Untersuchung (Köcher)	122
3.2.3.1. Maximales Drehmoment	123
3.2.3.2. Flexor-Extensor-Verhältnis	125
3.2.3.3. Explosive Arbeit	125
3.2.4. Abbildung der subjektiven Zustandseigenschaften (Ludwig)	126
3.3. Statistik (Köcher/Ludwig)	126
4. Ergebnisse	128
4.1. Kinematische Untersuchung (Köcher)	129
4.1.1. Schrittlänge, Gehgeschwindigkeit und Länge der Standphase	129
4.1.2. Sagittaler Kniewinkel	135
4.2. Kinetische Untersuchung (Ludwig)	142
4.2.1. Bodenreaktionskräfte	142
4.2.1.1. Horizontale Komponente der Bodenreaktionskräfte	142
4.2.1.2. Vertikale Komponente der Bodenreaktionskräfte	153
4.2.2. Kniedrehmoment in der Sagittalebene	164
4.3. Elektromyographische Untersuchung (Ludwig)	174
4.4. Atemgasanalyse (Köcher)	180
4.4.1. Power-Work-Capacity	180
4.4.2. Sauerstoffverbrauch und Kohlendioxidausstoß	183
4.5. Isokinetische Untersuchung (Köcher)	188
4.5.1. Maximales Drehmoment	188
4.5.2. Flexor-Extensor-Verhältnis	201
4.5.3. Explosive Arbeit	205
4.6. Subjektive Einschätzung durch die Patienten (Ludwig)	208
4.6.1. Lysholm-Score	208
4.6.2. Tegner-Activity-Score	210

5. Diskussion	212
5.1. Evaluation der Gruppenergebnisse sowie inhaltliche und interpretative Diskussion der Meßergebnisse	212
5.1.1. Vergleichende Betrachtung von kinematischen und kinetischen Kenngrößen der Ganganalyse (Köcher/Ludwig)	212
5.1.2. Elektromyographische Meßergebnisse (Ludwig)	218
5.1.3. Atemgasanalytische Meßergebnisse (Köcher)	222
5.1.4. Isokinetische Meßergebnisse (Köcher)	224
5.1.5. Ergebnisse der subjektiven Einschätzung (Ludwig)	230
5.1.6. Kritische Beurteilung des Meßverfahrens und dessen Eignung für die Therapie (Köcher)	231
5.2. Rehabilitative Verfahren im gesundheitspolitischen Kontext (Ludwig)	236
5.2.1. Evaluation des Therapieerfolges	236
5.2.2. Einzel- und gesamtwirtschaftliche Betrachtung	240
5.3. Potentiale und Desiderate (Köcher)	242
5.4. Zusammenfassung (Köcher/Ludwig)	245

Literaturverzeichnis

Abbildungsverzeichnis

Tabellenverzeichnis

Anhang

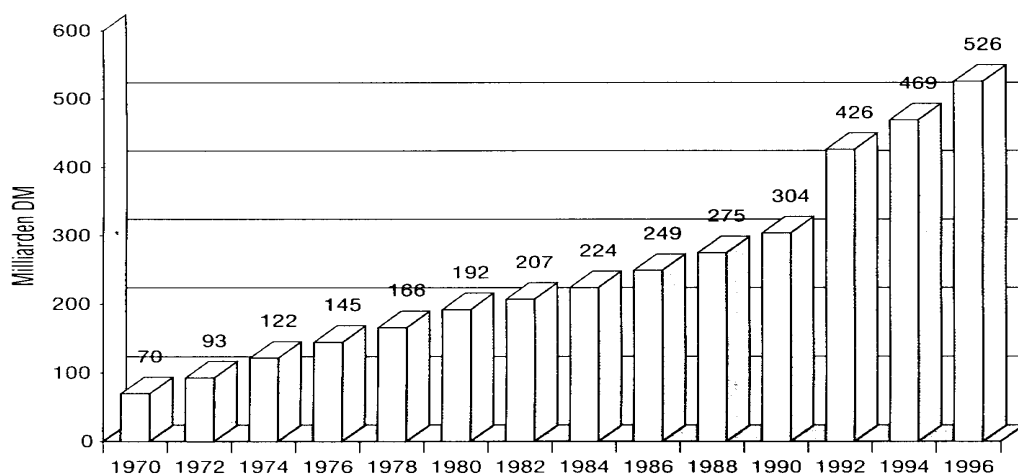
Lebensläufe

Eidesstattliche Erklärungen

1. Problemstellung (Köcher/Ludwig)

Die durch die zunehmende Verzahnung von Medizin und Ökonomie entstandene Diskussion über die Verwendung knapper finanzieller Ressourcen im Gesundheitsbereich beschäftigt Mediziner, Kostenrechner und Betroffene gleichermaßen. Im wesentlichen geht es darum, finanzielle Mittel effizient zu nutzen und somit optimale Versorgungsleistungen erbringen zu können. Grund für solche Überlegungen ist die Tatsache, daß es seit Mitte der 70er Jahre zu einem sprunghaften Anstieg der Kosten im Gesundheitswesen gekommen ist (vgl. Abb. 1).

Abbildung 1: Kostenentwicklung



(Abbildung aus HUNDHAUSEN 1999)

Unter Effizienzanalyse wird im folgenden die Gegenüberstellung von Aufwand und Ertrag verstanden, wobei als problematisch die Tatsache angesehen wird, daß es bis heute keine eindeutige allgemeine Zielsetzung im Gesundheitswesen gibt. Ferner ist ungeklärt, wie der Gesundheitszustand der Bevölkerung nicht nur erfaßt, sondern letztendlich monetär quantifiziert werden soll. Hierzu ist es notwendig, Indikatoren aufzustellen, welche als eine mehrdimensionale Auswahl den Gesundheitszustand der Bevölkerung erfassen können. Als solche Gesundheitsindikatoren gelten:

- Daten zur Lebenserwartung,
- Mortalitätsziffern,
- Prävalenz- und Inzidenzraten,
- Anzahl und Dauer von Krankenhausaufenthalten,
- Funktionseinschränkungen,
- Fehlzeiten am Arbeitsplatz.

Probleme bestehen v.a. bei der Erfassung des Ertrages eines Gesundheitswesens. Die Kosten hingegen lassen sich leichter anhand der Ausgaben für Gesundheit, Vorsorgeuntersuchungen, Krankenhausaufenthalten etc. bestimmen (vgl. SCHÜLE 1987).

Dieser global geführte Diskussionsansatz trifft nicht nur auf die medizinische Primärversorgung zu, sondern es sind gleichermaßen rehabilitative Anschlußheilverfahren davon betroffen. Ausgaben in diesem Bereich zählen nach Aussagen von Sachverständigen zu den ertragreichsten Ausgaben eines Staates überhaupt, da sie sich bereits nach drei Jahren amortisieren. Rehabilitative Maßnahmen lassen sich aus gesellschaftlicher Sicht wie folgt begründen:

Da die Gesellschaft laut SCHÜLE einer gestiegenen Gesundheitsgefährdung ausgesetzt ist, dieser aber ein medizinischer Fortschritt gegenübersteht, enden früher oft tödlich verlaufende Krankheiten heute häufig in chronischem Leiden oder dauernden Behinderungen.

„Probleme der Mortalität werden zu Problemen der Invalidität“
(SCHÜLE 1987, S. 12).

Gesamtwirtschaftliche Folgen ergeben sich hieraus insofern, daß vor dem Eintritt des Rentenfalles eine Rehabilitation angestrebt wird, da wiedergewonnene Arbeitskraft nicht am Volksvermögen zehrt, sondern es bereichert. Effizienzüberlegungen in der Rehabilitation lassen sich demnach wie folgt beschreiben:

- Eine Rehabilitationsmaßnahme birgt Kosten für den Einzelnen und die Gesamtheit, kann aber auch einen persönlichen oder gesamtwirtschaftlichen Nutzen bringen.
- Rehabilitationsmaßnahmen werden um so eher bewilligt, je mehr sie einen Nutzen erkennen lassen.
- Die Gesamtheit des ökonomischen Nutzens ist um so größer, je besser eine Gesellschaft die Kosten erkennt und diese einzusetzen versucht.
- Die nicht monetären Faktoren werden zwar als wichtig erachtet, finden aber noch kaum Berücksichtigung.
- Diese Faktoren werden in kapitalistischen Volkswirtschaften mit steigender Automatisierung und steigender Unterbeschäftigung aber immer mehr an Bedeutung erlangen.
- Es ergibt sich die Schwierigkeit der Kontrollgruppenbildung durch die Individualität der Betroffenen (vgl. SCHÜLE 1987).

Die Polarität der Maximalforderung nach bestmöglicher medizinischer Versorgung einerseits und der Minimalforderung nach geringstem Verbrauch finanzieller Mittel andererseits erfordert die Findung von Kompromissen. Das aus der Ökonomie bekannte Minimax-Prinzip ist jedoch nur zum Teil auf medizinisch-rehabilitative Fragestellungen anzuwenden, da hier immer der Mensch bzw. der Patient im Vordergrund stehen sollte. Als eine solche Lösung, die der Forderung des Minimax-Prinzips gerecht wird, hat sich in jüngster Zeit die Erweiterte Ambulante Physiotherapie (EAP) in der rehabilitativen Anschlußbehandlung nach komplexen Verletzungen etabliert. Diese Therapieform scheint der o.g. Forderung auf den ersten Blick hin gerecht zu werden, da sie gegenüber einer stationären Anschlußbehandlung in erheblichem Maße Kosten reduziert, wobei aber die angebotenen Leistungen denen einer stationären Nachbehandlung entsprechen. Dieser Aussage widersprechen vehement Therapeuten traditioneller Einrichtungen, die gleichen Behandlungserfolg bei größerer Kostenreduktion attestieren.

Auch hier besteht das Problem der Quantifizierung von Aufwand und Ertrag. Läßt sich der Aufwand für die gewählte Therapie noch recht einfach direkt als das Produkt aus ‚Anzahl der Therapieeinheiten multipliziert mit einem Kostenfaktor‘ bestimmen, so erscheint das Problem der Ertragsmessung wesentlich komplizierter. Als Erträge können demzufolge nur der Behandlungserfolg und daraus abgeleitete monetäre Größen gelten. Diese lassen sich primär an Arbeitsausfallzeiten festmachen, jedoch ist es auch zwingend notwendig, durch Reoperationen oder erneute rehabilitative Therapien anfallende Kosten zu erfassen. Bei der Betrachtung der Gesamtheit aller anfallenden Kosten und Erträge wird von der individuellen Kosten-Nutzen-Analyse zu einer eher volkswirtschaftlichen Analyse gewechselt.

STURM/CASSIM 1994a und 1994b haben den Versuch unternommen, bereits kurz nachdem die Kostenträger die Bereitschaft zur Kostenübernahme einer Komplextherapie signalisiert haben, einen Vergleich der Kosten und Erträge für eine Komplextherapie und für traditionelle Behandlungsmethoden nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes durchzuführen. Ergebnis dieser Untersuchung war, daß die EAP zwar wesentlich zeit- und kostenaufwendiger ist als eine krankengymnastische Therapie, aber unter Einschluß volkswirtschaftlicher Folgekosten wesentlich kostengünstiger erscheint. Das Auseinanderklaffen von einzel- und volkswirtschaftlicher Sichtweise bestimmt das Problemfeld hinsichtlich der Kostenübernahme. Volkswirtschaftlich gesehen sind die Kosten für eine Komplextherapie scheinbar wesentlich günstiger, jedoch wird dieses Argument von den Kostenträgern häufig nicht anerkannt, da die einzelwirtschaftlichen Kosten für eine Komplextherapie höher sind.

Der Zwang zur Kostenreduzierung einerseits und der Wille zur Erbringung optimaler medizinischer Versorgungsleistungen andererseits lassen den Forschungs- und Handlungsbedarf auf diesem Gebiet erkennen. Hinsichtlich der medizinisch-ökonomischen Beurteilung der noch jungen EAP im Vergleich zu der Krankengymnastik wurden bereits einige Studien angefertigt (vgl. hierzu Kapitel 2.1.2.1), welche jedoch auf eine naturwissenschaftliche Begründung der Vorteilhaftigkeit einer Behandlungsart verzichten. Vielmehr greifen diese Untersuchungen einzelne Kriterien heraus, an denen Effizienz und Ökonomie der betrachteten Anschlußheilbehandlungen festgemacht werden. Es ist deshalb unumgänglich, anhand einer Untersuchung einer großen Anzahl von Patienten wissenschaftlich zu belegen, welche Erträge und welche Kosten eine Therapie verursacht (vgl. STURM/CASSIM 1994a).

In der vorliegenden Arbeit wird der Versuch unternommen, rehabilitative Erfolge der beiden Therapieformen mit Hilfe naturwissenschaftlicher Parameter zu dokumentieren und ihre Vorteile kritisch aufzuzeigen. Dieser Versuch soll eher als Ertragserschaffung einer rehabilitativen Maßnahme verstanden werden. Die Qualität bzw. Effektivität einer Therapieform soll anhand eindeutiger wissenschaftlicher Kenngrößen quantifiziert und evaluiert werden. Die Aufwandsrechnung hingegen gestaltet sich wesentlich einfacher, da die Ergebnisse hierbei von bereits vorhandenen Studien berücksichtigt und übertragen werden können.

Das Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung eines naturwissenschaftlichen Untersuchungsdesigns zur Evaluation des rehabilitativen Verlaufes mit dem Zweck, die Vorteilhaftigkeit der genannten Therapieformen kritisch zu beurteilen. Ein wesentlicher Aspekt ist darüber hinaus nicht nur die genannte Darstellung von Kriterien zur Effizienzüberprüfung, sondern vielmehr wird angestrebt, Interdependenzen zwischen den betrachteten Untersuchungskriterien darzulegen und diese wissenschaftlich zu begründen. Dieser explorative Aspekt wiederum soll der verbesserten Therapiesteuerung dienen, d.h. der Therapeut soll die Möglichkeit bekommen, seine Arbeit zum Wohl des Patienten zu ökonomisieren. Gelten die o.a. Aussagen über die genannten Therapieformen generell für zahlreiche Indikationen, so sollen in der vorliegenden Arbeit Patienten mit vorderen Kreuzbandrupturen untersucht werden. Die Betrachtung von Kreuzbandrupturen bietet sich insofern an, als daß Kreuzbandverletzungen aufgrund der Schwere der Verletzung eine umfassende und zeitlich lange Rehabilitation erfordern. Im Vergleich mit anderen Bandverletzungen ist die Ruptur des LCA äußerst komplex und führt oft zu nicht befriedigenden Rehabilitationsergebnissen.

2. Grundlagen und Meßverfahren

Kapitel 2.1 soll vorrangig den Zweck der Darstellung von wichtigen Grundlagen und Begriffen der Anatomie und Physiologie des Kniegelenks sowie von Schädigungsmechanismen und ihre operativ-rehabilitative Behandlung erfüllen. Damit orientiert sich der Aufbau des Kapitels an der Chronologie des Traumas und der operativ-rehabilitativen Versorgung. Anschließend erfolgt ein Einblick in biomechanische Grundlagen.

In Kapitel 2.2 werden Meßverfahren der empirischen Forschung und der rehabilitativen Praxis skizziert. Dabei werden teilweise Ergebnisse aus der Literatur dargestellt, um Meßparameter darzustellen und ihre Eignung zur Visualisierung von Dysbalancen zu belegen.

2.1. Grundlagen

2.1.1. Verletzungen des Kniegelenks (Köcher)

2.1.1.1. Passiver und aktiver Bewegungsapparat des Kniegelenks

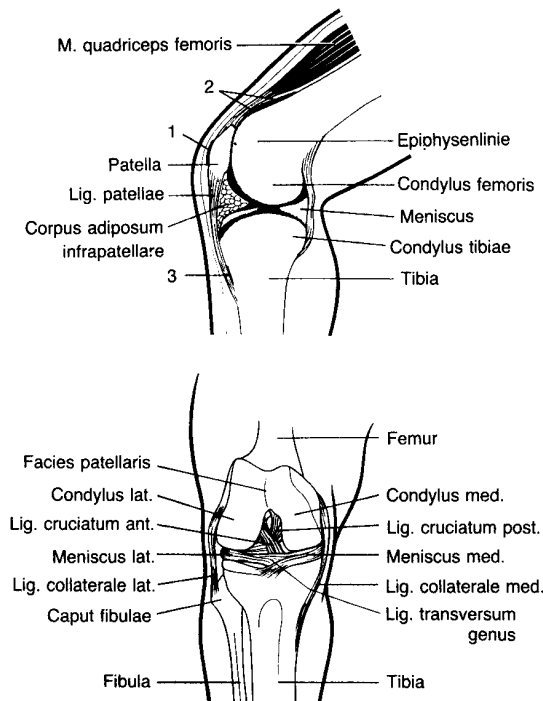
2.1.1.1.1. Anatomie und Arbeitsweise von Gelenk und Bändern

Das Kniegelenk nimmt in vielerlei Hinsicht eine besondere Position ein. Es ist nicht nur das größte und komplizierteste Gelenk des menschlichen Körpers, sondern es ist auch das anfälligste. Um Verletzungsmechanismen und deren Auswirkungen verstehen zu können, ist es deshalb sinnvoll, grundlegende Aspekte des Kniegelenks zu erörtern.

Im Kniegelenk (vgl. Abb. 2) artikulieren die nicht völlig kongruenten Femurkondylen mit den flachen Gelenkflächen der Tibia. Unter arthrokinematischen Gesichtspunkten findet deshalb die relative Bewegung zweier artikulierender Gelenkflächen statt, so daß man beim Kniegelenk vom Roll-Gleit-Mechanismus spricht (vgl. MÜHLEMANN 1997). Aus diesem Grund sind die keilförmigen Menisken zwischen beiden knöchernen Gelenkstrukturen eingelagert, um einen funktionellen Ausgleich zu ermöglichen und Stoß- sowie Druckeinwirkungen beim schnellen Laufen oder Heben schwerer Lasten zu minimieren. Die Menisken reichen allein jedoch nicht aus, um eine funktionelle Stabilität zu gewährleisten. Wesentliche Haltearbeit wird vom Bandapparat geleistet. Neben den Kollateralbändern (Lig. collaterale tibiale und Lig. collaterale fibulare) sind hier v. a. die Kreuzbänder (Lig. cruciatum anterius und Lig. cruciatum posterius) zu nennen, welche von den Femurkondylen zu den Tibiatellern ziehen. Die Kreuzbänder sichern den Zusammenhalt des Gelenks und sind wesent-

lich an der Gelenkführung insbesondere an der Flexion des Knies beteiligt (vgl. BENNINGHOFF 1985, KAPANDJI 1984, KEIDEL 1985, ROHEN 1987, SILBERNAGL 1989).

Abbildung 2: Anatomie des Kniegelenks



(Abbildung aus THEWS et al. 1989)

Nach MÜLLER 1982 sind die beiden Kreuzbänder das Kernstück der Kniegelenkinematik. Der Schnittpunkt der Kreuzbänder charakterisiert dabei den während der Flexion von vorn nach hinten wandernden Momentendrehpunkt des Gelenks (zur Gelenkinematik vgl. auch JONSSON et al. 1989 und besonders NIETERT 1977).

In den verschiedenen Beugstellungen des Kniegelenks sind die Kreuzbänder unterschiedlich gespannt und beansprucht. Während in der Extension v. a. der vordere mediale Teil des LCA (Ligamentum cruciatum anterius) gespannt ist, so erfährt in der Flexion der laterale Abschnitt des LCA und der mediale Abschnitt des LCP (Ligamentum cruciatum posterius) eine Spannung. In den letzten 10% der Extension ist eine 5%ige Schlußrotation zu beobachten, welche durch das LCA verursacht wird. Hierbei kommt es zu einer leichten Auseinanderwicklung der Kreuzbänder. Im Bereich von 0° bis 15° Flexion wirken doppelt so hohe Kräfte wie im Bereich von 50° bis 60° (vgl. SCHLEPKOW 1987). Unter Last verändern sich diese Werte signifikant im Vergleich zur Bewegung ohne Gewicht. Während einer Beugung von 10° bis 20° mit einem Gewicht von 45 N und bei einer isometrischen Quadri-

cepskontraktion bei verschiedenen Stellungen zwischen 15° und 30° läßt sich ein signifikant höherer Druck auf das LCA beobachten. Hingegen lassen sich bei 60° und 90° Flexion keine Druckveränderungen im Vergleich zur Anspannung ohne Last feststellen (vgl. DYE/CANNON 1988, BEYNNON et al. 1992, BEYNNON et al. 1995). Betrachtet man das LCA als Gesamtligament, so ist es bei 40° bis 50° Beugung am lockersten (vgl. HEERS 1983). Bei Innenrotation wickeln sich die Kreuzbänder umeinander, um so eine Einwärtsdrehung zu hemmen (vgl. THEWS et al. 1989, TITTEL 1989, TITTEL 1977). Untersucht man die Fasern der Kreuzbänder während der Flexion, so läßt sich feststellen, daß sich nur wenige Fasern isometrisch verhalten. Lediglich bei der Außenrotation stehen die Kreuzbänder nicht unter Spannung, so daß sie hier nicht führend eingreifen. Der größte Teil ist demzufolge in unterschiedlicher Weise angespannt (vgl. FREIWALD 1996, FUSS 1989, WEISE 1992). Das in erster Linie als Scharniergelenk arbeitende Kniegelenk läßt demzufolge auch eine begrenzte Innen- und Außenrotation bei gebeugtem Unterschenkel zu (vgl. THEWS et al. 1989).

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß die primäre Aufgabe des LCA in der Stabilisation des Kniegelenks in Extension und Flexion sowie Innen- und Außenrotation liegt. Weiterhin verhindert es den tibialen Vorschub (Schubladenphänomen²). Neben diesen rein mechanischen Gesichtspunkten zur Stabilisierung des Kniegelenks besitzen die Bänder auch sensible Funktionen. Durch Rezeptoren im Bandknochenübergang und im novialen Überzug werden Stellungs- und Spannungsänderungen nervös weitergeleitet (vgl. Kapitel 2.1.1.3.2).

2.1.1.1.2. Muskeln in der Peripherie des Kniegelenks

Gelenke können ohne Interaktion mit der umgebenden Muskulatur nicht arbeiten. Umgekehrt beeinflusst die Gelenkstellung aber auch die Muskelwirkung. Ändert sich die Gelenkstellung, so ändert sich ebenfalls die Wirkungslinie eines betroffenen Muskels, indem sie sich annähert oder entfernt. Die Wirkungslinie ist die Linie, auf der der Kraftarm wirkt, mit Hilfe dessen die Gelenkmomente berechnet werden können. Ferner beeinflusst die Gelenkstellung die Länge der Muskeln, welche von Propriozeptoren registriert werden (vgl. Kapitel 2.1.1.3.2). Treten Änderungen der Gelenkstellung auf, so sind es insbesondere die Muskelfasern, die sich der Längenänderung anpassen (vgl. CAVANAGH/GRIEVE 1983, POPE et al. 1992, RENSTROEM 1987).

² Als vordere Schublade wird der ausgeprägte Vorschub der Tibia gegenüber dem Femur bei flektiertem Knie bezeichnet.

Die mittlere Reißfestigkeit der Kreuzbänder liegt bei ca. 700-1000 N. Beim Gehen wirken auf das LCA ca. 300 N, beim Laufen ca. 600 N und beim Stolpern ca. 700 N. Dabei trägt die umgebende Muskulatur entscheidend zur Erhöhung der Toleranzgrenze der Reißfestigkeit bei (vgl. PETERSON 1990, SCHARF et al. 1991).

Neben der passiven Führung des Kniegelenks durch Bandstrukturen und Menisken ermöglicht die umgebende Muskulatur die Flexion und die Extension des Knies und sichert die Kreuzbänder gegen Belastungsspitzen ab. Wichtigster Muskel für die Extension ist der M. quadriceps femoris. Dieser vierköpfige Muskel besteht aus M. rectus femoris, M. vastus lateralis, M. vastus medialis und M. vastus intermedius. Zusammen bilden sie eine gemeinsame Endsehne, die die Patella einschließt. Eine weniger wichtige Bedeutung für die Extension besitzt der M. tensor fasciae latae.

An der Flexion beteiligte Oberschenkelmuskeln sind im wesentlichen die Muskeln der ischiokruralen Gruppe. Gemeinsam ist den beteiligten Muskeln, daß sie über das Kniegelenk hinwegziehen. Die ischiokrurale Muskulatur besteht aus M. biceps femoris, M. semitendinosus, M. semimembranosus, M. sartorius und M. gracilis. Ferner sind an der Flexion des Kniegelenks folgende Muskeln des Unterschenkels beteiligt: M. gastrocnemius und M. popliteus (vgl. KAHLE et al. 1986, SOBOTTA/BECHER 1988, WEINECK 1990).

Eine besondere Stellung hat dabei der M. gastrocnemius. Dieser Teilmuskel des dreiköpfigen M. triceps surae endet mit zwei Köpfen oberhalb des Kniegelenks und ist deshalb nicht nur für die Flexion dieses Gelenks zuständig, sondern ebenfalls für die Plantarflexion (Senkung des Fußrückens) des Sprunggelenks (vgl. SCHIEBLER 1987). Der M. gastrocnemius ist demzufolge am Sprunggelenk ein extensorischer Muskel, der zusammen mit dem M. soleus die Sprunggelenksteifheit kontrolliert. Rund um das Knie ist der M. gastrocnemius ein primär flexorischer Muskel, der hierbei für die Kniestabilität verantwortlich ist. Die Wichtigkeit dieses Muskels für die Stabilität beider Gelenke ist somit gegeben (vgl. SINKJAER/ARENDR-NIELSEN 1991).

Neben der Flexion und Extension des Kniegelenks ist eine Plantarflexion bzw. Dorsalextension des Fußes notwendig, um Bewegungsabläufe in der unteren Extremität realisieren zu können. Beugung und Streckung des Fußes finden im oberen Sprunggelenk statt, hingegen ist das untere Sprunggelenk für Pronation und Supination verantwortlich. Neben dem o.a. M. gastrocnemius ist im wesentlichen der M. soleus an der Senkung des Fußrückens beteiligt. Die Dorsalextension wird primär vom M. tibialis anterior realisiert (vgl. TITTEL 1989, WALDEYER/MAYET 1987).

Zur Realisation der Gehbewegung ist letztendlich auch die Hüftmuskulatur notwendig. Als wichtigster Beugemuskel der Hüfte wird der M. iliopsoas bezeichnet. Von den besprochenen Oberschenkelmuskeln ist der M. rectus femoris des weiteren an

der Flexion der Hüfte beteiligt. Hüfttextendierend wirken der M. gluteus und folgende bereits erwähnte Oberschenkelmuskeln: M. semitendinosus, M. semimembranosus und M. biceps femoris. Neben Flexion und Extension ermöglicht das Hüftgelenk in seiner Funktion als Kugelgelenk die Abduktion und Adduktion sowie Innen- und Außenrotation.

Das harmonische Zusammenspiel von Kapsel-Band-Apparat und Muskulatur zur Stabilisierung des Kniegelenks wird durch folgende Einteilung charakterisiert:

- Anterior-mediale und posterior-mediale Stabilisatoren: mediales Seitenband, Kapsel, M. quadriceps
- Anterior-laterale und posterior-laterale Stabilisatoren: laterales Seitenband, M. vastus lateralis, M. vastus medialis und M. biceps femoris
- zentrale Stabilisatoren: Kreuz- und Seitenbänder sowie Menisken (vgl. EINSINGBACH 1986).

2.1.1.2. Schädigungsmechanismen am Knie und Erstversorgung durch den Arzt

Die oben beschriebene anatomische und muskuläre Integrität des Kniegelenks wird durch Gewalteinwirkungen von außen erheblich gestört. Schädigungen am Kniegelenk treten dabei mit unterschiedlicher Intensität und Komplexität auf. Folge jeder Gewalteinwirkung ist, daß Strukturen zerstört und damit Limitationen in der Motorik hervorgerufen werden.

Grundsätzlich können Verletzungsmechanismen durch die Richtung der Krafteinwirkung unterschieden werden. Die Richtung der Krafteinwirkung bedingt dabei fast immer eine verschiedenartige Verletzung. PETERSON/RENSTRÖM 1987 differenzieren folgende Verletzungsmechanismen (vgl. auch QUIGLEY 1983, RÜTHER et al. 1978, SCHUTTE/HAPPEL 1990):

1) Krafteinwirkung gegen die Außenseite des Kniegelenks

Schädigungen, die durch eine Krafteinwirkung gegen die Außenseite des Kniegelenks hervorgerufen werden, haben zur Folge, daß das Kniegelenk einwärts in eine Valgusstellung gedrückt wird. Die so hervorgerufenen Verletzungen treten ebenfalls bei einer Krafteinwirkung auf die Innenseite des Vorfußes auf, bei denen der Fuß bezogen auf das Knie nach außen gedrückt wird. Der erstgenannte Verletzungsmechanismus tritt im allgemeinen dann auf, wenn die Extremität belastet ist und von außen eine Kraft auf das Knie einwirkt und nach einwärts drückt, während der zweitgenannte bei unbelasteter Extremität ausgelöst wird. In beiden Fällen wird die Tibia gegenüber dem Oberschenkel nach außen rotiert, so daß es

neben Schädigungen des vorderen Kreuzbandes ebenfalls zu Verletzungen des Innenmeniskus und des medialen Seitenbandes kommt.

2) Krafteinwirkung auf die Innenseite des Kniegelenks

Diese Verletzungsart findet häufig bei belastetem Fuß und leicht flexiertem Kniegelenk statt, so daß das Kniegelenk in eine Varusstellung gedrückt wird. Die Tibia wird gegenüber dem Femur nach innen rotiert. Je nach Schwere der Verletzung ist zuerst das laterale Seitenband und anschließend das LCA betroffen. Liegt eine Kombinationsverletzung aus Ruptur des lateralen Seitenbandes und des LCA vor, so ist diese meistens gleichzeitig mit einer Hämarthrose (blutiger Gelenkerguß) verbunden. Weniger häufig ist in diesem Fall eine Meniskusverletzung anzutreffen, da das laterale Seitenband nicht am Außenmeniskus befestigt ist.

3) Krafteinwirkung mit Überstreckung bzw. -beugung

Von einer Überstreckung spricht man, wenn von vorne eine Kraft auf das Kniegelenk einwirkt. Während in den unter 1) und 2) genannten Fällen meistens eine zweite Person an der Verletzung beteiligt ist, können Überstreckungen bzw. -beugungen auch ohne Körperkontakt entstehen. In solchen Fällen kommt es dann meistens zu einer isolierten Ruptur des LCA bzw. LCP.

4) Verdrehungen im Kniegelenk ohne Körperkontakt

Diese Verletzungsart tritt dann auf, wenn eine Drehbewegung bei fixiertem Fuß durchgeführt wird. In diesem Fall findet eine Drehbewegung der Tibia gegenüber dem Femur nach innen statt, so daß Verletzungen des LCA und des Meniskus auftreten können.

Nach PETERSON 1990 tritt die unter 1) genannte Verletzung am häufigsten auf. Bei diesem Valgus-Flexions-Außenrotations-Traumen kommt es neben der Ruptur des LCA zum Zerreißen des medialen Kapselbandes, des medialen Seitenbandes und des medialen Meniskus. Diese Verletzungsart wird auch als ‚unhappy triad‘ bezeichnet (vgl. auch HINRICHS 1986).

Für den behandelnden Arzt ist es nun wichtig, sich durch eine genaue Anamnese ein exaktes Bild vom Unfallhergang zu machen. Mit dem Wissen der Verletzungsmechanismen kann die Verletzung selbst lokalisiert werden. Umgekehrt kann auch durch die Lokalisation der Verletzung auf den Verletzungshergang geschlossen werden (vgl. EINSINGBACH 1986, HIRSCHFELD 1983). Die alleinige Anamnese ist jedoch nicht ausreichend, um eine exakte Diagnose über das Ausmaß der Ver-

letzung zu geben. In der Praxis stehen dem Arzt dafür verschiedene klinische Tests zur Verfügung, wobei am häufigsten der Lachmantest, gefolgt vom vorderen Schubladentest und Pivot-Shift-Test Verwendung findet (vgl. JEROSCH et al. 1994). Eine kurze Beschreibung der klinischen Testverfahren sollen diese verdeutlichen (eine genaue Darstellung von Tests und deren Interpretation bei posttraumatischen Instabilitäten findet sich bei HEERS 1983):

1) Lachmantest

In geringer Flexionsstellung des Knies führt fast jede Ruptur des LCA zu einer vermehrten anterioren Translation der Tibia. Hingegen wird der tibiale Vorschub bei vermehrter Flexion durch die Sekundärstabilisatoren deutlich abgebremst. Vor diesem Hintergrund wird der tibiale Vorschub während einer Beugung von 10-20° durch Verschieben des Unterschenkels nach vorne in Relation zum Femur getestet. Ist der Vorschub groß und läßt sich die vordere Schublade sehen oder fühlen, so besteht erheblicher Verdacht auf Vorliegen einer Ruptur des LCA (vgl. RIEDEL 1995).

2) Vorderer Schubladentest

Im Gegensatz zum Lachmantest wird dieser Test bei deutlich größerer Flexion durchgeführt (60 bis 90°). Im Unterschied zu 1) befindet sich das Knie jedoch in gleichzeitiger Rotationsstellung (sowohl Innen- als auch Außenrotation). Analog zu 1) besteht der Verdacht auf Ruptur des LCA, wenn die vordere Schublade diagnostiziert wird (vgl. PETERSON/RENSTRÖM 1987).

3) Pivot-Shift-Test

Der Pivot-Shift-Test wird bei vollständiger Extension und bei leichter Flexion des Knies unter gleichzeitiger Innenrotation durchgeführt. Bei Vorliegen einer Ruptur des LCA ist nun das Phänomen der vorderen Subluxation des Tibiakopfes zu beobachten. Dieser Test läßt sich an der überwiegenden Anzahl der Patienten mit akuter Ruptur und in praktisch allen Fällen mit chronischer Insuffizienz auslösen (vgl. GALWAY et al. 1972).

In einer Untersuchung von KIM/KIM 1995 hat sich der Lachmantest als der sensitivste bei der Identifikation chronischer Insuffizienzen bewährt. Auch der Pivot-Shift-Test zeigt ein hohes Maß an Sensitivität, ist jedoch von mehreren Faktoren beeinflusst. Weniger gute Ergebnisse zeigt der vordere Schubladentest.

Weitere klinische Testinstrumente, die jedoch aus Gründen der anfallenden Kosten und des durch sie bedingten zeitlichen Aufwandes weitaus geringer angewendet

werden, sind z.B. Sonographie und Kernspintomographie. Letztendliche Sicherheit kann jedoch nur der Blick in das betroffene Gelenk gewährleisten (vgl. JEROSCH et al. 1994). Einen erträglichen Kompromiß zwischen zeitlichem Aufwand und Kosten bietet die röntgenologische Untersuchung. Eine dreidimensionale röntgenologische Untersuchung des Knies bei einseitigen alten LCA-Rupturen während der Extension erbrachte das Ergebnis, daß gegen Ende der Streckung bei beiden Beinen eine reduzierte interne Rotation und Adduktion vorlag. Das verletzte Knie zeigte hingegen eine Zunahme der anterior-distalen Verschiebung zur tibialen interkondylaren Erhebung. Diese abnormalen tibialen Verschiebungen sind ein Indiz dafür, daß das Fehlen des LCA während der letzten 30° der aktiven Streckung noch nicht vollständig kompensiert wurde (vgl. JONSSON et al. 1989).

Neben den klinischen Tests haben sich in der Praxis apparative Untersuchungen mittels Kniearthrometern bewährt. Beispielhaft sei hier das KT-1000 genannt, mit dessen Hilfe sich ebenfalls tibio-femorale Dissolutionen registrieren lassen. Vorteil apparativer Untersuchungen ist dabei die Unabhängigkeit vom Einfluß des untersuchenden Arztes (vgl. BUHMANN 1994, RIEDEL 1995).

Die differenzierte Komplexität der Verletzung bedingt unterschiedliche ärztliche Versorgungsmethoden. Nach erfolgreicher Identifikation einer Ruptur des LCA und etwaiger anderer Verletzungen obliegt es dem behandelnden Arzt in Absprache mit dem Patienten, Argumente für und wider verschiedener Behandlungstechniken darzulegen.

Grundsätzlich steht an erster Stelle die Entscheidung, ob die Verletzung operativ oder konservativ behandelt wird. Hierbei sind nicht nur medizinische Indikationen wie Komplexität des Traumas zu berücksichtigen, sondern es sind ebenfalls individuelle Faktoren aus dem persönlichen Umfeld des Patienten gegeneinander abzuwägen.

Insbesondere bei Überdehnung der Bänder wird die Entscheidung für oder gegen ein operatives Vorgehen von dem Ausmaß der Instabilität abhängig gemacht. Die Instabilitätsprüfung erfolgt beim Knie mittels o.g. Tests immer im Seitenvergleich hinsichtlich des Schubladenphänomens, und nur diese Differenz ist pathologisch zu bewerten. Unterschieden wird die leichte Instabilität (1. Grad: Schubladenphänomen bis zu 5 mm) von der mäßigen (2. Grad: Schubladenphänomen zwischen 5 und 10 mm) und der schweren Instabilität (3. Grad: Schubladenphänomen über 10 mm). Bei der Instabilität 1. Grades wird oft eine konservative Behandlungsweise bevorzugt. Bei der Instabilität 2. und besonders 3. Grades ist zumeist eine Indikation zur Operation gegeben (vgl. KANNUS/JÄRVINEN 1990).

Die Heterogenität bei der Wahl der Versorgungsmethode spiegelt sich in den Aussagen verschiedener Autoren wider. GOERTZEN 1994 erwähnt zugleich, daß eine

Wiederherstellung der konkreten biomechanischen Verhältnisse des Ursprungsbandes durch eine operative Versorgung nicht möglich ist, da in den wenigsten Fällen die korrekte isometrische Positionierung des Bandes realisierbar ist sowie die Restitution der Durchblutungsverhältnisse nicht erreicht wird. Wegen der zu erwartenden Instabilität bei der konservativen Versorgungstechnik wird das zuvor genannte jedoch in Kauf genommen. Das auftretende Instabilitätsverhalten nach längerem Zeitraum wird in einer Studie von ANDERSSON 1993 bestätigt. Untersuchungen an 40 konservativ behandelten Patienten mit frischer Ruptur des LCA ergeben zwölf Monate nach dem Trauma, daß die Hälfte dieser Patienten Instabilitätsverhalten aufweisen und Subluxationserscheinungen mit gleichzeitiger Hämarthrose registriert werden.

Ein weiterer Indikator für eine operative Versorgung ist die Diagnose einer frischen Komplettruptur und von Bandverletzungen mit knöchernen Ausrissen. Gerade bei Vorliegen einer frischen Ruptur ist ein schnelles Eingreifen erforderlich, da bereits ab der zwölften Woche nach dem Trauma eine vollständige Wiederherstellung unmöglich ist. Ab diesem Zeitpunkt wird in vielen Fällen deshalb die konservative Behandlungsmethode gewählt (vgl. EINSINGBACH 1986).

Für eine verstärkt konservative Behandlung votieren KANNUS/JÄRVINEN 1990. Diese machen die Versorgungstechnik jedoch ebenfalls abhängig vom Instabilitätsgrad und vom Alter der betroffenen Person (und damit von den verfolgten sportlichen Ambitionen). Sind diese Indikatoren nicht gegeben, empfehlen auch sie die operative Behandlung.

Diese Empfehlung wird auch von WIRTH 1989 ausgesprochen. Beim Vorliegen der o.g. Indikation können gute mittelfristige Ergebnisse mit einer konservativen Methode erzielt werden, wenn es sich um unidirektionale Instabilitäten in der Transversalebene handelt. Einschränkend wird jedoch gesagt, daß längerfristig mit einer kontinuierlichen Verschlechterung der Kniefunktionen gerechnet werden kann. Folglich wird bei sportlich aktiven Patienten unter 40 Jahren primär die operative Versorgungstechnik angewandt. Dies ist v.a. bei multidirektionalen Instabilitäten der Fall. Die in den letzten Jahren zunehmende Verbesserung des verwendeten Operationsmaterials und Fortschritte in der medizinischen Operationstechnik rechtfertigen immer häufiger die operative Behandlungsmethode. Durch die präzise Lokalisation des Bandes, die Anbringung des Implantats mit der richtigen Spannung und nicht zuletzt die Fortschritte in der postoperativen Anschlußheilbehandlung, wird zunehmend seit geraumer Zeit die operative Behandlungstechnik präferiert (vgl. NOYES et al. 1984).

Zusammenfassend können folgende Indikatoren zur operativen Behandlung der vorderen Kreuzbandruptur dargestellt werden:

- körperlich leistungsorientierter Patient jünger als 20 Jahre,
- beidseitige Knieverletzung mit Kapselbandverletzung und osteochondraler Fraktur,
- positiver Lachmantest und Pivot-Shift-Zeichen,
- die konservative Methode erreicht keine muskuläre Kompensation (vgl. WIRTH 1989).

Im Gegensatz dazu lassen sich folgende Indikatoren für eine konservative Behandlung nennen:

- die Operation wird vom Patienten abgelehnt,
- lebensbedrohliche Verletzungen oder infizierte Wunden im Kniebereich,
- die Instabilität ist muskulär kompensierbar,
- positiver Lachmantest, aber abgeschwächtes Pivot-Shift-Zeichen,
- Verletzung älter als 14 Tage (vgl. WIRTH 1989).

Diese Indikatoren werden im wesentlichen auch von RAUCH et al. 1991 bestätigt. Problematisch ist nach deren Meinung die Heterogenität der Bewertungskriterien. Auch INSALL et al. 1989 sehen die größte Schwierigkeit in der unterschiedlichen Bewertung des vorliegenden Traumas und der persönlichen Zielsetzung des Patienten. So obliegt es der Verantwortung und der Erfahrung des Arztes, nach o.g. Kriterien dem Patienten zu einer angemessenen Versorgungsmethode zu raten.

Die Wahl der konservativen Versorgungstechnik beinhaltet die nichtoperative Behandlung des Knie Traumas. Je nach Komplexität der Verletzung erfolgt nach einer unterschiedlich langen Ruhigstellung die Mobilisationsphase. Ziel dieser Therapieform ist die Stabilisierung des Gelenks durch muskuläres und koordinatives Aufbau-training. Wurde früher primär der M. quadriceps trainiert, so finden heute demgegenüber die Muskeln der ischiokruralen Gruppe verstärkt Beachtung. Dieses geschieht vor dem Hintergrund des Wissens, daß gerade im Bereich von 0° bis 40° der M. quadriceps als Antagonist zur ischiokruralen Gruppe die vordere Schublade auslöst (vgl. GOERTZEN 1994).

Auf der anderen Seite stehen bei der operativen Versorgungstechnik die Wiederherstellung der Kniestabilität über die Rekonstruktion des Kreuzbandes im Vordergrund. Vorteil dieser Methode bei erfolgreicher Restitution ist die erhöhte Belastungs-

fähigkeit des Kreuzbandes im Vergleich zur konservativen Methode. Nachteilig wirken sich die Zerstörungen des umgebenden Gewebes und der umgebenden Strukturen aus, so daß propriozeptive Rückmeldungen über einen langen Zeitraum nicht oder nur eingeschränkt möglich sind (vgl. FREIWALD/ENGELHARDT 1996a).

Bei der operativen Behandlungsmethode wird grundsätzlich zwischen einer offenen und einer arthroskopischen Operationsmethode unterschieden. Obwohl in einer bundesweiten Befragung im Jahr 1994 80,4% aller behandelnden Ärzte offen operierten, zeigen sich in jüngster Zeit klare Vorteile für die arthroskopische Operationstechnik (vgl. JEROSCH et al. 1994). Die Vorteile der arthroskopischen Behandlungstechnik liegen darin, daß sie im allgemeinen als schonender in bezug auf die Zerstörung von Gewebe und Strukturen erachtet wird. Der Schnitt in die sensible Kapsel ist wesentlich kleiner, womit die nervöse Versorgung geschont wird (vgl. FREIWALD/ENGELHARDT 1996a).

Operative Behandlungstechniken erfordern des weiteren immer die Beantwortung der Frage nach der Art der Rekonstruktion der Bandstrukturen. Zu unterscheiden ist die Wiederherstellung der ligamentären Einheit durch eine Bandnaht von der Restitution des LCA durch eine Plastik. Für eine Bandnaht sprechen dabei primär Art der Ruptur (nicht knöcherner Ausriß des Bandes) und geringes Alter des Patienten. Im Vergleich zu Bandplastiken wird jedoch die Bandnaht nur von einer kleinen Zahl von Ärzten präferiert (vgl. JEROSCH et al. 1994). Der größte Teil der operativ versorgten Patienten wird mittels Bandplastik behandelt. Am häufigsten wird hierfür das mittlere Drittel der Patellasehne verwendet, welches ungefähr die ursprüngliche Anatomie des LCA besitzt und die Propriozeption ermöglicht (vgl. BEYNNON et al. 1994 und Kapitel 2.1.1.3). Das Sehnenmaterial bildet sich dabei nach 12 bis 18 Monaten biologisch vollständig in Bandmaterial um. Nach diesem Zeitraum ist auch der knöcherne Einbau und die Resynovialisierung abgeschlossen (vgl. GOERTZEN 1994). Entscheidend dabei ist, daß nicht die Belastbarkeit des Transplantates in den ersten Wochen der Rehabilitation der limitierende Faktor ist, sondern die Stabilität der Primärfixation. Das bedeutet, das Patellasehnenimplantat besitzt schon von sich aus eine hohe Reißfestigkeit (vgl. RUPP/TEMPELHOF 1995).

Neben der Patellasehne wird als körpereigenes Implantat auch die Semitendinosussehne verwandt. Weit weniger häufig finden sich Kunstbandtransplantate und Transplantate aus der Fascia lata. Teilweise sind Plastiken und Nähte auch mit Augmentationen verbunden (vgl. JEROSCH et al. 1994).

2.1.1.3. Auswirkungen der Ruptur des vorderen Kreuzbandes

In der Mehrzahl der Fälle ist eine Ruptur des vorderen Kreuzbandes nicht ohne begleitende Verletzungsmechanismen anzutreffen. Neben Traumatisierungen der Gelenkkapsel kommt es wie in Kapitel 2.1.1.2 beschrieben häufig zu Verletzungen der Menisken und Lateralbänder. Äußerlich sichtbar werden diese Verletzungen meistens durch eine starke Schwellung. Ziel jeder ärztlichen Versorgung und rehabilitativen Anschlußheilbehandlung muß zunächst die Minimierung etwaiger Schwellungserscheinungen sein.

2.1.1.3.1. Muskelatrophie

Neben der Zerstörung sensitiver und stabilisierender Eigenschaften des Ligaments sind umgebende Bereiche der unteren Extremität betroffen. Synergieeffekte zwischen Muskeln und Bändern haben grundlegende Bedeutung für die Gelenkintegrität. Muskeln können als eine Art Regulator verschiedene externe und interne Einflüsse regulieren. Gut entwickelte Muskeln sorgen demzufolge für eine Verbesserung der Gelenkstabilität und reduzieren die Gefahr einer erneuten Verletzung (vgl. SOLOMONOW et al. 1989).

Grundsätzlich ist nach einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes mit anschließender unterschiedlich langer Immobilisationsphase eine Atrophie der umgebenden Muskulatur verbunden³. Besonders betroffen ist hiervon der M. quadriceps. Die meßbare Atrophie kann sogar als noch größer angenommen werden, da teilweise der Raum des subkutanen Gewebes zunimmt (vgl. APPELL 1994, HÄGGMARK 1982).

Vom Kraftverlust sind nicht gleichermaßen alle Muskelfasern betroffen. Primär sind rote atrophieempfindliche ST-Muskelfasern (slow twitch = langsam kontrahierende Muskelfasern) sowohl in relativer als auch in absoluter Zahl von der Muskelatrophie tangiert, wobei jedoch ungeklärt ist, ob die Atrophie auf einen totalen Schwund der ST-Fasern oder auf eine Umwandlung der ST- in FT-Fasern (fast twitch = schnell kontrahierende Muskelfasern) zurückzuführen ist. Ebenfalls konnte insgesamt ein verringerter Metabolismus der oxidativen sowie glykolytischen Stoffwechselforgänge nachgewiesen werden (vgl. APPELL 1990 und 1986, BAUGHER et al. 1984, FREIWALD et al. 1993a, HÄGGMARK 1982).

Atrophie und Kraftverlust sind von bestimmten äußeren Einflußfaktoren abhängig. Jüngere Patienten sind vom Kraftverlust weniger betroffen als ältere, postoperativ sind Männer stärker als Frauen betroffen. Auch das Operationsverfahren hat Einfluß

³ Eine detaillierte Besprechung der muskulären Eigenschaften nach Ruptur des LCA findet sich bei FREIWALD 1992.

auf den Kraftverlust, wobei arthroskopisch versorgte LCA-Patienten den größten postoperativen Kraftverlust aufweisen, jedoch aber auch die besten Werte in der Kraftentwicklung zeigen. Insgesamt stellt sich heraus, daß Geschlecht und Operationsverfahren die stärksten Einflußfaktoren in bezug auf Atrophie und Kraftverlust sind (vgl. KEDZIORA 1993).

2.1.1.3.2. Propriozeption

Wesentlich entscheidenderen Einfluß und langfristige Auswirkungen hat die durch das Trauma und durch die operative Versorgung zerstörende Wirkung auf sensible Elemente innerhalb der ligamentären Einheit. Der Kapsel-Band-Apparat ist nicht nur passives Gewebe, sondern besitzt informatorische Rezeptoren, die es ermöglichen, an nachgeschaltete Organe reflektorische Reize auszusenden, um Strukturen zu schützen.

Prinzipiell lassen sich folgende Rezeptortypen unterscheiden:

1) Muskelspindeln (Ia-Fasern)

Dehnungsreize werden durch in der Muskulatur befindliche Muskelspindeln wahrgenommen. Empfindlich reagieren sie auf Geschwindigkeitsveränderungen aufgrund von Dehnungsreizen (primäre afferente Fasern). Ihre Wirkung bezieht sich weitgehend auf den eigenen Muskel sowie den Antagonisten. Dagegen reagieren die sekundären afferenten Fasern vorwiegend auf statische Reize.

2) Sehnenspindeln (Golgirezeptoren; Ib-Fasern)

Golgirezeptoren erfassen sowohl die Spannung der Sehne als auch der Muskel-Sehneneinheit. Die afferenten Nervenfasern der Golgi-Sehnen-Organen beeinflussen die Kraftentwicklung der gesamten Extremität. Sie kommen in den Bereichen der Gelenkkapsel vor, die durch Bänder oder Muskelsehnen verstärkt sind. Darüber hinaus findet man sie im Knie im medialen und lateralen Seitenband, den Kreuzbändern, dem medialen Meniskus sowie der Muskel-Sehneneinheit der Patellasehne.

Somit verfügt der menschliche Körper über zwei Rückkopplungssysteme. Ein System bildet das Längen-Kontroll-System mit den Muskelspindeln, das andere ist ein Spannungs-Kontroll-System mit den Sehnenorganen.

3) Vater-Pacini-Körper

Vater-Pacini-Körper sind Beschleunigungsdetektoren, die über eine niedrige mechanische Reizschwelle verfügen und auf unidirektionale Kompression reagieren. Man findet sie im lockeren Bindegewebe und in der Nachbarschaft zu den Ligamenten.

4) Ruffini-Körper

Ruffini-Körper sind Zugrezeptoren, die langsam mit einer niedrigen Reizschwelle adaptieren. Sie melden z.B. den intraartikulären Druck, zeigen die Gelenkwinkelstellung, die Amplitude und Geschwindigkeit von Gelenkbewegungen an. Im Kniegelenk sind sie nach den freien Nervenendigungen der zweithäufigste Rezeptortyp.

5) Freie Nervenendigungen (Nozizeptoren)

„Nozizeptoren sind definiert als sensorische Nervenendigungen, die darauf spezialisiert sind, Schadreize zu registrieren und die Informationen über die Einwirkung der Reize an das Zentralnervensystem weiterzugeben. Die Folge der Aktivierung von Nozizeptoren in einem Lebewesen mit Bewußtsein ist subjektiver Schmerz“ (MENSE 1988, S. 199).

Freie Nervenendigungen verfügen demnach über eine hohe Reizschwelle. Bei Schädigungen und Entzündungen kann sich diese verändern, so daß aus nicht schmerzauslösenden Reizen schmerzauslösende Reize werden. Im nicht entzündeten Muskel antworten sie weder bei passiver Dehnung, aktiver Kontraktion noch bei unschädlicher Temperaturänderung. Nozizeptoren sind über dünne marklose und markhaltige Afferenzen mit dem Zentralnervensystem verbunden und kommen in allen Gewebstypen mit Ausnahme des gelenküberziehenden Knorpels vor (zu Rezeptortypen vgl. FREIWALD/ENGELHARDT 1996b, FREIWALD et al. 1993a, FREIWALD et al. 1993b, FROMM et al. 1993, HAUS et al. 1992, JOHANSSON 1991, JOHANSSON et al. 1991a, JOHANSSON et al. 1991b, KAHLE et al. 1986, KENNEDY et al. 1982, MENSE 1988, MÜHLEMANN 1997, SCHULTZ et al. 1984, SCHUTTE et al. 1987, THEWS et al. 1989, TITTEL 1989).

Die oben genannten Rezeptortypen geben Auskunft über die Qualitäten der Tiefensensibilität und liefern somit Informationen aus dem Bewegungsapparat. Grundsätzlicher Ausgangspunkt jedes adäquaten Reizes ist eine mechanische Deformation. Die Rezeptoren liefern jetzt nicht nur Informationen über das Ausmaß der Deformation, sondern auch über deren Geschwindigkeit. Folgende Qualitäten der Tiefensensibilität lassen sich unterscheiden:

1) Stellungssinn

Mit Hilfe des Stellungssinns können Informationen über die Stellung der Gelenke zueinander gewonnen werden. Vor allem die Rezeptoren der Gelenkkapsel und der Bänder sind verantwortlich für die Bereitstellung dieser Informationen. Zusammen mit dem Gesichts- und Gleichgewichtssinn kann so ein subjektiver Gesamteindruck von der Stellung des Körpers im Raum entstehen.

2) Kraftempfindung

Muskel- und Sehnenspindeln sind primär für die Gewinnung von Informationen über das Kraftempfinden verantwortlich. Sie erlauben die Abschätzung einer notwendig aufzubringenden Kraft, die für eine Bewegung notwendig ist.

3) Bewegungssinn

Auch ohne Gesichtssinn ist die Richtungs- und Geschwindigkeitswahrnehmung durch die Rezeptoren der Gelenkkapsel und Bänder möglich.

4) Schmerzempfindung

Die reich mit Nozizeptoren versorgten Strukturen des Periosts und der Gelenkkapsel sind für die Schmerzempfindung zuständig. Als Folge davon können reflektorische Inhibitionen ganze Muskelgruppen betreffen und somit zu Koordinationsstörungen führen⁴. Interessant dabei ist, daß der Ort der Schmerzempfindung und die Lokalisation der schmerzverursachenden Struktur selten identisch sind. Dieses ist um so ausgeprägter, je tieferliegend im Gewebe der nozizeptive Stimulus ausgelöst wird (vgl. CORRIGAN et al. 1992, DVIR et al. 1988, FERRELL et al. 1987, MÜHLEMANN 1997, THEWS 1989).

Die grundsätzliche Bedeutung der verschiedenen Rezeptoren bei der Realisation von Bewegungen wird somit hinreichend ersichtlich, jedoch herrscht in der Literatur Uneinigkeit über den Einfluß der Propriozeptoren auf die Realisation bzw. Nichtrealisation von Bewegungen nach Traumen oder operativen Einflüssen. HÖRSTER argumentiert in der Art und Weise, daß vielmehr negative Einflüsse, hervorgerufen durch operationsbedingte Ängste, im Zentralen Nervensystem ein erfolgreiches Realisieren von Bewegungen verhindern. In einem ersten Forschungsansatz schließt er demzufolge mechanische und biochemische Störungen aus (vgl. HÖRSTER 1994).

⁴ Zum veränderten Koordinationsvermögen nach Knie Traumen vgl. auch BRAND et al. 1996 und SNYDER-MACKLER et al. 1994.

SCHOMBURG hingegen versucht, die herrschende Meinung in der Literatur zusammenzuführen, indem er sagt, daß von zwei Phasen der Störung von Bewegungen nach einer Operation ausgegangen werden muß. In der ersten akuten postoperativen Phase wird die mangelnde Bewegungsrealisation primär von supraspinalen Strukturen gesteuert, in der zweiten chronischen Phase ist eine mangelnde Bewegungsausführung auf veränderte Rezeptorinformationen (sprich Propriozeption) zurückzuführen (vgl. SCHOMBURG 1996). Neben der Tatsache, daß durch Verletzung und Operation eine starke Schädigung der neurophysiologisch-afferenten Eigenschaften des Kapsel-Band-Apparates eintritt, werden die Ursachen für das propriozeptive Defizit noch kontrovers diskutiert. HOPF et al. 1995 stellen beispielsweise die Frage, ob diese Defizite als afferente Störung oder als kompensatorischer Effekt zu sehen sind.

Besonders eine Instabilität 3. Grades hat zur Folge, daß die Mechanorezeptoren aus den Gelenkbändern nicht erregt werden, wenn Gelenkbewegungen über das normale Maß hinausgehen. Die Bedeutung von Mechanorezeptoren bei der Bewegungskontrolle wird bei Patienten mit fehlenden Rezeptoren ersichtlich. Offenbar werden die Bewegungen bei solchen Patienten nicht rechtzeitig terminiert, so daß es oft zu einer Überdehnung der Gelenke in den noxischen Bereich kommt. Durch die Latenz zwischen Reizweiterleitung und muskulärer Aktivität können sich neue Verletzungen am Kniegelenk erklären lassen. Aus diesem Grund ist oftmals eine operative Straffung der Kapselbandstrukturen gegeben, um reflexogene Schutzmechanismen nutzen zu können (vgl. GOERTZEN 1994, SCHOMBURG 1988).

Die Tatsache der o.g. Verminderung der roten Muskelfasern als alleinige Ursache für den Kraftverlust wird jedoch von einigen Autoren angezweifelt. Vielmehr wird vermutet, daß neuromuskuläre Schutz- und Anpassungsreaktionen als Antwort auf die veränderte biomechanische Situation im Kniegelenk Grund für veränderte Kraftverhältnisse zwischen Flexoren und Extensoren an der verletzten Extremität sind (vgl. KLINGER/ROSEMEYER 1990).

Eine differenzierte Betrachtung der Muskeln des M. quadriceps ergibt, daß von der Atrophie vornehmlich der M. vastus medialis sowie der M. vastus lateralis und weniger der M. rectus femoris in seiner Eigenschaft als Hüftbeuger betroffen sind. Dies begründet sich in der unterschiedlichen Verteilung der Muskelfasertypen in den Muskeln aufgrund unterschiedlicher statischer und dynamischer Aufgaben. Der M. rectus femoris ist an allen Bewegungen des eingegipsten Beines nach ventral dynamisch beteiligt. Er leistet insofern statische Arbeit, indem das operierte Bein bei leichter Hüftflexion nach vorne oben gehalten und somit erst ein Gehen mit Geh-

stützen ermöglicht wird (vgl. EINSINGBACH 1986). Hingegen kann der Kraftverlust nur für den ganzen Muskel bestimmt werden. Es ist jedoch möglich, die Maximalkraft mit gleichzeitiger elektromyographischer Messung der einzelnen Muskelanteile zu bestimmen. Eine solche Messung ergibt, daß Muskulatur und Nervensystem gleichermaßen von einer Immobilisation betroffen sind, so daß sie nicht nur anatomisch sondern auch funktionell eine Einheit bilden (vgl. KEDZIORA 1993, SCHARF et al. 1992).

Die Tatsache der funktionellen Einheit von Muskulatur und Nervensystem wird von FINK et al. 1994 weiterverfolgt, indem er Gründe für ein Kraftdefizit v.a. in einer veränderten Aktivierung der motorischen Einheit sucht. Dies wird entweder durch geänderte afferente Informationen der Gelenkrezeptoren oder eine primär in den Muskelfasern liegende Störung begründet, auf die das Nervensystem sekundär reagiert (vgl. hierzu auch ELMQVIST et al. 1988).

Diese Effekte werden in einer Untersuchung von YOUNG et al. 1987 bestätigt, die als Ursache für die Quadricepsatrophie die auf diese Muskulatur hemmende Wirkung von Nozizeptoren und nicht weiter spezifizierten anderen Rezeptoren nennen. Auf der anderen Seite wirken Rezeptoren im Kniegelenk fördernd auf die ischiokrurale Muskulatur.

2.1.1.3.3. Koaktivität

Beim Gehen ist die Reduktion der Quadricepsfunktion abhängig vom Beugewinkel des Gelenks und vom ventral gerichteten Zug der Kniegelenkstrecker. Funktionelle Untersuchungen zeigen, daß bei kniebelastenden Aktivitäten in der Frühphase eine Kraftentwicklung in der ischiokruralen Muskulatur festzustellen ist, so daß diese Muskulatur zur Kompensation der Quadricepsfunktion eingesetzt wird (vgl. ANDRIACCHI et al. 1997, WALLA et al. 1985). ARVIDSSON et al. 1981 zeigen sogar, daß bei schlecht rehabilitierten Kreuzbandpatienten dieses Phänomen noch fünf bis zehn Jahre nach der Operation zu beobachten ist und unterstützen damit die Aussage, daß die ischiokrurale Muskulatur Instabilität im Bereich des LCA kompensieren kann. Die anfängliche verminderte Quadricepsfunktion ist vom Patienten nicht gewollt, sie tritt in der Standphase eher unwillkürlich auf und wird als quadricepsschonender Gang (quadriceps avoidance gait) bezeichnet. Dieses Phänomen ist auch noch ca. zwölf Monate nach einer Operation zu beobachten. Jedoch führt die Operation des Kreuzbandes im Vergleich zur konservativen Behandlung zur Gangnormalisierung (vgl. TIMONEY et al. 1993). WAHL et al. 1997 bestätigen die fehlende Quadricepsfunktion in Form der arthrogenen Muskelinhibition (AMI), d.h., daß ein LCA-Patient nicht in der Lage ist, die Kapazität des M. quadriceps willkürlich auszuschöpfen. Über

die Ursachen herrscht im Moment noch Uneinigkeit, eventuell sind hierfür jedoch fehlende Rezeptoren im LCA und damit veränderte afferente Leitungen verantwortlich.⁵

Aus einem anderen Blickwinkel wird die Wichtigkeit der ischiokruralen Muskulatur von BARATTA et al. 1988 betrachtet. Im Sinne koaktivierender Eigenschaften ist ein Training der Antagonisten notwendig, um ligamentäre Gelenkstabilität zu erhalten. Die reduzierte Koaktivität bei untrainierten Antagonisten im Vergleich zu einem hypertrophierten Muskel läßt auf der einen Seite das Risiko von Ligamentschäden erhöhen. Auf der anderen Seite reduziert die ischiokrurale Muskulatur die vordere tibiale Translation und die interne tibiale Rotation während der Beugung (vgl. BEYNNON et al. 1995, DRAGANICH/VAHEY 1990, MORE et al. 1993, SOLOMONOW et al. 1987).

Die ischiokrurale Muskulatur unterstützt den M. quadriceps koaktiv-synergistisch während der terminalen Phase der Extension. Dieses koaktivierende Verhalten wurde bei allen drei Muskeln der ischiokruralen Gruppe bei einem Winkel von mindestens 9° gefunden (vgl. DRAGANICH 1989). In der Literatur wird dieses Phänomen als LOMBARD'sches Paradoxon bezeichnet. Es besagt, daß während der Kniestreckung meßtechnisch eine Aktivität der ischiokruralen Muskulatur registriert wird, obwohl die Literatur die Meinung vertritt, daß diese Muskulatur knieflektierend wirkt (vgl. SCHMALZ 1997). Grundlegende Untersuchungen hierüber wurden 1995 von SCHMALZ/WEISS angestellt, die feststellen, daß mehrgelenkige Muskeln nicht nur in eine Richtung wirken, sondern je nach geometrischen Verhältnissen und kinematischen Zwängen in mehrere Richtungen wirken können.

Einschränkend soll jedoch Erwähnung finden, daß koaktives Verhalten die Beweglichkeit des Gelenks und der Nachbargelenke verringert, so daß dies zu Änderungen im Gangverhalten führt. Starkes koaktives Verhalten ist deshalb zu späten Rehabilitationszeitpunkten, wenn eine ausreichend ligamentäre und muskuläre Stabilität bereits gewährleistet ist, zu vermeiden (vgl. FREIWALD et al. 1997b).

Als letzte Konsequenz aus den o.g. Störungen der Kniestabilität und -funktionalität ergeben sich Disharmonien in der Motorik, welche in einem frühen Rehabilitationsstadium nicht nur meßbar, sondern auch mit dem bloßen Auge erkennbar sind. Zum einen sind diese Disharmonien durch die direkten Auswirkungen der operativen Versorgung bedingt (Schmerz, Schwellung etc.), zum anderen müssen Einschränkungen berücksichtigt werden, um das frische Implantat zu schonen (z.B. Extensions- und Flexionslimitationen). Primäre Aufgabe des Therapeuten ist es, die

⁵ Vgl. hierzu auch BARRETT 1991, BEARD et al. 1993, DAUBE 1995, ENGELHARDT 1997, KRAUSPE et al. 1992 und die bereits aufgeführten Ausführungen zur Propriozeption.

direkten Einschränkungen durch die Operation zu minimieren, um anschließend Belastungen durchführen zu können (vgl. KLEIN-VOGELBACH 1990, STOBOY 1988).

2.1.2. Rehabilitative Verfahren (Ludwig)

2.1.2.1. Krankengymnastik versus Erweiterte Ambulante Physiotherapie

Die heutigen Therapieformen nach operativer Versorgung eines ruptierten LCA lassen zunehmend den Trend zur Frühmobilisation erkennen (vgl. Kapitel 2.1.2.2). Hielt man noch vor gut zehn Jahren eine durchschnittliche Immobilisationszeit von ca. fünf Wochen für üblich (vgl. BEINECKE/FUNKE 1986, HAUPT/DUSPIVA 1987), so müssen heute nur noch Immobilisationszeiten von wenigen Tagen in Kauf genommen werden (vgl. BRUCKER 1994, MÖLLER 1990, PÄSSLER et al. 1993, SCHÖLLKOPF 1996).

Grundsätzlich sollte ein krankengymnastisches Programm folgende Aspekte berücksichtigen (vgl. EINSINGBACH 1986, KOHN/WIRTH 1989, MÜLLER 1990):

- Übungsstabilität,
- Belastbarkeit,
- Beanspruchung,
- Alltagstauglichkeit,
- Sporttauglichkeit.

Zu Beginn jeder krankengymnastischen Behandlung steht in den meisten Fällen die Schmerztherapie, d.h. der Patient soll von bewegungslimitierenden Schmerzen befreit werden. Parallel dazu soll ein Aufstehen mit Gehstützen und geschaltem Liegegips erfolgen. Wichtig erscheint v.a. die frühzeitige Mobilisation des Kniegelenks mittels Bewegungsschiene im schmerzfreien Bereich. Auch ist es ratsam, rechtzeitig mit einer Elektrostimulation des M. quadriceps zu beginnen. Gegen Ende der ersten postoperativen Woche ist unter Umständen auch die komplette Extension des betroffenen Knies anzustreben. Voraussetzung hierfür ist die Befreiung vom Liegegips. Es empfiehlt sich dann, dem Patienten eine Orthese anzupassen, welche Bewegungen, die nicht unter Aufsicht eines Therapeuten stattfinden, limitiert. Die frühfunktionelle Behandlung ist mit der Entwicklung von Orthesen erst möglich geworden, da hierdurch die Forderung nach frühzeitiger Bewegung mit Einschränkung des Bewegungsbereiches erfüllt wurde, so daß ein starker Muskelfunktionsverlust verhindert wird (vgl. BIEDERT 1997). Die ausgeführten Mobilisations-

übungen werden im Laufe der Zeit so weit gesteigert, bis einfache krankengymnastische Übungen durchführbar sind (vgl. BRUCKER 1994).

In der Spätphase der Rehabilitation (ca. dritte bis vierte Woche postoperativ) steht in der krankengymnastischen Behandlung die Verbesserung des Gangbildes im Vordergrund. Hierbei orientiert man sich im wesentlichen am weit verbreiteten Konzept der Funktionellen Bewegungslehre von KLEIN-VOGELBACH. Mit Hilfe dieses Konzepts lassen sich ohne technische Hilfsmittel für den Therapeuten Asymmetrien im Gangverhalten des Patienten aufzeigen und behandeln. Im Mittelpunkt steht die vergleichende Beobachtung und Bewertung der Fuß- und Beinachsen in frontaler, sagittaler und transversaler Ebene. Des Weiteren werden die Verankerung des Beckens mit dem Standbein sowie mit dem Auge erfaßbare Schrittmechanismen beurteilt, so daß Disharmonien zwischen den Extremitäten identifiziert werden können (vgl. KLEIN-VOGELBACH 1990). In der Praxis wird dieses Konzept von DEHN 1994 vorgestellt, der die Kriterien hinsichtlich Praktikabilität und Durchführbarkeit evaluiert und Übungen vorstellt, welche helfen, das Gangbild zu verbessern. Parallel zur Verbesserung des Gangbildes sollte frühzeitig die Stärkung der atrophierten Muskulatur beginnen. Dabei hat es sich als zweckmäßig erwiesen, wenn schon vor der Operation ein Krafttraining absolviert wurde. Dies ist natürlich nur dann der Fall, wenn es sich nicht um eine frische vordere Kreuzbandruptur handelt (vgl. APPELL 1993, EINSINGBACH 1990 und Therapiekonzept im Anhang).

Das vorgenannte Konzept kann nur als Beispiel für eine krankengymnastische Therapie nach Ruptur des LCA stehen, grundsätzlich orientieren sich jedoch alle krankengymnastischen Behandlungen an folgendem Schema:

- Mobilisation,
- Frühbelastung,
- Stabilisation und Koordination (vgl. BRUCKER 1994).

Der krankengymnastische Behandlungserfolg kann durch den Einsatz physikalischer Maßnahmen erhöht werden. Zur Anwendung kommen dabei:

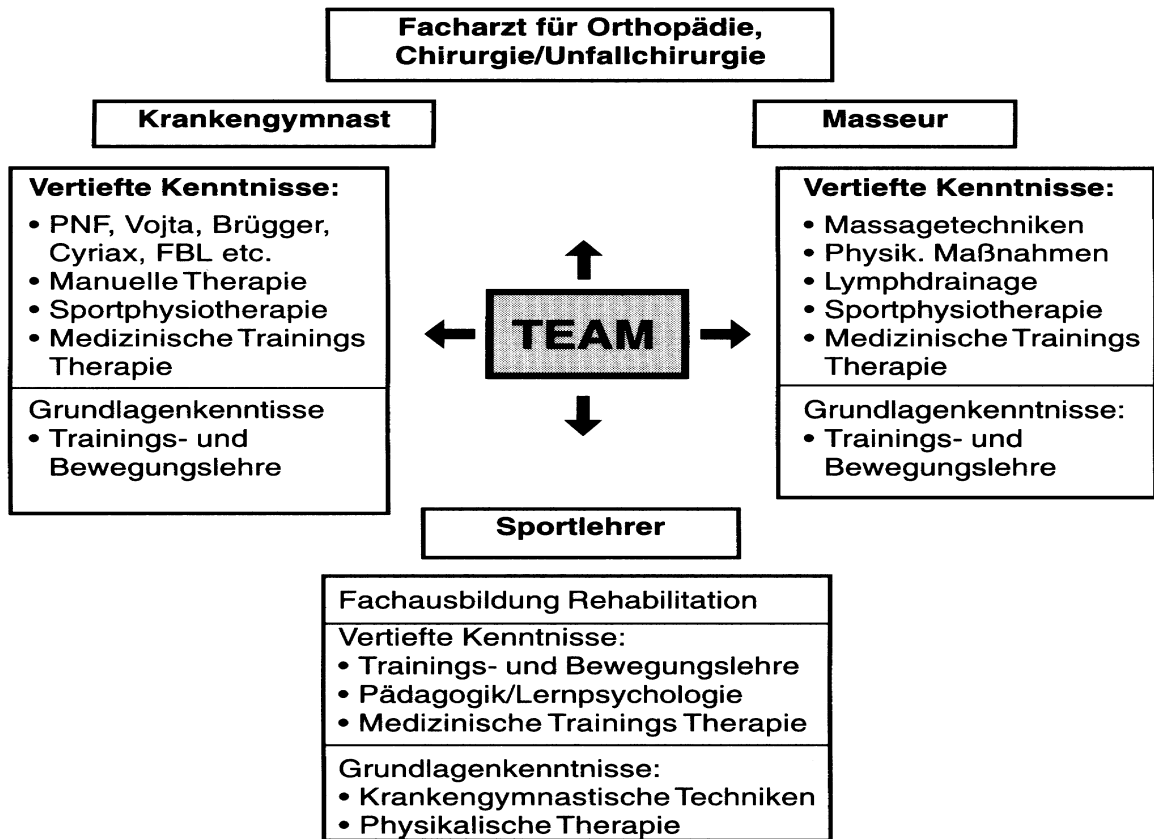
- Microstim-Behandlungen: Kräftigung des M. quadriceps mittels Muskelstimulation;
- Eispackungen und Eismassagen: Abschwellung und Schmerzlinderung des betroffenen Gelenks;
- Wymotom: Anregung und Unterstützung des M. quadriceps mittels nieder- und mittelfrequenter Wechselströme;
- Feuchtwarme Packungen: Förderung der Durchblutung nach Abschluß der Wundheilung;

- Fangopackung: intensive Muskeldurchwärmung zur besseren Dehnbarkeit;
- Nemectrolyn: Förderung der Durchblutung und damit Vermeidung von Verklebungen durch subkutane Hämatome mittels tonisierender und detonisierender Elektrostimulation;
- Ultraschall: bessere Durchblutung der tieferliegenden Strukturen;
- diadynamische Ströme: Förderung der Durchblutung;
- Unterwassermassage: fördert die Durchblutung und Muskellockerung (vgl. SACHS 1994).

Nicht jede krankengymnastische Behandlung umfaßt o.g. physikalische Maßnahmen, womit diese in den Grenzbereich zwischen Krankengymnastik und Komplextherapie fallen. Im folgenden soll deshalb eine umfassende Erläuterung des Begriffs Komplextherapie erfolgen:

Die Komplextherapie umfaßt neben der Krankengymnastik als zentrale Behandlungsmethode Elemente der physikalischen und medizinischen Trainingstherapie. Je nach Zustand des Patienten bei operativer Versorgung der LCA-Ruptur wird zunächst mit einem Rezept über ca. 12 Behandlungen für Krankengymnastik, Lymphdrainage und Elektrotherapie begonnen. Anschließend erfolgt die Behandlung mittels Komplextherapie, welche ca. 18 Einheiten beinhaltet. Die Therapiezeit beträgt dabei täglich ca. 3-5 Stunden, in welcher der Patient umfassend behandelt und aufgeklärt wird. Am Ende der EAP steht die berufliche Wiedereingliederung im Vordergrund, d.h. es erfolgt sukzessive die Eingliederung in den Arbeitsprozeß bis zur vollen Arbeitsfähigkeit. Durch den verzahnten Behandlungsablauf der beteiligten Therapieelemente soll ein deutlich verbesserter Behandlungserfolg in kürzerer Zeit erzielt werden. Erreicht wird dies durch ein Therapeutenteam bestehend aus Krankengymnasten, Masseuren, medizinischen Bademeistern und Sportlehrern (vgl. Abb. 3) sowie einer adäquaten räumlich-technischen Ausstattung (eine detaillierte Aufstellung der Anforderungen an Krankengymnasten, Masseure und Sportlehrer sowie an die räumlich-technische Ausstattung findet sich bei IKK 1994).

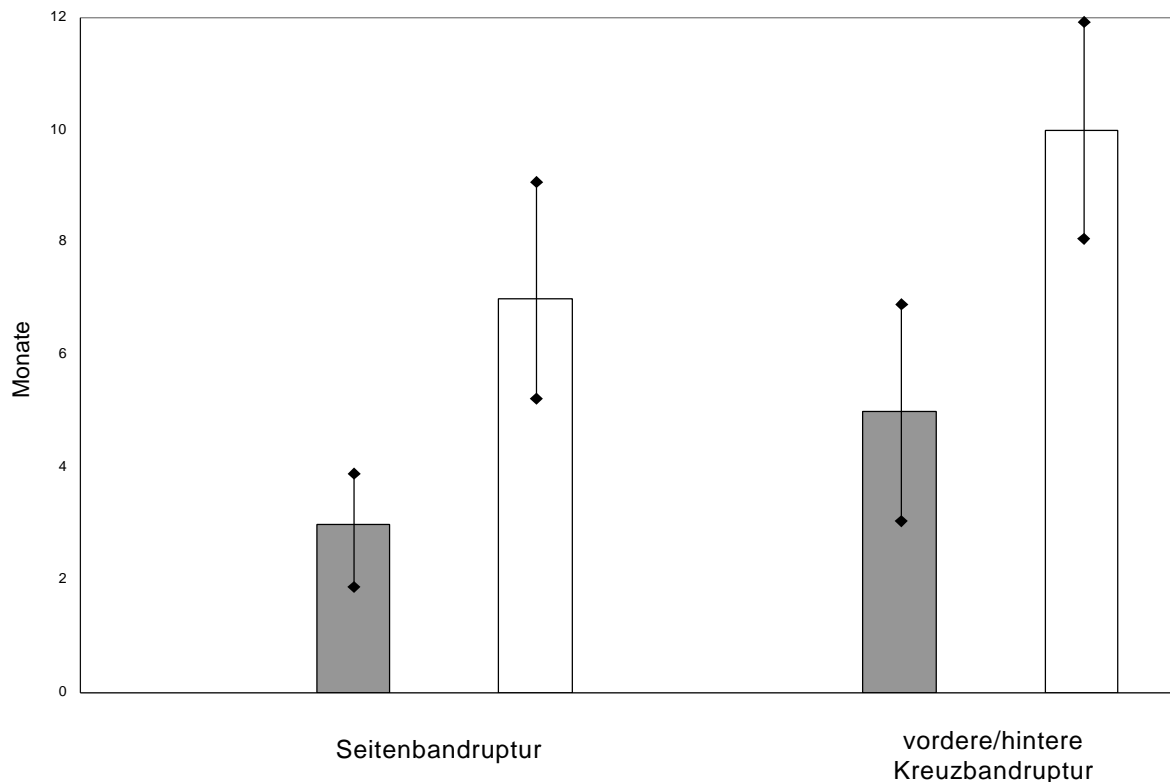
Abbildung 3: Das Therapeutenteam in der EAP



(Abbildung aus PEIL 1996)

Ausgangspunkt der Entwicklung einer komplexen Therapie waren Erfahrungen der gesetzlichen Unfallversicherungsträger nach Arbeitsunfällen bei Berufssportlern. Nach Aktenstudium im Jahr 1993 wurde ersichtlich, daß dieses Klientel nach komplexen Binnenschädigungen im Kniegelenk deutlich schneller rehabilitiert wurde als Personen aus dem nicht-leistungssportlichen Bereich. Berufs- bzw. Spitzensportler waren durchschnittlich nach drei bis sieben Monaten rehabilitiert, während Nicht-Sportler bis zur völligen Wiederherstellung der Alltags- und Berufstauglichkeit ca. acht bis zwölf Monate benötigten (vgl. Abb. 4).

Abbildung 4: Rehabilitationszeiten



schwarzer Balken = Sportler
weißer Balken = Nichtsportler

(in Anlehnung an BAUERS 1993)

Der Grund hierfür mußte nach BAUERS 1993 in der Verschiedenartigkeit der rehabilitativen Maßnahmen liegen. Das Behandlungskonzept der Spitzensportler kam dabei dem einer Komplextherapie sehr nah. Hingegen wurden die Nicht-Sportler zum großen Teil rein krankengymnastisch behandelt. Es erschien daher sinnvoll, dieses Behandlungskonzept auf Nicht-Sportler auszudehnen. Ein fertiges Konzept besteht seit Ende 1990 unter dem Namen ‚Besonders Indizierte Therapie‘ (BiTh).⁶ Interessant scheint in diesem Zusammenhang, daß der Ausgangspunkt zur Entwicklung einer Komplextherapie von einem Kostenträger (Verwaltungs-Berufsgenossenschaft) ausging. Dies ist v.a. vor dem Hintergrund zu sehen, daß Komplextherapien einen erheblich größeren finanziellen Aufwand für den betreffenden Kostenträger bedeuten.

⁶ FRISCH 1995 spricht in diesem Zusammenhang von der Programmierten Therapie.

Rechtlich wurden die Therapiegrundsätze in einem mit der Verwaltungs-Berufsgenossenschaft öffentlich-rechtlichen Vertrag verankert. Grundsätzlich hat die BiTh folgende Ziele (vgl. auch IKK 1994):

- Vermeidung bzw. Verkürzung stationärer Maßnahmen,
- Vermeidung bzw. Verkürzung stationärer Rehabilitationsleistungen,
- Verkürzung von Arbeitsunfähigkeitszeiten,
- Verminderung von Arzneimitteltherapie.

In diesem Vertrag sind im wesentlichen die Anforderungen an die Therapieeinrichtungen, die eine BiTh durchführen wollen, festgeschrieben. Insbesondere werden hier die Anforderungen an medizinische Geräte und räumliche Ausstattung genannt. Des weiteren ist ein Gebührenverzeichnis wichtiger Bestandteil dieses Vertrages. Ab Mitte 1993 wurden diese Richtlinien von sämtlichen Berufsgenossenschaften anerkannt und übernommen (vgl. BAUERS 1993).

Seit dem 01. Januar 1994 wird die BiTh von allen Berufsgenossenschaften gewährt und unter dem Namen ‚Erweiterte Ambulante Physiotherapie‘ (EAP) geführt. Anfang 1994 entschlossen sich die gesetzlichen Krankenversicherungen, Kosten dieser Komplextherapie im Rahmen einer Rehabilitation in voller Höhe zu übernehmen, wobei auch zunächst der sonst übliche Eigenanteil von 10% entfiel. Seit Januar 1995 gilt neben dem Chirurg auch der Orthopäde als Kooperationsarzt (vgl. PEIL 1996).

Mittlerweile gibt es bundesweit über 100 Einrichtungen, die die Voraussetzungen der Berufsgenossenschaften zur Zulassung als Therapieeinrichtung der EAP erfüllen. Hiervon sind über 60 auch von den gesetzlichen Krankenkassen anerkannt. Als Dachorganisation fungiert der Zentralverband ambulanter Therapieeinrichtungen (ZAT), welcher in enger Zusammenarbeit mit dem Hauptverband der Berufsgenossenschaften und der Dachorganisation der Krankenkassen (VdAK) die gesetzlich fixierten Bestimmungen überwacht.

Die aus dem öffentlich-rechtlichen Vertrag der Verwaltungs-Berufsgenossenschaft resultierenden Bedingungen an die räumlich-technische Ausstattung von Therapieeinrichtungen der Komplextherapie wurden im wesentlichen auch für die EAP übernommen. Hier wird zwischen zwei Funktionsbereichen unterschieden:

1) Medizinisch-therapeutischer Bereich

Dieser Bereich umfaßt Elemente der physikalischen⁷, krankengymnastischen und medizinischen Trainingstherapie. Im Rahmen des krankengymnastischen Elements

⁷ Elemente der physikalischen Therapie sind im wesentlichen die bereits von SACHS 1994 genannten.

werden Techniken der manuellen Therapie, PNF, sowie das Training der Beweglichkeit und Koordination angewandt.

Fest implementiert im Maßnahmenkatalog der EAP ist die medizinische Trainingstherapie. Sie soll drei- bis sechsmal pro Woche mit einer Nettobehandlungszeit von zwei bis vier Stunden je Einheit durchgeführt werden und umfaßt frühfunktionelle Behandlung. Explizit soll auch die nicht betroffene Extremität trainiert werden.

In der medizinischen Trainingstherapie werden interdisziplinär Erkenntnisse der Trainingswissenschaft in der Rehabilitation angewandt. Möglich wird dies u.a. durch die Beteiligung von Sportlehrern am Rehabilitationsprozeß. Sinn dieser Maßnahme ist, trainingswissenschaftliche Erkenntnisse zu evaluieren, diese während der Rehabilitation zu verwenden, um so den Heilungsprozeß zu optimieren. Sowohl Trainingswissenschaft als auch Rehabilitation arbeiten dabei unter dem Primat der adäquaten Reizsetzung zum Erreichen lokaler Adaptationserscheinungen des Gewebes. Dabei ist zu berücksichtigen, daß die direkte Anwendung trainingswissenschaftlicher Elemente nur bedingt möglich ist, da die Komplexität der Verletzung graduelle Abstufungen voraussetzt. Ziel dieser Therapie ist die beschleunigte Wiederherstellung der Alltagstauglichkeit und nicht zuletzt die Wiederherstellung der prätraumatischen sportlichen Leistungsfähigkeit (vgl. FELDER 1994a, FELDER 1994b, HÖRSTER 1994).

Wesentlicher Bestandteil der medizinischen Trainingstherapie ist das über das normale Maß hinausgehende Kräftigen der Muskulatur (durch isokinetisches Training⁸) und besonders eine Verbesserung der kardio-pulmonalen Leistungsfähigkeit (vgl. IKK 1994). Die Entwicklung der Grundlagenausdauer ist elementare Voraussetzung zur Regeneration des Organismus, da er den Gelenkstoffwechsel fördert und somit Immobilisationsschädigungen vermeiden hilft (vgl. FREIWALD et al. 1997b). Letztendlich scheint die Therapie somit besonders für sportlich Aktive prädestiniert, die u.a. eine schnelle Regeneration der kardio-pulmonalen Leistungsfähigkeit anstreben (vgl. BOLAND 1983 und Therapiekonzept im Anhang).

Die drei genannten Therapieelemente werden sinnvoll miteinander kombiniert und auf den einzelnen Patienten abgestimmt.

2) Organisatorisch-struktureller Bereich

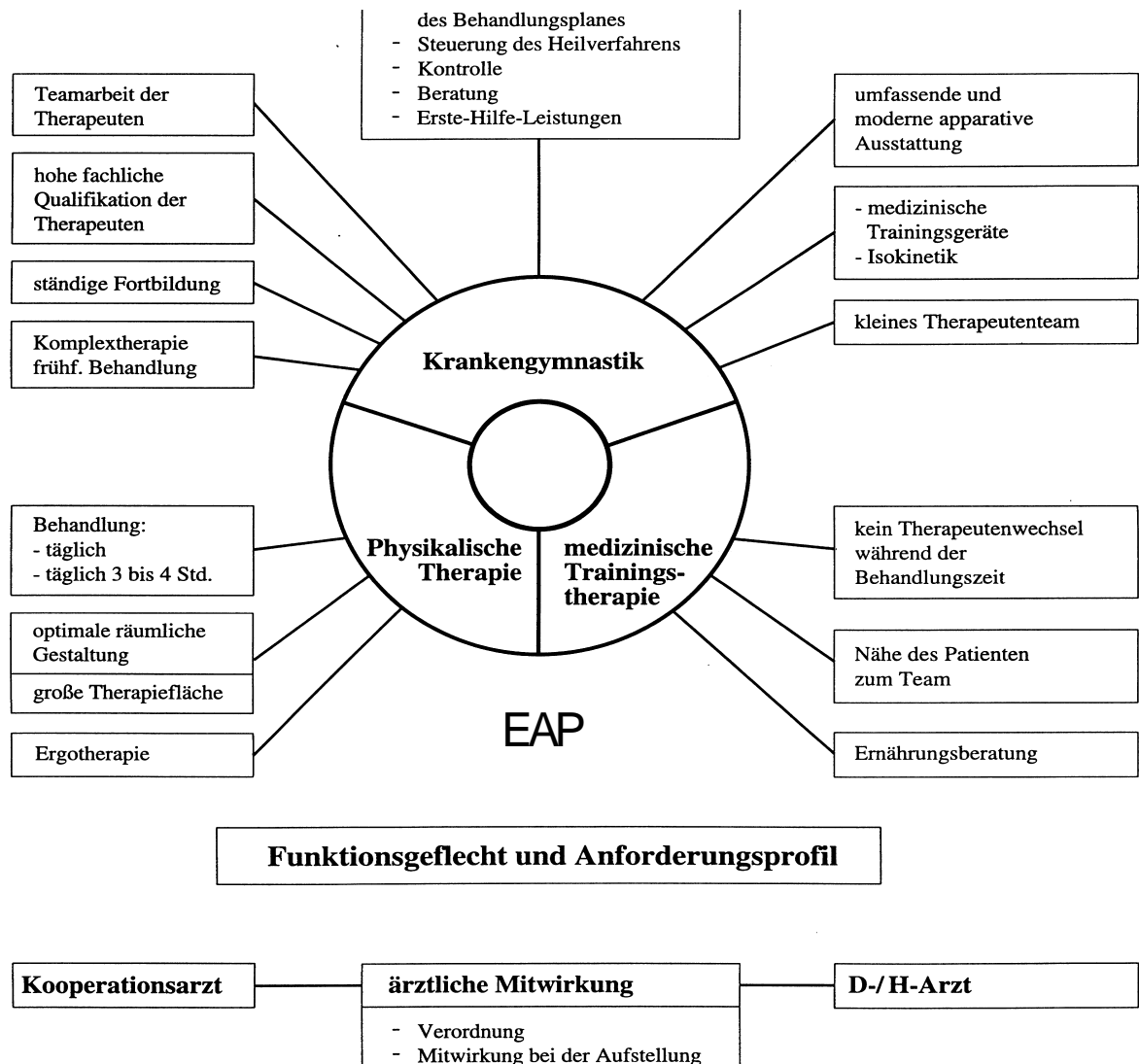
Eine permanente Betreuung des Patienten setzt voraus, daß Therapiefortschritte dokumentiert werden, so daß jeder im Therapeutenteam einen schnellen Zugriff auf die Behandlungserfolge hat. Im Konzept ist festgehalten, daß nach Möglichkeit eine Behandlung in einer Gruppe von ähnlich Betroffenen stattfinden soll. Letztendlich

⁸ Als adäquates Mittel zum Muskelaufbau hat sich die isokinetische Trainingsmethode erwiesen. Sie wird im Rahmen der Komplextherapie als Trainingsmethode eingesetzt. Sie dient jedoch auch gleichzeitig als Analyseinstrument zur Visualisierung muskulärer Dysbalancen (vgl. Kapitel 2.2.3).

umfaßt dieser Bereich genaue Anforderungen an die räumlich-apparative Ausstattung (vgl. PEIL 1996).

Zusammenfassend läßt sich das Funktionsgeflecht und Anforderungsprofil der EAP folgendermaßen darstellen:

Abbildung 5: Funktionsgeflecht der EAP



(in Anlehnung an BAUERS 1993)

Die Komplexität der Behandlungstherapie hat zur Bedingung, daß eine entsprechend komplexe Verletzung vorliegen muß. Im öffentlich-rechtlichen Vertrag über die EAP sind aus diesem Grund Indikationen aufgeführt, die eine EAP notwendig und ärztlich angebracht erscheinen lassen:

- Wirbelsäulenveränderungen mit erheblicher Symptomatik,
- Nachbehandlung von Operationen am Skelettsystem,
- Nachbehandlung bei prothetischem Gelenkersatz (Endoprothese),
- Operativ oder nicht-operativ behandelte Gelenkverletzungen einschließlich Instabilitäten,
- Behandlung und Nachbehandlung bei Verletzungen des zentralen oder peripheren Nervensystems,
- Nachbehandlung bei Amputationen (vgl. IKK 1994, PEIL 1996).

Ausdrücklich wird darauf hingewiesen, daß dieser Indikationenkatalog nicht abschließend ist. Auch haben einige Kostenträger differenzierte Indikationslisten erstellt, die voneinander abweichen.

Wie bereits o.a. ist eine Indikation zur Kostenübernahme von Maßnahmen der EAP das Bestehen komplexer Bandinstabilitäten der großen Gelenke. Werden die allgemein formulierten Ziele zur schnellen und umfassenden Rehabilitation auf die Verletzungsform ‚Ruptur des vorderen Kreuzbandes‘ übertragen, so ergeben sich folgende Rehabilitationsziele:

- 1) Wiederherstellung der Bandstabilität,
- 2) Wiederherstellung der muskulären Stabilität,
- 3) Wiederherstellung der koordinativen Muskelfunktion,
- 4) Wiederherstellung der allgemeinen aeroben Grundlagenausdauer.

Hieraus ergibt sich, daß zu Beginn der Rehabilitation sämtliche Störfaktoren, welche aus der Verletzung und der anschließenden operativen bzw. konservativen Versorgung resultieren, beseitigt werden müssen. Diese sind:

- a) verletzungs- und eventuell operationsbedingte Gewebeverletzungen,
- b) Kapselschrumpfung und Muskelverkürzungen aufgrund der Ruhigstellung,
- c) eine Muskelatrophie und damit Einschränkungen des Bewegungsausmaßes,
- d) verminderte Belastbarkeit des Transplantates während einiger Monate,
- e) Abbau der übrigen konditionellen Faktoren,
- f) Beeinträchtigung des Rehabilitationsergebnisses durch:
 - Probleme bei der Operation und damit eventuell schlechte Isometrie des Implantats oder Schwierigkeiten der knöchernen Verankerung,
 - bestehende Restinstabilitäten,

- unterschiedliche Regenerationsfähigkeit der Patellasehne (vgl. SEGESSER et al. 1993).

Nach Beseitigung des Reizzustandes steht die Wiederherstellung der muskulären Stabilität an erster Stelle der Rehabilitationsziele. Differenziert betrachtet bedeutet dieses, zu Beginn der Rehabilitation die Synergisten des LCA zu trainieren. Es wird großen Wert auf eine seitengleiche Kniebeweglichkeit gelegt. Letztendlich ist Ziel dieser Maßnahmen, die Propriozeption zu stimulieren und propriozeptive Reize zu setzen (vgl. PETERSEN 1990).

Die Wiederherstellung der Propriozeption wird auch von FREIWALD 1997b als wichtig erachtet. Durch Bewegungsschulung gilt es, eventuell gestörte motorische Programme beim Patienten zu evaluieren, so daß Bewegungen ökonomisch ausführbar sind. Hierbei ist zu beachten, möglichst schnell die Behandlung in vertikaler Lage anzustreben, da die liegende Behandlung die Rekrutierungsfolge der Muskulatur verändert und somit kein funktionelles Training zuläßt. Auf der anderen Seite heißt das jedoch nicht, daß auf eine horizontale Behandlung verzichtet werden sollte, denn gerade in dieser Position sind frühzeitige Mobilisationsübungen im Krankenbett möglich (vgl. FREIWALD/ENGELHARDT 1997b).

Ein ähnliches rehabilitatives Vorgehen wird von STEINAU 1991 gefordert, dessen muskuläres Aufbautraining folgende Punkte enthält:

- 1) Wiederaufbau der Afferenzen,
- 2) Anbahnung/Innervationsschulung,
- 3) Intermuskuläre Koordinationsschulung,
- 4) Muskelmasseaufbau,
- 5) Steigerung der neuromuskulären Qualität (intramuskuläre Koordination),
- 6) Steigerung der Muskelausdauer,
- 7) Wiederaufbau der reaktiven Leistungsfähigkeit.

Insgesamt gesehen können die Übergänge zwischen Einrichtungen mit rein krankengymnastischer Therapie und Einrichtungen mit Komplextherapie fließend sein. Ausschlaggebend für die Anerkennung als Therapiezentrum für die EAP scheint weniger die strukturell-organisatorische und räumlich-materielle Ausstattung zu sein, als vielmehr die Anerkennung durch die Kostenträger. Grundsätzlich ist sowohl der KG als auch der EAP durch die Anerkennung als staatlich zertifizierte Therapieeinrichtung der hohe Qualitätsstandard in der Behandlung der Patienten gemeinsam. Sie unterscheiden sich hingegen in der Behandlungsart und der Behandlungsdauer.

2.1.2.2. Die Rehabilitation beeinflussende Faktoren

Die Komplexität der Arbeitsmechanismen und der Aufbau des vorderen Kreuzbandes erfordern eine umfassende Rehabilitation, wobei verschiedene Parameter auf den Erfolg einwirken. Zuerst beeinflusst der Patient von sich aus die Rehabilitation, d.h. die körpereigenen Voraussetzungen (endogene Faktoren) wirken auf den Erfolg der Rehabilitation. Unbestritten ist die Auswirkung des Alters auf den Heilprozeß nach einer Verletzung.⁹ Plakativ gesprochen heißt das, bei jüngeren Menschen schreitet der Heilprozeß unter sonst gleichen Bedingungen schneller voran als bei älteren Menschen. Dieses liegt u.a. an verlangsamten bzw. verminderten Stoffwechselprozessen im Alter (vgl. HOLLMANN 1993, BIENER 1992, WILMS 1991). Des weiteren beeinflusst der Patient durch seine sportliche Aktivität, d.h. durch die motorische Lernfähigkeit, maßgeblich die Rehabilitation. Geht man davon aus, daß sportlich Aktive durch den Sport schneller in der Lage sind, akustische und optische Anweisungen durch einen Therapeuten in motorische Programme umzusetzen, so ist einzusehen, daß auch eine reich an Bewegungsaufgaben durchzuführende Rehabilitation mit gewissen Vorteilen für den sportlich Aktiven absolviert werden kann (vgl. BEYER 1988, BLASER 1988, MECHLING 1986, HERRMANN 1986a, HERRMANN 1986b).

Letztendlich ist der therapeutische Erfolg in großem Maße von der Motivation des Patienten abhängig, d.h. mit welchem Eifer verfolgt er die rehabilitativen Maßnahmen und führt diese durch. Berücksichtigt man die Tatsache, daß auch im häuslichen Bereich rehabilitatives Training stattfinden kann, so wird ersichtlich, daß der Faktor Motivation nur unzureichend quantifizierbar ist. Schließlich ist auch davon auszugehen, daß die Motivation nicht von der Komplexität der Verletzung oder von der verordneten Rehabilitationsmaßnahme abhängt, sondern eher von persönlichen Einstellungen und Zielen der Betroffenen. Gerade bei sportlich Ambitionierten ist davon auszugehen, daß eine schnelle Genesung und Wiederherstellung der Kniefunktionen von großem Interesse ist. Für die Mehrheit der Breiten- und Freizeitsportler oder gar für die wenig sportlich Aktiven steht die schnelle Genesung zur Ausübung ihres Sports nicht an erster Stelle. Das bedeutet natürlich nicht, daß diese Personengruppe weniger schnell rehabilitiert sein möchte, jedoch ist die Qualität des primären Rehabilitationszieles eine andere (Alltagstauglichkeit).

Zu den nicht vom Patienten beeinflussbaren Faktoren (exogene Faktoren) zählen an erster Stelle die Bedingungen, die zum Trauma geführt haben. Aus diesen resultiert die Komplexität der Verletzung, d.h. welche Strukturen im Knie mit welcher Intensität betroffen sind. Unterschieden werden können isolierte Rupturen des LCA von sog. Komplextraumen, die zusätzlich anderweitige Verletzungsmuster aufweisen (Außen-

⁹ Das Alter beeinflusst nicht nur den Heilungsprozeß, sondern ebenfalls die kardio-pulmonale Leistungsfähigkeit (vgl. Kapitel 2.2.2 und SIMON et al. 1981).

und Innenbandrupturen sowie Meniskusschädigungen). Des Weiteren wird die Verletzung von Schwellungen des umgebenden Gewebes beeinflusst (vgl. PETERSON/RENSTRÖM 1987). Unbestritten ist dabei die Tatsache, daß eine komplexere Verletzung des Kniegelenks in den meisten Fällen eine umfangreichere Rehabilitation nötig werden läßt (vgl. DARBY 1983).

Neben der Komplexität der Verletzung hat die Wahl des Behandlungskonzepts, d.h. die medizinisch-klinische Wiederherstellung der Funktionalität und Stabilität des betroffenen Gelenks, entscheidenden Einfluß auf die Effektivität der Rehabilitationsmaßnahme (vgl. KEDZIORA 1993). Prinzipiell kann zwischen der operativen und konservativen Behandlungsmethode unterschieden werden. Bei der operativen Versorgung des verletzten LCA können verschiedene offene als auch arthroskopische Behandlungstechniken zur Anwendung kommen, wie z. B. Bandtransplantation, Kunstbandplastik, Augmentation, Naht und Kombinationen der aufgeführten Maßnahmen (vgl. BIEDERT 1997, JEROSCH et al. 1994).

An die ärztliche Erstversorgung schließt sich heute eine mehr oder weniger lange Immobilisationsphase an. Die Länge der Immobilisationsphase hat in sehr starkem Maße Einfluß über den folgenden Rehabilitationsverlauf. Gerade in den letzten Jahren konnte man durch Verbesserung der operativen Versorgungstechniken, vermehrte Kenntnisse über Bandheilungsverhalten sowie einer interdisziplinären Nachbehandlung eine Verkürzung der Immobilisation erreichen und somit Schäden durch diese vermindern (vgl. FREIWALD/ENGELHARDT 1996c). Zum Ausdruck kommt die Verkürzung der Immobilisationszeit durch die Begriffe frühfunktionelle, beschleunigte oder gar aggressive Rehabilitation (vgl. SHELBOURNE/NITZ 1990, STEINBRÜCK/NICOLAUS 1996).

Die Auswirkungen einer langen Immobilisationszeit betreffen dabei verschiedene Strukturen im menschlichen Körper:

1) Gelenkknorpel

Gelenkbewegungen fördern die Aufnahme von Nährstoffen in den Knorpel. Immobilisation hingegen verhindert dieses. An der Knorpeloberfläche kommt es zu Ablagerungen von amorphen Stoffwechselschlacken, welche bei Immobilisation aufgrund reduzierter Kapseldurchblutung nicht abtransportiert werden können. Ferner hat verminderte Bewegung Auswirkungen auf die Knorpeldicke, welche bei Immobilisation abnimmt und damit ihre Stoßabsorptionsfähigkeit zum großen Teil einbüßt.

2) Kapsel-Band-Apparat

Hat man noch vor Jahren angenommen, eine komplette Ruhigstellung im Gipsverband wäre notwendig, um eine ligamentäre Heilung zu gewährleisten, so haben neuere Forschungen ergeben, daß gesunde Ligamente an Zugfestigkeit verlieren, wenn das Gelenk immobilisiert wird. Es ist sogar festgestellt worden, daß Mobilisation die anatomische Heilung von verletzten Bändern beschleunigt. Letztendlich ermöglichen Erkenntnisse über die Biomechanik des Kniegelenks Bewegungen, die wenig oder nicht belastend auf das traumatisierte Ligament wirken.

3) Muskulatur

Wie in Kapitel 2.1.1.3.1 beschrieben, kommt es schon nach einer zweiwöchigen Immobilisation zu einer Atrophie der Kniegelenkextensoren. Dabei nimmt die Kraft rascher ab, als eine Muskelatrophie meßbar ist. In einer ausführlichen Arbeit von COOPER 1972 wurden erstmals gründlich die komplexen Vorgänge innerhalb der Muskulatur dargestellt.

4) Gesamtorganismus

Durch die Immobilisation ist das betroffene Individuum von einer Aktivitätseinschränkung im gesamten Alltag betroffen, so daß viele Tätigkeiten nur bedingt möglich sind, was mit einer verstärkten kardio-vaskulären, respiratorischen, endokrin-metabolischen und lokomotorischen Dekonditionierung verbunden ist (vgl. BIEDERT 1997, BRUCKER 1994, GERBER et al. 1980, MUNZINGER 1983).

Abschließend nimmt die Art und Güte der Rehabilitationsmaßnahme Einfluß auf den Heilungsverlauf. Diese ist zum einen abhängig vom Therapeuten (z. B. Ausbildungsstand, Erfahrung, Arbeitsmotivation) und zum anderen vom Patienten selbst (beispielsweise Genesungsmotivation, zeitliche Flexibilität). Grundsätzlich kann zwischen einer rein krankengymnastischen Therapie und einer Komplextherapie unterschieden werden, welche sich in Art und Umfang der therapeutischen Maßnahmen unterscheiden (vgl. GOERTZEN 1994, PETERSEN 1990 und Kapitel 2.1.2.1).

Zusammenfassend lassen sich folgende Einflußfaktoren auf den rehabilitativen Heilungserfolg identifizieren:

- endogene Faktoren:
 - Alter,
 - Motivation,
 - Sportlichkeit;

- exogene Faktoren:
 - Komplexität der Verletzung,
 - Wahl der operativen/konservativen Behandlungsmethode,
 - Länge der Immobilisationsphase,
 - Art der Rehabilitationsmaßnahme.

2.1.3. Biomechanische Grundlagen und Normproblematik

2.1.3.1. Einblick in biomechanische Modellierungstheorien (Köcher)

Grundsätzlich geht es in der Biomechanik um eine sinnvolle Darstellung der menschlichen Bewegung, d.h. um die Reduktion der Komplexität des menschlichen Bewegungsapparates auf aussagekräftige Komponenten.

Zielobjekt einer biomechanischen Betrachtung unter biowissenschaftlichem Ansatz ist der Mensch, welcher unter folgenden Aspekten betrachtet werden kann:

1) Verhalten:

- a) Funktionsprozesse beschreiben zum einen das Zusammenwirken innerer und äußerer Kräfte (Biodynamik), und zum anderen werden Vorgänge der Bewegungssteuerung und -regelung dargestellt (z.B. Elektromyogramm als Indikator für Bewegungsmuster).
- b) Kinetik und Kinematik sind Produkte von Funktionen der menschlichen Bewegung.

2) Struktur:

In diesem Zusammenhang werden Strukturen des Körperbaus wie Längen-, Breiten-, Umfangs-, Flächen- und Volumenmaße registriert.

3) Substrat:

Die Anatomie des aktiven und passiven Bewegungsapparates steht im Mittelpunkt der Betrachtung (vgl. BALLREICH 1989).

Bei konsequenter Weiterverfolgung dieser Aspekte ergibt sich folgender Definitionsvorschlag für biomechanische Modelle:

„Biomechanische Modelle [...] stellen verkürzte und pragmatische Abbildungen dieses Zustandes dar, mit dem Ziel, seine Änderung in Abhängigkeit von der Änderung biomechanischer Einflußgrößen um einen Betrag möglichst quantitativ zu bestimmen" (BALLREICH 1989, S. 104).

Dieser Modellbegriff berücksichtigt die drei Hauptmerkmale von Modellen nach STACHOWIAK 1965 und 1973:

- **Abbildungsmerkmal:**
Modell und Modelloriginal besitzen eine hohe Übereinstimmung, so daß von bekannten auf unbekannt Eigenschaften geschlossen werden kann.
- **Verkürzungsmerkmal:**
Das Modell ist ein Abbild der relevanten Merkmale, d.h. es werden nicht alle Merkmale abgebildet.
- **Pragmatisches Merkmal:**
Modelle sind nur für einen bestimmten Adressatenkreis zugänglich und verständlich.

Ein Anwendungsbeispiel ist die orthopädische Biomechanik, in der Prothesen die Funktion bestimmter Extremitäten modellieren. Zur Anwendung kommt dabei die Ganganalyse, welche einerseits auf einem theoriebasierten Modellkonzept beruht, so daß Daten über Zusammenhänge aus dem theoretischen Modellumfeld vorliegen. Andererseits handelt es sich um indeterministische Modellformen, in denen die Zielgröße bei vorgegebenen Einflußgrößen mehrere Ausprägungen einnehmen kann. Solche Modelle können als Entscheidungs- oder Optimierungshilfe dienen (vgl. BALLREICH 1989).

Ziel einer Ganganalyse ist die Erfassung menschlicher Lokomotion.¹⁰ Auf Basis der so gewonnenen Informationen können Bewegungen nach Verletzungen bzw. bei degenerativen Erscheinungen korrigiert werden und helfen, Überlastungs- und somit Langzeitschäden zu vermeiden. Hierzu ist es notwendig, Zusammenhänge zwischen biomechanischen Einflußgrößen und motorischer Leistung zu identifizieren, m.a.W. gelingt es, Parameter zu evaluieren, die den Gang repräsentieren und anhand derer Verbesserungen festgemacht werden können? Es macht also keinen Sinn, alle meßbaren Parameter zu betrachten, sondern nur einige ausgewählte. Die theoretischen Überlegungen von BALLREICH/KUHLOW 1980 lassen sich aus dem leistungssportlichen Bereich hervorragend auf die allgemeine Biomechanik transferieren. Zuerst gilt es, leistungsrelevante Merkmale zu identifizieren und kausale Bestimmungen zwischen diesen und der angestrebten Leistung zu visualisieren. Sind diese kausalen Zusammenhänge gefunden, so ist es wichtig, die Einflußhöhe dieser Merkmale auf die biomechanische Leistung zu bestimmen. Schließlich muß der

¹⁰ Grundsätzlich kann die Gangbildanalyse naturwissenschaftlich und psychologisch-charakterologisch durchgeführt werden (vgl. HOLZNER 1990). Im folgenden findet eine ausschließlich naturwissenschaftliche Betrachtung statt.

Zusammenhang zwischen der Diagnostik und der Ansteuerung biomechanischer Einflußgrößen betrachtet werden, d.h. hier knüpfen Lerntheorien bei der Umsetzung von Bewegungsaufgaben an.

Überträgt man diese Gedanken auf die Ganganalyse nach Knie- und Hüfttraumen, so läßt sich feststellen, daß aus der Vielzahl der ganganalytischen Untersuchungsparameter diejenigen herauskristallisiert werden müssen, anhand derer Knie- und Hüftdefizite sichtbar gemacht werden können. Ist dieses geschehen, muß der Einfluß dieser Größen auf die Ökonomie des menschlichen Ganges abgeschätzt werden. Es lassen sich demzufolge relevante und weniger relevante Untersuchungsparameter finden. Abschließend obliegt es dem Therapeuten, Trainings- bzw. Therapieanweisungen zu geben, welche sich positiv auf die identifizierten Untersuchungsparameter auswirken, um so eine Harmonisierung der Alltagsbewegung ‚Gehen‘ zu erreichen.

2.1.3.2. Nomenklatur des Ganges (Köcher)

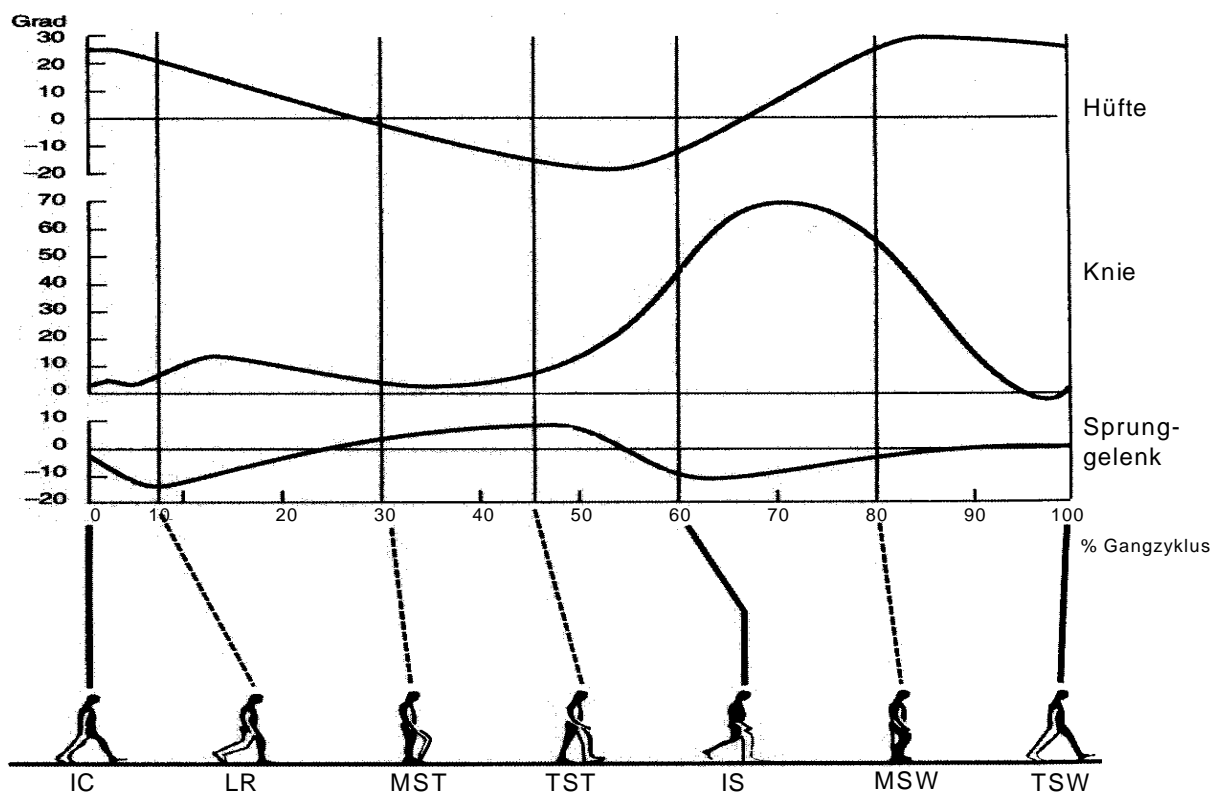
Die weiter unten vorgestellten Methoden zur Erfassung kinematischer Größen bieten die Möglichkeit, verschiedene Winkelverläufe bei unterschiedlichen Bewegungen darzustellen. Im Zusammenhang mit der vorliegenden Problematik interessieren primär die Winkelverläufe der unteren Extremität. Werden diese Winkel bei einer gesunden Person nach der Neutral-Null-Methode¹¹ betrachtet, so zeigt der Hüftwinkel zum Zeitpunkt ‚Mitte-Stützphase‘ die Neutralposition. Anschließend findet eine Streckung bis kurz vor Verlust des Bodenkontaktes statt. Während der Schwungphase und zu Beginn der Standphase ist eine Flexion des Hüftgelenks zu beobachten (vgl. Abb. 6).

Das Knie ist vor und zum Zeitpunkt des Fersenkontaktes nicht voll gestreckt, so daß nur annähernd die Neutral-Null-Position eingenommen wird. Nach dem kompletten Aufsetzen der Fußsohle auf dem Boden erreicht es ein kurzes Maximum an Flexion. Dieses Maximum wird als Stützphasenbeugung bezeichnet. Im Anschluß daran erfolgt eine Extension während der das Körpergewicht nach oben gedrückt wird. Es resultiert also eine Streckung des Knies unter Last. In diesem Bereich wird erneut fast die Neutral-Null-Position erreicht. Danach wird das Kniegelenk kontinuierlich gebeugt und erreicht in der ersten Hälfte der Schwungphase die maximale Beugung. Nach Erreichen des Maximums extendiert das Knie rasch bis zum erneuten Aufsetzen des Fußes.

11 Die Neutral-Null-Methode beschreibt den Winkelverlauf eines Gelenkes ausgehend von einer physiologischen Normalstellung. Für Hüft- und Kniegelenk ist dies die volle Extension, für das Sprunggelenk wird diese Position bei einer Plantarflexion von 90° eingenommen.

Der Sprunggelenkwinkel ist während der Stützphase durch eine schnelle Plantarflexion nach dem Fersenkontakt des Fußes charakterisiert. Hierdurch erhält der Fuß zügig vollständigen Bodenkontakt. Nach dem kompletten Aufsetzen des Fußes fungiert das Sprunggelenk als Drehpunkt für die Rotation des Beines von dorsal nach ventral. Dementsprechend ändert sich die Winkelstellung im Fußgelenk von der Plantarflexion zur Dorsalextension bis zum Erreichen eines Maximalwertes, bei dem die Ferse vom Boden abhebt. Hier findet erneut eine schnelle Plantarflexion im Sprunggelenk statt, welche die Standphase beendet. In der Schwungphase ist der Fuß zum großen Teil plantarflektiert, wobei gegen Ende eine erneute Dorsalextension einsetzt, um das Aufsetzen der Ferse vorzubereiten (vgl. STEGELMANN 1994).

Abbildung 6: Sagittaler Hüft-, Knie- und Sprunggelenkwinkel (Neutral-Null-Methode)



(in Anlehnung an STEGELMANN 1994)

Anhand des sagittalen Kniewinkels soll im folgenden die Nomenklatur, welche in der Abteilung Pathokinesiologie am Rancho Los Amigos-Hospital in den USA entwickelt wurde, exemplarisch erläutert werden:

Bei 0% berührt die Ferse den Boden (IC=initial contact), wobei das Knie nicht vollständig gestreckt ist. Im weiteren Verlauf der Standphase zeigt der sagittale Knie-

winkel ein eindeutig identifizierbares Minimum, welches auf eine Flexion des Knies bei der Übernahme des Körpergewichts zurückzuführen ist. Diese Phase wird als Belastungsantwort, in der das Körperglied das Körpergewicht empfängt, bezeichnet (LR=loading response) und findet in den ersten 10% des Gangzyklusses statt. Im zweiten Teil der Standphase erfolgt eine Extension des Knies, was im Kniewinkelverlauf durch eine Zunahme des Winkels gekennzeichnet ist. Es läßt sich ein eindeutiges Maximum identifizieren. In dieser Phase, die als Mittelstand (MST=middle stance) bezeichnet wird, trägt das Körperglied das Körpergewicht, und der Körper bewegt sich über den Fuß hinweg. Während des Terminalstandes (TST=terminal stance) wird der Körper relativ zum Fuß des Standbeines nach vorne bewegt. Das Gewicht wird dabei jedoch noch vollständig vom Standbein getragen. Während der nächsten Phase des Gangzyklusses, dem Vor- oder Präschwung (PS=pre swing) empfängt die kontralaterale Extremität das Körpergewicht. Beim betrachteten Bein setzt eine flektierende Bewegung ein, um so die Schwungphase vorzubereiten. In der frühen Schwungphase (IS=initial swing), welche im Kniewinkel-diagramm durch die Senkrechte gekennzeichnet ist und bei ca. 62% beginnt, wird das Körperglied gehoben und der Oberschenkel bewegt sich nach vorne. Die mittlere Schwungphase (MSW=middle swing) ist dadurch gekennzeichnet, daß sich die betrachtete Extremität so weit nach vorne bewegt bis die tibia senkrecht steht. Abschließend wird die Extremität vollständig extendiert und der erneute Fersenkontakt tritt ein. Diese Phase wird als terminale Schwungphase (TSW= terminal swing) bezeichnet (vgl. COCHRAN 1988).

Kritisch anzumerken ist jedoch, daß diese Nomenklatur nicht berücksichtigt, daß beim Übergang von der Stand- in die Schwungphase wesentlich niedrigere Momente und Aktivitäten im Elektromyogramm (EMG) auftreten als beim Übergang von der Schwung- in die Standphase. DEVITA 1994 zeigt, daß beim Übergang von der Schwung- in die Standphase in Hüfte und Knie wesentlich größere Gelenkmomente zu beobachten sind. Das EMG zeigte bei fünf von sechs beobachteten Muskeln ebenfalls in diesem Übergang höhere Aktivitätsmuster. Die Ergebnisse zeigen also, daß der Mensch für die Vorbereitung des Standes größere externe Kräfte und Momente überwinden muß. Nach Meinung DEVITAS sollte eine Nomenklatur demzufolge mit dem Abheben der Ferse beginnen, da im Schwung-Stand-Übergang, der dann in der Mitte des betrachteten Gangzyklusses liegt, wesentlich kompliziertere Vorgänge zu finden sind. In der Literatur hat sich jedoch die oben dargestellte Nomenklatur mit der Reihenfolge Stand- und anschließender Schwungphase durchgesetzt, so daß zur besseren Vergleichbarkeit auf diese zurückgegriffen wird.

2.1.3.3. Zur Normproblematik bei einseitigen Verletzungen der unteren Extremität (Ludwig)

Die instrumentalisierte Ganganalyse wird als Paradebeispiel einer Funktionsdiagnostik bezeichnet. Sie hat das Ziel, dynamische Vorgänge zu objektivieren. Hierzu werden Bewegungsabläufe in ihre Komponenten zerlegt, um sie einer Analyse und Dokumentation zugänglich zu machen. Die 3D-Vermessung ergänzt die klinische Untersuchung und kann als Entscheidungshilfe in der Rehabilitation dienen. Es ist ein Vergleich mit Normwerten und ein objektivierbarer Gesundungsverlauf möglich (vgl. CHAO et al. 1983, CICCOTTI et al. 1994a, KRAMERS-DE QUERVAIN et al. 1994, STEGELMANN 1994, STÜSSI 1987).

Der Vergleich mit Normwerten oder mit der nicht betroffenen Extremität wird in der Literatur jedoch konträr diskutiert. Zum einen ist es fraglich, ob es ein Normbild gibt, welches vor dem Hintergrund der Individualität der Verletzung zu sehen ist. Vielmehr spricht man von Bewegungsbereichen, in denen Bewegungsabläufe optimal vollzogen werden können (zum Normbegriff vgl. ISRAEL 1984). Zum anderen wird als Rehabilitationsziel das Angleichen der Extremitäten von FREIWALD et al. 1993a in Frage gestellt, da es nach einseitigen Verletzungen zu Adaptationserscheinungen der kontralateralen Seite kommt, die vom prätraumatischen Zustand abweichen können. Eine ausschließlich auf seitengleiche Verhältnisse zielende Therapie verkennt ihrer Meinung nach die Tatsache, daß im traumatisierten Gelenk veränderte biomechanische und sensibel afferente Voraussetzungen vorliegen (vgl. hierzu auch ANDRIACCHI et al. 1997).

Ungeachtet dieser Problematik können ganganalytische Untersuchungen dem Therapeuten wichtige Informationen bei der Aufdeckung von Asymmetrien bieten. Ziel ganganalytischer Untersuchungen zur Therapiesteuerung sollte sein, aus einer Vielzahl von Meßdaten bestimmte Typen von Heilungsverläufen zu identifizieren. Nur auf Grundlage einer großen Anzahl von Patienten können gesicherte statistische Aussagen gemacht werden. Viele Untersuchungen der Vergangenheit befaßten sich jedoch mit speziellen Problemen bei nur wenigen Patienten. Eine Stichprobengröße von 10-15 wird bei der ganganalytischen Betrachtung als ausreichend betrachtet. Hier gemessene Symmetrien/Asymmetrien werden bei größeren Stichproben unter der Voraussetzung der Normalverteilung nur potenziert (vgl. KNÜSEL et al. 1985). Einschränkend muß jedoch angemerkt werden, daß eine rehabilitative Therapie immer einen individuellen Charakter beibehalten soll, da sich Trauma, Komplexität der Verletzung und Heilungsverlauf von Mensch zu Mensch unterschiedlich entwickeln. Individuelle Ergebnisse können demzufolge immer von statistisch abgesicherten Aussagen abweichen.

Die konträr diskutierte Problematik des Vergleichs bei einseitigen Verletzungen der unteren Extremität mit einem Normbild wird auch bei der Betrachtung von Elektromyogrammen aufgegriffen (vgl. Kapitel 2.2.1.3). WINTER 1984b propagiert, daß es sinnvoll ist, reliable EMG-Profile von gesunden Populationen zu generieren, um eine Orientierungshilfe bei der Beurteilung von EMG-Mustern nach Verletzungen zu haben (detaillierte Normbilder zu allen wichtigen Muskeln der unteren Extremität finden sich auch bei PERRY/SUTHERLAND 1995). Im Gegensatz dazu verneinen ARSENAULT et al. 1986 die Existenz eines Normbildes für EMG-Aktivitäten. Vielmehr stellt sich heraus, daß ein Muskel eines Patienten spezifische Muster ausbilden kann, die bei einer Mittelwertbildung verschwinden. Solche individuellen Unterschiede müssen bei EMG-Untersuchungen berücksichtigt werden.

Es ist jedoch festzustellen, daß Normalprofile beim intra- bzw. interindividuellen Vergleich zweier Extremitäten gewisse Anhaltspunkte über das Koordinationsmuster und die Güte der Messung geben. Sie sind demzufolge nicht vollständig zu verwerfen, sondern finden in der Therapiesteuerung ihre Berechtigung (vgl. WINTER/YACK 1987).

Auch in der Isokinetik wird die Normproblematik konträr diskutiert. Die diagnostische Relevanz der Isokinetik ist in der Praxis unumstritten. Gut einsetzbar ist diese Methodik v.a. beim Vergleich zweier Extremitäten nach einseitigen Verletzungen. Auch der Einsatz in Längsschnittuntersuchungen bei einzelnen Patienten, d.h. bei Messungen zu verschiedenen Zeitpunkten der Rehabilitation hat sich bewährt. Teilweise können die Ergebnisse mit Normkollektiven verglichen werden (vgl. VERDONCK/DUESBERG 1988), dennoch ist ein solcher Vergleich kritisch zu betrachten. Zwar gibt es sogenannte Normwerttabellen für die Kniebeuge- und -streckmuskulatur für 20- bis 40-jährige untrainierte Normalpersonen für das Cybex II und LIDO-Active-System, jedoch ist anzumerken, daß z.B. Relationen zwischen Beugern und Streckern der Extremität individuell sehr unterschiedlich sind (vgl. MAYER et al. 1994).

Auch in der Sportwissenschaft ist man bemüht, für ergometrische Untersuchungen physiologische von pathologischen Bereichen abzugrenzen. In einer Vielzahl von Untersuchungen werden deshalb Korrelationen zwischen einer erbrachten ergometrischen Leistung, welche durch kardio-pulmonale Funktionsgrößen charakterisiert wird, und sportlichen Aktivitätsniveaus aufgestellt (vgl. u.a. Hollmann/Hettinger 1980, Mellerowicz 1979, Rost/Hollmann 1982).¹²

12 Zur Normierungsproblematik von Stufentests und Trittfrequenzen vgl. Kapitel 2.2.2.

2.2. Meßverfahren

Grundlegende Bedingung für jedes Meßverfahren ist die Erfüllung der allgemeinen Gütekriterien Reliabilität, Objektivität und Validität.

Die Reliabilität beschreibt die Zuverlässigkeit einer Meßmethode. In diesem Zusammenhang ist der Begriff Reproduzierbarkeit zu nennen, der besagt, daß ein ausgewählter Test unter denselben äußeren Bedingungen bei Wiederholung zum gleichen Ergebnis führt.

Ist eine Meßmethode frei von subjektiven Beurteilungen, so wird sie als objektiv bezeichnet. Es gilt demzufolge, jede Messung vom Einfluß des Untersuchers zu befreien. In der sportmedizinischen Begutachtung von leistungsphysiologischen Zusammenhängen ist dieses Phänomen vor motivationstheoretischem Hintergrund zu betrachten.

Letztendlich beschreibt die Validität die Gültigkeit einer Meßmethode, d.h. ob sie angibt, inwieweit die Testresultate tatsächlich das erfassen, was durch den Test bestimmt werden soll. Gerade unter dem Gesichtspunkt der Validität kommt es darauf an, aus der Vielzahl der möglichen Meßparameter diejenigen auszuwählen, welche die betrachtete Evaluationsgröße am besten repräsentiert (vgl. Bös 1987).

Eine Meßgröße, welche in der Medizin ein Indikator für den Gesundheitszustand ist, soll nach Angaben der WHO folgende Anforderungen erfüllen:

- Einwandfreiheit: die Meßgröße soll das messen, was als Meßobjekt festgelegt ist;
- Objektivität: die Messungen verschiedener Untersucher zu verschiedenen Zeitpunkten müssen zum gleichen Ergebnis führen;
- Sensitivität: Veränderungen der Situation müssen durch die Meßgröße registriert werden;
- Spezifität: die Meßgröße soll Veränderungen nur in der betreffenden Situation widerspiegeln (vgl. ISRAEL 1982, KRAUSE et al. 1981).

Es gilt demzufolge zu evaluieren, ob die im weiteren angesprochenen Untersuchungsinstrumente mit der Vielzahl der bestimmbaren Meßgrößen diesen Anforderungen genügen.¹³

¹³ Die Evaluation der Meßgrößen unter dem Gesichtspunkt der Fragestellung der vorliegenden Arbeit soll in Kapitel 5 durchgeführt werden.

2.2.1. Das ganganalytische Untersuchungsinstrumentarium (Köcher/Ludwig)

Anfänge der Bewegungsforschung lassen sich schon im 17. Jahrhundert finden. BORELLI führte erste Bewegungsanalysen des menschlichen Ganges 1681 durch. 1836 nahmen die WEBER-Brüder diese Forschungsrichtung auf, indem sie das Gehen als ein Vorwärtsfallen des Körpers auffaßten, der durch die rhythmische Beinbewegung wieder abgefangen wird. 1887 veröffentlichte MUYBRIGDE die ersten Photographien von menschlichen und tierischen Bewegungen. Die Untersuchungen von STRASSER und DUCHENNE 1867, von VON MYER 1873 und von EICK 1910 befaßten sich mit der Ermittlung innerer und äußerer Kräfte. In der selben Zeit führte MAREY die Chronophotographie zur Bewegungsbeschreibung ein. Mit Hilfe der Phasenphotographie, von Strichdiagrammen und durch die Festlegung von Gliedmaßen-schwerpunkten konnten große Fortschritte bei der Bewegungsanalyse erzielt werden (vgl. HOLZNER 1990).

BRAUNE und FISCHER können als Begründer der modernen Biomechanik genannt werden. Sie führten 1895 die Stereometrie ein. Dadurch wurden die Grundlagen für die Analyse von statischen und dynamischen Kräften, die auf die Hüfte wirken, geschaffen. Hier haben sich PAUWELS, KUMMER und MARQUET in den sechziger und siebziger Jahren dieses Jahrhunderts verdient gemacht (vgl. CAPPOZZO 1984).

Durch die von SCHERB 1952 entwickelte Myokinesiographie konnten Korrelationen bei Bewegungsabläufen des Ganges und den dazugehörigen Muskelaktionsphasen aufgezeigt werden. 1974 setzte DEBRUNNER eine Mehrkomponentenmeßplattform zur Analyse des Ganges ein. LIMMER differenzierte 1977 die Bodenreaktionskräfte mittels Quarz-Kristall-Mehrkomponentenmeßplatten (vgl. HOLZNER 1990). Nach ÄBERSOLD et al. 1979 eignen sich die Bodenreaktionskräfte nicht nur zur Darstellung der Eigenheiten der menschlichen Lokomotion, sondern ebenfalls zur Visualisierung von Gangdefiziten und -variabilitäten.

Ein etwas einfacheres Meßverfahren präsentieren BERTHOLD/DIETRICH 1988. Mit Hilfe der Zwei-Waagen-Probe wurde eine Methode entwickelt, die es erlaubt, den Rehabilitationsverlauf nach einseitigen Kniegelenkverletzungen einzuschätzen. Asymmetrisches Verhalten wird mittels Prüfung der Körpermassenverteilung in der Halbkniebeuge evaluiert. Im Laufe der Rehabilitation nimmt das Asymmetrieverhalten ab, so daß eine Angleichung zwischen beiden Beinen stattfindet. Während die o.g. Verfahren zur Ganganalyse allgemeines Gangverhalten visualisieren, wurde hier gezielt der Versuch unternommen, asymmetrisches Verhalten nach einseitigen Kniegelenkverletzungen aufzuzeigen, um den Rehabilitationsverlauf abschätzen zu können. Die Einfachheit der Aussage, daß zu Beginn der therapeutischen Maßnahme das Körpergewicht verstärkt von der nicht betroffenen Seite getragen wird und im Laufe

der Rehabilitation auf die betroffene Seite verlagert wird, lässt sich mit dieser recht simplen Untersuchungsmethodik aufzeigen.

Moderne Systeme der Ganganalyse versuchen, der Komplexität der menschlichen Bewegung mit einer ebenso umfassenden Meßmethodik gerecht zu werden. Dies geschieht u.a. vor dem Hintergrund, daß nicht nur in der krankengymnastischen Therapie, sondern auch in der Komplextherapie die Gangschulung als wichtiges Ziel im Mittelpunkt der Rehabilitationsbemühungen steht. Durch einen harmonischen und ökonomischen Gang werden viele Tätigkeiten im Alltag erst möglich. In der heutigen Berufs- und Arbeitswelt erscheint Mobilität als wichtige Voraussetzung zur Ausübung der beruflichen Tätigkeiten. Spricht man von Alltags- oder gar Berufstauglichkeit, so ist damit nach komplexen Knieverletzungen in der Regel die Wiederherstellung der Gangmotorik verbunden.

2.2.1.1. Kinematische Meßmethoden und -variablen (Köcher)

Grundlegende Abbildungsbereiche ganganalytischer Untersuchungen sind Kinematik und Kinetik. Die Kinematik einer Bewegung erfaßt die Geometrie einer solchen, ohne auf die sie verursachenden Kräfte zu schauen. Ihre Bewegungsbeschreibung erfolgt mit Hilfe der Darstellung von Verschiebung, Beschleunigung und Velozität von Punkten und Linien im Raum. Mit Hilfe kinematischer Messungen können direkt bestimmbare Größen (Winkel, Zeiten, Strecken und Positionen von markanten Körperteilen) erfaßt werden (vgl. SAZIORSKI et al. 1984).

„Das Prinzip der kinematographischen Methoden besteht darin, die Ortsveränderung eines Körpers in Raum und Zeit objektiv zu erfassen und aus der gemessenen Weg-Zeit-Veränderung den Geschwindigkeits- und Beschleunigungs-Zeitverlauf durch Differentiation abzuleiten" (WILLIMCZIK et al. 1997, S. 10).

Moderne Systeme versuchen, der Komplexität der menschlichen Bewegung mittels einer ebenfalls komplexen Meßtechnik gerecht zu werden. Voraussetzung hierfür ist die Reduktion der Vielzahl der gewonnenen Daten. Die o.g. Grundsätze zur Modellierung in der Biomechanik und der Modelltheorie sind hierfür wichtige Grundlagen. Grundsätzlich erfolgt der Einsatz der kinematischen Ganganalyse in zwei Schritten:

- 1) Monitoring: Hierbei werden die gewonnenen Daten visualisiert (z.B. Strichmännchen oder Vektordiagramme).

- 2) Reduzierung: Die wesentlichen Eigenschaften des Ganges müssen identifiziert und durch sensible Parameter dargestellt werden (vgl. STÜSSI 1987).

Ein solches Monitoring geschieht in der einfachsten Form mit Hilfe von Videokameras. Diese erlauben die Wiedergabe einer Bewegung in Zeitlupe oder im Standbild. Sie haben den Vorteil, daß für das menschliche Auge zu schnelle Abläufe sichtbar gemacht werden können, da der Mensch nur begrenzt in der Lage ist, mehrdimensionale Sachverhalte simultan zu beobachten. In der einfachsten Form wird der Gang mit Hilfe einer Kamera erfaßt, wobei in der Literatur konträre Meinungen über den Standort der Kamera existieren. KREBS et al. 1985 präferieren die sagittale Ansicht, während EASTLOCK 1991 hingegen die frontale Beobachtung bevorzugt. Hieraus kann sich nur die Forderung ergeben, daß eine umfassende Registrierung der menschlichen Lokomotion eine Messung in allen Beobachtungsebenen beinhalten sollte (vgl. HARRIS/WERTSCH 1994).

Eine Weiterentwicklung der Videotechnik ist die Erfassung des Systems ‚Mensch‘ mit Hilfe von an Körpersegmenten befestigten Markern. Die Verarbeitung solcher Daten erfordert die Digitalisierung zur Erfassung mittels Computertechnik. Hieraus resultiert ein wesentlicher Nachteil gegenüber der Videotechnik, da hierfür meistens ein hoher zeitlicher und technischer Aufwand nötig ist. Die Marker werden von speziellen Kameras wahrgenommen und sind entweder aktiv (Verkabelung, keine spezielle Beleuchtung, keine Probleme bei der Identifizierung) oder passiv (keine Verkabelung, Beleuchtung mit speziellem Licht, Probleme bei der Identifizierung). Bei der Erfassung der menschlichen Lokomotion mittels Markertechnik ist es wichtig, die Marker korrekt und gleichbleibend zu plazieren, um Fehler durch die Markerpositionierung auszuschließen. Man wählt aus diesem Grund eindeutig identifizierbare Körperpartien (wie z.B. knöcherne Vorsprünge) aus (vgl. HARRIS/WERTSCH 1994, KADABA et al. 1990, PERRY 1992).

Die so angebrachten Marker werden mittels mehrerer Kameras erfaßt. In der Praxis hat es sich als sinnvoll erwiesen, mit nicht weniger als vier Kameras zu arbeiten, um die Koordinaten der Marker sicher bestimmen zu können. Dank der Fortschritte in der Computertechnik ist es mittlerweile auch vom Zeitaufwand möglich, die gewonnenen Daten zügig zu erfassen, zu verarbeiten und auf dem Bildschirm oder dem Drucker auszugeben. Die Registrierung der Markerposition geschieht heute meistens mit einer Bild- oder Sampling-Rate von 50-60 Hz. Einen umfassenden Überblick über die bekanntesten heute verwendeten 3D-Kinematik-Systeme liefern STÜSSI/MÜLLER 1991. Hierzu zählen:

- Selspot II,
- Optotrak,
- Vicon,
- Elite,
- Primas,
- Hentschel,
- Coda-MPX 30,
- Expertvision.

Es hat sich gezeigt, daß biomechanische Ganganalysen in hohem Maße reproduzierbar sind und sich hervorragend eignen, Asymmetrien zwischen Extremitäten aufzuzeigen (vgl. KADABA et al. 1989, KAIRENTO/HELLEN 1981).¹⁴

Eine weitere Möglichkeit zur Erfassung kinematischer Daten ist die Goniometrie. Mittels Dehnmeßstreifen können statische wie auch dynamische Winkel registriert werden. Resultierende Parameter können statische und dynamische Winkelstellungen, Winkelveränderungen, Arbeitsbereich, Winkelgeschwindigkeit und Winkelbeschleunigung sein (vgl. TOWNSEND et al. 1977, WILLIMCZIK et al. 1997). Mit Hilfe von Accelerometern können letztendlich Beschleunigungen registriert werden. Unterschieden wird zwischen aktiver (durch Muskelaktivitäten) und passiver (durch exogene Ursachen wie z.B. Bremsbeschleunigung beim Auftreffen des Fußes auf dem Boden) Beschleunigung. Folgende Meßgrößen lassen sich bestimmen:

- maximale Beschleunigungsamplitude,
- Beschleunigungsanstieg,
- Geschwindigkeitsveränderung,
- Beschleunigungsdauer,
- mittlere Beschleunigung (vgl. WILLIMCZIK et al. 1997).

Von den beschriebenen Meßsystemen können die unterschiedlichsten Meßvariablen zur Auswertung und Interpretation heran gezogen werden. Im Bereich der kinematischen Analyse sind grundsätzlich folgende Untersuchungsparameter meßbar:

- Schrittlänge [m],
- Gehgeschwindigkeit [m/sec],
- Schrittfrequenz [Schritte/min],

¹⁴ Der Einsatz von Bewegungsanalyse eignet sich beispielsweise ferner bei Fragestellungen:

- in der Sportwissenschaft (vgl. BAUMANN 1991) und
- in der Neurologie (vgl. MAURITZ 1991).

- Winkel [°],
- Winkelgeschwindigkeit [°/sec],
- Winkelbeschleunigung [°/sec²] (vgl. KRAMERS-DE QUERVAIN et al. 1994, STEGELMANN 1994, WILLIMCZIK et al. 1997).

Objektiv sind Schrittlänge und Gehgeschwindigkeit nur sehr schwer vom Therapeuten bestimmbar. Subjektiv geben sie aber nach KLEIN-VOGELBACH 1990 Auskunft über das rehabilitative Verhalten des Patienten. Aus diesem Grund ist es wichtig, diese beiden Indikatoren quantitativ zu erfassen. Relationen zwischen Zeiten und Strecken sind grundsätzlich ein gutes Instrument, um Abnormitäten im Gang festzustellen. In einer Untersuchung von ANDRIACCHI et al. 1977 wird die Gehgeschwindigkeit mit Messungen von Bodenreaktionskräften (vgl. Kapitel 2.2.1.2) in Beziehung gesetzt. Es zeigen sich zwischen beiden Indikatoren hohe Korrelationen. Es ist jedoch unerlässlich, auch die Schrittlänge und Gehgeschwindigkeit mit Hilfe einer Ganguntersuchung genau zu quantifizieren und damit zu objektivieren (vgl. hierzu auch MARTIN/MORGAN 1991). Gehgeschwindigkeit und Schrittlänge sind recht einfach mit Hilfe von Kraftmeßplatten zu erfassen.¹⁵ Die Schrittfrequenz variiert in Abhängigkeit von der Körpergröße und der gewählten Gehgeschwindigkeit. Grundsätzlich nehmen die Schrittlänge und die Schrittfrequenz mit einer Erhöhung der Gehgeschwindigkeit zu (vgl. HEGLUND/TAYLOR 1988).

Die unterschiedlichen Meßsysteme ermöglichen die Registrierung verschiedener Winkel sowohl der unteren als auch der oberen Extremität.¹⁶ Vor dem Hintergrund der Tatsache, daß nach Operationen am LCA ein eingeschränktes Bewegungsausmaß im Kniegelenk durch Kompensationsbewegungen in anderen Gelenken und der kontralateralen Extremität aufgefangen wird (vgl. GOLLHOFER et al. 1986),

¹⁵ Schrittfrequenzen lassen sich am besten mittels eines Laufbandes bestimmen, d.h. um den Fehler gering zu halten, sollte der Proband über einen längeren Zeitraum eine Bewegungsaufgabe ausführen. Begrenzte räumliche Möglichkeiten in einem Ganglabor, in dem die Versuchsperson nur wenige Schritte zur Erfüllung der Bewegungsaufgabe zur Verfügung hat, führen bei der Bestimmung der Schrittfrequenz zu einem erhöhten Fehler.

¹⁶ Kinematische Größen der Gangdaten werden anhand dreier Achsen dargestellt. Dieses geschieht mit Hilfe sog. Euler-Winkel, welche die Orientierung eines Koordinatensystem relativ zu einem anderen aufzeigen. Jeder Winkel wird mit einer Rotation des bewegenden Koordinatensystems in bezug auf das Referenzkoordinatensystem (proximale Körpersegmente oder das Labor) dargestellt. Neben dem Euler-System wird häufig auch das Helical-Motion-System benutzt, jedoch gestaltet sich hier die klinische Interpretation und die Beschreibung der Gelenkinematik schwieriger (vgl. HARRIS/WERTSCH 1994). Diese Aussage kann jedoch auf diese Weise pauschalisierend nicht bestätigt werden. Beide Modelle besitzen sowohl Vor- als auch Nachteile. Größter Unsicherheitsfaktor ist die Definition der eingebetteten Achsen. Wird die Bewegung am Kniegelenk dargestellt, so kann die Aussage von HARRIS/WERTSCH 1994 verifiziert werden, daß das Helical-Motion-Modell hier die größeren Abweichungen in der Standphase aufzeigt. Der sagittale Flexions-Extensions-Winkel zeigt sich beim Euler-Modell wenig von Fehlern bei der Definition der Achsen beeinflusst. Größere Abweichungen ergeben sich jedoch bei der Betrachtung der Abduktions-Adduktionsachse und bei der Messung des Rotationsverhaltens (vgl. RAMAKRISHNAN/KADABA 1991).

scheinen auf den ersten Blick sämtliche Winkel der unteren Extremität zu interessieren:

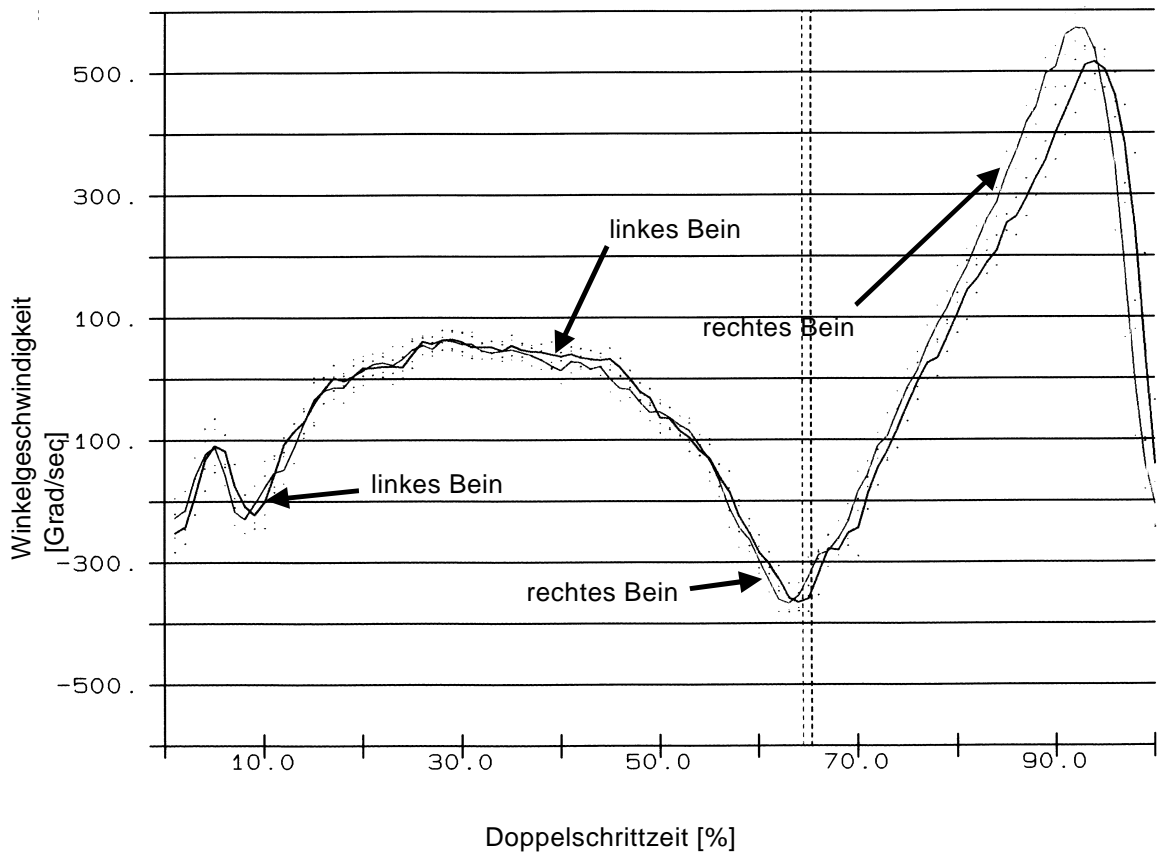
- Hüftwinkel,
- Kniewinkel,
- Sprunggelenkwinkel.

In der Praxis hat sich gezeigt, daß bei der Beobachtung des Hüft- und Sprunggelenkwinkels nach LCA-Ruptur zwar Kompensationsbewegungen registriert werden, welche jedoch hinsichtlich des hier betrachteten Verletzungsmusters nicht eindeutig zuordbar sind. Ausgleichsbewegungen können demzufolge mehrere Ursachen haben (z.B. Beinlängendifferenz). Zwar sind diese anderen Ursachen auch im Kniegelenk beobachtbar, jedoch zeigen sich signifikante Unterschiede zwischen beiden Extremitäten bedingt durch die Kreuzbandverletzung, die im Laufe der Zeit abnehmen. Die gute diagnostische Eignung der Kniegelenkkinematik wird von SCHMALZ et al. 1998 und STEGELMANN 1994 bestätigt, da die meßbaren Werte zwischen Standphasenbeugung und Standphasenstreckung signifikante Zusammenhänge aufweisen.

Abbildung 7 zeigt exemplarisch die aus dem sagittalen Kniewinkel resultierende anguläre Winkelgeschwindigkeit für das Kniegelenk (analog wird mit den Winkelgeschwindigkeiten für Hüft- und Sprunggelenk verfahren). Diese wird durch Differentiation des Kniewinkels berechnet und in Grad/sec angegeben. Registriert wird die anguläre Velozität bei Rotationen um die feste Achse ‚Kniegelenk‘. Dabei hat jeder Punkt auf einem anliegenden Schenkel (hier der Unterschenkel) dieselbe anguläre Geschwindigkeit, jedoch haben die weiter entfernt liegenden Punkte von der Drehachse eine größere lineare Velozität (vgl. COCHRAN 1988). Negative Werte spiegeln dabei Beugungen im Kniegelenk und positive Werte Streckungen wider. Eine Zunahme der Winkelgeschwindigkeit dokumentiert eine Beschleunigung und demzufolge bedeutet die Abnahme der Winkelgeschwindigkeit eine Verzögerung. Es zeigt sich, daß bis zur Mitte der Standphase (mit Ausnahme einer Unregelmäßigkeit beim Aufsetzen des Fußes) eine Beschleunigung stattfindet, wobei nach Erreichen des Maximalwertes eine Verzögerung zu beobachten ist. Analoges Verhalten kann man für die Schwungphase beobachten, jedoch wird hier eine wesentlich größere Winkelgeschwindigkeit beim freien Durchschwingen des Beines erzielt. Vorteil dieser Größe ist, daß eine fehlerhafte Markerpositionierung nicht zu falschen Meßwerten führt. Da diese Größe jedoch auf der Betrachtung des jeweiligen Winkels in bezug

zur Zeit beruht, reicht es aus, den jeweiligen sagittalen Winkelverlauf zu betrachten (vgl. Abb. 7).¹⁷

Abbildung 7: Winkelgeschwindigkeit Knie



2.2.1.2. Kinetische Meßmethoden und -variablen (Ludwig)

In der Wissenschaft hat es sich als zweckvoll erwiesen, zwischen Kinematik und Kinetik zu unterscheiden. Eine solche Trennung ist aus folgenden Gründen sinnvoll:

- 1) Trennung von Ursache und Wirkung,
- 2) kinematische Prozesse sind gegenüber dynamischen direkt wahrnehmbar,
- 3) zwischen beiden Abbildungsbereichen bestehen komplexe Beziehungen,
- 4) eine Trennung zwischen beiden Bereichen sollte so lange aufrecht erhalten bleiben, bis eindeutige Zusammenhänge erforscht wurden (vgl. HORVATH 1991).

¹⁷ In eigenen Voruntersuchungen hat sich zudem gezeigt, daß die Winkelbeschleunigung wenig sensibel hinsichtlich der vorgestellten Problematik ist, da sich zwischen beiden Extremitäten zu keinem Zeitpunkt signifikante Unterschiede nachweisen lassen. Auf eine ausführliche Darstellung dieses Meßparameters soll deshalb hier verzichtet werden.

Sie wird im wesentlichen von CAPPOZZO 1984 bestätigt, jedoch benennt er diese als Quellen bzw. Qualität der Lokomotion. Folgende Parameter sollten registriert werden (zur praktischen Anwendbarkeit vgl. hierzu auch KLEIN-VOGELBACH 1990):

- 1) Symmetrie und Einfachheit der Bewegung,
- 2) Erhaltung des Gleichgewichts,
- 3) Mechanische Belastung des Gewebes,
- 4) Energieaufwand.

Demzufolge befaßt sich die Kinetik mit den Faktoren, die eine Bewegung verursachen. Diese können sowohl Momente als auch physikalische Kräfte sein. Gemessen werden äußere Kräfte, da innere Kräfte allein keine Bewegung verursachen können. Grundlage dieser Tatsache ist das 2. NEWTON'sche Axiom, nach dem ein Körper seinen Bewegungszustand proportional der an ihm angreifenden Kraft ändert. Auf der Erde ist dies in erster Linie die Schwerkraft, die versucht, den Körper zum Erdmittelpunkt zu beschleunigen. Die Schwerkraft ist also die Kraft, die letztendlich als Reaktion auf die inneren Körperkräfte eine Bewegung zustande kommen läßt (vgl. CAVANAGH/GRIEVE 1983). Zwischen inneren Kräften, welche durch Muskeln, Sehnen und Bänder erzeugt werden, und äußeren Kräften besteht in jedem Gelenk ein Gleichgewicht. Mit dem Wissen um dieses Gleichgewicht können aus äußeren Kräften Gelenkmomente berechnet werden. Die Momentanalyse kann demzufolge Einsicht bei funktionalen Adaptationserscheinungen geben (vgl. HARRIS/WERTSCH 1994, STÜSSI 1987).

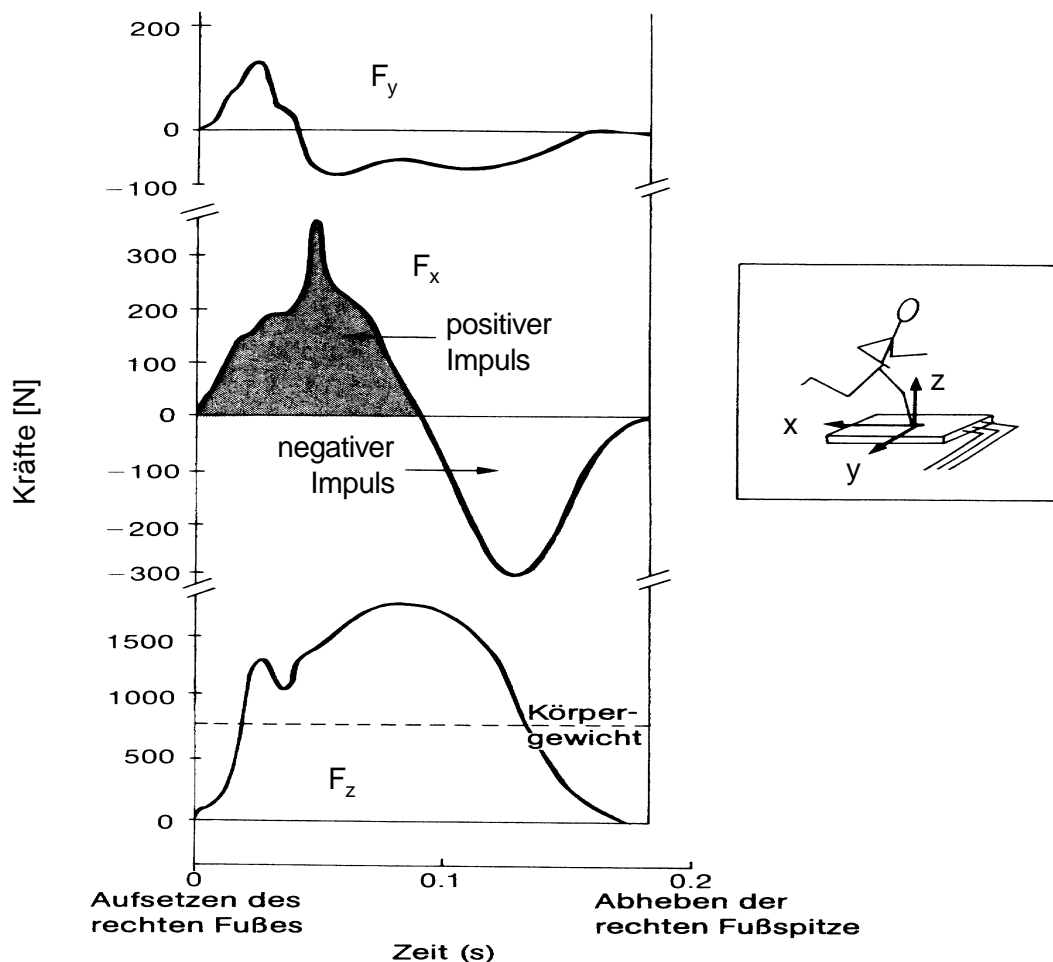
Zur Beurteilung von Asymmetrien haben sich kinetische Messungen etabliert. Diese können mittels in Schuhen eingearbeiteten Drucksensoren oder mit Kraftmeßplatten durchgeführt werden. Erstere geben Informationen über die zeitliche Reihenfolge von Druckwerten beim Abrollen wider. Überträgt man diese Daten in ein Spinnennetzdiagramm, so lassen sich Aussagen über mono- und bipedale Belastungsphasen machen. Vorteil dieser Methode ist der geringe technische Aufwand, welchem jedoch entgegensteht, daß die Drucksensoren meistens über Kabel mit einer Meßeinrichtung verbunden sind (vgl. RÜTHER 1991). Auch CAVANAGH 1990 operiert mit flexiblen Schuheinlagen zur Datengewinnung und generiert nach erfolgter Messung sog. foot-strike-indices, welche es gestatten, die Schwankungswege des Körperschwerpunktes bezogen auf eine gegebene Unterstützungsfläche aufzuzeigen.

Demgegenüber sind die Kraftmeßplatten insofern praktikabler, da der Proband durch die Meßeinrichtung selbst nicht beeinflusst ist. Diesem Vorteil steht jedoch gegenüber, daß die Kraftmeßplatte wesentlich teurer ist, zumal für einen Rechts-Links-Vergleich mindestens zwei Meßplatten zur Verfügung stehen sollten. Eine Kraftmeß-

platte registriert die auftretenden Bodenreaktionskräfte in vertikaler, horizontaler und seitlicher Bewegungsrichtung (vgl. CAVANAGH/GRIEVE 1983). Die Registrierung der Bodenreaktionskräfte ist weiterhin die Grundlage zur Bestimmung von Gelenkmomenten, so daß mit Hilfe kinematischer Meßgrößen Hebelarme zwischen der äußeren Kraft und den Gelenkzentren berechnet werden können (vgl. KNÜSEL et al. 1985).

Unter kinetischen Gesichtspunkten ist die Auswertung von Bodenreaktionskräften und Gelenkmomenten von besonderem Interesse. Die Registrierung der Bodenreaktionskräfte geschieht in allen drei Bewegungsrichtungen wie o.a. durch Kraftmeßplatten (vgl. Abb. 8).

Abbildung 8: Bodenreaktionskräfte



(Abbildung in Anlehnung an CAVANAGH/GRIEVE 1983)

Abbildung 8 zeigt exemplarisch die registrierten Bodenreaktionskräfte einer Versuchsperson für das rechte Bein beim Laufen auf einer stationären Kraftmeßplattform.

Die Horizontalkomponente der Bodenreaktionskraft wird mit F_x bezeichnet. Sie beschreibt die Bewegung des Körpers in Laufrichtung. Charakteristisch ist, daß im ersten Teil der Graphik eine positive Bodenreaktionskraft zu beobachten ist, welches einen Geschwindigkeitsverlust bedeutet. Diese Kraft ist notwendig, um den ersten Stützkontakt zu kontrollieren. Im zweiten Teil der Graphik ist eine negative Bodenreaktionskraft zu beobachten, d.h. der Körper wird hier beschleunigt, um seine ursprüngliche Geschwindigkeit aufzunehmen. Mittels Integration kann die Fläche unter der Kurve berechnet werden, wobei man hierbei vom Impuls spricht. Ist der negative Impuls größer als der positive, so erfährt der Körper eine Geschwindigkeitszunahme.

Die F_y -Komponente beschreibt die Bodenreaktionskraft quer zur Bewegungsrichtung. Die anfänglich auftretende Spitze zeigt eine seitliche Beschleunigung des Körpers. Im weiteren Verlauf der Bewegung kehrt sich die Kraft um, d.h. der Körper wird in Richtung Schwungbein angetrieben. Da sich auf der kontralateralen Seite ähnliche Beobachtungen machen lassen, wird ersichtlich, daß der Körper eine ständige Pendelbewegung vollzieht.

Zuguterletzt beschreibt der F_z -Wert die Vertikalkomponente der Bodenreaktionskraft. Charakteristisch sind hier zwei Spitzen, wobei die Ausprägung dieser mit der Geschwindigkeitsveränderung des Probanden variiert. Der erste Extremwert wird um so geringer, je größer die Bewegungsgeschwindigkeit ist. In Abbildung 8 ist die F_z -Komponente für einen laufenden Probanden dargestellt. Wird die Geschwindigkeit bis zum Gehen reduziert, so ist ein eindeutiger M-förmiger Verlauf zu beobachten (vgl. Abb. 18 in Kapitel 3.2.1.2.1.2). Die erste Spitze bedeutet den Empfang des Körpergewichtes aufgrund des Auftreffens auf den Boden. Anschließend ist ein lokales Minimum zu beobachten, welches mit einer Absenkung des Körperschwerpunktes verbunden ist. Hingegen bedeutet die zweite Spitze, daß der Körper so weit vertikal beschleunigt wird, daß ein Vortrieb erzeugt wird. Beim Laufen findet nun die Flugphase statt (vgl. CAVANAGH/GRIEVE 1983, GÖHNER 1993).

In sehr einfacher Form wurden die Bodenreaktionskräfte von BERTHOLD/DIETRICH 1988 registriert. Mit Hilfe der o.g. Zwei-Waagen-Probe wurde die Verteilung der Körpermasse auf beide Extremitäten in der Halbkniebeuge untersucht. Wesentlich differenzierter können solche Aussagen mittels Kraftmeßplatten gemacht werden.

Die Frage nach Asymmetrien im Anschluß an Kniegelenkstraumen scheint durch eine solch einfache Versuchsanordnung geklärt werden zu können. Uneinigkeit besteht in der Literatur über symmetrisches Verhalten beider Extremitäten beim Gehen und Laufen bei gesunden Probanden. SINGH 1970 zeigt, daß zwischen beiden Extremitäten keine Asymmetrien bestehen. Diese Ergebnisse wurden 1980 von ROSENROT bestätigt. Eventuell auftretende Ungleichgewichte werden als Ergebnis anatomischer Ungleichheiten oder pathologischer Beeinträchtigungen interpretiert. Auch HAMILL et al. 1984 beobachten bei der Registrierung der Bodenreaktionskräfte im Rechts-Links-Vergleich und beim Vergleich der präferierten mit der nicht präferierten Seite sowohl beim Gehen als auch beim Laufen keine Asymmetrien. Zu ähnlichen Ergebnissen kommen HANNAH et al. 1982 und SAWHILL 1981. Man kann also davon ausgehen, daß hinsichtlich der Bodenreaktionskräfte der Aussage vom dominanten und rezessivem Bein widersprochen werden kann. Uneingeschränkt gilt dies für leichte bis mittelschwere Bewegungen, erst bei starker Beanspruchung macht sich die Dominanz eines Beines bemerkbar.

Eine genaue Analyse der Vertikalkomponente der Bodenreaktionskraft wurde 1972 von JACOBS et al. vorgenommen. Hierbei wird versucht, diese in harmonische Komponenten einzuteilen, um verschiedene Arten von Wellenmustern zu identifizieren. Ergebnis ist, daß verschiedene Korrelationen zwischen vertikaler Komponente der Bodenreaktionskraft und Hüftwinkelkinematik vorliegen. Generell wird die hohe Aussagekraft vertikaler Bodenreaktionskräfte hervorgehoben (vgl. STEUER 1998). Weniger aussagekräftig sind hingegen die horizontalen Bodenreaktionskräfte im Rahmen der hier behandelten Kniegelenkproblematik nach Ruptur des LCA (vgl. SCHMALZ et al. 1998).

Von grundlegender Bedeutung ist die Beantwortung der Frage, ob bei der Betrachtung der Bodenreaktionskräfte der Impuls oder ein Maximalwert im Mittelpunkt des Interesses stehen soll. Für die Betrachtung von Impulsen spricht die Möglichkeit der Erfassung einer Belastung über die komplette Standphase. Betrachtungen von Belastungen sind demzufolge nur mit Hilfe von Impulsberechnungen möglich. Jedoch sollten nach Knie Traumen Belastungsspitzen vermieden werden, da nicht die Summe der Belastungen, sondern Maximalwerte in den ersten postoperativen Wochen zu erneuten Verletzungen führen. Es hat sich deshalb als sinnvoll herausgestellt, lokale Extremwerte und das zeitliche Auftreten dieser lokalen Extremwerte im direkten Seitenvergleich zu evaluieren (vgl. STEUER 1998).

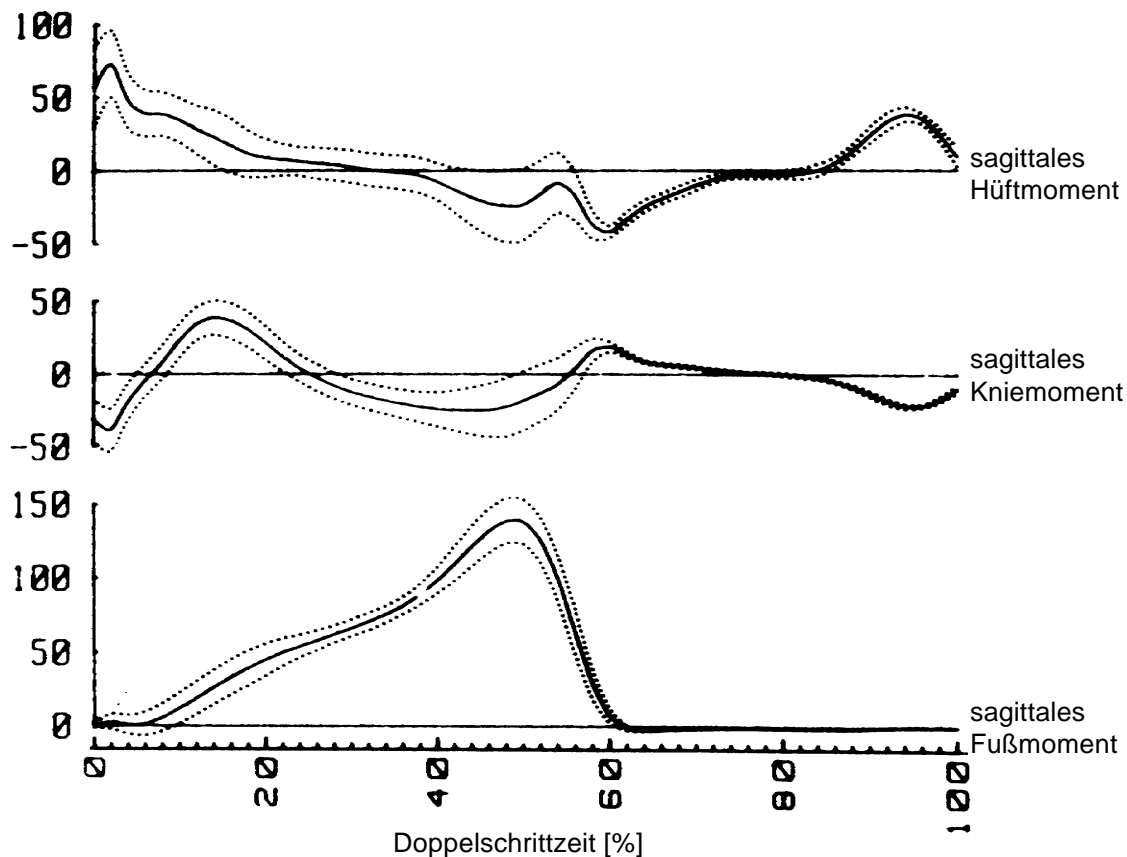
Die beschriebenen Bodenreaktionskräfte sind u.a. Grundlage zur Berechnung von Momenten (vgl. Abb. 9). Gelenkmomente werden beschrieben durch das Produkt aus einer Kraft F und einer bestimmten Entfernung d von einer Drehachse. Bei einer

Gelenkfunktion üben Muskeln sowohl Kräfte als auch Momente aus. Momente bestimmen die Art und Weise, in der das Gliedsegment gegen einen Widerstand bewegt wird. Kräfte hingegen bestimmen die eigentliche mechanische Interaktion oder die Belastung der Gelenkflächen (vgl. COCHRAN 1988). Demzufolge können Momente in der Praxis nur sehr schwer direkt gemessen werden, vielmehr beruhen sie in den meisten Fällen auf exakter Bestimmung der Bodenreaktionskräfte. Es lassen sich lediglich die externen Momente, die bei der Interaktion zwischen Körper und Umgebung auftreten, bestimmen. Denen gegenüber stehen die internen Momente, welche sich auf Sehnen, Bänder und Muskeln beziehen. Beide sind vom Betrag her gleich groß (vgl. CAPPOZZO 1984, HARRIS/WERTSCH 1994). Die externen Momente sind dabei abhängig vom Körpergewicht sowie vom Gewicht und der Trägheit der Extremität, die internen Momente hingegen variieren mit der Kontraktion der Muskeln. Beide werden in der Literatur häufig als Vektoren dargestellt. Mit dem Wissen, welche Muskeln an den verschiedensten Bewegungen beteiligt sind, kann von externen Momenten mit gewissen Einschränkungen auf die muskuläre Aktivität geschlossen werden.¹⁸ Die hohe Übereinstimmung von muskulärer Aktivität sowie Gelenk- und Muskelkinetik wurde mittels EMG-Messungen evaluiert (vgl. BOCCARDI et al. 1981).

Theoretisch ist es möglich, mit Hilfe der drei registrierten Bodenreaktionskräfte die frontalen und sagittalen Gelenkmomente von Hüfte, Knie und Sprunggelenk zu bestimmen. Die genauesten Aussagen lassen sich dabei hinsichtlich der Problematik nach Ruptur des LCA bei der Betrachtung der sagittalen Gelenkmomente erzielen (vgl. CAVANAGH/GREGOR 1975, WINTER 1984a und WINTER 1991). Dieses resultiert aus Bedingungen der Gelenkkinematik, da Knie und oberes Sprunggelenk primär Scharniergelenke sind. Lediglich die Hüfte als Kugelgelenk würde eine Betrachtung in frontaler Ebene zulassen, jedoch arbeitet dieses Gelenk auch beim Gehen primär in der sagittalen Ebene. Analog der Betrachtung des sagittalen Kniewinkels lassen sich unter Berücksichtigung des Verletzungsmusters auch hinsichtlich der Betrachtung des Drehmoments in der Sagittalebene die augenscheinlichsten Differenzen zwischen beiden Extremitäten identifizieren.

18 Einen umgekehrten Weg beschreibt FELDER 1994, der mit Hilfe eines neu entwickelten Verfahrens von der elektrischen mittels EMG gemessenen Muskelaktivität auf ein Drehmoment schließt. Dieses Verfahren eignet sich zum Aufzeigen von muskulären Dysbalancen und zur Trainingssteuerung.

Abbildung 9: Drehmomente in der Sagittalebene



(in Anlehnung an WINTER 1984a)

In der Regel ist ein positives Moment definiert als ein Kraftvektor, der vor der Extremität steht, so daß im Fuß sowie in der Hüfte eine Flexion und im Kniegelenk eine Extension stattfindet. Mit Hilfe dieses Wissens lassen sich die Kurven für M_z Hüfte, M_z Knie und M_z Sprunggelenk interpretieren.¹⁹

Wie o.a. können durch die Interpretation der Gelenkkinetik Rückschlüsse auf die muskuläre Situation gezogen werden.²⁰ Nach Kreuzbandoperationen kommt es zu einer verstärkten Atrophie des M. quadriceps mit gleichzeitig verstärkter Aktivität der ischiokruralen Muskulatur (vgl. Kapitel 2.1.1.3). Ergebnisse, welche mit Hilfe von isokinetischen Meßeinrichtungen die Muskelatrophie belegen, werden durch Messungen von Momenten bestätigt. Diese zeigen, daß die ischiokrurale Muskulatur bei streßvollen Belastungen und mit Abstrichen auch bei weniger streßvollen Bela-

19 In Kapitel 3.2.1.2.2 erfolgt die ausschließliche Betrachtung des sagittalen Kniemoments, welches zur Vereinfachung ohne den Index Knie als M_z bezeichnet wird.

20 Hierzu bietet sich nicht nur das Knie an, KURTH 1994 und PERRY et al. 1986 zeigen anhand des oberen Sprunggelenks den sinnvollen Einsatz der Ganganalyse bei Gelenken der unteren Extremität.

stungen, höhere Momentwerte auf der verletzten Seite bei LCA-Patienten aufweisen als bei Gesunden (vgl. ANDRIACCHI/BIRAC 1993, KRABBE et al. 1996, MCHUGH et al. 1994). Die Reduktion der Momente des M. quadriceps wird vor dem Hintergrund der Tatsache, daß zwischen externen und internen Momenten ein Gleichgewicht besteht, als der Versuch des Patienten interpretiert, die Kontraktion des M. quadriceps zu vermeiden. Wie in Kapitel 2.1.1.3 erwähnt, spricht man hier vom quadricepsschonenden Gang. Grund für dieses Phänomen ist, daß LCA-Patienten versuchen, den Bewegungsablauf hinsichtlich der Vermeidung der vorderen Schublade zu verändern. Diese tritt v.a. dann auf, wenn der M. quadriceps in fast voller Extension kontrahiert (vgl. BERCHUCK et al. 1990).

Eine komplexe Beurteilung der menschlichen Lokomotion ist mit ausschließlich kinematischer Betrachtung nur eingeschränkt aussagefähig. Aus diesem Grund ist es sinnvoll, kinetische Meßsysteme synchron zu starten, um kinematische und kinetische Daten zeitgleich zu erfassen und Interdependenzen aufzustellen (u.a. BERCHUCK et al. 1990, BOCCARDI et al. 1981, BLUMENTRITT et al. 1994, CAPPOZZO 1984, DEVITA 1994, JARIC et al. 1989, KNÜSEL et al. 1985, KRAMERS-DE QUERVAIN et al. 1994, MARTIN/MORGAN 1991, SCHMALZ 1997, SCHMALZ et al. 1998, SCHMALZ et al. o.J., WINTER 1991, WINTER 1984a, WINTER 1979).

2.2.1.3. Das Elektromyogramm zur Bestimmung neuromuskulärer Ungleichgewichte (Ludwig)

Neben Kinematik und Kinetik hat sich die Elektromyographie in der ganganalytischen Diagnostik und Forschung etabliert. Als Elektromyographie bezeichnet man die Registrierung und Aufzeichnung der bei Muskelanspannung entstehenden elektrischen Phänomene. Grundlegende Untersuchungsschwerpunkte sind:

- Identifikation der an einer Bewegung beteiligten Muskeln,
- Registrierung der Höhe der elektrischen Aktivität,
- zeitliche Koordination der muskulären Aktivitäten,
- Veränderung der Muskelspannung bei Ermüdung,
- Veränderung der Muskelspannung bei Training (vgl. U.S.-DEPARTMENT 1992).

Das EMG registriert dabei die Spannungsumkehrung im Muskel. Im Gegensatz zum Elektrokardiogramm, welches einzelne Aktionspotentiale des Herzens registriert, mißt das EMG die additive Überlagerung einzelner Aktionspotentiale verschiedener motorischer Einheiten. Elektrische Aktivität eines Muskels bedeutet immer die

Rekrutierung mehrerer motorischer Einheiten. Graduelle Abstufungen der muskulären Kraft werden demzufolge durch die Anzahl der rekrutierten motorischen Einheiten und die Frequenz, mit welcher diese feuern, erzielt (vgl. DELUCA 1997, STOBOY 1980, WILLIMCZIK 1997). Es können jedoch keine Aussagen über das Verhalten einzelner motorischer Einheiten gemacht werden, da nicht bekannt ist, welche Anzahl dieser Einheiten durch das EMG erfaßt wird und mit welcher Frequenz sie sich entladen. Des weiteren ist nicht bekannt, in welcher Entfernung sich die motorischen Einheiten von den Elektroden befinden und in welchem Maße sie sich synchron entladen. Über die Zusammenhänge zwischen integriertem und gleichgerichtetem EMG sowie der mechanischen Muskelkraft gibt es in der Literatur widersprüchliche Aussagen. Unbestritten ist, daß der Muskel als Krafterzeuger dient. Dieses kann mit Hilfe des EMG abgebildet werden. Diese Beziehung wird zum Teil als linearer Zusammenhang oder als Polynom 2. Grades dargestellt (vgl. ZSCHORLICH 1987, ZWICK/KONRAD 1994).

Wesentlich unproblematischer erscheint die Beurteilung der Koordination durch Festlegung von Zeiten hoher bzw. niedriger Aktivität. Von Interesse sind hier folgende Merkmale:

- Beginn und Ende der Hauptaktivität,
- Dauer der Hauptaktivität,
- Entwicklung der Hauptaktivität,
- Höhe der Hauptaktivität und
- Schwelle der Hauptaktivität.

Die Wirkung dieser muskulären Aktivität kann nun mittels Dynamometern, d.h. mit Hilfe von Kraftmessungen, bestimmt werden. Das EMG reflektiert dabei den Output des neurologischen Systems und den Input des mechanischen Systems. Es sind lediglich die Zusammenhänge zwischen muskulärer Aktivität und äußeren Kräften, nicht jedoch die Größenordnung dieser Zusammenhänge und die Größenordnung einzelner Muskeln bestimmbar (vgl. YANG/WINTER 1985, ZSCHORLICH 1989). Unbestritten ist, daß zwischen EMG-Signal und im Muskel ‚produzierter Kraft‘ direkte Zusammenhänge bestehen (vgl. BASMAJIAN 1985). Die Art dieser Zusammenhänge wird jedoch sehr divergent beurteilt. Seit geraumer Zeit sind die Zusammenhänge bei isometrischer Muskelkontraktion bekannt, welche als linear beschrieben werden können (vgl. DE VRIES 1968, INMAN 1952, LIPPOLD 1952). Neuere Studien bestätigen diese Aussagen zumindest für Messungen am nicht ermüdeten Muskel (vgl. FREIWALD/ENGELHARDT 1994). Abweichend hiervon beschreiben LAWRENCE/DELUCA 1983, KOMI/BUSKIRK 1970, KOMI/VIITASALO 1976,

VREDENBERG 1973 UND ZUNIGA 1969 diese Zusammenhänge jedoch als nicht-linear (vgl. hierzu auch BOUISSET 1973). Bei dynamischer Kontraktion sind diese Interdependenzen weniger gut erforscht. ZWICK/KONRAD 1994 empfehlen generell die Quantifizierung der muskulären Kraftentwicklung mittels isometrischer Kontraktion.

Das EMG bietet Ansatzpunkte zur Kontrolle der muskulären Aktivität für Wissenschaft, Medizin, Physio- und Sporttherapeuten, Trainer und Sportlehrer. Im Gegensatz zur Nadelelektromyographie ist das Oberflächen-EMG durch besonders hohe Praktikabilität gekennzeichnet (vgl. DELUCA/KNAFLITZ 1992). Es ermöglicht, komplexe Bewegungsabläufe zu studieren oder dem Patienten als Biofeedbackinstrument solche näher zu bringen (vgl. ZWICK/KONRAD 1994). Vorteile für den Therapeuten ergeben sich, indem zum einen die Aktivitäten des täglichen Lebens (ADL=activity of daily living) evaluiert werden können, und zum anderen kann mit Hilfe des Oberflächen-EMG eine präzise Überprüfung einzelner Muskeln erfolgen, da eine isolierte Kraftmessung durch beteiligte Agonisten oder Synergisten nicht möglich ist (vgl. Ow 1997a).²¹

Hohe Genauigkeit bei klinischen Fragestellungen bietet v.a. die Nadelelektromyographie, bei welcher eine dünne Meßsonde in den zu messenden Muskel gestochen wird. Dieses Verfahren ermöglicht die exakte Registrierung elektromyographischer Signale von einzelnen Muskelfasern. Hingegen bietet die Oberflächenlektromyographie beim praktischen Einsatz zur Bewegungsmessung, die nicht stationär gebunden ist, große Vorteile:

- nicht-invasives Verfahren und dadurch Abbau von Hemmungen des Patienten,
- Vermeidung schmerzbedingter Kontraktionen,
- Erfassung einer größeren Anzahl von Muskelfasern des Gesamtmuskels,
- breite Anwendbarkeit auch für nicht medizinisch geschultes Personal,
- bei der Verwendung einer Telemetrie störungsfreier Meßablauf (vgl. Ow 1997a, WILLIAM/CHARLES 1993).

Demgegenüber lassen sich bei Nichtbeachtung bestimmter methodischer Vorgehensweisen folgende Nachteile aufzeigen:

- hohe Fehlerrate durch nicht exaktes Abgreifen des gewünschten Muskels,
- auftretende Meßfehler durch mangelnde Präparierung der Hautoberfläche,

21 Die Evaluation und Verbesserung der ADL wird von der IKK 1994 als wesentliches Ziel einer Komplextherapie genannt.

- Registrierung elektrischer Aktivität von tieferliegenden Muskeln nicht möglich,
- hohe Anfälligkeit gegenüber Artefakten und Cross-Talk-Effekten (vgl. OW 1997a, WILLIAM/CHARLES 1993).

Die hohe Reproduzierbarkeit und Konstanz elektromyographischer Messungen sind schon seit geraumer Zeit eindeutig nachgewiesen. Sowohl Nadel- als auch Oberflächenelektromyographie sind durch eine gute Reproduzierbarkeit gekennzeichnet. Uneingeschränkt gilt diese Aussage für Zeitpunktmessungen bei isotonischen und isometrischen Muskelkontraktionen (vgl. KOMI/BUSKIRK 1970). Eingeschränkt ist diese Aussage auch bei Testreihen an unterschiedlichen Tagen gültig. Reliabilität und Konstanz der elektromyographischen Messungen sind auch hier so gut, daß das EMG bei Testwiederholungen über einen größeren Zeitraum empfohlen werden kann (vgl. KADABA et al. 1981, VIITASALO/KOMI 1975, YANG/WINTER 1983).

Aus der o.a. Darstellung läßt sich ersehen, daß sich die Oberflächenelektromyographie bei der Evaluation biomechanischer Fragestellungen durchgesetzt hat. Grundlage für die Erzielung einer hohen Reliabilität und Reproduzierbarkeit ist die Einhaltung gewisser Leitregeln, welche das gemessene Signal optimieren.

Grundsätzlich gilt es, die Messung gegen bewegungsbedingte und biologische Störspannungen zu sichern und eine hohe Reproduzierbarkeit zu gewährleisten. Als bewegungsbedingte Störspannung werden Kabel-, Elektroden- und Hautbewegungsartefakte bezeichnet. Kabelbewegungsartefakte werden durch eine Fixierung geschirmter Ableitkabel mittels eines elastischen Netzverbandes am Körper bei gleichzeitiger Entfernung des oberflächlichen Hautfettes vermieden. Zur Elimination von sollten die Ableitkabel elektrodennah und zugentlastet fixiert werden. Hinsichtlich der Elektrodenbewegungsartefakte kann festgestellt werden, daß die Elektroden als napfförmige Silber/Silberchlorid-Elektroden vorliegen sollten (vgl. U.S.-DEPARTMENT 1992).

Bei bioelektrischen Störspannungen spricht man vom sog. Cross-Talk-Effekt, d.h. das myoelektrische Signal eines Muskels wird von den Signalen anderer aktiver benachbarter Muskeln überlagert. Cross-Talk-Effekte wirken sich besonders bei Untersuchungen zur muskulären Koordination negativ aus. Biologische Störspannungen können praktisch nie komplett ausgeschlossen werden, sie werden jedoch deutlich reduziert, wenn der Ableitort so gewählt wird, daß die gewünschte Signalquelle unter einem möglichst großen Raumwinkel erscheint, die Störquelle jedoch unter einem möglichst kleinen. Des weiteren sollte bei bipolaren Ableitungen²²

²² Im Gegensatz zu monopolen Ableitungen, die mittels einer Elektrode Potentialschwankungen im Vergleich zum Potential einer Referenzelektrode den Aktivitätsverlauf topographisch ermitteln,

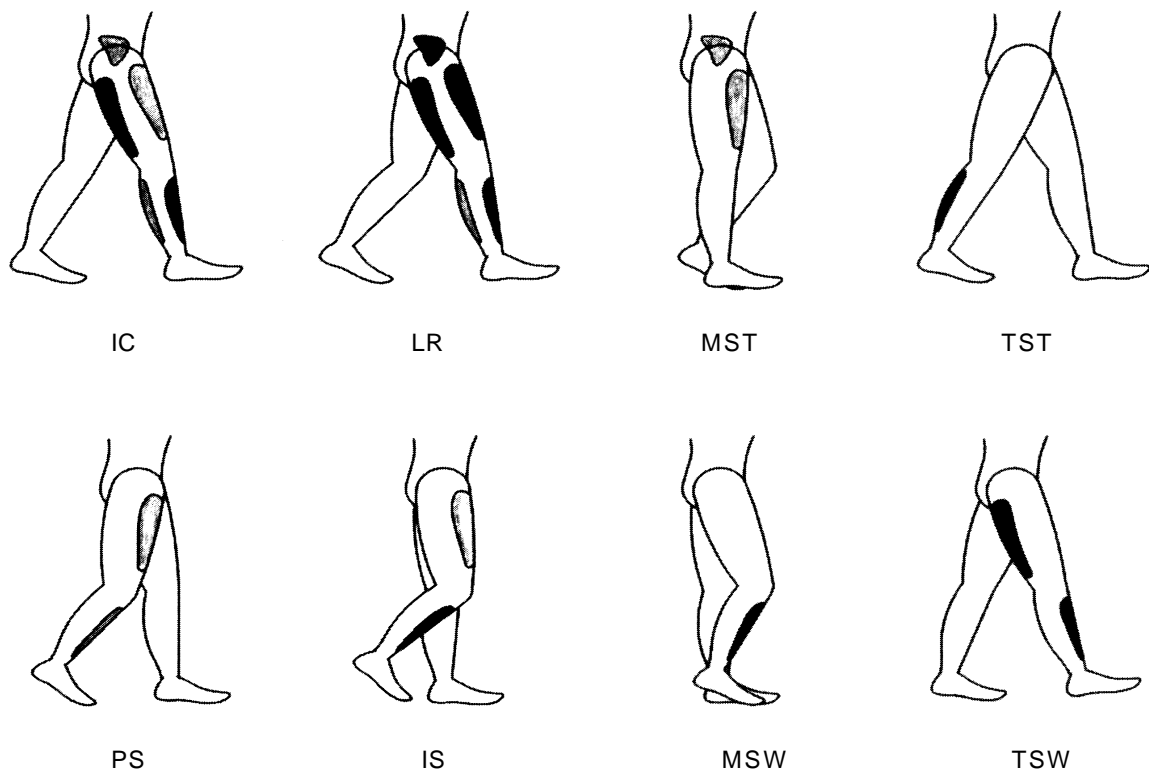
der Abstand zwischen den Elektroden klein sein gegenüber der Entfernung der Störquelle. Cross-Talk-Effekte können durch Beobachtung der Null-Linie am Meßbildschirm nach Anspannung des betreffenden Muskels recht gut ausgeschlossen werden (vgl. U.S.-DEPARTMENT 1992, ZWICK/KONRAD 1994).

Eine hohe Reproduzierbarkeit ist durch eine dem Zweck angebrachte Ableitkonfiguration zu erzielen. Die Ableitorte sollten anhand anatomischer Bezugspunkte festgelegt werden (vgl. ZIPP/FABER 1979, ZIPP/AHRENS 1979, ZIPP et al. 1978, ZIPP 1988, ZIPP 1989, ZWICK/KONRAD 1994).

Vor der Plazierung der Elektroden ist es wichtig, die an einer Bewegung beteiligten Muskeln zu identifizieren. Diese Muskeln müssen eine hohe Repräsentanz der Bewegung besitzen und sollten zum Großteil für die zu evaluierende Lokomotion verantwortlich sein. Des weiteren müssen unter der Prämisse, daß mittels Oberflächenelektromyographie keine elektrische Aktivität von tieferliegenden Muskeln registriert werden kann, die repräsentativen Muskeln an der Hautoberfläche liegen. Es gilt, diese allgemeinen Aussagen auf die an der Knieflexion und -extension beim Gehen beteiligten Muskeln zu übertragen (vgl. Kapitel 2.1.1.1.2, CICCOTTI et al. 1994b und Abb. 10).

erfassen bipolare Ableitungen mit Hilfe zweier Elektroden die Differenz der Potentialschwankungen relativ im Vergleich zu einer Referenzelektrode (vgl. ZWICK/KONRAD 1994).

Abbildung 10: Hauptmuskeln beim Gehen



Schattierung der Muskulatur = Höhe der muskulären Aktivität

(Abbildung in Anlehnung an DIETL et al. 1998)

Sind die an der Bewegung beteiligten Muskeln identifiziert, müssen anschließend die Ableitorte zur Applikation der EMG-Elektroden festgelegt werden. ZIPP 1982 präferiert hierfür die sog. Zwei-Drittel/Ein-Drittel-Methode, d.h. zwischen markanten Körperpunkten wird dieses Verhältnis abgebildet, um dort auf einer gedachten Linie die Elektroden zu plazieren. Wichtig ist, die Elektrodenplazierung anhand eindeutig reproduzierbarer anatomischer Bezugspunkte vorzunehmen, um auch über einen größeren Zeitraum bei erneuter Applikation eine exakte Plazierung zu gewährleisten. Des weiteren gilt es, den Elektrodenabstand von Mittelpunkt zu Mittelpunkt zu standardisieren (vgl. FREIWALD/ENGELHARDT 1994, ZIPP 1982). Die in der Praxis am häufigsten gebrauchte Methode ist die Orientierung an der prägnantesten Stelle des Muskelbauches in Muskellängsrichtung (vgl. ECKHARDT et al. 1994, FINK et al. 1994, KAALUND et al. 1992, OW 1997a). Bei dieser Methode spielt die Erfahrung des Untersuchers eine große Rolle. Die Plazierung der Elektroden erfolgt nach gründlicher Palpation des Muskels im erschlafften und angespannten Zustand. Harmonisierungen zwischen verschiedenen Autoren sind deshalb nur selten anzutreffen. Aus diesem Grund ist der Versuch von ZIPP 1982 äußerst positiv zu bewerten, hier eine Vereinheitlichung zu schaffen.

Zur Beurteilung o.g. Fragestellungen haben sich grundsätzlich folgende Auswertetechniken bewährt:

- Analyse der Frequenz,
- Berechnung des Integrierten Elektromyogramms: IEMG,
- Identifikation von Zeiträumen hoher und niedriger Aktivität: On-Off (vgl. DELUCA 1997).

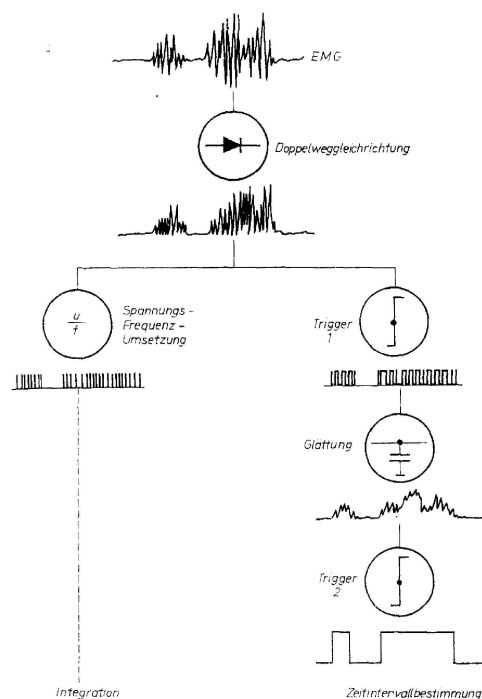
Zur Analyse der Frequenz bietet das EMG bei Ermüdungsstudien Aussagen von hoher Genauigkeit. Insbesondere die Registrierung der Frequenzverschiebung des EMG stellt ein sensibles Verfahren zur Visualisierung einer lokalen Ermüdungsreaktion dar. Die registrierte elektrische Aktivität zeigt schon vor einem meßbaren Kraftabfall den Beginn der lokalen Ermüdung an. Bildlich wird dies an der Zunahme der EMG-Amplitude, der totalen Leistung im EMG-Spektrum sowie dem Abfall der medianen Frequenz sichtbar. Als Gründe hierfür gelten die vermehrte Rekrutierung von motorischen Einheiten, ihre Synchronisation, die Änderung der Kurvenform des Aktionspotentials und die Reduktion der Muskelfaserleitgeschwindigkeit. Ferner bestehen Hinweise, daß sich über bestimmte Frequenzveränderungen insuffiziente oder inhibitierte Muskelpartien identifizieren lassen (vgl. FREIWALD/ENGELHARDT 1994, ZWICK/KONRAD 1994).

In der Forschung hat sich schon seit langer Zeit die Berechnung des IEMG als nützlich bei der Amplitudenquantifizierung herausgestellt. Das IEMG repräsentiert das Erregungsausmaß mittels Berechnung der Fläche unter der Amplitudenkurve über einen definierten Zeitraum und besitzt die Einheit V/s. Ein Vergleich zweier Extremitäten ist jedoch nur dann exakt, wenn er sich auf eine Elektrodenkonfiguration eines Muskels bei einer Person beschränkt (vgl. LAURIG 1983). Wird ein interindividueller Vergleich angestrebt, so ist neben der Normierung der Ableitstellen eine Referenzkontraktion an betroffener und/oder nicht betroffener Extremität unter wohldefinierten Bedingungen durchzuführen, um den quantitativen Vergleich zu ermöglichen. Diese Referenzkontraktion kann an einem Dynamometer mit einem bestimmten Drehmoment oder mit einer maximalen Willkürkontraktion (MVC=maximum voluntary contraction) erreicht werden. Eine auf diese Bezugsgröße normierte quantitative Aussage wird dann immer in ‚Prozent-MVC‘ ausgedrückt (vgl. ZWICK/KONRAD 1994).

Zentrales Anliegen jeder Rehabilitation ist die Wiederherstellung der koordinativen und motorischen Fähigkeiten der betroffenen Patienten. Mit dem EMG steht zur

Evaluation dieser Frage der Forschung ein äußerst zuverlässiges Hilfsmittel zur Seite. Auf der einfachsten Ebene kann die muskuläre Koordination ohne jede Signalmanipulation direkt mittels Analyse des Rohsignals beurteilt werden. Ein intra- bzw. interindividueller Vergleich ist jedoch nur auf qualitativer Ebene möglich (On-Off-Entscheidung). Hierzu werden bestimmte Amplitudenniveaus festgelegt, die man als Grenze zwischen Ruhe und Aktivität eines Muskels definiert. Häufig wird auch das Begriffspaar Zeitraum hoher bzw. niedriger Aktivität hierfür verwandt (vgl. hierzu beispielsweise die Vorgehensweise von RÜHL et al. 1981 in Abb. 11)

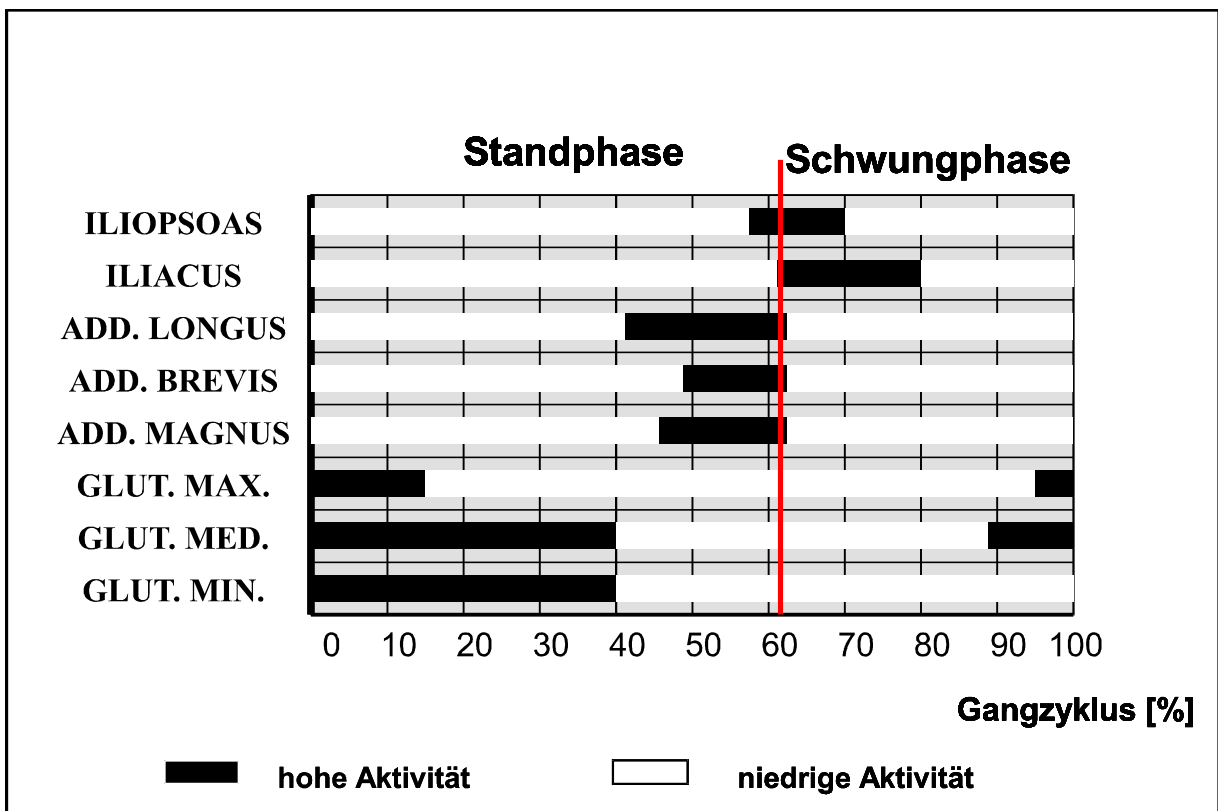
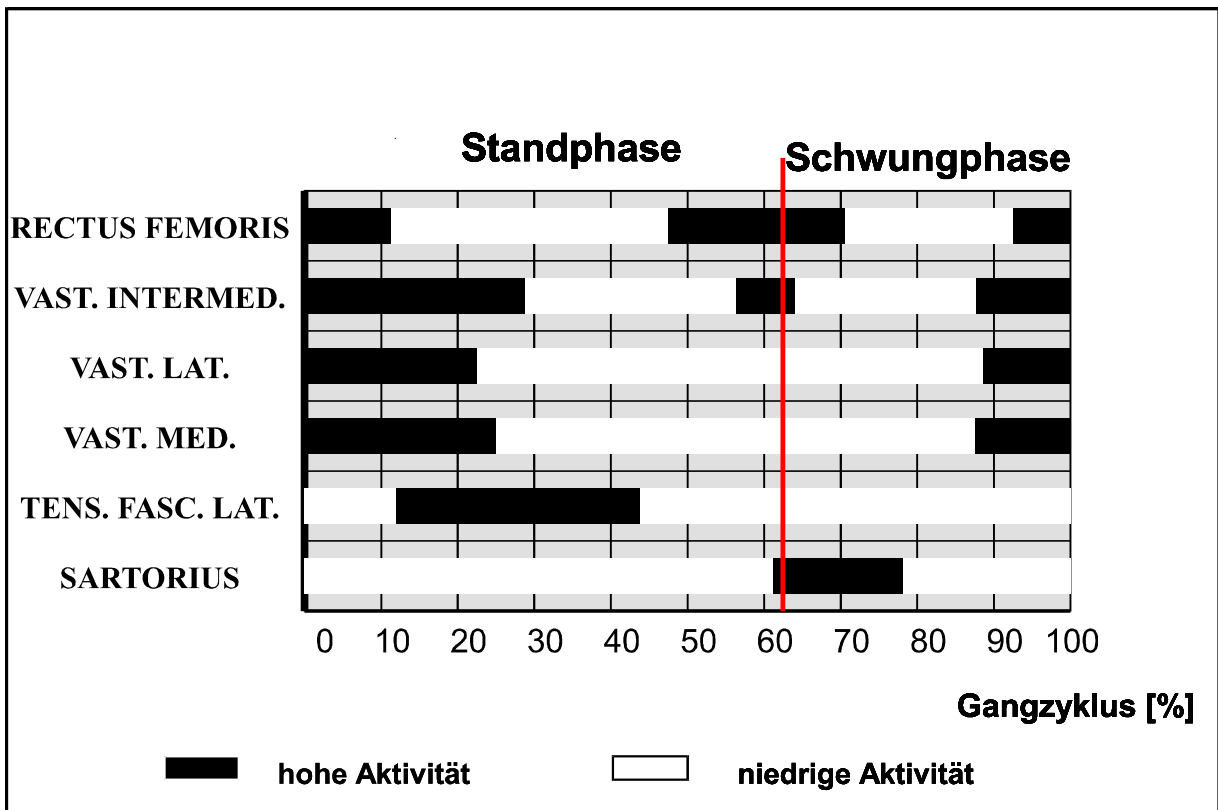
Abbildung 11: Berechnung von Zeiträumen hoher und niedriger Aktivität

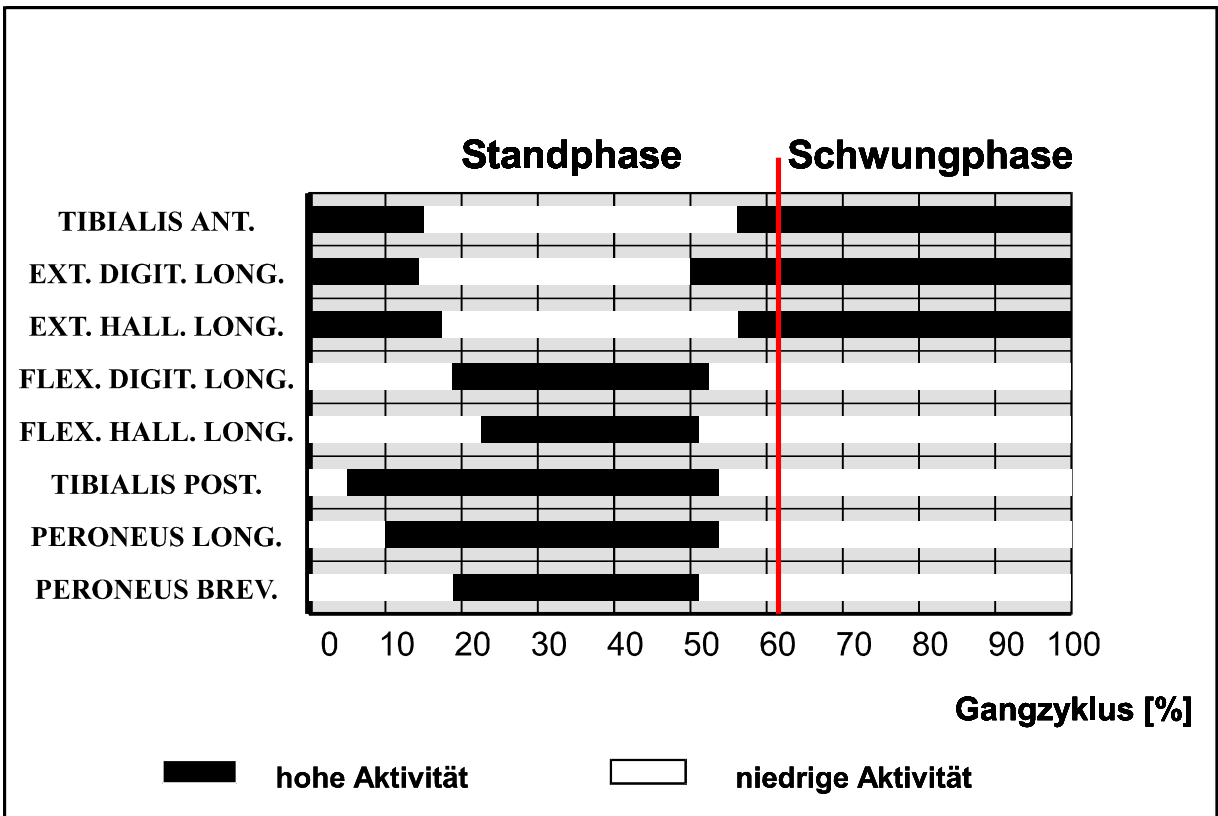
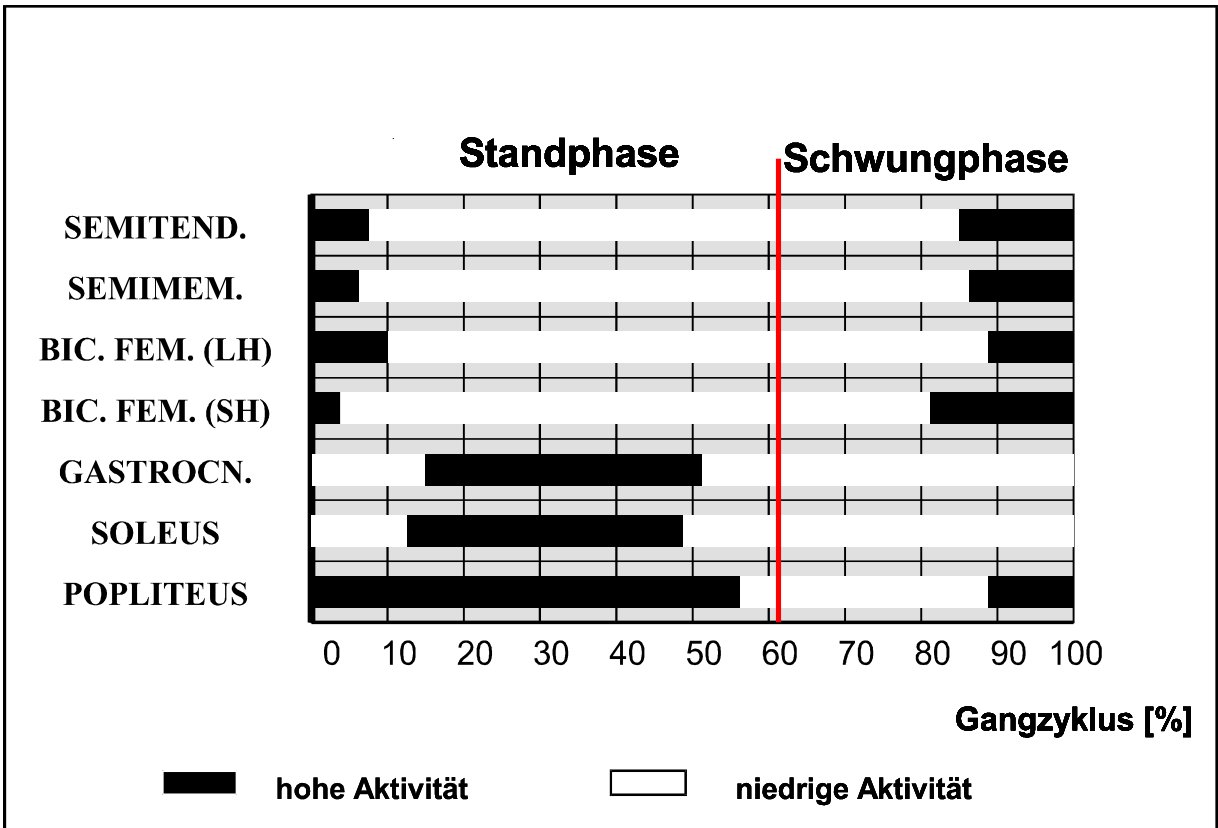


(Abbildung aus Rühl et al. 1981)

Hierbei ist zu berücksichtigen, daß der Unterschied zwischen Ruhe- und Aktivitätsniveau bei verletzten Personen weitaus geringer ausfällt als bei nicht verletzten Personen. Dieses erschwert unter Umständen die Bestimmung von Beginn und Ende des Aktivitätszeitraumes (vgl. KLEMME 1994). Das Über- bzw. Unterschreiten eines auf diese Weise definierten Niveaus stellt dementsprechend einen Wechsel von Aktivität zu Inaktivität und umgekehrt eines Muskels dar. In den Abbildungen 12a, b, c und d sind beispielhaft Zeiträume hoher und niedriger Aktivität für verschiedene Muskeln der unteren Extremität beim Gehen dargestellt.

Abbildung 12a, b, c, d: Zeiträume hoher und niedriger Aktivität





(Abbildungen in Anlehnung an PERRY/SUTHERLAND 1995).

Die so beschriebene Methodik ist den Anfängen der elektromyographischen Beurteilung komplexer Bewegungsabläufe zuzurechnen, hat sich jedoch bis heute als überaus genaue und zuverlässige Methode bewährt (vgl. BATTYE 1966, GOLDKAMP 1968, GRONLEY 1984, MILNER et al. 1971, PERRY/SUTHERLAND 1995, RÜHL et al. 1981, SHEFFIELD 1956, SUTHERLAND 1966).

Die einfachste Art der Interpretation ist wie o.a. die Betrachtung des unbehandelten Rohsignals. Zur besseren Visualisierung wird in der Praxis das Signal jedoch meistens gleichgerichtet (rektifiziert). Das bedeutet, daß alle negativen Amplitudenwerte nach ‚oben geklappt werden‘, so daß eine Betragsbildung der Amplitudenwerte stattfindet (vgl. WINTER 1991). Demzufolge enthält das so bearbeitete Signal die gleichen Informationen wie das Rohsignal. Eine weitere Bearbeitungsform ist die Glättung des EMG, indem über das Rohsignal eine Hüllkurve gelegt wird, welche die kaum reproduzierbaren zufälligen Amplitudenspitzen abschneidet. Diese Hüllkurven (linear envelopes) können eine mehr oder weniger starke Ausprägung annehmen und können durch analoge und digitale Tiefpaßfilter sowie mathematische Glättungsalgorithmen erzeugt werden. Bei der Abbildung von Zeiträumen hoher bzw. niedriger Aktivität ist dieses Verfahren nicht zu empfehlen, da es durch die Glättung zu Phasenverschiebungen im Signal kommen kann, so daß die Beurteilung koordinativer Fragestellungen mit exakten Zeitangaben nicht möglich ist (vgl. REDFERN 1988, ZWICK/KONRAD 1994).

Die Beantwortung weitergehender Fragestellungen, wie etwa nach einer graduellen Abstufung, ist nur mit einer Referenzkontraktion möglich. Jedoch beziehen sich interindividuelle Vergleiche meist auf Form und Timing der EMG-Muster, nicht aber auf die Höhe der muskulären Beanspruchung (vgl. ZWICK/KONRAD 1994). Weitergehende Analysen haben also das Ziel, vorrangig aktivierte Muskeln (Hauptmuskeln) von motorisch-unspezifisch aktivierten Muskeln (Hilfsmuskeln) zu unterscheiden. Auf diese Weise können Verhältnisse von Agonisten- zu Antagonistenaktivität sowie Zuordnungen des Muskeleinsatzes zur biomechanischen Bewegungsphase aufgestellt werden (vgl. WITTEKOPF/RÜHL 1984).

Zwar hat sich das EMG als Untersuchungsinstrument bei koordinativen Fragestellungen bewährt, jedoch sollte zur Beurteilung der Komplexität der menschlichen Lokomotion auch ein ebenso komplexes Meßinstrumentarium verwandt werden. Hieraus läßt sich die Forderung nach synchroner Registrierung elektromyographischer Daten sowie kinematischer und kinetischer Meßparameter ableiten (vgl. STÜSSI 1987). In der Literatur lassen sich aus diesem Grund eine Vielzahl von Untersuchungsansätzen mit den unterschiedlichsten Kombinationen der Meß-

instrumente vorfinden. Tendenziell können diese Ansätze in drei Kategorien eingeteilt werden:²³

1) Messung kinematischer Funktionsgrößen mit EMG

Muskuläre Aktionen sind Grundlage jeder Aktivität des Menschen. Es ist deshalb nicht verwunderlich, wenn der Versuch unternommen wird, zwischen In- und Output Relationen aufzustellen. Ansatzpunkte bieten hier einseitige Verletzungen, da hier aufgrund von Veränderungen der Muskelinnervation und Motorik Ursachen für Regelmechanismen besser aufgezeigt werden können als beim gesunden Menschen. In neuromuskulären Veränderungen wird in diesem Zusammenhang der Grund für Veränderung kinematischer Erscheinungen gesucht (vgl. DUBO et al. 1976, LIMBIRD et al. 1988, STRAATEN et al. 1975, WAHL et al. 1997, YANG/WINTER 1985).

2) Messung kinetischer Funktionsgrößen mit EMG

Auf Basis der registrierten äußeren Kräfte kann auf die innere Situation der Extremität geschlossen werden, so daß das EMG hervorragend die kinetischen Ergebnisse verifiziert (vgl. BOCCARDI et al. 1981). Häufig stehen dabei die Beziehungen zwischen resultierenden Gelenkmomenten und muskulärer Aktivität im Mittelpunkt (vgl. ANDREWS 1982, OLNEY/WINTER 1985, ZSCHORLICH 1989).

3) Messung kinematischer und kinetischer Funktionsgrößen mit EMG

Wenig Beachtung fand bisher die Kombination sämtlicher Meßinstrumente miteinander. Dies liegt sicherlich im sowohl hohen technischen wie auch zeitlichen Meßaufwand begründet. Es kann sich jedoch nur STÜSSIS Forderungen nach einer komplexen Registrierung sämtlicher biomechanischer und elektromyographischer Gegebenheiten angeschlossen werden (vgl. STÜSSI 1987), um im Sinne STACHOWIAKS das Modell ‚Mensch‘ komplex zu modellieren und abzubilden (vgl. STACHOWIAK 1965 und 1973).

2.2.2. Die Atemgasanalyse als Instrument zur Bestimmung der physiologischen Leistungsfähigkeit (Köcher)

Die Bestimmung der kardio-pulmonalen Leistungsfähigkeit ist eine typische Fragestellung der Sportwissenschaft. Dabei können durch die Analyse des Sauerstoffverbrauchs und des Kohlendioxidausstoßes sowie der Auswertung der Herzfrequenz

²³ Daneben werden elektromyographische Untersuchungen häufig mit isokinetischen Meßparametern verglichen (vgl. Kapitel 2.2.3). Weniger häufig lassen sich Vergleiche von Messungen des EMG mit subjektiven Bewertungsparametern finden (vgl. Kapitel 2.2.4).

Rückschlüsse auf das kardio-pulmonale Leistungsniveau des Sportlers gezogen werden (vgl. SAZIORSKI 1987). Als nicht unwesentlich wird diese Fragestellung auch in der Rehabilitation erachtet (vgl. IKK 1994). Durch die operationsbedingte unterschiedlich lange Immobilisation sind nicht nur ligamentäre, muskuläre und koordinative Faktoren betroffen, sondern es kommt auch rasch zur Verschlechterung des allgemeinen kardio-pulmonalen Leistungsvermögens. Ziel jeder Rehabilitation sollte aus diesem Grund sein, nicht nur die Kniefunktionen wieder herzustellen, sondern ebenfalls die allgemeine körperliche Verfassung zu verbessern. Zwar wird es im Laufe der Rehabilitation durch das zunehmende Aktivitätsniveau des Patienten automatisch zu Adaptationserscheinungen kommen, jedoch gilt es gerade unter dem Aspekt der schnellen Wiedererlangung der Alltags- und Berufstauglichkeit oder sogar der Sporttauglichkeit, hier beschleunigend einzugreifen. Dieses hilft letztendlich, Arbeitsausfallzeiten zu verkürzen (vgl. Kap. 1).

Auf der einen Seite beeinflusst das kardio-pulmonale Leistungsvermögen den allgemeinen physischen Zustand und sollte demzufolge verbessert werden, auf der anderen Seite bedeutet die Ökonomisierung des kardio-pulmonalen Leistungsvermögens aber nicht die isolierte Schulung der aeroben oder lokalen Ausdauer. Vielmehr umfaßt eine sportliche Leistung nervale Steuer- und Regelprozesse, die einer Motorikschulung in der Rehabilitation nur hilfreich sein können. Folgende Arbeitsdefinition soll den Begriff ‚Sportliche Leistung‘ beschreiben:

„Die sportliche Leistung ist die energetische Realisierung einer motorischen Anforderung durch das Zusammenspiel zentralnervaler und peripherer Steuer- und Regelprozesse. Sie ist vom Alter, vom Geschlecht, von Körperbaumerkmalen sowie vom Trainingszustand des Sportlers abhängig und wird auf der Grundlage einer individuell erreichten Anpassung des Organismus erbracht [...]“ (GIEBEL 1988, S. 17-18).

Aus dem zuvor Genannten wird ersichtlich, daß konditionelle Testverfahren aus der Sportwissenschaft zwar grundsätzlich auch im rehabilitativen Bereich Anwendung finden können, jedoch müssen sie unter dem Aspekt der vorliegenden Verletzung in ihrer Ausrichtung modifiziert werden. Eine allgemeine Fragestellung in der Sportwissenschaft ist die Überprüfung der maximalen Leistungsfähigkeit eines Sportlers. In der Rehabilitation hingegen wird nie die maximale Leistungsfähigkeit eines Patienten im Mittelpunkt des Interesses stehen, vielmehr wird zum jeweiligen Untersuchungszeitpunkt die optimale Leistungsfähigkeit zu evaluieren sein. Diese optimale Leistungsfähigkeit wird in den meisten Fällen weit unterhalb der maximalen

Leistungsfähigkeit liegen. Dementsprechend wird sich die Testanforderung an diesem Kriterium orientieren müssen, da es sich um Leistungen im submaximalen Bereich handelt. Eine solche optimale Leistungsfähigkeit wird im wesentlichen vom postoperativen Untersuchungszeitpunkt und von der Komplexität der Verletzung abhängig sein.

Generell können fast alle in der Sportwissenschaft gebräuchlichen Testverfahren unter rehabilitativen Rahmenbedingungen zur Überprüfung der kardio-pulmonalen Leistungsfähigkeit und zur Verlaufsbeurteilung der Rehabilitation im Sinne einer Effektivitätsprüfung Anwendung finden.²⁴ Die Ergometerbelastung hat dabei die stärkste Wirkung auf den myokardialen Sauerstoffverbrauch und wird als besonders geeignet erachtet (vgl. HÜLLEMANN 1976, LÖLLGEN 1990, REINHOLT/EDEL 1975). Aus dem o. a. zeigt sich, daß es wenig Sinn macht, Maximaltests wie den Vita-Maxima-Test durchzuführen. Vielmehr hat sich in der Rehabilitation die Stufentestmethodik unterhalb der Dauerleistungsgrenze bewährt (vgl. Ow 1997b). Die hier erreichten Werte werden dann als ‚submaximal working capacity‘ definiert (vgl. REINHOLT/EDEL 1975). Des weiteren bietet die submaximale Meßmethode den Vorteil, daß das Ergebnis im Gegensatz zum Maximaltest nicht vom methodischen Problem beeinflusst ist. Maximalwerte sind zum einen abhängig vom variablen Ausbelastungsgrad des untersuchten Probanden, und zum anderen stellen sie sich als Punktwolke mit inhärenter Streuung dar. In der Literatur existiert hierbei keine Übereinstimmung, welcher Einzelwert als Maximalwert angesehen wird, oder ob sogar der Mittelwert dieser Punktwolke den Maximalwert repräsentiert. Die Interpretation von Maximalwerten erfordert demzufolge zwingend die Beantwortung der Frage nach der verwendeten Methodik (vgl. RÖCKER/DICKHUTH 1996).

Grundlegend für jede Stufentestmethodik ist, ausgehend von einer Eingangsbelastung, nach einer definierten Zeit diese um einen festen Betrag zu erhöhen. Je nach Ausrichtung kann dieser Test die Maximal- oder Submaximalwerte der kardio-pulmonalen Leistung erfassen (vgl. DSB 1982b). Diese wird zum einen durch den Verbrauch von O₂ und die Abgabe von CO₂ sowie zum anderen durch das Herzfrequenzverhalten repräsentiert.²⁵

24 Eine kritische Auseinandersetzung mit der Thematik der sportmethodischen Leistungsdiagnostik findet sich bei LETZELTER 1986.

25 In der sportwissenschaftlichen Literatur wurden kardio-pulmonale Meßverfahren seit Beginn der siebziger Jahre ausführlich besprochen. Diese Meßverfahren haben sich im Laufe der Zeit als Standard erwiesen, da sie sich durch hohe Reproduzierbarkeit, Genauigkeit und diagnostische Aussagekraft auszeichnen (vgl. FRANZ/MELLEROWICZ 1982, LÖLLGEN 1984, STROBEL 1982). Neuere Untersuchungen lassen sich für allgemeine sportwissenschaftliche Fragestellungen nur noch sehr selten finden. Darüber hinaus hat sich die Erfassung kardio-pulmonaler Funktionsgrößen im therapeu-

Falls überhaupt von einer einheitlichen Methodik zur Evaluation der kardio-pulmonalen Eigenschaften nach Kniebandverletzungen in der Rehabilitation gesprochen werden kann, dann hat sich die Überprüfung des allgemeinen Ausdauerzustandes mittels des Fahrradergometers durchgesetzt. Dieses bietet gegenüber dem Laufbandergometer den Vorteil, wesentlich schonender für Ligament und Gelenk zu sein, da das Körpergewicht vom Ergometer und nicht vom Patienten getragen wird. Gegenüber dem Ruderergometer besitzt es den Vorteil, bei nicht spezifisch Trainierten die allgemeine Ausdauer besser erfassen zu können (vgl. hierzu auch HOLLMANN/HETTINGER 1980 und OW 1997b).

Unter dem Aspekt von Verletzung und Immobilisation des Klientels in der Rehabilitation hat sich die Höhe der Eingangsbelastungsintensität sowie die Höhe und Länge der weiteren Belastungsstufen zu orientieren. In der Literatur gibt es dazu leider keine homogenen Aussagen. Durch die unterschiedliche Anwendung der Stufentestmethodik und die mangelnde apparative Übereinstimmung sind Vergleiche zwischen verschiedenen Autoren nur bedingt möglich. Von einigen Autoren wird deshalb seit langem vehement die Harmonisierung der Testmethodik gefordert (vgl. BRÄUER et al. 1979, BRINGMANN 1980, SCHILDBACH/ZIEGLER 1983).

Ein Testverfahren wird immer ein Kompromiß aus personellem, zeitlichem und apparativem Aufwand sein. Auch die ergometrische Belastung ist ein solcher Kompromiß, da die vollständige Adaption der Physiologie erst nach ca. sechs Minuten erreicht ist.²⁶ Nach zwei Minuten wird jedoch eine ausreichende Sauerstoffaufnahme erzielt, die anschließend über eine Dauer von einer Minute registriert werden sollte. Gegen eine Stufenlänge von sechs Minuten spricht weiterhin der relativ hohe Zeitaufwand und eine eventuell mangelnde kardiale Ausbelastung durch muskuläre Übermüdung (vgl. BRINGMANN 1980, EISELE et al. 1996, FRANZ/MELLEROWICZ 1982, ISRAEL et al. 1976, KEUL et al. 1978, KOINZER 1977, NEUMANN et al. 1993, ROST/HOLLMANN 1982).

tischen Bereich zur Evaluierung der allgemeinen Grundlagenausdauer noch nicht durchgesetzt, neuere Untersuchungen für spezielle Fragestellungen sind deshalb nur sehr begrenzt vorhanden.

²⁶ In der Literatur wird in diesem Fall häufig von Steady-State gesprochen. Dabei ist zu berücksichtigen, daß ein solcher Zustand oberhalb der Ausdauerleistungsgrenze nicht möglich ist. Auch die hilfswise angenommene Definition, die besagt, daß ein Steady-State dann erreicht ist, wenn die Herzfrequenz (Hf) nicht mehr als vier Schläge pro Minute zunimmt, zeigt, daß ein Steady-State nach dieser Definition nicht existiert. Aus diesem Grund wird Steady-State heute als der Zustand definiert, in dem die Sauerstoffaufnahme und die Kohlendioxidabgabe gleich sind. Eine solche Anpassung dauert ca. fünf bis sechs Minuten. Dies ist aber nur dann der Fall, wenn aus Ruhebedingungen auf sub- oder maximale Bedingungen gesteigert wird. Bei niedrigeren Steigerungsraten (alle drei Minuten um 50 Watt) ist die Anpassung bereits nach kurzer Zeit vollzogen (vgl. ROST/HOLLMANN 1982).

Unterhalb der Dauerleistungsgrenze spricht man vom Steady-State, wenn zwischen dem Energieverbrauch der Muskulatur und der aeroben Energiegewinnung ein Fließgleichgewicht erreicht wird. Dies ist gekennzeichnet durch eine gleichbleibende Pulsfrequenz. Des weiteren spricht man von einem Schein-Steady-State, wenn ein Teil der Muskulatur bereits anaerob arbeitet, obwohl Laktatbildung und Utilisation noch im Gleichgewicht sind. In diesem Bereich steigt die Herzfrequenz stetig an (vgl. STEGEMANN 1991).

Einige Autoren erachten eine Stufenlänge von weniger als drei Minuten als ausreichend (vgl. CAIOZZO et al. 1982, NOWACKI 1971, OW 1997b, PRASSLER/GLATZEL 1988), was nach den gerade gemachten Ausführungen aber nicht als sinnvoll angesehen werden kann. Andere Autoren präferieren wiederum Stufenlängen von mehr als drei Minuten (vgl. REINHOLT/EDEL 1975).

Neben der Stufenlänge beeinflusst v.a. die Stufenhöhe die Aussagekraft atemgasanalytischer Untersuchungen. Auch hier gilt es, einen Kompromiß zwischen zeitlicher Belastung für den Patienten und Genauigkeit der Aussage zu finden. Generell soll garantiert sein, daß Stufenlänge und Stufenhöhe in einem ausgewogenen Verhältnis zueinander stehen sollten. In der Literatur wird zwar häufig auch eine Vereinheitlichung dieses Parameters gefordert, allerdings zeigt die Praxis, daß die Wahl der Stufenhöhe oft von den subjektiven Erfahrungen oder Neigungen des Untersuchers abhängig ist. In der Praxis variiert die Stufenhöhe von 20 Watt (vgl. BRINGMANN 1980, CAIOZZO et al. 1982, OW 1997b, REINHOLT/EDEL 1975) bis 50 Watt (EISELE et al. 1996, FRANZ/MELLEROWICZ 1982, ISRAEL et al. 1976, KEUL et al. 1978, NEUMANN et al. 1993, NOWACKI 1971). War die Stufenlänge für männliche und weibliche Probanden gleich, so differenzieren die meisten Autoren bei der Stufenhöhe zwischen den Geschlechtern. Tendenziell kann die Aussage gemacht werden, daß je nach präferierter Stufenhöhe bei weiblichen Probanden die Hälfte der Werte für männliche Probanden gewählt wird.

Auch bei der Wahl der Eingangsbelastungsstufe wird häufig zwischen den Geschlechtern differenziert (für Frauen werden oft die halbierten Eingangsbelastungsstufen der Männer gewählt). Für sportwissenschaftliche Tests werden Eingangsbelastungsstufen von 75 Watt bis 100 Watt (vgl. ISRAEL et al. 1976, NOWACKI 1971, PRASSLER/GLATZEL 1988) präferiert. Hingegen werden bei atemgasanalytischen Untersuchungen im therapeutischen Bereich sehr niedrige Eingangsbelastungsstufen gewählt (25 Watt), um Überlastungsschäden zu vermeiden (vgl. OW 1997b). Teilweise haben sich diese niedrigen Eingangsbelastungsstufen jedoch auch in der Sportwissenschaft durchgesetzt (vgl. BRINGMANN 1980, BRINGMANN 1984, REINHOLT/EDEL 1975, ROST/HOLLMANN 1982).

Neben diesen vom Testverfahren abhängigen Variablen beeinflusst der Proband mit seiner gewählten Trittgeschwindigkeit die Ergebnisse des Tests. STEGEMANN 1991 zeigt anhand seiner Wirkungsgradberechnungen, daß bei verschiedenen Leistungsstufen das Optimum aus ökonomischer Sicht bei 40-60 rpm (rotations per minute) für untrainierte Versuchspersonen liegt. Zu ähnlichen Ergebnissen kommen auch ECKERMANN/MILLAHN 1967, GUELI/SHEPHARD 1976 und ISRAEL et al. 1976. Hiernach wird gefordert, daß die Trittfrequenz nicht dem Probanden überlassen werden darf,

da dieser meist hohe Frequenzen mit niedrigem Kraftaufwand wählt. Dadurch kann es zu Fehlschlüssen bei der Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit kommen. Steigt nun die Leistungsfähigkeit der Probanden an, so verändert sich auch das Optimum der Pedalumdrehungen in Richtung hoher Frequenzen (vgl. FARIA 1984, HAGBERG et al. 1981). Die positive Korrelation zwischen zunehmender Pedalumdrehung und sich erhöhender Ergometerleistung wird beispielsweise von COAST/WELCH 1985, COAST et al. 1986, CROISANT/BOILEAU 1984 und SEABURY et al. 1977 dargestellt. Im Kontext von Verletzungsart und rehabilitativen Zielen sind solche Aussagen in der Rehabilitation jedoch nur eingeschränkt gültig. Unbestritten ist zwar, daß bestimmte Trittfrequenzen bei bestimmten Leistungsstufen zu optimalen Ergebnissen führen (vgl. KÖCHER/LUDWIG 1999), jedoch sind unter dem Aspekt der Vermeidung neuer Traumen hier erhebliche Abstriche zu machen. Unabhängig von der Höhe der Trittggeschwindigkeit gilt es, diese grundsätzlich zu standardisieren.

Zur Messung der pulmonalen Funktionsgrößen haben sich in der Praxis verschiedene Systeme etabliert. Grundsätzlich registrieren diese die Gasmenge und/oder die Gaskonzentration. Die Messung der Gasmenge wird hierbei mittels Gassammel-methode oder der sogenannten ‚Breath-by-breath-Methode‘ vollzogen. Hierbei wird die Gasmengenmessung mit Hilfe von Douglassäcken, Pneumotachographen oder Turbinenflowmetern vollzogen. In der Gasanalyse werden Methoden der Infrarot-technik oder Massenspektromie eingesetzt (vgl. RÖCKER/DICKHUTH 1996). Eine genauere Analyse der Sauerstoffkinematik kann mit Hilfe der ‚Breath-by-breath-Methode‘ erzielt werden. Theoretisch soll gemessen werden, wie schnell sich die Sauerstoffaufnahme dem Sauerstoffbedarf annähert. In der praktischen Umsetzung bedeutet dieses, mit möglichst kleinen Intervallen zu messen. Das kleinste Intervall der Atmung ist dabei der Atemzug, was zur Konsequenz hat, daß eine Einzelatem-zuganalyse erfolgen sollte (vgl. STEGEMANN 1991).

Beide Meßarten registrieren den Verbrauchswert von Sauerstoff und den Ausstoß an Kohlendioxid. Diese sind Grundlage für jede weitere Berechnung pulmonaler Kenn-ziffern. Als wesentliche pulmonale Kennziffern gelten in der Literatur neben den Werten von $\dot{V}O_2$ und $\dot{V}CO_2$ v.a. das Atemminutenvolumen, Atemäquivalent und der Respiratorische Quotient.²⁷

27 Das Atemminutenvolumen (AMV) beschreibt das Produkt aus Atemzugvolumen und Atemfrequenz (vgl. MARÉES/MESTER 1991, NOWACKI 1979). Das Atemäquivalent (AÄ) ist der Quotient aus Ventilation und Sauerstoffaufnahme. Aufgrund seiner großen Streuung von +/-20% ist es bei einer interindi-viduellen Leistungsbeurteilung nur beschränkt einsetzbar. Vorteile besitzt es bei der Längs-schnittuntersuchung eines Athleten (vgl. DSB 1982a). Der Respiratorische Quotient (RQ) errechnet sich aus dem Verhältnis von ausgeatmetem Kohlendioxid und eingeatmetem Sauerstoff (vgl. DSB 1982a, MARÉES/MESTER 1991) und charakterisiert den Übergang vom aeroben zum anaeroben Stoffwechsel (zur Methodik vgl. PESSENHOFER et al. 1983). In diesem Zusammenhang sei kurz auf die

Werden diese Werte zum interindividuellen Vergleich herangezogen, so gilt es, diese auf ein gemeinsames Bezugssystem hin zu normieren. In diesem Zusammenhang kommt der Körpergewichtsnormierung eine wichtige Rolle zu (vgl. ISRAEL/BRENKE 1965, KEUL et al. 1978).²⁸ Das Körpergewicht beeinflusst die spiroergometrische Leistung sowohl im submaximalen als auch im maximalen Bereich. Da die Beziehung zwischen Körpergewicht und den spiroergometrischen Testkriterien jedoch nicht linear ist, wird der Einfluß des Körpergewichts beim Ausdruck in relativen Testergebnissen nicht eliminiert, sondern lediglich modifiziert (vgl. ILIEV 1984). Nach HENSSGE 1978 gelten als Modell für die Bezugssysteme die empirisch gut erforschten Relationen zwischen der Sauerstoffaufnahme und der Laufgeschwindigkeit auf dem Laufband. Obwohl beim Fahrradergometer eine eindeutige äußere physikalische Leistung (Watt) gegeben ist, hält HENSSGE die Fahrradergometrie aufgrund unterschiedlicher mechanischer Arbeitsweisen und Hebelverhältnissen im Gegensatz zur Laufbandergometrie für ungeeigneter. Erfolgen die Messungen jedoch ausschließlich an einem Ergometertyp, so ist das Fahrradergometer aufgrund der exakt bestimmbaren physikalischen Leistung zu präferieren.

Ausgangspunkt der Überlegungen HENSSGES zur Bevorzugung von Laufbandergometern war die Feststellung, daß verschiedene Fahrradergometertypen dem Probanden zwar die gleiche physikalische Leistung abverlangen, jedes Individuum aber eine andere Arbeit verrichtet. Zum Ausdruck kommt dies in unterschiedlichen Wirkungsgraden (vgl. STEGEMANN 1991).

Die Diskrepanz zwischen Belastung und Beanspruchung wird von NIKLAS 1987 bestätigt. Erstere ist dabei eindeutig bestimmbar, da sie der in einer Zeiteinheit verrichteten mechanischen Arbeit entspricht. Addiert man zu dieser mechanischen Arbeit (biomechanische Leistung) die kalorische Leistung (z.B. Wärmeabgabe), so erhält man die aufgewandte Bruttoleistung. Die unterschiedliche kalorische Leistung bei Erbringung einer mechanischen Arbeit führt demzufolge zu unterschiedlichen

Problematik der verschiedenen Laktat-Schwellen-Konzepte hingewiesen, welche von verschiedenen Autoren in Frage gestellt werden (vgl. HECK et al. 1985a, HECK et al. 1985b, STEGEMANN 1991). Grundsätzlich werden spirographisch (vgl. HOLLMANN 1959, WASSERMANN/MCILROY 1964) ermittelte von invasiv (vgl. KINDERMANN et al. 1979, PESSENHOFER et al. 1981) ermittelten Laktat-Übergängen unterschieden. Übergänge charakterisieren dabei den Punkt, in dem der anaerob-laktazide Stoffwechsel gerade beginnt, den Energiebedarf zu decken. Hingegen beschreiben Laktatschwellen die Belastungshöhe, bei der die Laktatbildung und -elimination gerade noch im Gleichgewicht sind. Vertreter von Laktatschwellenkonzepten sind BUNC et al. 1982, KEUL et al. 1979, KINDERMANN et al. 1979, MADER et al. 1976a, MADER et al. 1976b, SIMON et al. 1981, SJÖDIN/JACOBS 1981, STEGMANN/KINDERMANN 1981. Zusammenfassend kann festgestellt werden, daß sowohl Schwellen als auch Übergänge voneinander erheblich differieren.

Mittels Übergängen und Schwellen ist es darüber hinaus nicht möglich, eine punktgenaue Trainingssteuerung zu realisieren (vgl. HECK et al. 1985a, HECK et al. 1985b).

²⁸ Korrekterweise müßte von Körpermassennormierung gesprochen werden, da diese unabhängig von der Gravitation ist. Unter standardisierten Laborbedingungen reicht es jedoch vollkommen aus, von Körpergewichtsnormierung zu sprechen.

Beanspruchungen bei gegebener Belastung. Zwischen der mechanischen und der Bruttoleistung besteht im submaximalen Leistungsbereich ein linearer Zusammenhang, so daß durch Extrapolationsverfahren von der mechanischen auf die Bruttoleistung geschlossen werden kann. Als Methode hat sich die indirekte Kalorimetrie bewährt, bei der vom Sauerstoffverbrauch unter Berücksichtigung des kalorischen Äquivalents direkt auf die Bruttoleistung geschlossen werden kann. Somit ist der Sauerstoffverbrauch ein Maß für die individuelle Beanspruchung bei einer gegebenen Belastung. Da der Begriff Belastungsintensität zu mannigfaltig ist, sollte auf den Begriff der physikalischen/biomechanischen Leistung zurückgegriffen werden (vgl. hierzu auch NIKLAS 1989, NIKLAS/WALTHER 1989).

Die Diskrepanz zwischen Belastung und Beanspruchung kommt im Belastungs-Beanspruchungs-Konzept zum Ausdruck. Ihre Begriffsdefinition geht auf Erkenntnisse der Arbeitswissenschaft aus den frühen 40er Jahren zurück. In dem eher sozialwissenschaftlich orientierten Ansatz werden Belastungen als objektiv, von außen auf den Menschen einwirkende Größen und Faktoren beschrieben. Die Beanspruchung ist demzufolge die Auswirkung der Belastung im und auf den Menschen. Im Englischen versucht man dieser Problematik durch die Begriffe ‚stress‘ (Belastung) und ‚strain‘ (Beanspruchung) gerecht zu werden.²⁹ In der Trainingswissenschaft werden unter diesem Aspekt drei Zielsetzungen verfolgt:

- 1) leistungssportliches Training: Entwicklung von Methoden zur Maximierung leistungsdeterminierender Eigenschaften;
- 2) Gesundheitssport: Entwicklung von Methoden zur Optimierung der Eigenschaften des Menschen;
- 3) leistungssportlicher Wettkampf: Entwicklung von Verhaltensweisen, die die Leistung zur Lösung einer Bewegungsaufgabe maximieren.

Im Gegensatz zur Arbeitswissenschaft, die versucht, die Arbeit an den Menschen anzupassen (bei gleicher Leistung die Beanspruchung zu vermindern oder bei gleicher Beanspruchung die Leistung zu vergrößern), hat die Trainingswissenschaft das Ziel, die Belastung so zu wählen, daß eine optimale Beanspruchung erreicht wird. Das Ziel für den Bereich der Rehabilitation definiert sich also im Leistungserhalt bzw. in der Leistungsoptimierung (vgl. WILLIMCZIK et al. 1991).

Aus dem Belastungs-Beanspruchungs-Konzept läßt sich ableiten, daß das Ziel jeder Untersuchung die Messung von Beanspruchung eines Probanden bei Erbringung

²⁹ Teilweise spricht man in der Literatur auch von innerer Belastung als Ausdruck des Wechselverhältnisses der dialektischen Einheit von Intensität und Umfang der äußeren Belastung (vgl. SCHOLICH 1982).

einer definierten Leistung sein muß. Konkretisierend bedeutet dieses, einen interindividuellen Vergleich nur auf Grundlage einer bei jedem Individuum gleichen Beanspruchung zu vollziehen (vgl. REINHOLT/EDEL 1975). Als Beanspruchungsvariable gilt in der Literatur die kardiale Meßgröße Herzfrequenz. Charakteristisch für das Herzfrequenzverhalten ist, analog den Werten des Sauerstoffverbrauchs und des Kohlendioxidausstoßes, daß der Wert mit zunehmender mechanischer Arbeit linear bis zu einer gewissen Grenze, die in der Regel dem aeroben Leistungsbereich entspricht, ansteigt (vgl. FRANZ/MELLEROWICZ 1982, ISRAEL 1976a, MELLEROWICZ 1979). Ist dieser Wert erreicht, ist die Linearität nicht mehr gegeben (vgl. zur Schwellenproblematik Fußnote 24, WORMS et al. 1985).

Bei der Beobachtung des Herzfrequenzverhaltens wird ersichtlich, daß die Herzfrequenz einem gewissen Arrhythmieverhalten unterliegt, d.h. der Anstieg der Herzfrequenz ist zwar linear, jedoch ist dies nur der Fall, wenn Belastungsspitzen außer Acht gelassen werden. Nun ergibt sich die Frage, ob die Bewertung des Arrhythmieverhaltens zu einem zusätzlichen Informationsgewinn führt. Dieses hätte eine kontinuierliche Herzfrequenzerfassung zur Voraussetzung. LORENZ-HEBENSTREIT/IWANOFF 1975 zeigen, daß die Betrachtung des Arrhythmieverhaltens keinen zusätzlichen Informationsgewinn bringt.

Hinsichtlich der Herzfrequenz wird als aussagefähiger Parameter in der Literatur ebenfalls die Nachbelastungsherzfrequenz genannt. Diese ist keinesfalls das Spiegelbild der Herzfrequenzbeschleunigung, kennzeichnet jedoch viele Vorgänge, die den Erholungsverlauf nach Belastung charakterisieren. Sie gilt als Indikator für schnelle Erholung und Regeneration. Durch die Analyse der Nachbelastungsherzfrequenz und die Dynamik des Abflachens kann auf die Leistungsfähigkeit des Herz-Kreislauf-Systems geschlossen werden (vgl. ISRAEL 1976b). NÖDING/MENDE 1979 zeigen, daß zwischen der Größe eines von ihnen erstellten Indexes, welcher die Nachbelastungsherzfrequenz repräsentiert, und der Laktatmobilisation hochsignifikante Zusammenhänge bestehen. Die Nachbelastungsherzfrequenz eignet sich hervorragend, Entwicklungen der Ausdauerleistungsfähigkeit sowohl im Quer- als auch im Längsschnittvergleich zu visualisieren.

Die Betrachtung der Höhe der mechanischen Arbeit bei einer definierten Leistung führt zum Untersuchungsparameter Power-Work-Capacity (PWC). Grundgedanke ist, daß viele Untersuchungen die gemessenen Funktionswerte auf äußere physikalische Größen wie z.B. Watt beschränken. Diese Sichtweise wird bewußt verlassen, indem statt belastungssensibler Variablen beanspruchungssensible Kenngrößen betrachtet werden. Der Power-Work-Capacity-Koeffizient bietet sich hierfür an, da er die äußere Leistung bei einer bestimmten Beanspruchung angibt (vgl. MARÉES/MESTER 1991).

Auf Grundlage der Ergebnisse WAHLUNDS 1948 erfuhr der PWC insofern Modifikationen, daß heute nicht nur Leistungen bei 170 Pulsschlägen, sondern auch bei Herzfrequenzen von 150 bpm (beats per minute) oder 130 bpm betrachtet werden (vgl. ISRAEL 1976a, KOINZER 1977). Des weiteren ist es durch Inter- bzw. in gewissem Rahmen auch durch Extrapolation möglich, einen PWC zu berechnen, der Aussagen über Belastungen im maximalen Leistungsbereich zuläßt (vgl. ROST/HOLLMANN 1982). Hierzu bietet sich das modifizierte Nomogramm von ÅSTRAND-RYHMING an, welches es ermöglicht, auf einer submaximalen Belastung basierend, maximale Leistungskenngrößen anzugeben. Vorteil dieser Methodik ist die hohe Zeiteffektivität aufgrund des Testaufbaus, da nur eine Belastungsstufe gefahren wird (vgl. hierzu auch EISELE et al. 1996). Hierzu ist es notwendig, die Belastung auf Basis einer vorhergehenden exakten Anamnese so zu wählen, daß Herzfrequenzwerte von 150 bpm pro Minute garantiert sind (vgl. MARKUSAS 1977). Der einstufigen Testmethodik widersprechen PRASSLER/GLATZEL 1988 entschieden. Vielmehr fordern sie zur Bestimmung des PWC_{150} einen mindestens dreistufigen Test.

Abschließend sei noch auf den Einfluß des Alters auf spiroergometrische Messungen hingewiesen. Hinsichtlich der Herzfrequenz kann festgestellt werden, daß mit zunehmendem Alter (besonders ab der fünften Lebensdekade) zwar die maximale Herzfrequenz abnimmt, die Ruheherzfrequenz und die Herzfrequenz im submaximalen Belastungsbereich nur geringe altersbedingte Abnahmeerscheinungen zeigt. Hinsichtlich der pulmonalen Meßgrößen zeigt sich, daß die relative Sauerstoffaufnahme bei Maximalbelastungen ab dem dritten Lebensjahrzehnt kontinuierlich abnimmt. Analog zur Herzfrequenz sind auch im submaximalen Bereich bei der Betrachtung der Sauerstoffaufnahme keine signifikanten Veränderungen zu erkennen (vgl. BRINGMANN 1984, HOLLMANN et al. 1970, WORMS et al. 1985). Unbestritten ist jedoch die Tatsache, daß mit zunehmendem Alter v.a. die Erbringung maximaler Leistung weniger gut möglich ist. Neben der Abnahme der kardio-pulmonalen Leistungsfähigkeit sind die Gründe besonders in Veränderungen der muskulären Krafteigenschaften zu suchen. Diese altersabhängige Abnahme der ergometrisch ermittelten Gesamtleistung ist mit dem submaximalen Steady-State-Verfahren nachweisbar. Die Leistungsfähigkeit reduziert sich pro Lebensdekade um ca. 10 Watt, ab dem 50. Lebensjahr um ca. 17 Watt und ab dem 60. Lebensjahr um ca. 25 Watt. Letztendlich ist die Reduktion der Leistungsfähigkeit im wesentlichen vom Trainingszustand abhängig, so daß die Verminderung zwar nicht aufgehalten, aber erheblich verzögert werden kann (vgl. SCHAUER et al. 1978).

Zwar wird in der therapeutischen Praxis vermehrt der Wert kardio-pulmonaler Fähigkeiten und somit atemgasanalytischer Untersuchungen erkannt (vgl. IKK 1994,

Ow 1997b, WORMS 1985), doch bleibt festzustellen, daß eine systematische und zielgerichtete Überprüfung vor dem Hintergrund spezieller Verletzungsmuster jedoch nicht stattgefunden hat.

2.2.3. Die isokinetische Meßmethode zur Visualisierung muskulärer Dysbalancen (Köcher)

Das isokinetische Übungs- und Meßverfahren hat sich seit Mitte der 60er Jahre in Theorie und Praxis zur Visualisierung und Angleichung muskulärer Dysbalancen bewährt. Grundprinzip der Isokinetik ist die Konstanthaltung der Bewegungsgeschwindigkeit über die gesamte Dauer der Bewegung (vgl. HISLOP/PERRINE 1967, THISTLE et al. 1967).

Der Begriff Isokinetik stammt aus dem Griechischen und wird mit iso = gleich und kinesis = Bewegung übersetzt. Er beschreibt somit eine gleichbleibende Bewegungsgeschwindigkeit während der Ausführung einer Übung. Unter dieser Annahme ist eine solche jedoch nur dann möglich, wenn die bewegte Last während der Ausführung der Übung variiert. Grundlage dieser Aussage ist, daß die Größe der Kraftentfaltung von der Gelenkstellung abhängig ist. Ein Training mit konstanten Gewichten führt demzufolge bei bestimmten Gelenkstellungen nur zu suboptimalen Trainingsreizen. Das isokinetische Prinzip umgeht diese Tatsache, indem die Last der jeweiligen Winkel-Kraft-Relation angepaßt wird, so daß in jeder Gelenkstellung ein optimaler Trainingsreiz gesetzt wird (vgl. FROBÖSE 1993, JEROSCH 1989).

„Die Anpassung des Widerstandes [...] ermöglicht eine maximale, dynamische Belastung während des gesamten Bewegungsablaufs, mit Ausnahme der Endpunkte, wo die isokinetisch gemessenen Drehmomente gegen Null tendieren“ (FROBÖSE 1993, S. 19).

Betrachtet man diese Vorgänge aus Sicht der Muskelphysiologie, so hängt die vom Muskel erzeugte Spannung von der Zahl der möglichen Brückenbindungen zwischen den kontraktiven Elementen Aktin und Myosin ab. Somit kann bei auseinandergezogenen kontraktiven Elementen, welche aus einer großen Muskellänge bzw. aus einem großen Gelenkwinkel resultieren, und bei ineinandergeschobenen kontraktiven Elementen mit Überlappung der Aktinfilamente, welche aus einer kleinen Muskellänge bzw. einem kleinen Gelenkwinkel resultieren, nur eine kleine Anzahl von Brückenverbindungen zustande kommen. Eine große Kraftentfaltung ist deshalb an mittlere Muskellängen gebunden, da hier eine Vielzahl an Brückenverbindungen zustande kommen kann. Dieses Phänomen ist beim herkömmlichen auxotonischen

Training zu beobachten. In den Endpositionen einer Bewegung findet hier eine relativ geringe muskuläre Spannungsentwicklung statt (vgl. FROBÖSE 1993).³⁰

Ein weiterer Vorteil ist, daß sich der Gerätewiderstand der aufgebrauchten Kraft anpaßt, wodurch Verletzungen durch Bremsbewegungen und Beschleunigungen vermieden werden.³¹ In dieser Aussage wird der Vorteil der isokinetischen Methode erkennbar: größtmögliches Training der Muskulatur unter größtmöglicher Schonung der betroffenen Struktur, so daß Schmerz, Ermüdung und Verhältnisse der Hebelarme am Muskelskelettsystem die Effektivität des Trainings nicht beeinflussen. Isokinetische Systeme produzieren in Abhängigkeit von der gewählten Geschwindigkeit demzufolge einen Widerstand, der proportional zur eingesetzten Kraft erhöht wird. Wird die Geschwindigkeit unterschritten, bleibt der Widerstand aus (vgl. EGGLI 1997).

Diesen Vorteilen stehen als Nachteile die hohen Anschaffungskosten der Geräte und der relativ hohe Zeitaufwand durch den Umbau des Gerätes beim Training mehrerer Muskelgruppen oder Extremitäten gegenüber. Letztendlich ist es auch möglich, den Vorteil der isokinetischen Bewegungsausführung in dem Sinn zu negieren, da es die isokinetische Belastungsform im Alltag oder der sportlichen Praxis nicht gibt (vgl. FROBÖSE 1993).

Vielmehr stellt die Isokinetik nach MAYER et al. 1994 eine Sonderform der Kontraktionsarten des Muskels dar. Die Autoren unterscheiden die konzentrische von der exzentrischen sowie der isometrischen Arbeitsweise und machen die Aussage, daß die exzentrische Arbeitsweise durch passive Elastizitätskräfte, welche zusätzlich zur willkürlich aufgebrauchten Kraft wirken, zur vergleichsweise höchsten Krafftentfaltung führt. Diese Erkenntnis wird von modernen isokinetischen Übungsgeräten berücksichtigt, indem diese exzentrische Belastungsmodi zulassen. Die Isokinetik ermöglicht somit eine quantitative Messung effektiver muskulärer Kräfte in verschiedenen Körperpositionen³².

Neben dem Einsatz in der Rehabilitation hat sich die Isokinetik v.a. als Trainingsmethode in der Sportwissenschaft zum Muskelaufbau durchgesetzt. Hier bietet sie

30 Neuere Forschungsansätze stellen in Frage, ob eine gleichbleibende Geschwindigkeit des Hebelarmes auch zu einer gleichbleibenden Kontraktion der kontraktiven Elemente führt. In diesem Zusammenhang wird zwischen ‚äußerer‘ und ‚innerer‘ Isokinetik unterschieden. Diese Untersuchungen präferieren die innere Isokinetik, da hier Mikrotraumatisierungen in stärkerem Maße vermieden werden als bei der tradierten Methode (vgl. GEESE 1998, SCHMALZ 1993). Ferner wird gesagt, daß die gleichbleibende äußere Bewegungsgeschwindigkeit des Hebelarmes zu einer auxotonischen Arbeitsweise der Muskulatur führt. Äußere isokinetische Bedingungen führen demzufolge nicht zu inneren isokinetischen Arbeitsweisen (vgl. BARTONIETZ 1996).

31 Neuere Untersuchungen zeigen jedoch, daß dies nur mit Einschränkungen zutrifft, so daß je nach Verletzungsart und -muster ein isokinetisches Training nicht ratsam erscheint (vgl. BALZOPOULOS/BRODIE 1989, BALZOPOULOS et al. 1988).

32 Zur Effektivität im Krafttraining vgl. auch BARTONIETZ 1992.

den Vorteil, daß Muskelkater weitgehend vermieden wird, da es sich um einen Bewegungsradius handelt, in dem die Muskelkraft in jeder Winkelstellung optimal ausgenutzt wird. Isokinetisches Training macht überall dort Sinn, wo ballistische Energie eine untergeordnete Rolle spielt. Im Gegensatz dazu sollte in Sportarten, die durch einen explosiven Krafteinsatz gekennzeichnet sind, die Isokinetik nur eine untergeordnete Rolle spielen (vgl. KRÜGER 1971).

Wesentlich interessanter scheint im Kontext dieser Arbeit der Einsatz der Isokinetik in der Rehabilitation, da die Vorteile des schmerzfreien Trainings unter größtmöglicher Schonung der verletzten Strukturen hier von besonders großer Bedeutung sind (vgl. NISELL et al. 1989).³³

Hauptziele eines isokinetischen Trainings in der Rehabilitation sind:

- Verbesserung der allgemeinen und lokalen Ausdauer,
- Verbesserung der allgemeinen und lokalen Krafftähigkeiten,
- Verbesserung der Koordination (vgl. EGGLI 1986, EGGLI 1997).

Detaillierter werden die Ziele und Aufgaben eines isokinetischen Muskeltrainings in der Rehabilitation von FROBÖSE 1993 beschrieben:

- Stabilisierung bzw. Verbesserung erhaltender Muskelfunktionen,
- Ausgleich bzw. Verminderung von Muskelatrophien,
- Förderung der Gelenkbeweglichkeit und Aufrechterhaltung der für die Gelenkführung notwendigen Muskelabschnitte,
- Ausgleich von Immobilisationsschäden,
- Sicherung oder Verbesserung der Haltung und Stabilität,
- Gelenkprophylaxe gegen weitere Traumen,
- Koordinationsverbesserung,
- Verbesserung der lokalen und allgemeinen Muskelausdauer,
- Verbesserung des kinästhetischen Empfindens,
- Erhaltung der Funktionalität,
- Schmerzlinderung,
- Ganzkörpertraining zur Erhaltung der Stabilität von Rumpf und Extremitäten,
- Erlangung einer sportartspezifischen oder alltagsspezifischen Belastbarkeit.

Ein schmerzfreies Training prädestiniert den Einsatz der isokinetischen Trainingsmethode in der Rehabilitation. Dies ist v.a. vor dem Hintergrund einseitiger Knie-

³³ Den Einsatz der Isokinetik in klinischen Untersuchungen beschreibt ROTHSTEIN et al. 1987.

gelenkverletzungen, wie der in dieser Arbeit beschriebenen Ruptur des vorderen Kreuzbandes mit immobilisationsbedingten Muskelatrophien, zu sehen.

Bei der Umsetzung des isokinetischen Trainings bietet es sich an, auf Methoden der Trainingswissenschaft zurückzugreifen. Daher sind folgende Belastungsnormative zu konkretisieren (vgl. FROBÖSE 1993):

- Reizintensität,
- Reizdauer,
- Reizdichte,
- Reizumfang,
- Trainingshäufigkeit.

Im Zusammenhang mit der Verletzung des vorderen Kreuzbandes sollte ein isokinetisches Training ab der zehnten bis zwölften postoperativen Woche in den Trainingsplan aufgenommen werden. Jedoch sollte schon ab der sechsten bis achten Woche eine alleinige Kräftigung der Flexoren durchgeführt werden. Demzufolge ist es nicht ratsam, ein gleichzeitiges Training von Flexoren und Extensoren zu Beginn der Rehabilitation durchzuführen, vielmehr sollte zunächst die Beugemuskulatur und erst später die Streckmuskulatur gestärkt werden (vgl. FREIWALD 1989). Es ist jedoch wichtig, durch dieses Training die immobilisationsbedingte Dysbalance zwischen Flexoren und Extensoren nicht zu verstärken. Des Weiteren ist darauf zu achten, zu Beginn des Einsatzes der Isokinetik maximale Belastungen und langsame isokinetische Geschwindigkeiten zu vermeiden. Häufig sind v.a. in der Extension noch Bewegungen zu limitieren. Ab der 16. postoperativen Woche können die Belastungen verstärkt werden, um gegen Ende der Rehabilitation mit Maximalintensitäten trainieren zu können (vgl. FROBÖSE 1993). In der Literatur werden jedoch die Angaben über den Zeitpunkt des Trainingsbeginns als auch die Art und Weise des Trainingsprogramms heterogen bewertet. HEHL et al. 1995 sind der Auffassung, daß diese Fragen variabel behandelt werden sollten, um einen individuellen Trainingsplan gestalten zu können. Generell wird von einer verfrühten Anwendung reiner Flexions-Extensions-Bewegungen aufgrund des Tibia-Shifts abgeraten. Gute Anwendungsmöglichkeiten ergeben sich hingegen im Rahmen der CPM (continuous passive motion). Diese besagt, daß eine Gelenkmobilisation bei definierter Geschwindigkeit und mit vorgegebenem Bewegungsausmaß stattfindet. Isokinetik sollte jedoch nur als Ergänzung einer rehabilitativen Therapie und nie als Ersatz einer solchen zum Einsatz kommen (vgl. MAYER et al. 1994, SEIDENSPINNER 1988).

Die Vorteile des isokinetischen Trainings werden im Vergleich mit normalem Gewichtstraining ersichtlich. Durch ersteres werden im gesamten Bereich der Bewe-

gung erheblich bessere Trainingswerte erzielt (vgl. GRIMBY 1980). Eine Reduktion der muskulären Dysbalance durch isokinetisches Training konnte bereits nach sechswöchigem Training von HEHL et al. 1995 nachgewiesen werden. Allerdings wird von diesen eine positive Auswirkung des Trainings auf die vordere Kniestabilität bezweifelt.

KEDZIORA 1993 wiederum ist der Auffassung, daß isokinetisches Training nicht zur Verbesserung der koordinativen Eigenschaften führt. Noch Monate nach dem isokinetischen Training konnten koordinative Defizite mittels Ganganalyse nachgewiesen werden. Auch BUHMANN et al. 1998 zeigen keine signifikanten Verbesserungen der Muskelaktivität nach Operation des LCA durch zusätzliches isokinetisches Training. Vielmehr bleibt dieses Einzelfällen und Patienten mit konservativ therapierter Kreuzbandinsuffizienz vorbehalten. TEGNER 1990 kommt in einem Vergleich zwischen funktionellem Training und Isokinetik zum Schluß, daß keine Trainingsmethode der anderen überlegen ist.

Beziehen sich diese Aussagen auf die Anwendbarkeit der Isokinetik nach Ruptur des LCA, so führt nach STOBOY 1988 ein isokinetisches Muskeltraining als Trainingsinstrument für den Sportler im Vergleich mit anderen Trainingsarten zu ebenfalls keinen nennenswerten besseren Trainingseffekten. Hinsichtlich des Trainingseffektes entspricht es ungefähr dem dynamisch-konzentrischen Training.

Ist es wie bereits besprochen mit Hilfe atemgasanalytischer Untersuchung möglich, konditionelle Eigenschaften von Patienten zu evaluieren, so bietet die Isokinetik hervorragende Möglichkeiten, Krafftfähigkeiten und Koordination zu diagnostizieren. Isokinetische Tests genügen grundsätzlich folgenden Zielsetzungen:

- „Erfassung funktioneller Störungen der Gelenkmechanik und muskulärer Defizite,
- Objektivierung schmerzbedingter Funktionseinschränkungen,
- Beurteilung und Steuerung von Therapie- und Trainingsbelastung,
- Erfassung von Normwerten“³⁴ (DUESBERG/VERDONCK 1988, S. 26).

Erscheint die Überprüfung der Krafftfähigkeiten noch einfach und plausibel, so sei zur Evaluation der Koordination folgendes angemerkt: Das isokinetische Meßprinzip bedingt einen raschen Wechsel von Flexion und Extension von Extremitäten oder des Rumpfes. Diese Fähigkeit der koordinierten raschen Umkehr darf als Voraussetzung für eine sichere Gelenkfunktion angenommen werden (vgl. EGGLI 1997). Die rasche Umkehr bewirkt nicht nur einen Trainingseffekt auf die atrophierte Muskulatur,

34 Zur Normproblematik vgl. Kapitel 2.1.3.3.

sondern ebenfalls auf die Antagonisten. Es findet also ein umfassendes muskuläres Training der betroffenen Extremität statt, wodurch letztendlich synergistisch die atrophiierte Muskulatur gestärkt wird (vgl. EHRICH/GEBEL 1985). Überspitzt wird dieses von WALLA 1985 dargestellt, der bei Ruptur des vorderen Kreuzbandes der muskulären Koordination einen größeren prognostischen Voraussagewert eines Therapieerfolges bescheinigt, als der in dieser Untersuchung gefundene Grad der femorotibialen Instabilität.

Neurophysiologisch wird dieses Phänomen von SCHOMBURG 1988 in der Weise beschrieben, daß Bewegungen nicht nur die erregenden sondern auch immer die hemmenden Reflexwege innervieren, was die reflexogene Rekrutierung der Antagonisten zur Folge hat. Zurückzuführen ist dies auf die gegenseitige Beeinflussung von Golgi-Afferenzen, Gelenkafferenzen und hochschwelliger Muskelafferenzen. Daher reichen schon geringe mechanische Einwirkungen, um aufgrund der Interaktion zwischen den segmentalen Reflexwegen nozizeptive Reize auszulösen (vgl. hierzu auch FREIWALD et al. 1993a, FREIWALD et al. 1993b, FREIWALD et al. 1994).

Eine harmonische Koordination ist Ausdruck eines ausgewogenen Verhältnisses von Agonist zu Antagonist. Dysbalancen hingegen führen zu Fehlbelastungen der Gelenke, zu reflektorischen Muskelstörungen und zu Muskelschmerzen. Aus diesem Grund ist es wichtig, gerade in den ersten Phasen der Rehabilitation Bewegungen exakt und technisch sauber zu erlernen und auszuführen (vgl. FREIWALD 1989).

Die isokinetische Trainingsmethode ist wie bereits oben angesprochen seit Mitte der 60er Jahre bekannt. Hinsichtlich ihrer Arbeitsweise unterscheidet man Geräte mit Zentrifugalbremse von elektronisch gesteuerten Meßgeräten. Erstere haben den Nachteil, daß aufgrund der verwendeten Technik bei einer großen Anzahl von Bewegungen ein Ausweichen aus der optimalen Bewegungsrichtung möglich ist. Des Weiteren ist der von den Geräten geregelte Widerstand nicht variabel, da diese auf Basis eines linearen Zusammenhangs von Kraftaufwand und Schnelligkeit arbeiten. Elektronisch gesteuerte Trainings- und Meßeinrichtungen arbeiten hingegen mit einem einstellbaren Widerstand und einer justierbaren Geschwindigkeit (vgl. DUESBERG/VERDONCK 1988, KRÜGER 1986).

Vorreiter der Gerätetechnik war die Firma Cybex (Ronkonkoma, USA) mit der Entwicklung des Cybex-Meßsystems. Andere Systeme sind:

- KIN-COM,
- BIODEX,

- LIDO (vgl. MAYER et al. 1994).³⁵

Gerade letzteres imitiert hervorragend den Roll-Gleit-Mechanismus (vgl. Kapitel 2.1.1.1.1) des Kniegelenks. Erzielt wird dies durch eine Manschette, welche gleitend am Hebelarm angebracht wird, so daß der Unterschenkel keine komplette Fixation erfährt. Das Meßgerät der Firma Cybex hingegen vermeidet mit Hilfe der Johnson-Patent-Schiene den Schubladeneffekt, um frühzeitige isokinetische Übungen bei Kreuzbandverletzungen zu gewährleisten. Nachteil jedes isokinetischen Meßgerätes ist, daß dieses die Freiheitsgerade der Gelenke nur ungenügend abbildet, da es lediglich mit einer Drehachse arbeitet (vgl. JEROSCH 1989). Daß ein isokinetisches Meßgerät ein reines Scharniergelenk imitiert, führt demzufolge zu weiteren Fehlermöglichkeiten. Durch zusätzliche Kraftentfaltung entstehen translatorische Bewegungen, die nicht durch das Gerät erfaßt werden können (Gelenkbewegungen, Rutschen des Probanden). Ferner ist für die Interpretation der Ergebnisse das Vorhandensein bzw. Fehlen einer Schwerkraftbereinigung zu berücksichtigen. Diese Aussage gilt v.a. beim Vergleich von Ergebnissen, welche durch Messungen an verschiedenen Geräten generiert worden sind (vgl. MAYER et al. 1994). Der Einfluß der Gravitation macht sich in der Differenz zwischen resultierenden Gelenkmomenten und den isokinetisch ermittelten Momenten durch das Gerät bemerkbar. Die gemessenen Momente differieren erheblich von den durch den Muskel produzierten, da die Agonisten evtl. assistiert werden und die Antagonisten mehr Leistung erbringen müssen (vgl. DUESBERG/VERDONCK 1988, HERZOG 1988, NELSON/DUNCAN 1983).

Darüber hinaus kann durch verbale oder visuelle Unterstützung des Patienten vor und während der Ausübung der Bewegungsaufgabe das Ergebnis verfälscht werden, da Motivation zu einer vermehrten Anstrengung und somit höheren Maximalwerten führen kann (vgl. DUESBERG/VERDONCK 1988, HALD/BOTTJEN 1987).

Die Werte können ebenfalls durch einen Trainingseffekt insofern verändert werden, daß vermehrtes Training an isokinetischen Geräten zu Adaptationserscheinungen und somit zu höheren Maximalwerten führt. Dieser Gewöhnungseffekt basiert auf einer verbesserten intramuskulären Koordination, d.h. das Zusammenwirken von motorischen Einheiten eines Muskels wird optimiert (vgl. FROBÖSE et al. 1992, JEROSCH 1989). Soll dieser Trainingseffekt durch motorisches Lernen vermieden werden, so ist eine Pause von mindestens 14 Tagen zwischen zwei Messungen anzustreben (vgl. MAWDSLEY/KNAPIK 1982, MAYER et al. 1994).

³⁵ Die hohe Validität und Reliabilität isokinetischer Meßsysteme wurde exemplarisch am LIDO-Meßsystem von AITKENS et al. 1987 sowie PATTERSON et al. 1992 dargestellt. Die gemessenen Variablen sind hoch reproduzierbar und spiegeln exakt die Momente und Geschwindigkeiten der betrachteten Extremität wider.

In der diagnostischen Praxis haben sich zur Visualisierung muskulärer Dysbalancen folgende quantitative Variablen bewährt:

- maximales und durchschnittliches maximales Drehmoment,
- Gelenkwinkel beim maximalen Drehmoment,
- Kraftentwicklung bei verschiedenen Winkelstellungen,
- Verhältnis von Körpergewicht zum maximalen Drehmoment,
- Verhältnis von Beugern und Streckern,
- maximaler und durchschnittlicher Aktionsradius,
- Schnellkraft,
- Gesamtarbeitsleistung,
- lokaler und allgemeiner Ausdauerindex,
- Ermüdungsindex,
- Berechnung der Arbeit und Leistung,
- Vergleich von Agonist und Antagonist,
- Beschleunigungsenergie (vgl. BARTONIETZ 1996, HACKER 1994, KRÜGER 1986, MAYER et al. 1994, SCHARF et al. 1987, SEIDENSPINNER 1988).

Die Beurteilung der muskulären Qualität wird mit Hilfe des folgenden Parameters vollzogen:

- Interpretation von Kraft-Geschwindigkeits-Kurven (vgl. MAIER et al. 1988).

Unterschiedlich wird in der Literatur der Aussagewert dieser Meßvariablen beurteilt. Einigkeit besteht dahingehend, daß dem maximalen bzw. durchschnittlichen maximalen Drehmoment die größte Aussagekraft eingeräumt wird. Es wird durch den höchsten Kraftausschlag während einer Bewegung determiniert und ist abhängig von der gewählten Bewegungsgeschwindigkeit (mit zunehmender Geschwindigkeit tritt das maximale Drehmoment später im Bewegungsausmaß ein). Jedoch ist der Zeitpunkt des Auftretens des maximalen Drehmoments keinesfalls immer konstant bei der Ausführung mehrerer direkt aufeinander folgender zyklischer Bewegungen. Vielmehr zeigen Variationen im Auftreten dessen, daß Maximalwerte nicht zu einem bestimmten Zeitpunkt (z.B. am Anfang oder am Ende) innerhalb eines mehrere Bewegungen umfassenden Zyklusses auftreten (vgl. MAWDSLEY/KNAPIK 1982). Zusätzliche Informationen ergeben sich aus der Bestimmung des Winkels im Punkt des höchsten Drehmoments, jedoch zeigen diese Werte im Vergleich zum maximalen Drehmoment eine weitaus geringere Reliabilität, so daß der Einsatz des winkelspezifischen Drehmoments in der Praxis nicht gerechtfertigt erscheint.

Grundsätzliches Problem bei der Bestimmung des maximalen Drehmoments ist die Auswahl der geeigneten Bewegung. Als Lösung bietet sich demzufolge die Bildung des arithmetischen Mittels und somit die Bestimmung des durchschnittlichen Drehmoments an. Es zeichnet sich durch eine gute Reproduzierbarkeit und geringe Variabilität aus. Ferner ist das maximale Drehmoment Grundlage für die Berechnung fast jeder anderen Meßvariable. Für das LIDO-Active-System ergibt sich für das maximale Drehmoment eine Fehlerbreite von 0,3 Nm +/- 0,6 Nm. Bei der Berechnung des dazugehörigen Winkels ergibt sich eine maximale Fehlerbreite von 1°. Die Reliabilität des maximalen Drehmoments wird unter den Bedingungen dieser Meßeinrichtung im Test-Retest-Verfahren mit einem Korrelationskoeffizienten von 0,7 bis 0,9 beschrieben. Hinsichtlich der Variabilität wurden Werte je nach Winkelgeschwindigkeit zwischen 2,5% bis 13,7% erzielt (vgl. MAYER et al. 1994).

Bei der Wahl der Winkelgeschwindigkeit sollte eher zu niedrigen Einstellungen tendiert werden, da hier höhere Reliabilitätswerte erzielt werden. In der Praxis hat sich zur Bestimmung des maximalen Drehmoments eine Winkelgeschwindigkeit von 60°/sec durchgesetzt, weil hier eine optimale Vordehnung der Muskulatur vorliegt (vgl. KRÜGER 1986, MONTGOMERY et al. 1989, SCHARF et al. 1992). Höhere Bewegungsgeschwindigkeiten reduzieren die maximal mögliche Kraftentwicklung aufgrund des HILL'schen Gesetzes (vgl. EGGLI 1994).³⁶

Betrachtet man für Streckung und Beugung das jeweilige Kraft-Geschwindigkeits-Diagramm³⁷, so wird ersichtlich, daß die Extensoren einen höheren Anfangswert als die Flexoren besitzen. Mit zunehmender Winkelgeschwindigkeit nähern sich die Kurven für Extensoren und Flexoren an. Grund hierfür ist die unterschiedliche Zusammensetzung der Muskeln hinsichtlich der Muskelfasern. Grundsätzlich werden zuerst die langsam arbeitenden Typ-I-Fasern rekrutiert. Bei eher geringen Winkelgeschwindigkeiten tragen diese Fasern bereits nach 1/9 des Bewegungsablaufs zur Kraftentfaltung bei, bei schnellen Winkelgeschwindigkeiten jedoch erst nach zwei Drittel. Demnach ist der steilere Drehmomentabfall der Streckmuskulatur auf den höheren Anteil tonischer Fasern zurückzuführen und wird durch die physiologische Beanspruchung der Streckmuskulatur erklärt. Diese muß aufgrund des aufrechten

36 BARTONIETZ 1996 kann einen Zusammenhang zwischen maximalem Drehmoment bei isokinetischen Tests und der Muskelquerschnittsfläche nachweisen. Bei steigender Bewegungsgeschwindigkeit wird dieser Zusammenhang jedoch geringer. Als Grund wird hierfür der zunehmende Einfluß koordinativer Faktoren angegeben.

37 Die Bestimmung von Kraft-Geschwindigkeits-Kurven ist meßtechnisch eher als aufwendig zu betrachten, da hierfür bei mehreren Winkelgeschwindigkeiten das maximale oder durchschnittliche maximale Drehmoment in einem Diagramm abgetragen werden muß. Um eine eindeutige Aussagekraft zu erhalten, sollten mindestens sechs Meßpunkte vorhanden sein. Die Kraft-Geschwindigkeits-Kurve basiert ebenfalls auf den registrierten maximalen Drehmomenten (vgl. MAIER et al. 1988, MAYER et al. 1994).

Gangs des Menschen durch ihre tonische Haltearbeit das Kniegelenk gegen die Schwerkraft stabilisieren (vgl. JEROSCH 1989).

Zum Ausdruck kommt das Verhältnis von Beugern und Streckern im sog. Flexor-Extensor-Verhältnis (hamstring/quadriceps torque ratio), welches entweder bei verschiedenen Gelenkstellungen oder im Winkel des maximalen Drehmoments berechnet wird. Zu beachten ist dabei, daß die bei verschiedenen Gelenkwinkeln und Bewegungsgeschwindigkeiten berechneten Verhältnisse nicht konstant sind. Letztendlich beeinflußt auch die Gravitation das Flexor-Extensor-Verhältnis, so daß evtl. in Erwägung gezogen werden muß, ob je nach Geräteausstattung nicht eher die Verhältnisse bei verschiedenen Winkeln als das Verhältnis im Maximalwert betrachtet werden sollten (vgl. FIGONI et al. 1988).

Multipliziert man die Kraft mit dem Bewegungsausmaß, so erhält man den Wert für die maximale Arbeit. Graphisch dargestellt bedeutet dies die Berechnung der Fläche unter einer Kurve. Bezieht man diesen Wert auf eine Zeiteinheit, so erhält man die maximale Leistung. Es hat sich jedoch gezeigt, daß die Betrachtung dieser Untersuchungsparameter keine nennenswerten Informationszuwächse ergibt (vgl. MAYER et al. 1994).

Die Bestimmung der lokalen Muskelausdauer ist dann möglich, wenn der Muskelstoffwechsel und nicht das kardio-pulmonale System der limitierende Faktor ist. Bei zeitlich sehr kurzen Tests besteht deshalb die Gefahr, daß trainierte Personen nicht ausreichend ermüden, hingegen kann es bei zeitlich längeren Untersuchungen vorkommen, daß gerade gegen Ende des Meßzeitraums die Bewegungen nicht mehr maximal ausgeführt werden können. Hauptparameter zur Bestimmung der lokalen Muskelausdauer ist der Ermüdungsindex. Er beschreibt den prozentualen Anteil des maximalen Drehmoments des letzten Wiederholungszyklusses am maximalen Drehmoment des ersten Bewegungszyklusses. Die meisten angebotenen Softwarelösungen wählen hierzu nach bestimmten internen Kriterien Bewegungen aus, die eventuell nicht die erste maximale bzw. letzte schwächste Bewegung repräsentieren. Auch die Steigung der Geraden, die durch alle Maximalpunkte des Drehmoments gelegt werden kann, wird oft als Indikator für lokale Muskelausdauer herangezogen. Insgesamt gesehen ist die Reproduzierbarkeit der dargestellten Ermüdungsindices im Vergleich zum maximalen Drehmoment jedoch eher niedrig (vgl. CLARKSON et al. 1982, MAYER et al. 1994)³⁸.

38 Nach APPELL et al. 1991 wird nicht nur die Reproduzierbarkeit und Reliabilität von Ermüdungsindices angezweifelt, vielmehr diskutieren die Autoren grundsätzlich das Problem, ob nach einer längeren Immobilisation Ermüdungserscheinungen auftreten.

Die Schnellkraft ist definiert als die maximale Kraftentwicklung in der ersten Achtel Sekunde und wird ausgedrückt durch den Parameter Arbeit in dieser Zeit. Dieser Parameter soll Auskunft über die Rekrutierungsfähigkeit der Muskulatur geben und gibt den Kraftanstieg pro Zeiteinheit an. Abhängig ist die Beschleunigungsenergie von der Maximalkraft und der Kraftausdauer. Diese Werte werden vom isokinetischen System jedoch nicht berücksichtigt. Es gilt daher, den Meßwert zu korrigieren, indem die gemessene Beschleunigungsenergie zum Produkt aus Maximalkraft und Bewegungsgeschwindigkeit ins Verhältnis gesetzt wird (vgl. SCHARF et al. 1987). Die Streckmuskulatur besitzt etwa das dreifache Potential an Beschleunigungsenergie der Beugemuskulatur. Bei beiden Muskelgruppen nimmt die Schnellkraft mit wachsender Geschwindigkeit zu. Bei diesen Winkelgeschwindigkeiten wird eine Kraftentwicklung nur noch durch die schnellen Muskelfasern erzielt. Dieses impliziert eine Abnahme der maximalen Kraft. In der Praxis hat sich eine Bewegungsgeschwindigkeit von $180^\circ/\text{sec}$ durchgesetzt, um die Schnellkraft zu bestimmen. Kritisch anzumerken ist, daß maximale Leistungen der Muskeln, die vorwiegend mit schnell kontrahierenden Muskelfasern ausgestattet sind, erst bei Winkelgeschwindigkeiten erreicht werden, die dreimal größer sind als die vorhandenen Meßsysteme erfassen können. Daher ist der Trend zur Anwendung vorrangig langsamer Bewegungsgeschwindigkeiten zu erkennen. Es besteht hierbei die Schwierigkeit der exakten Bestimmung des Beginns der Bewegung, so daß auch diese Variable eine geringe Reproduzierbarkeit aufweist. Hier haben andere Tests wie EMG-kontrollierte Sprungkrafttests erhebliche Vorteile (vgl. CABRI et al. 1994, JEROSCH 1989, MAYER et al. 1994).

Bei der Interpretation von Kraft-Geschwindigkeits-Kurven gelten Deformierungen, Plateaubildung, Zackenbildung, Einbrüche, Anstiegssteilheit, Abfall und Umschlagpunkte als Kriterien für unphysiologisches Verhalten bei Beugung und Streckung. Anhaltspunkte bei der Beurteilung dieser qualitativen Aspekte isokinetischer Messungen bieten die von DAVIES 1992 beschriebenen pathologischen Kurvenverläufe, welche bestimmte Krankheitsbilder repräsentieren. Diese Kurvenverläufe sind jedoch nicht uneingeschränkt anwendbar, vielmehr ergeben sich in der Praxis oft Mischbilder. Pathologische Kurvenverläufe hingegen zeigen eindeutige Korrelationen zu aktuellen traumatologisch bedingten, so daß vielmehr der Rückschluß von letzteren zu ersteren gezogen werden kann als umgekehrt (vgl. MAIER et al. 1988, SCHARF et al. 1987).

Gute diagnostische Möglichkeiten bietet der kombinierte Einsatz von Isokinetik mit synchroner Registrierung der elektromyographischen Aktivität der betrachteten

Muskulatur. Hierbei interessieren v.a. Korrelationen zwischen gemessenen isokinetischen Kräften und Amplitudenwerten des EMG. Es lassen sich Rückschlüsse über Rekrutierungsmuster und Schädigungsmechanismen aufzeigen. Da beim Oberflächen-EMG jedoch Schwankungsbreiten der registrierten Amplitudendifferenz zwischen zwei Messungen von etwa 20% als normal akzeptiert werden müssen und da keine Aussagen über die Aktivität einzelner motorischer Einheiten gemacht werden können, eignet sich das Oberflächen-EMG v.a. für Koordinationsuntersuchungen. Bei Vorliegen einer Referenzgröße kann auf die Maximalkraft durch die Betrachtung der größten Differenz zwischen dem tiefsten und höchsten Punkt der Aktionsstromkurve in einem definierten Zeitraum oder die Berechnung des Integrals unter der Kurve geschlossen werden (vgl. KEDZIORA 1993). Gerade unter dem Aspekt der muskulären Ermüdung kann das EMG wertvolle Aufschlüsse in Ergänzung zum Ermüdungsindex bieten. Durch Spektralanalyse als Maß der Frequentierung des Muskels kann auf muskuläre Ermüdung geschlossen werden (vgl. FREIWALD/ENGELHARDT 1994).

2.2.4. Die subjektive Beurteilung des körperlichen Empfindens (Ludwig)

Nach einseitigen Kniebandoperationen kommt es postoperativ zu Stabilitäts- und Funktionalitätsverlusten. Diese können nicht nur objektiv gemessen werden, sondern bestimmen in ihrer Ausprägung auch das körperliche Empfinden und das alltägliche Aktivitätsniveau des Patienten. Darüber hinaus ist häufig eine große Differenz zwischen objektiven und subjektiven Bewertungsparametern zu beobachten. Zum einen ist daher das subjektive Empfinden weniger positiv ausgeprägt als das objektive, so daß eventuell gute operative und rehabilitative Ergebnisse vom Patienten so nicht empfunden werden. Zum anderen kann das subjektive Stabilitätsverhalten des Knies positiver bewertet werden als der Zustand tatsächlich ist. Ist dies der Fall, besteht die Gefahr erneuter Verletzungen. Mit zunehmender postoperativer Aktivität verbessert sich in den meisten Fällen die subjektive Bewertung. Jedoch werden präoperative hohe Werte, welche ein hohes Aktivitätsniveau widerspiegeln seltener wieder erreicht als niedrige Werte (vgl. WÜLKER et al. 1991). HARTER et al. 1988 belegen einen minimalen Zusammenhang zwischen objektiven und subjektiven Parametern. Klinische Tests erweisen sich als geeigneter und sicherer bei der Bewertung der Kniefunktionalität und –stabilität. Gefordert wird, daß neue spezifische Methoden erforderlich sind, um zwischen klinischen Testergebnissen und subjektiven Bewertungen größere Korrelationen zu erreichen. SETO et al. 1988 zeigen allerdings hohe signifikante Zusammenhänge zwischen subjektiver Einschätzung der Kniestabilität und objektiver Messung. Als objektive Stabilitätskriterien gelten die maximalen

isokinetische Drehmomente des M. quadriceps- und der Ischiokruralmuskulatur. Die Zunahme der Muskelkraft zeigt dabei hohe Korrelationen mit der Normalisierung der funktionalen Aktivitäten. Diese Aktivitäten wiederum korrelieren positiv mit der sportlichen Aktivität. Posttraumatische sportliche Aktivitäten entsprechen jedoch oft nicht mehr denen vor der Operation und gehen teilweise mit Schmerz oder Schwellung einher.

Sowohl in der Literatur als auch in der Praxis haben sich zur subjektiven Evaluation von Funktionalität und Stabilität des Knies zwei Scores durchgesetzt: Der Lysholm-Score versucht, subjektive Parameter mittels einer Rangskala zu erfassen. Die erreichte Punktzahl gibt Aufschluß über das körperliche Empfinden des Patienten. Hierzu werden die Patienten aufgefordert, ihre Knieprobleme anhand von acht Variablen zu beschreiben:

- Hinken,
- Tragen eines Gewichts,
- Treppensteigen,
- Hinhocken,
- Instabilität,
- Schmerz,
- Schwellung,
- Blockierung.

Die maximale Punktzahl beträgt 100. Bei Werten unter 68 Punkten wird die subjektive Einschätzung als unbefriedigend angesehen, von 68 bis 77 Punkten spiegelt sie ein befriedigendes Körperempfinden wider, von 77 bis 90 Punkten wird die subjektive Einschätzung als gut angesehen und bei Werten über 90 Punkten schätzt sich der Patient sehr gut ein (vgl. LYSHOLM/GILLQUIST 1982). Der Lysholm-Score eignet sich als Analyseinstrument v.a. in der frühen Phase der Rehabilitation, da er nichts über Leistungsprobleme während anstrengender Tätigkeiten aussagt. Insgesamt gesehen hat er sich in dieser Phase als hochvalider Meßparameter bewährt (vgl. RISBERG/EKELAND 1994).

Hingegen erlaubt der Tegner-Activity-Score die Einschätzung der sportlichen Aktivitäten des Patienten. Er rangiert zwischen Werten von 0 bis 10. Der Wert 0 bedeutet keinerlei Aktivität aufgrund von Knieproblemen, 10 Punkte hingegen, daß keinerlei Einschränkung aufgrund von Knieproblemen gegeben sind (vgl. TEGNER et al. 1986, TEGNER et al. 1988).

Mit Hilfe des sportlichen Aktivitätsniveaus ist es also möglich, auf die Belastungsfähigkeit des Kniegelenks zu schließen (vgl. RISBERG/EKELAND 1994). Beide Scores lassen numerische Antworten zu und können den Kniestatus komplex und differenziert erfassen (vgl. TEGNER/LYSHOLM 1985).

Grundsätzlich sei aber darauf hingewiesen, den Vergleich zwischen Ergebnissen unterschiedlicher Scores nur sehr vorsichtig zu vollziehen. BOLLEN et al. 1991 zeigen, daß beim Heranziehen verschiedenartiger Scores zur Bewertung von Kniestabilitäten unterschiedliche Ergebnisse erzielt werden.

2.2.5. Weitere Verfahren der Diagnostik (Ludwig)

Ziel jeder ärztlichen Versorgung muß die Wiedererlangung der Kniebandstabilität sein, denn diese funktionelle Stabilität bedeutet letztendlich Sicherheit im Beruf und Alltag. Die subjektive Stabilität hingegen beschreibt das Empfinden dieser Sicherheit, die objektive Stabilität ist ein Maß für die Festigkeit des Kapsel-Band-Apparates. Beide können erheblich voneinander differieren.

KLINGER 1990 versucht, Zusammenhänge zwischen objektiver (mittels Kniearthrometer quantifizierter) und subjektiver Stabilität zu evaluieren, er kann jedoch zwischen beiden Stabilitäten keine signifikanten Differenzen feststellen. Auch bei der Betrachtung der Bewegungseinschränkung kann zwischen beiden Stabilitäten kein Unterschied festgestellt werden. Beide korrelieren dabei eng mit einer großen Maximalkraft der Extensoren und Flexoren (vgl. hierzu auch LEPHART et al. 1992).

Neben klinischen, objektiven und subjektiven Evaluationsmethoden nach einseitigen Kniebandverletzungen haben sich in der rehabilitativen Praxis v.a. funktionale Tests behaupten können. Diese zeichnen sich durch einfache Handhabbarkeit für den Therapeuten aus und haben das Ziel, die Funktionalität der Kniefunktionen widerzuspiegeln.

In der Literatur werden verschiedene funktionale Tests hinsichtlich ihrer Aussagekraft, Validität, Reliabilität und Objektivität bewertet. Grundlage jeder Untersuchungsmethodik ist, daß von der Güte der Erfüllung der Übungsanforderungen auf die Kniefunktionalität geschlossen wird (vgl. ODAKA 1992).

BARBER et al. 1990 versuchen mittels Lauf- und Sprungtests funktionale Einschränkungen beim bandgeschädigten Knie zu bestimmen. Aus den Übungen ‚einbeiniger Weitsprungtest‘ und ‚einbeiniger Zeitsprungtest‘ wird ein Symmetrieindex gebildet. Für das Normalkollektiv wird eine hohe Übereinstimmung zwischen rechtem und linkem Bein gefunden, so daß beim Gehen die Existenz einer dominanten Seite verneint wird. Für konservativ behandelte LCA-Patienten ergibt sich jedoch nur eine

Übereinstimmung von 50% zwischen den Extremitäten, so daß hier noch erhebliche Gefahren erneuter Verletzungen bestehen. Bestätigt wird diese Differenz durch eine Kniearthrometermessung und durch subjektive Befragungen.

Auch die Definition des Loss-of-Motion-Index (LOM) erlaubt, Rückschlüsse auf Bewegungseinschränkungen zu ziehen. Der LOM wird von HARNER et al. 1992 als ein Extensionsdefizit von mehr als 10° und ein Flexionsvermögen von weniger als 125° definiert. Aufschlußreich ist, daß ein hoher Prozentsatz der Patienten mit LOM erneut den Chirurgen aufsuchen und im ungünstigsten Fall sogar erneut operiert werden müssen.

RISBERG/EKELAND 1994 hingegen sehen die Reliabilität und Validität funktionaler Tests als nicht sehr hoch an. Hierzu werden sechs verschiedene funktionale Übungen (vertical jump tests, figure-of-eight-test, stairs-running-test, triple-jump-test, stairs-hopple-test, side-jump-test) mit Ergebnissen von Messungen mit dem Kniearthrometer und von Oberschenkelumfangmessungen sowie von Ergebnissen des Lysholm- und Tegner-Activity-Scores verglichen. Objektive Bewertungsparameter und Scores zeigen sich als sehr homogene Testparameter, die funktionalen Tests jedoch weisen im interindividuellen Vergleich große Unterschiede auf. Ergebnisse einer Faktoranalyse ergeben, daß einbeinige Tests recht gut die Alltags-tauglichkeit repräsentieren, während zweibeinige Tests sich für die Evaluation der Sporttauglichkeit eignen (vgl. RISBERG/EKELAND 1994).

Des weiteren ist der Vergleich funktionaler und objektiver Bewertungskriterien als sinnvoll anzusehen. Der technische und zeitliche Aufwand für solche Untersuchungen ist jedoch wesentlich komplexer, da kinematische und kinetische Variablen exakt bestimmt werden müssen. Abweichend von der Ganganalyse können als kinematische Variablen u.a. Sprunghöhe und Sprungdauer gelten. Werden diese mit kinetischen Bewegungsparametern wie z.B. Gelenkmomenten von Hüfte, Knie und Sprunggelenk verglichen, so zeigt sich, daß zwischen der Sprunghöhe und den kinetischen Parametern der aktiven Muskelgruppen hohe positive Korrelationen gefunden werden. Hingegen sind die Zusammenhänge zwischen den kinetischen Parametern und der Sprungdauer wesentlich schwächer. Mittels multipler Korrelationsanalyse zwischen Beinextensoren und kinematischen Variablen kann nun zum einen auf Funktionalitätsverlust und zum anderen auf Variabilität einer solch komplexen Bewegung geschlossen werden (vgl. JARIC et al. 1989).

Eine kombinierte Messung funktionaler Tests mit kinetischen Bewegungsparametern wird ebenfalls von ANDRIACCHI/BIRAC 1993 präferiert. Die Autoren versuchen, zwischen streßvollen Belastungen und Momenten der ischiokruralen Muskulatur Zusammenhänge aufzuzeigen. Bei Kreuzbandpatienten ist zu beobachten, daß v.a.

bei streßvollen und mit Abstrichen auch bei weniger streßvollen Bewegungen in der frühen Phase der Belastung die ischiokrurale Muskulatur kompensierend eingesetzt wird und somit höhere Momente aufweist. Als streßvolle Bewegungen nennen die Autoren Laufen und plötzliches Stoppen, die weniger streßvollen Aktivitäten umfassenden Bewegungen des täglichen Lebens wie Gehen und Treppensteigen.

Neben dem Vergleich funktionaler Tests mit kinetischen Parametern ist es möglich, den rehabilitativen Erfolg krankengymnastischer Übungen mittels EMG-Aktivität zu überprüfen. Ausgangspunkt solcher Überlegungen ist, daß die Effektivität nicht anhand der biologischen Adaptation, sondern als unmittelbare Reaktion des Muskelsystems überprüft wird. Ein solcher Effektivitätsbegriff kann demzufolge nur subjektive Beanspruchungs- und nicht objektive Belastungsparameter liefern. Eine solche Untersuchung geschieht vor dem Hintergrund, daß Therapietechniken bisher nicht wissenschaftlich erfaßt wurden, vielmehr wird die Effektivität permanent evaluiert und als tradiertes Wissen weitergegeben (vgl. KLEMM 1994). Als Bewertungskriterien gelten das Bewegungsausmaß (ähnlich dem LOM), die Kraft (als Ausdruck der EMG-Aktivität) und die Koordination (On-Off-Entscheidung).

Ein ähnlicher Untersuchungsansatz wird von GRYZLO et al. 1994 gewählt. Die Autoren bestimmen während verschiedener Rehabilitationsübungen die elektrische Aktivität des M. quadriceps und der ischiokruralen Muskulatur. Es wird gezeigt, welche Übungen welche Muskeln ansprechen. Aufgrund dieser Messungen kann also genau bestimmt werden, welche Übung zur Kräftigung eines Muskels (auch Teilmuskels) Sinn macht.

2.2.6. Kritische Wertung der betrachteten Verfahren (Ludwig)

Die erörterten Verfahren zeigen einen detaillierten Überblick über bisherige Forschungsergebnisse nach einseitigen Kniebandverletzungen. Viele dieser Ergebnisse greifen jedoch nur einzelne Aspekte einer solchen Verletzung auf. Sie werden folglich einerseits der Komplexität der Verletzung und andererseits der Komplexität der betrachteten Untersuchungsmethodik nicht gerecht, d.h. viele Untersuchungen postulieren zwar, daß sie Aspekte der menschlichen Lokomotion erfassen wollen, vollziehen dieses jedoch nur auf eine sehr eindimensionale Art und Weise. Somit erfüllen Sie nicht die Forderung nach einer ganzheitlichen Erfassung einer komplexen Bewegung.

Weiterhin ist es zum Teil nur sehr eingeschränkt möglich, verschiedene Erhebungen mit einem ähnlichen Untersuchungsziel zu vergleichen. Diese basieren auf zu unterschiedlicher Meß- und Auswertmethodik, und ein Vergleich wäre nur dann

möglich, wenn die Aussagen exakt zuordbar wären. Dies hätte zur Voraussetzung, daß sich die Untersuchungen zumindest an eindeutigen Bezugspunkten orientieren, wie sie beispielsweise durch die einheitliche Nomenklatur des Ganges gegeben sind. Auch sind die betrachteten Stichproben unter Umständen nicht vergleichbar. Ein Vergleich zwischen verschiedenen Stichproben ist nur dann gerechtfertigt, wenn Komplexität der Verletzung, Operationsmethode und Rehabilitationsmaßnahmen homogen sind, da diese Faktoren wie in Kapitel 2.1.2.2 beschrieben im wesentlichen rehabilitative Behandlungen beeinflussen.

Ein wesentlicher Nachteil vieler Erhebungen ist die zeitpunktbezogene Betrachtung. Besonders bei Rehabilitationen, die aufgrund ihrer Verletzung eine zeitlich lange Rekonvaleszenzphase beanspruchen, spiegelt sich die Veränderung des Rehabilitationszustandes nur unzureichend in einer Querschnittsbetrachtung wider, die zusätzlich durch die Tagesform positiv wie negativ beeinflußt werden können. Zeitraumbezogene Untersuchungen lassen demzufolge nicht nur einen Vergleich zwischen zwei Extremitäten zu, sondern gestatten darüber hinaus die Visualisierung der Ökonomisierung von Bewegungen und des körperlichen Empfindens. Zusammenfassend lassen sich die Aspekte wie folgt darstellen:

- Uneinheitlichkeit der Art der Studie,
- Zeitpunkte der Nachuntersuchungen,
- Zeitraum der Nachuntersuchungen,
- Heterogenität der Fragestellung und Zielkriterien,
- Unterschiedlichkeit der statistischen Auswertung der Ergebnisse (vgl. HÖHER et al. 1994).

Aus den Erläuterungen wird ersichtlich, daß eine komplexe Erfassung der menschlichen Lokomotion und der menschlichen Physiologie folgenden Anforderungen gerecht werden muß:

- synchrone Erfassung kinematischer, kinetischer und elektromyographischer Bewertungsparameter,
- Erfassung von kardio-pulmonalen Meßgrößen,
- Registrierung von Muskelparametern,
- Einschätzung des subjektiven Empfindens.

3. Untersuchungsmethodik

Das vorliegende Kapitel soll die verwendete Meßmethodik und die jeweiligen Meßparameter darstellen. Dieses ist unabdingbare Voraussetzung für die in Kapitel 4 dargestellten Ergebnisse. In Kapitel 3.1 werden wichtige Charakteristika der beteiligten Patienten beschrieben, um aufgrund der Eigenschaften dieser homogene Gruppen bilden zu können. Die Gliederung des Kapitels 3.2 orientiert sich an der in Kapitel 2.2 dargestellten Reihenfolge, um die Stringenz der Vorgehensweise zu wahren. Die angeführten Meßparameter werden in ihrer Form als Einzelvariable beschrieben. Zum Schluß wird in Kapitel 3.3 die verwendete statistische Methode vorgestellt.

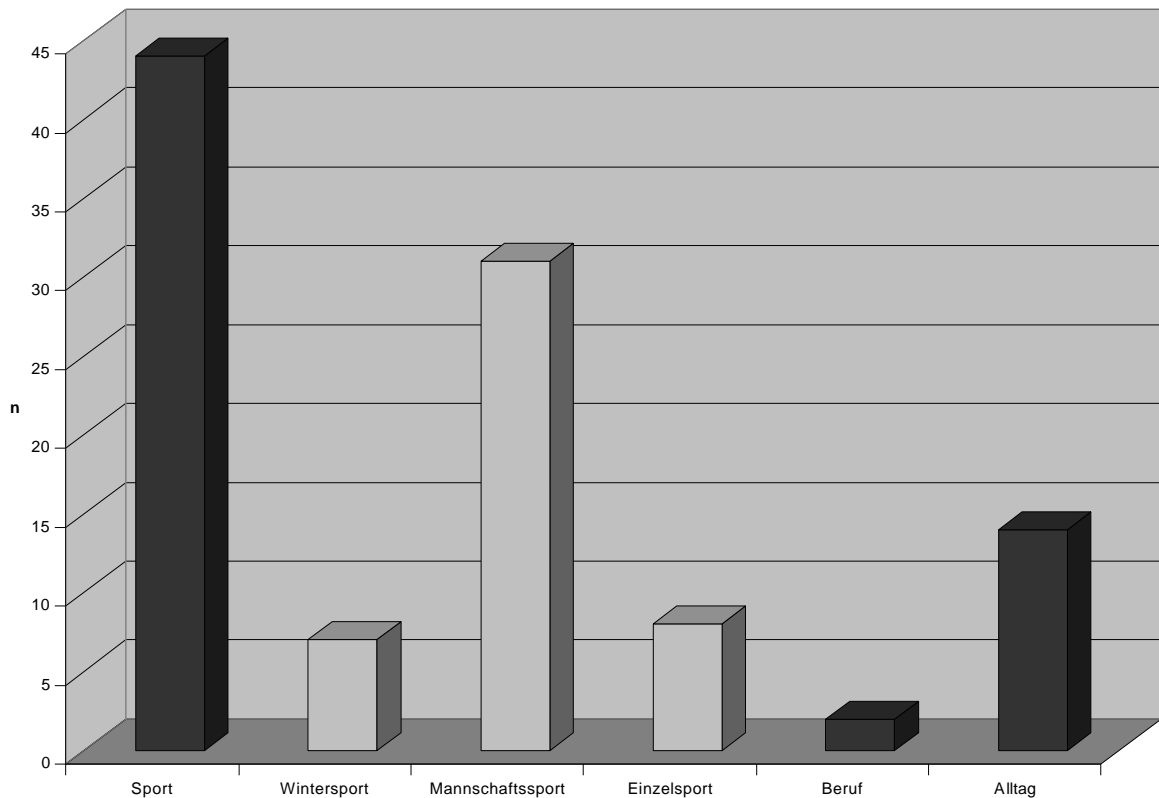
3.1. Untersuchungsdesign

3.1.1. Patientengut und zeitliche Abfolge der Untersuchungen (Köcher)

Insgesamt wurden 56 Patienten ein Jahr lang postoperativ untersucht, wobei von diesen 21 weiblich und 35 männlich waren. Bei sämtlichen Patienten wurde das ruptierte vordere Kreuzband arthroskopisch mittels einer autologen Patellasehnenplastik rekonstruiert (zur Operationsmethode vgl. BUHMANN et al. 1998). Bei 36 Patienten waren neben der LCA-Ruptur zusätzliche Schädigungen wie Außen- und Innenbandrupturen sowie Meniskusschäden zu beobachten.

43 Patienten zogen sich die Verletzung im Sport, zwölf im Alltag und einer im Beruf zu. Eine genauere Analyse der Verletzungen im Sport ergab, daß von den 43 Patienten 37 bei Sommersportarten das Trauma erlitten. 30 Patienten zogen sich ihre Verletzungen bei Mannschaftssportarten, also bei Sportarten mit Gegnereinwirkung und sieben bei Einzelsportarten zu. Demgegenüber erlitten bei Wintersportarten sechs Patienten das Trauma (vgl. Abb. 13).

Abbildung 13: Verletzungsursachen



Bei 34 Patienten war die rechte Extremität und bei 22 die linke Extremität betroffen war. Das durchschnittliche Alter aller Patienten betrug 28 Jahre mit einer Standardabweichung von 8 Jahren und die durchschnittliche Größe 177 cm mit einer Standardabweichung von 8 cm (vgl. Tab. 1).

Tabelle 1: Alter und Größe der Gesamtpopulation

	Mittelwert	Standardabweichung
Alter [Jahre]	28	8
Größe [cm]	177	8

Sämtliche Patienten wiesen kein bzw. nur ein leichtes sportliches Aktivitätsniveau auf, welches durch einen durchschnittlichen Tegner-Activity-Score von 5 ($s=2$) dokumentiert wird (zum Einfluß der sportlichen Aktivität auf den Rehabilitationsverlauf vgl. Kapitel 2.1.2.2).

Hinsichtlich der Komplexität und des zeitlichen Umfangs der Maßnahmen unterschied sich die rehabilitative Anschlußheilbehandlung. Eine rein krankengymnastische Rehabilitation wurde von 24 Patienten wahrgenommen, hingegen erhielten

32 eine Erweiterte Ambulante Physiotherapie. Alle Patienten erhielten gleichermaßen im Durchschnitt 31 Behandlungseinheiten.

Die an der Untersuchung teilnehmenden 56 Patienten wurden in drei Göttinger Krankenhäusern operativ versorgt. Hierbei handelt es sich um die Orthopädie des Universitätsklinikums Göttingen, das Krankenhaus Neu-Mariahilf und das Evangelische Krankenhaus Göttingen-Weende. Die Patienten verteilten sich dabei wie folgt auf die behandelnden Einrichtungen: Im Universitätsklinikum wurden neun Patienten, im Krankenhaus Neu-Mariahilf 21 Patienten und im Krankenhaus Göttingen-Weende 26 Patienten operativ versorgt. Von den 56 Patienten nahmen 52 an der Abschlußuntersuchung nach einem Jahr teil; vier Patienten mußten erneut operativ versorgt werden, wobei ein Patient durch eigenes Verschulden am reruptierten LCA operiert werden mußte.

Nach der operativen Versorgung erfolgte bei allen Patienten ein ca. zweiwöchiger Aufenthalt im Krankenhaus. Im Anschluß daran konnten die rehabilitativen Versorgungsmaßnahmen aufgenommen werden, welche in insgesamt 16 verschiedenen staatlich anerkannten Krankengymnastikeinrichtungen in Göttingen und Umgebung sowie in drei ebenfalls staatlich anerkannten unterschiedlichen Therapiezentren für Komplextherapie durchgeführt wurden (zur Art der Therapie vgl. Kapitel 2.1.2.1). Die Patienten wurden dabei nach allgemein anerkannten Grundsätzen rehabilitiert. Eine Normierung der Behandlung konnte zudem nicht Ziel dieser Untersuchung sein, da dies zum einen aus ethischen Gründen nicht möglich gewesen wäre und zum anderen nicht zum besten individuellen Behandlungserfolg geführt hätte. Bei diesen individuellen Behandlungen handelt es sich lediglich um graduelle Differenzierungen der allgemeinen Behandlungsmethoden, wobei die Therapeuten der krankengymnastischen Einrichtungen sich an die staatlich anerkannte Ausbildungsordnung und die Therapeuten der komplextherapeutischen Einrichtungen sich an den Vorgaben des Zentralverbandes ambulanter Therapieeinrichtungen orientieren.

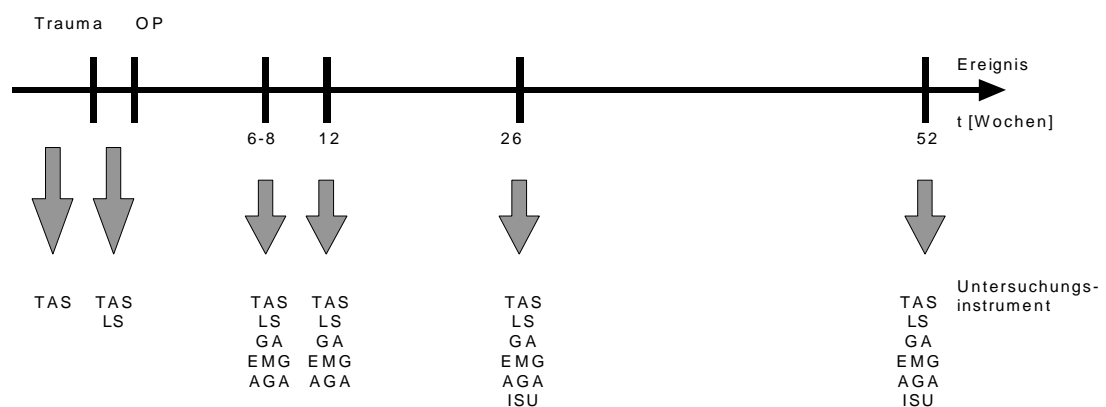
Unter dem Eindruck des akuten traumatischen Zustandes bewerteten die Patienten subjektiv die Funktionalität und Stabilität des Knies. Gleichzeitig wurde die sportliche Aktivität vor und seit dem Trauma schriftlich festgehalten. Die erste laborative Begutachtung der Kniefunktion wurde sechs bis acht Wochen postoperativ durchgeführt. Voraussetzung hierfür waren Schmerzfreiheit des Patienten, Wegfall von etwaigen Orthesen oder Gehhilfen und eingeschränkte Belastungsfähigkeit (in Absprache mit dem Therapeuten). Da ca. zwölf Wochen postoperativ der Großteil der Anschlußheilbehandlung durchlaufen war, wurde zu diesem Zeitpunkt erneut eine Untersuchung durchgeführt. Nach weiteren drei Monaten (sechs Monate

postoperativ) ist eine maximale muskuläre Belastung bei vollem Bewegungsumfang des Knies ohne Gefahr möglich, so daß hier eine erneute Untersuchung sinnvoll war. Abschließend wurden die Patienten ein Jahr postoperativ untersucht.

Eine Untersuchung setzte sich dabei aus folgenden Komponenten zusammen: Grundlage jeder Untersuchung war die Ganganalyse mit gleichzeitiger Messung der elektrischen Aktivität der Muskulatur von Extensoren und Flexoren des Knie- und des Sprunggelenks. Nach Anbringen von Elektroden und Markern bekam der Patient die Aufgabe, eine Strecke von acht Metern in einer frei gewählten zügigen Geschwindigkeit zurückzulegen, wobei ca. zehn bis zwölf Meßversuche durchgeführt wurden. Im Anschluß daran erfolgte die atemgasanalytische Untersuchung zur Überprüfung der kardiopulmonalen Leistungsfähigkeit des Patienten. Sechs und zwölf Monate postoperativ war die Bestimmung muskulärer Kraftgrößen von Flexoren und Extensoren des Knies ohne Einschränkung möglich, so daß diese mittels einer isokinetischen Messung erhoben werden konnten.

Bei allen Untersuchungsterminen wurde nach dem subjektiven Funktionalitäts- und Stabilitätsempfinden gefragt. Des weiteren wurde die zu diesem Zeitpunkt mögliche sportliche Aktivität erfragt und festgehalten (vgl. Abb. 14).

Abbildung 14: Zeitliche Abfolge der Untersuchungen



TAS=Tegner-Activity-Score
 LS=Lysholm-Score
 GA=Ganganalyse
 EMG=Elektromyographie
 AGA=Atemgasanalyse
 ISU=Isokinetische Untersuchung

3.1.2. Auswahlkriterien zur Bildung homogener Gruppen (Ludwig)

Wie in Kapitel 2.1.2.2 beschrieben lassen sich folgende die Rehabilitation beeinflussende Faktoren identifizieren.

- exogene Faktoren:
 - Alter,
 - Sportlichkeit;
- endogene Faktoren:
 - Komplexität der Verletzung,
 - Wahl der operativen/konservativen Behandlungsmethode,
 - Länge der Immobilisationsphase,
 - Art der Rehabilitationsmaßnahme.

Durch die Wahl des Patientenguts ließen sich die Faktoren Alter, Sportlichkeit und operative/konservative Behandlungsmethode eliminieren.

Untersucht wurden erwachsene Patienten im zweiten und dritten Lebensjahrzehnt ($\delta_{\text{ges}}=28$ Jahre mit $s_{\text{ges}}=8$), so daß altersbedingte Faktoren keinen negativen Einfluß auf das Rehabilitationsergebnis nehmen konnten. Die gleichmäßige Verteilung der Patienten auf die zu bildenden homogenen Gruppen war dabei gewährleistet (vgl. Tab. 2).

Tabelle 2: Altersverteilung der Patienten

Alter [Jahre]	Mittelwert	Standardabweichung
KGIs	27	6
KGKo	32	10
EAPIs	22	3
EAPKo	29	9

Erläuterung:

KGIs = Krankengymnastische Therapieform mit isolierter Ruptur des LCA

KGKo = Krankengymnastische Therapieform mit Ruptur des LCA und weiteren Verletzungsformen

EAPIs = Erweiterte Ambulante Physiotherapie mit isolierter Ruptur des LCA

EAPKo = Erweiterte Ambulante Physiotherapie mit Ruptur des LCA und weiteren Verletzungsformen

Bezugnehmend auf Kapitel 2.1.2.2 läßt sich feststellen, daß die sportliche Aktivität Einfluß auf den Rehabilitationsverlauf nehmen kann. Sämtliche an der Untersuchung teilnehmende Patienten waren wenig bis durchschnittlich aktiv. Die homogene Verteilung der Patienten auf die zu bildenden Gruppen wurde dabei gewahrt (vgl. Tab. 3).

Tabelle 3: Verteilung des TAS vor Trauma

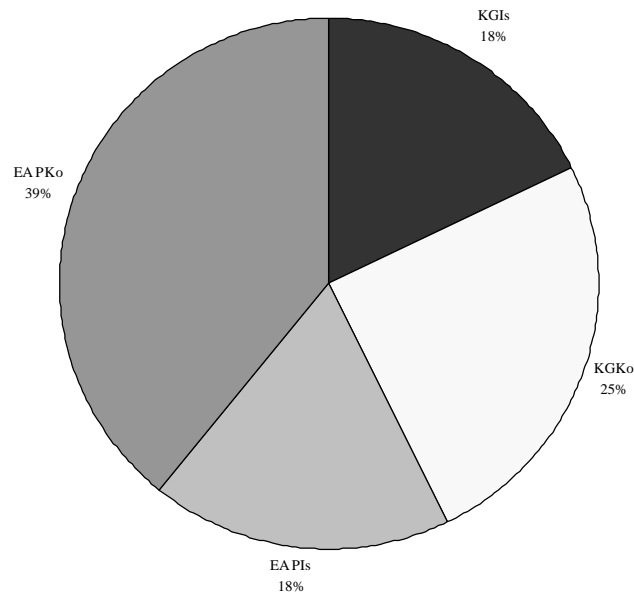
TAS [Punkte]	Mittelwert	Standardabweichung
KGIs	6	2
KGKo	4	1
EAPIs	6	1
EAPKo	5	1

Die Einheitlichkeit der Operationsmethode war insofern garantiert, als daß sämtliche Patienten mit einer autologen Patellasehnenplastik arthroskopisch operativ versorgt wurden. Hinsichtlich der Anschlußheilbehandlung wurde sichergestellt, daß sowohl die rein krankengymnastisch therapierten und die mittels einer Komplextherapie rehabilitierten Patienten einer frühfunktionellen Behandlung zur Vermeidung von Immobilisationsschäden unterzogen wurden.

Als die Rehabilitation beeinflussende Faktoren lassen sich in dieser Untersuchung letztendlich also die Komplexität der Verletzung und die Art der Rehabilitationsmaßnahme identifizieren. Hieraus lassen sich vier Gruppen mit folgenden Eigenschaften bilden:

- 1) Gruppe 1: Patienten, die eine isolierte Ruptur des LCA aufwiesen und rein krankengymnastisch rehabilitiert wurden, werden im folgenden als Gruppe KGIs bezeichnet; sie umfaßt zehn Patienten.
- 2) Gruppe 2: In dieser Gruppe befinden sich Patienten, die neben der Ruptur des LCA weitere Verletzungsformen aufwiesen. Bei diesen Verletzungsformen handelt es sich entweder um eine Ruptur des Außen- bzw. Innenbandes und/oder um eine Verletzung der Menisci. Diese Gruppe wird im weiteren als KGKo bezeichnet und umfaßt 14 Patienten.
- 3) Gruppe 3: Patienten mit isolierter Ruptur des LCA und einer komplexen rehabilitativen Therapie werden in Gruppe 3 zusammengefaßt, welche im weiteren als EAPIs benannt wird und in der sich zehn Patienten befinden.
- 4) Gruppe 4: Die im weiteren als EAPKo bezeichnete Gruppe umfaßt 22 Patienten mit einer komplexen rehabilitativen Therapie sowie einer Ruptur des LCA mit weiteren Verletzungsformen (vgl. Abb. 15).

Abbildung 15: Gruppenbildung



Erläuterung:
KGIs: n=10
KGKo: n=14
EAPIs: n=10
EAPKo: n=22

3.2. Meßinstrumente und Meßparameter

Die nachfolgend aufgeführten Untersuchungsparameter beschreiben in ihrer Eigenschaft als Differenz zwischen zwei Extremitäten die durch die Verletzung und Operation bedingten Unterschiede zwischen nicht betroffener und betroffener Seite, d.h. es wird der Versuch unternommen, einheitlich die verletzte Extremität zur nicht betroffenen Extremität in Relation zu setzen. Es ist jedoch zu berücksichtigen, daß solche Differenzen auch anatomisch-physiologisch bedingt sein können. Ebenso sind Kompensationsmechanismen auf der nicht betroffenen Seite zu beobachten. Dieses ist bei der zeitpunktbezogenen Betrachtung kritisch zu berücksichtigen. Ausschlaggebend für die Evaluierung des Behandlungserfolges ist jedoch eine zeitraumbezogene Betrachtungsweise, welche auf die Zunahme bzw. Abnahme der Differenzen im

Laufe des Untersuchungszeitraumes Bezug nimmt. Ferner ist zu berücksichtigen, daß eine klinische Untersuchung hier ausdrücklich vermieden werden soll, vielmehr soll eine biomechanisch-sportwissenschaftliche Analyse stattfinden. Explizit wird darauf hingewiesen, daß durch die o.g. anatomisch-physiologischen Unterschiede zwischen den Extremitäten keine völlige Kongruenz zwischen diesen anzustreben ist, so daß keine maximale sondern eine optimale Übereinstimmung das Ziel ist (zur Normierungsproblematik vgl. FREIWALD et al. 1993a).

3.2.1. Ganganalytische Untersuchung (Köcher/Ludwig)

Kinetische und kinematische Daten während der Ganganalyse wurden mit Hilfe zweier synchron arbeitender Meßsysteme registriert.

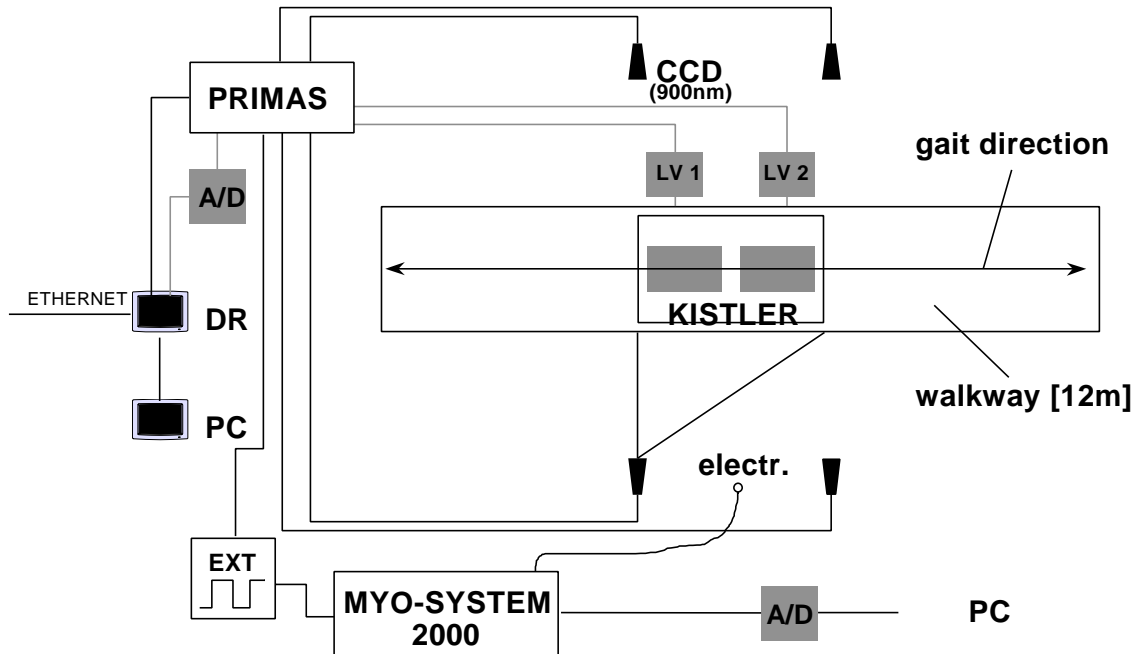
Zwei Kraftmeßplatten der Firma Kistler AG (Winterthur, CH) registrierten alle drei Komponenten der Bodenreaktionskraft mit einer Abtastrate von 400 Hz für rechtes und linkes Bein (vgl. HERRMANN 1991).

Die Messung der kinematischen Daten erfolgte mittels des optoelektronischen Kamerasystems Primas der Firma Delft Motion Analysis (Delft, NL). Grundlage für die Rekonstruktion dreidimensionaler Positionen von Körpersegmenten und deren Bewegungen im Raum war die Erfassung von Markern durch vier mit einer Abtastrate von 100 Hz arbeitenden CCD-Kameras. Die Bestimmung der Gelenkposition des Knies erfolgte mittels Verfolgung und Berechnung des Winkels zwischen reflektierenden Markern, die an folgenden repräsentativ markanten Körperpunkten befestigt wurden (vgl. STEGELMANN 1994):

- Trochanter major,
- Kompromißdrehachse des Kniegelenks (vgl. NIETERT 1977) und
- Malleolus lateralis.

Die von beiden Systemen erhaltenen Daten wurden miteinander synchron gekoppelt. Anschließend erfolgte eine analog-digitale Umwandlung und Verarbeitung durch den Datenerfassungsrechner. Zur Visualisierung wurden die Ergebnisse von einem PC berechnet und auf Bildschirm und Drucker ausgegeben. So war es möglich, kinematische und kinetische Informationen in den Gelenken der unteren Extremität und die dort induzierten Kräfte und Momente zu bestimmen und anzuzeigen (vgl. SCHMALZ 1997 und Abb. 16).

Abbildung 16: Schema des Ganglabors



Erläuterung:

A/D: Analog-Digital-Wandler

CCD: Optoelektronische Kameras des Primas-Systems

DR: Datenerfassungsrechner

LV 1, 2: Ladungsverstärker des Kistler-Systems 1,2

PC: Rechner zur Auswertung

EXT: Rechteckimpulsgeber

MYO-SYSTEM 2000: EMG-Verstärker

(Abb. im wesentlichen aus SCHMALZ 1997)

3.2.1.1. Kinematik der Ganganalyse (Köcher)

3.2.1.1.1. Schrittlänge, Gehgeschwindigkeit und Länge der Standphase

Von Interesse ist die Bestimmung von Beziehungen zwischen den Parametern Schrittlänge, Gehgeschwindigkeit und Länge der Standphase während des Untersuchungszeitraums, da diese Parameter als Indikator für den Fortschritt in der Rehabilitation betrachtet werden können (vgl. ANDRIACCHI 1977).

Das Meßsystem bietet die Möglichkeit, Schrittlänge und Gehgeschwindigkeit zu registrieren. Im Gegensatz zur subjektiven Einschätzung dieser Variablen durch den

Therapeuten (vgl. OEHL 1991, KLEIN-VOGELBACH 1990) ist hier die exakte Bestimmung möglich. Berechnet werden die mittleren Geschwindigkeiten von rechtem und linkem am trochanter major plaziertem Marker. Diese Gehgeschwindigkeiten spiegeln demzufolge nicht eine rein translatorische Veränderung der Markerposition im Raum über eine Zeiteinheit wider, sondern die Annäherung an eine durchschnittliche Geschwindigkeit.

Die Registrierung der Schrittlänge erfolgte beim Übergang vom rechten auf das linke Bein während des Kontaktes auf den Kraftmeßplatten. Umgekehrt war aufgrund von Einschränkungen im Meßsystem durch die begrenzte Anzahl der Kistler-Kraftmeßplatten eine Messung beim Übergang vom linken auf das rechte Bein nicht möglich. Zur Auswertung kommen demzufolge ausschließlich die Patienten, bei denen die Ruptur des LCA auf der rechten Seite vorliegt.

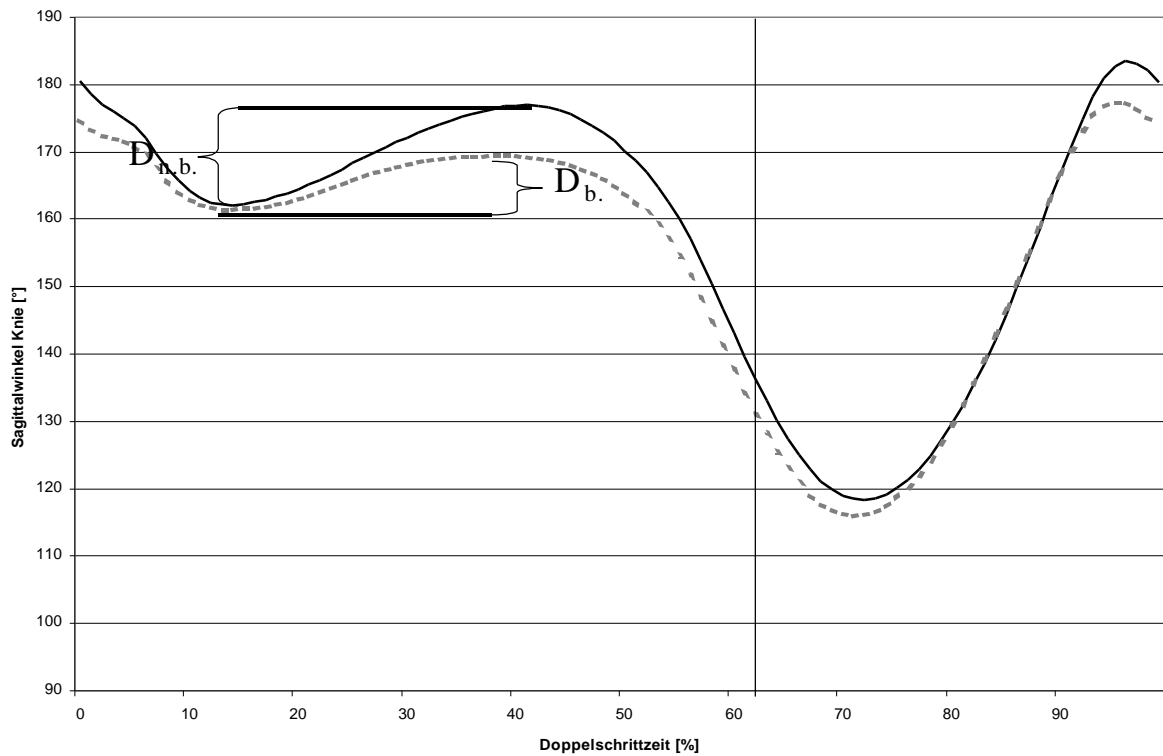
Mit dem Wissen der Kontaktzeiten für Stand- und Schwungphase ist es möglich, die Längen der Standphase für rechtes und linkes Bein zu bestimmen, wobei diese Angabe in Prozent eines Doppelschrittes erfolgt. Betrachtet werden die Differenzen zwischen der Länge der Standphase für rechte und linke Extremität. Eine Übereinstimmung mit dem in der Literatur genannten Wert der Länge von ca. 62% der Standphase kann als Zeichen des rehabilitativen Erfolgs betrachtet werden (vgl. COCHRAN 1988).

3.2.1.1.2.Sagittaler Kniewinkel

Der sagittale Kniewinkel³⁹wird aus der Bestimmung des Winkels zwischen den o.a. Körperpunkten berechnet und in einem Diagramm abgetragen. Auf der Abszisse wird die Doppelschrittzeit in Prozent angegeben, wobei ein Doppelschritt die Zeit von Fersenkontakt über Stand- und Schwungphase bis zum erneuten Fersenkontakt beschreibt. Auf der Ordinate ist der Winkel in Grad abzulesen. Zum besseren Vergleich sind rechtes und linkes Bein im Diagramm übereinandergelegt. Die Senkrechte bei etwas über 60% beschreibt den Übergang von der Stand- in die Schwungphase (vgl. Abb. 17).

³⁹ Im Gegensatz zum sagittalen Kniewinkel in Abb. 6 erfolgt die Darstellung hier nicht nach der Neutral-Null-Methode.

Abbildung 17: Sagittaler Kniewinkelverlauf



dicke Linie = nicht betroffene Extremität
gestrichelte Linie = betroffene Extremität

Im Normalverlauf zeigt der sagittale Kniewinkel während der Standphasenflexion und -extension eine ausgeprägte Differenz zwischen den identifizierten lokalen Extremwerten, wobei der Übergang zwischen Minimum und Maximum harmonisch ist. Demgegenüber ist bei Kreuzbandpatienten in den meisten Fällen eine starke Plateaubildung zu beobachten, so daß der Unterschied zwischen Flexion und Extension nicht sehr ausgeprägt ist. Dieser Sachverhalt ist mit dem bloßen Auge nur bei einem sehr ausgeprägten Plateau in Form einer Hinkbewegung zu erkennen. Die Differenz zwischen Flexion und Extension ist von besonderem Interesse, da sie das Flexions-Extensions-Vermögen (D) unter Last kennzeichnet. Vorteil dieser Methode ist, daß nur Winkeldifferenzen betrachtet werden, so daß Ungenauigkeiten beim Fixieren der Marker das Ergebnis nicht beeinflussen.

Betrachtet man die Differenz zwischen dem Flexions-Extensions-Vermögen auf der nicht betroffenen ($D_{n.b.}$) und der betroffenen (D_b) Seite, so erhält man das Flexions-Extensions-Defizit FED (in Anlehnung an SCHMALZ 1997 und Abb. 17).

$$FED = D_{n.b.} - D_b \text{ [}^\circ\text{]}$$

Um eine Vorstellung davon zu gewinnen, welche relative Größe dieses Flexions-Extensions-Defizit hat, wird dieser Unterschied zwischen beiden Extremitäten durch die relative Angabe in Prozent verdeutlicht:

$$FED\% = (D_b \div D_{n.b.}) * 100 \text{ [\%]}$$

Die Größe beschreibt demzufolge den prozentualen Anteil des Flexions-Extensions-Vermögens der betroffenen von der nicht betroffenen Extremität. Sie ist keinesfalls als prozentuale Differenz zu betrachten.

3.2.1.2. Kinetik der Ganganalyse (Ludwig)

3.2.1.2.1. Bodenreaktionskräfte

Die Kistler-Kraftmeßplatten sind in der Lage, alle drei Komponenten der Bodenreaktionskräfte zu registrieren und zu visualisieren. Zu unterscheiden sind:

- Horizontalkräfte,
- Vertikalkräfte und
- Seitkräfte.

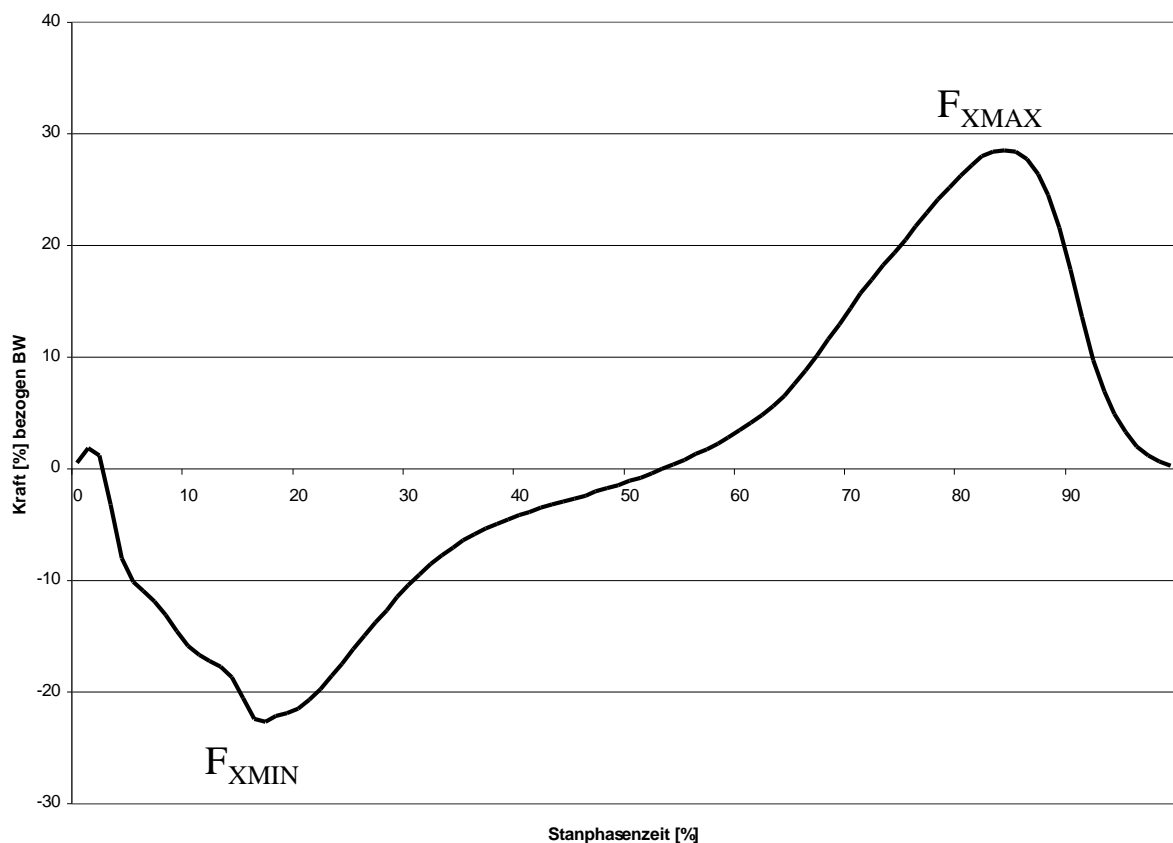
Letztere sind einerseits von der absoluten Höhe sehr gering und andererseits im Zusammenhang mit der hier vorliegenden Problematik von geringer Bedeutung. Drehmomente induzieren zwar bei jeder Gehbewegung Seitkräfte, welche je nach Patientenklintel zu abnormalem Gehverhalten führen können, sie haben jedoch bei LCA-Patienten eine eher geringe Wichtigkeit.

Die jeweiligen Bodenreaktionskräfte werden für rechtes und linkes Bein in einem Diagramm abgetragen, welches auf der Abszisse die ‚Standphasenzeit in Prozent bezogen auf den ersten Schritt‘ angibt. Auf der Ordinate läßt sich die ‚Kraft in Prozent bezogen auf das Körpergewicht‘ ablesen.

3.2.1.2.1.1. Horizontale Komponente der Bodenreaktionskräfte

Die Horizontalkomponente der Bodenreaktionskräfte (F_x) beschreibt die bremsenden und beschleunigenden Kräfte beim Gehen. Die bremsenden Kräfte können im ersten Teil von Abbildung 18 beobachtet werden. Im Anschluß an den Abbremsvorgang erkennt man während des Abrollens eine Beschleunigung in Bewegungsrichtung. Von den bremsenden und beschleunigenden Kräften lassen sich idealtypisch gut ausgeprägte und eindeutige Extremwerte identifizieren (vgl. WINTER 1991). Abflachungen um die Extremwerte lassen auf Störungen im Gangbild schließen. Im Übergang von bremsenden zu beschleunigenden Kräften zeigt die Kurve insgesamt einen harmonischen Verlauf.

Abbildung 18: Horizontale Komponente der Bodenreaktionskräfte



Die Horizontalkomponente der Bodenreaktionskraft wirkt besonders auf das Kreuzbandtransplantat, da gerade die bremsenden Kräfte den ventralen Vorschub der tibia auslösen können. Es ist also nicht verwunderlich, wenn zwischen betroffener und nicht betroffener Extremität Unterschiede hinsichtlich der absoluten Höhe der auftretenden Kräfte und der Synchronität des Auftretens der maximalen sowohl positiven wie auch negativen Kräfte zu beobachten sind.

Diese Unterschiede sollen wie folgt dargestellt werden:

Zum einen werden die Differenzen sowohl zwischen Minima und als auch Maxima der nicht betroffenen von der betroffenen Seite als Differenz dividiert durch das Körpergewicht und zum anderen in Prozent ausgedrückt:

$$\text{rel. } DF_{XMIN} = (F_{XMIN,n.b.} - F_{XMIN,b.}) / BW \text{ [N/kg]}$$

$$\text{rel. } DF_{XMAX} = (F_{MAX,n.b.} - F_{MAX,b.}) / BW \text{ [N/kg]}$$

$$\text{rel. } D\%F_{XMIN} = (F_{XMIN,b.} \div F_{XMIN,n.b.}) / BW * 100 \text{ [%]}$$

$$\text{rel. } D\%F_{XMAX} = (F_{MAX,b.} \div F_{MAX,n.b.}) / BW * 100 \text{ [%]}$$

Zum anderen wird die Synchronität des Auftretens der Extremwerte insofern bewertet, indem die zeitlichen Differenzen zwischen dem Auftreten der Extremwerte festgehalten werden:

$$Dt_{FXMIN} = t_{FXMIN,n.b.} - t_{FXMIN,b.} \text{ [%]}$$

$$Dt_{FXMAX} = t_{FXMAX,n.b.} - t_{FXMAX,b.} \text{ [%]}$$

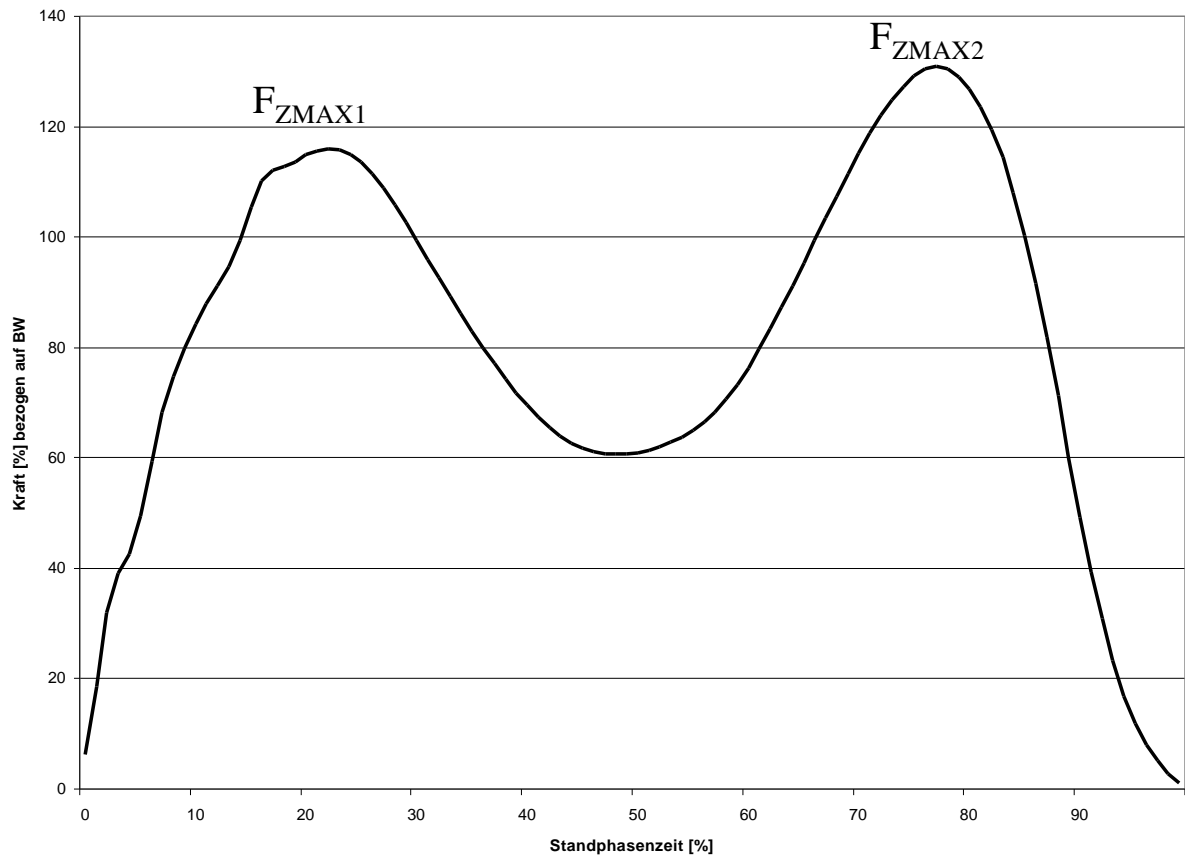
Erklärend soll hinzugefügt werden, daß ein negatives Vorzeichen ein späteres Eintreten des Extremwertes beim betroffenen Bein bedeutet.

3.2.1.2.1.2. Vertikale Komponente der Bodenreaktionskräfte

Wie aus Abbildung 19 ersichtlich wird, können bei der Vertikalkomponente der Bodenreaktionskräfte (F_z) zwei eindeutige Maximalwerte identifiziert werden. Der erste Maximalwert (F_{ZMAX1}) spiegelt das Auftreten der Ferse und den Empfang des Körpergewichts auf der Kistler-Meßplatte wider. Der zweite Maximalwert zeigt den Abdruck des Fußes, welcher eine Vorwärtsbewegung auslöst (vgl. JACOBS et al. 1972, WINTER 1991; siehe hierzu auch GÖHNER 1993). Bei gesunden Patienten weist die Kurve einen M-förmigen Verlauf auf.⁴⁰ Beide Maximalwerte befinden sich deutlich überhalb der 100%-Marke. Extremwerte unterhalb dieser Markierung lassen auf Schonhaltungen deuten, um Belastungen, die beim Auftreten durch das eigene Körpergewicht entstehen, zu vermeiden (vgl. STEUER 1998).

⁴⁰ Im Vergleich mit Abbildung 8 wird der Unterschied der registrierten Bodenreaktionskräfte zwischen den Bewegungsarten Gang und Lauf ersichtlich. Abbildung 8 zeigt einen weniger ausgeprägten M-förmigen Verlauf.

Abbildung 19: Vertikale Komponente der Bodenreaktionskräfte



Wie in 3.2.1.2.1.1 beschrieben sind auch hier die Differenzen zwischen der gesunden und betroffenen Seite von Interesse, welche sich wie folgt berechnen lassen:

$$\text{rel. } DF_{ZMAX1} = (F_{ZMAX1,n.b.} - F_{ZMAX1,b.}) / BW \text{ [N/kg]}$$

$$\text{rel. } DF_{ZMAX2} = (F_{ZMAX2,n.b.} - F_{ZMAX2,b.}) / BW \text{ [N/kg]}$$

$$\text{rel. } D\%F_{ZMAX1} = (F_{ZMAX1,b.} \div F_{ZMAX1,n.b.}) / BW * 100 \text{ [%]}$$

$$\text{rel. } D\%F_{ZMAX2} = (F_{ZMAX2,b.} \div F_{ZMAX2,n.b.}) / BW * 100 \text{ [%]}$$

Ebenfalls lehnen sich die Beschreibungen der zeitlichen Differenzen des Auftretens der Extremwerte an die o.g. Aussagen an:

$$Dt_{FZMAX1} = t_{FZMAX1,n.b.} - t_{FZMAX1,b.} \text{ [%]}$$

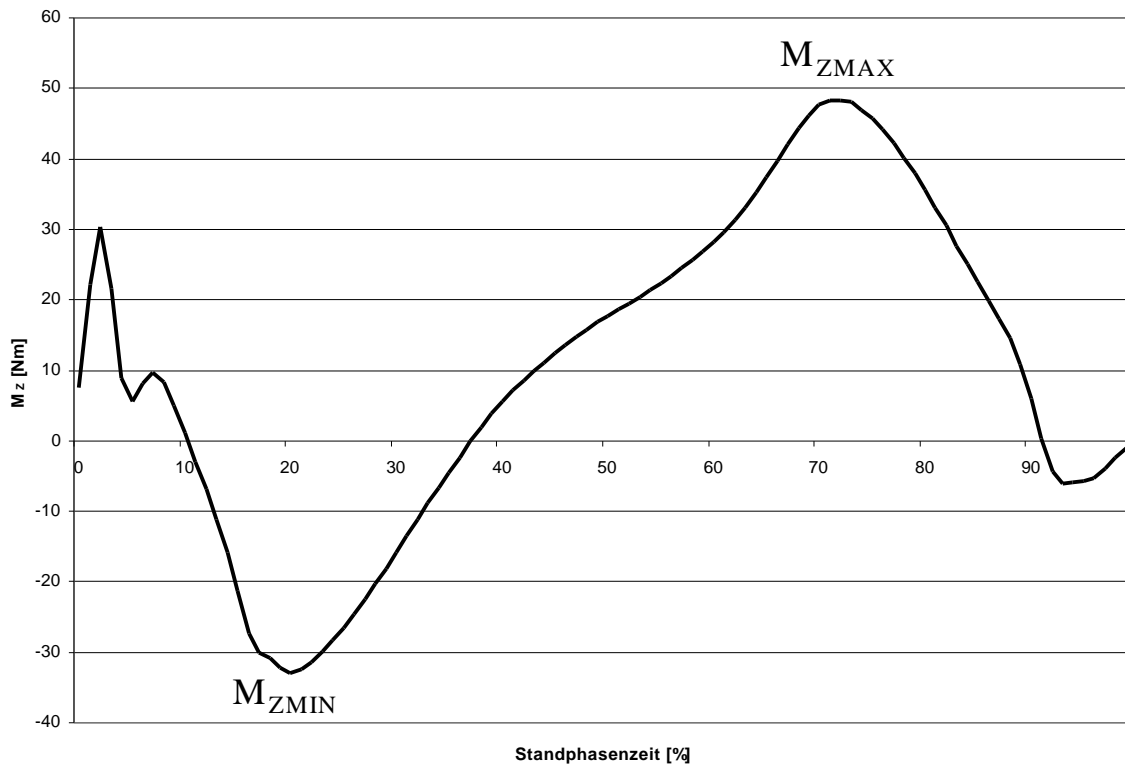
$$Dt_{FZMAX2} = t_{FZMAX2,n.b.} - t_{FZMAX2,b.} \text{ [%]}$$

3.2.1.2.2. Kniedrehmoment in der Sagittalebene

Weitere Informationen über Disharmonien im Gang können aus der Analyse der sagittalen Kniemomente gezogen werden. Diese können durch die Wirkungen der Bodenreaktionskräfte experimentell bestimmt werden, und es zeigt sich, daß schon bei einfachen Bewegungen wie beim Gehen Unterschiede zu messen sind (vgl. ANDRIACCHI 1990). Von den gemessenen Momenten können zum Teil Rückschlüsse auf die Aktivität einzelner Muskeln gezogen werden (vgl. BERCHUCK et al. 1990, BOCCARDI et al. 1981).

Im Gegensatz zu Abbildung 9 in Kapitel 2.2.1.2 wird das sagittale Kniemoment hier aus Gründen, die in der Meßeinrichtung selbst liegen, nicht über eine Doppelschrittzeit ausgewiesen, sondern ausschließlich über die Standphase. Aus Abbildung 20 wird ersichtlich, daß das sagittale Kniemoment im ersten Teil ein extern flektierendes Moment aufweist, welches durch ein eindeutig identifizierbares lokales Minimum gekennzeichnet ist. Im zweiten Teil hingegen sind extern extendierende Momente anzutreffen, die zu einem eindeutig identifizierbaren lokalen Maximum führen. Normalerweise sind beide Extremwerte gut zu bestimmen und nicht abgeflacht. Im Gegensatz dazu werden Störungen im Gangbild durch wenig ausgeprägte oder überhaupt nicht vorhandene Extremwerte sichtbar. Im letzteren Fall sind die Extremwerte demzufolge nicht bestimmbar. Auch hier spiegeln sich die in 3.2.1.2.1.1 benannten Gründe wider (vgl. SCHMALZ 1998).

Abbildung 20: Sagittales Kniemoment



Die Berechnungen der Unterschiede zwischen beiden Beinen finden nach folgenden Formeln statt:

$$\text{rel. } DM_{ZMIN} = |M_{ZMIN,n.b.} - M_{ZMIN,b.}| / BW \text{ [Nm/kg]}^{41}$$

$$\text{rel. } DM_{ZMAX} = (M_{ZMAX,n.b.} - M_{ZMAX,b.}) / BW \text{ [Nm/kg]}$$

$$\text{rel. } D\%M_{ZMIN} = (M_{ZMIN,b.} \div M_{ZMIN,n.b.}) / BW * 100 \text{ [%]}$$

$$\text{rel. } D\%M_{ZMAX} = (M_{ZMAX,b.} \div M_{ZMAX,n.b.}) / BW * 100 \text{ [%]}$$

41 Die Berechnung erfolgt hier betragsmäßig, da bei Betrachtung der Minima in wenigen Ausnahmen positive Werte vorlagen. Bei der prozentualen Darstellung wurden diese Patienten nicht berücksichtigt. Aus Gründen der Vereinfachung wird vom rel. DM_{ZMIN} gesprochen.

3.2.1.3. Elektromyographische Untersuchung (Ludwig)

Die Erfassung der elektrischen Muskelaktivität erfolgte bei einer Meßfrequenz von 1000 Hz mit Hilfe des achtkanaligen MyoSystems 2000 der Firma Noraxon (Wien, A). Vor jeder Messung wurden die mit Kontaktgel vorkonfektionierten Ag/AgCl-Elektroden Blue Sensor der Firma Medicotest (Andernach, D) an der ausgeprägtesten Wölbung des Muskelbauches in Muskellängsrichtung angebracht. Die Elektroden wurden dabei in der Weise plaziert, daß sich die Klebeflächen gerade berührten, um den Abstand zwischen den Elektrodenmittelpunkten zu normieren (4cm). Artefakte wurden zum einen durch die Entfettung der Haut zur Reduzierung des Hautwiderstandes und zum anderen durch die optische Kontrolle der Null-Linie auf dem Meßmonitor des EMG-Rechners zur Vermeidung von Cross-Talk-Effekten ausgeschlossen. Artefakte durch Aneinanderschlagen der einzelnen Stränge des Meßkabels wurden durch ihre Fixierung mittels eines Gürtels und Klebestreifen verhindert. Eine abschließende Vermessung und Notation der Elektrodenplatzierung hatte den Zweck, große Differenzen beim Abgreifen der einzelnen Muskeln im Laufe des Untersuchungszeitraumes zu verhindern (in Anlehnung an DELUCA 1997, ECKHARDT et al. 1994, FINK 1994, ZIPP 1989, ZIPP 1982).

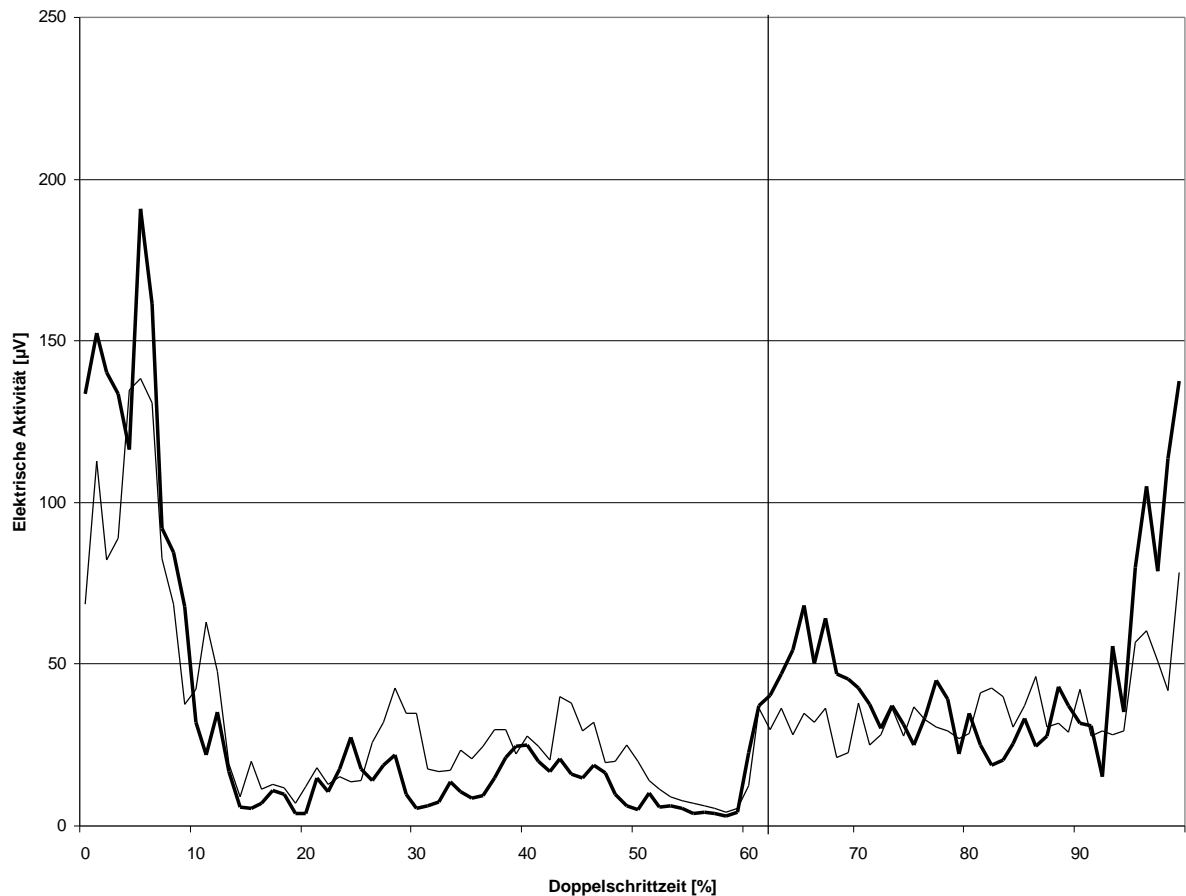
Exemplarisch erfolgte die Untersuchung an folgenden Extensoren und Flexoren des Knies und des Sprunggelenks für rechtes und linkes Bein (vgl. CICOTTI et al. 1994a, CICOTTI et al. 1994b, ECKHARDT et al. 1994, LIMBIRD et al. 1988, SINKJAER/ARENDT-NIELSEN 1991, WINTER 1984b, YANG/WINTER 1984, Kapitel 2.2.1.3):

- M. tibialis anterior,
- M. gastrocnemius,
- M. vastus lateralis,
- M. biceps femoris.

Nach der Registrierung der Daten durch den Vorverstärker wurden diese durch ein A/D-Board (Analog-Digital-Wandler) digitalisiert und mittels der zugehörigen Myo-Soft 2000 Software Version 1.5 datentechnisch weiterverarbeitet. Voraussetzung hierfür war die synchrone Kopplung des EMG-Analysegerätes mit dem Primas-Meßsystem. Ein auf beide Systeme eingespielter Rechteckimpuls sorgte für die eindeutige Zuordbarkeit. Mit Hilfe dieses Rechteckimpulses konnten die Zeiten für Beginn und Ende der Standphase sowie Ende der Schwungphase in die Myo-Soft 2000 Software übernommen werden. Erster Schritt bei der Weiterverarbeitung des Rohsignals in der EMG-Software war die Mittelung der acht bis zwölf Teilversuche und die anschließende Rektifizierung. Nach Eingabe von Beginn und Ende der Standphase sowie Ende der Schwungphase wurde mit Hilfe des Systems eine Zeitnormalisierung

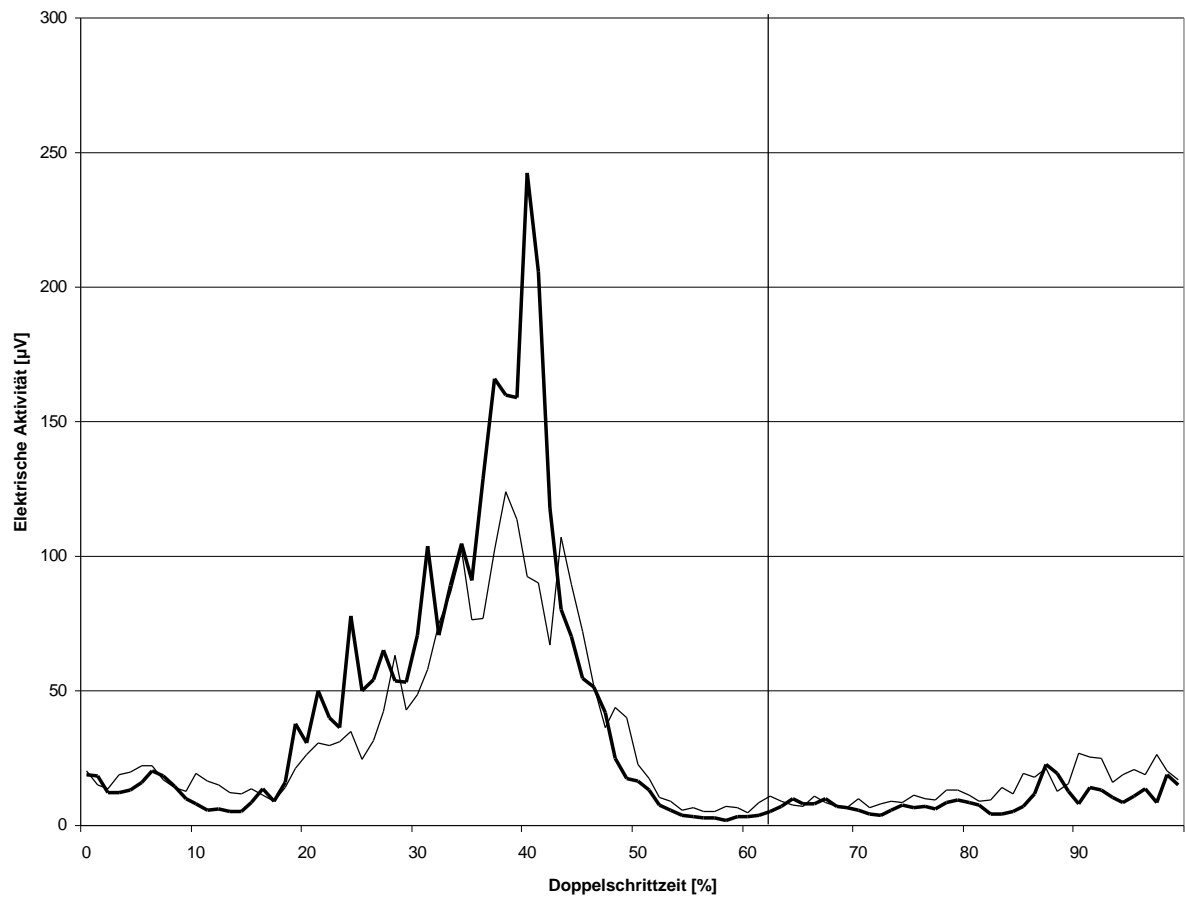
durchgeführt, um einen Vergleich mit den Daten der Ganganalyse zu ermöglichen. Ergebnis der Zeitnormalisierung war die Darstellung des rektifizierten gemittelten Signals in Prozent des Gangzyklusses. Die so erhaltenen Signale für rechtes und linkes Bein konnten nun zur besseren Veranschaulichung übereinandergelagert werden (vgl. Abb. 21a-d).

Abbildung 21a: Gemitteltes und rektifiziertes Roh-EMG des M. tibialis anterior



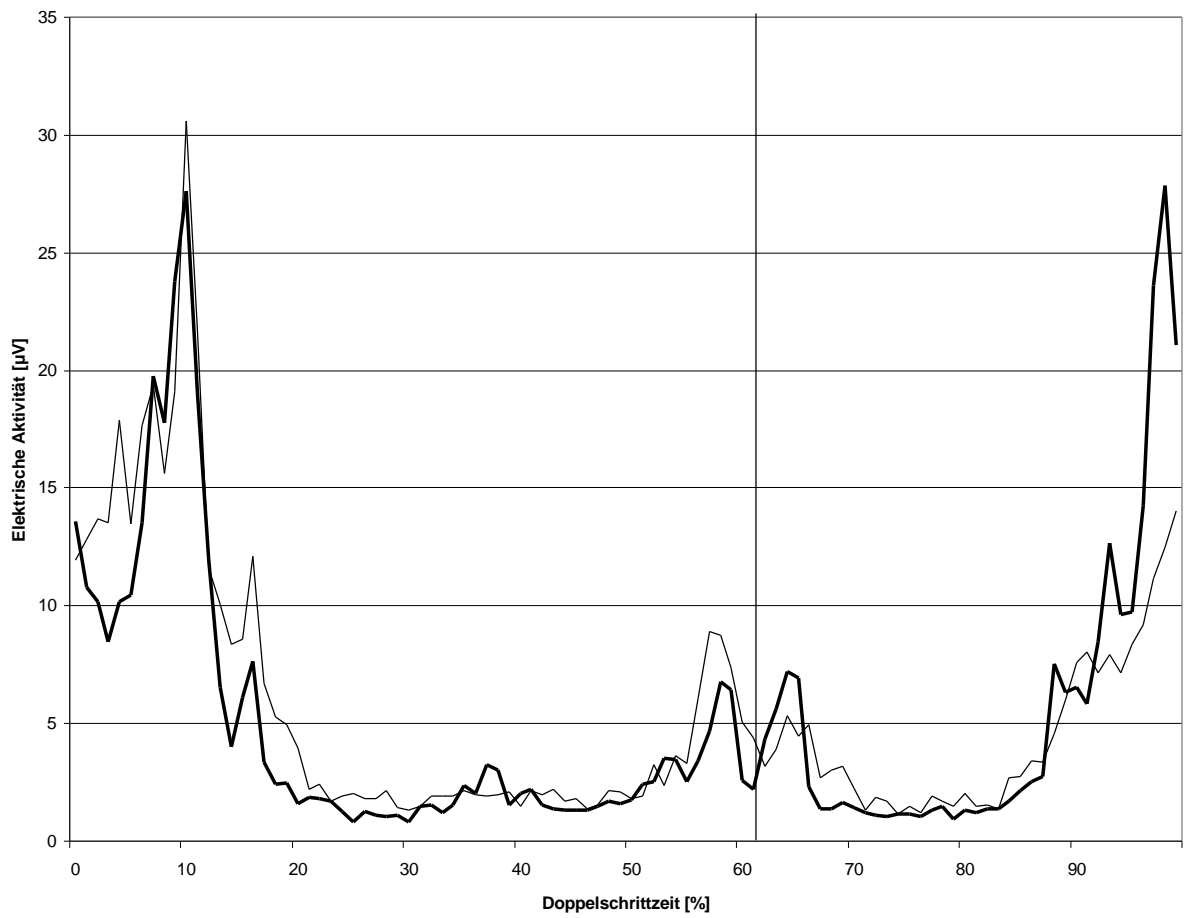
Erläuterung:
dicke Linie = linkes Bein
dünne Linie = rechtes Bein

Abbildung 21b: Gemitteltes und rektifiziertes Roh-EMG des M. gastrocnemius



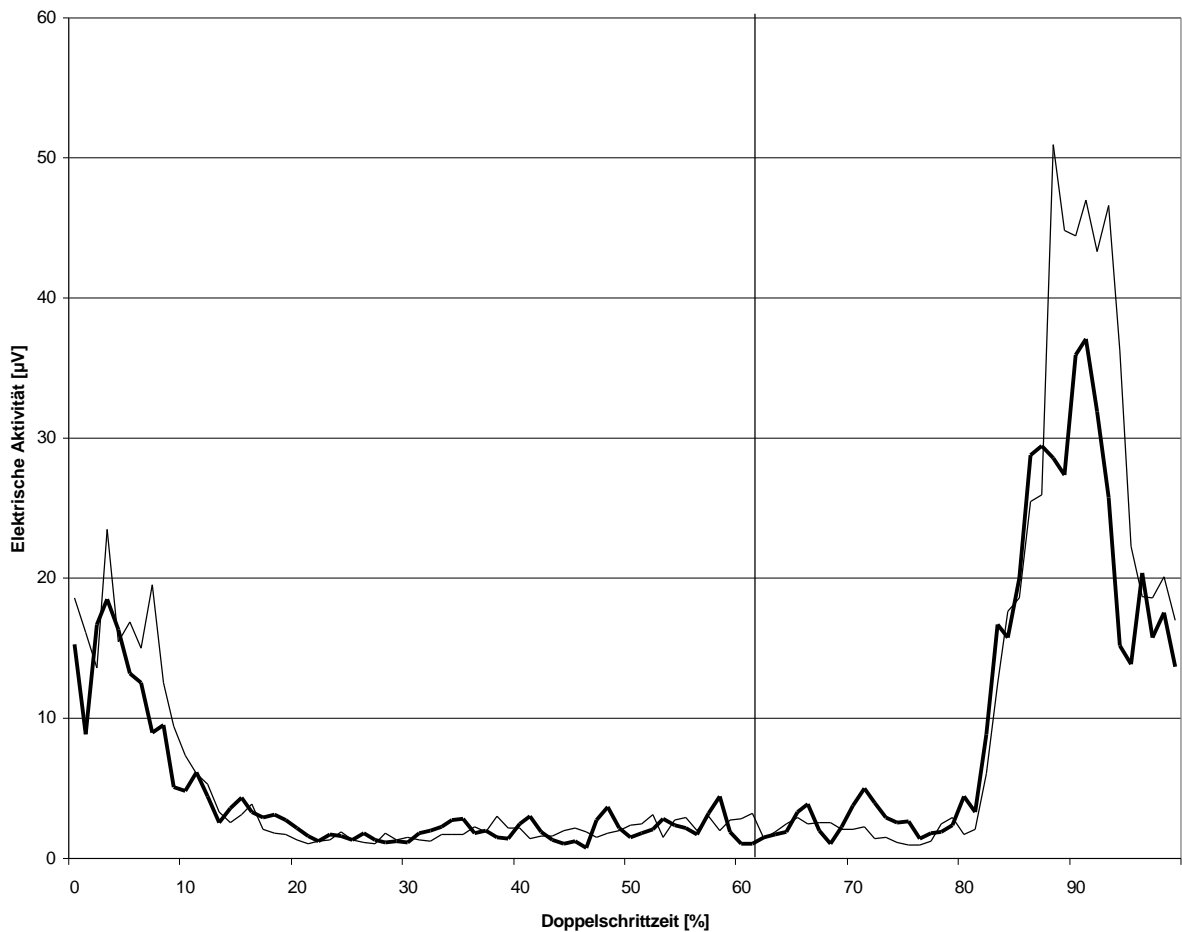
Erläuterung:
dicke Linie = linkes Bein
dünne Linie = rechtes Bein

Abbildung 21c: Gemitteltes und rektifiziertes Roh-EMG des M. vastus lateralis



Erläuterung:
dicke Linie = linkes Bein
dünne Linie = rechtes Bein

Abbildung 21d: Gemitteltes und rektifiziertes Roh-EMG des M. biceps femoris

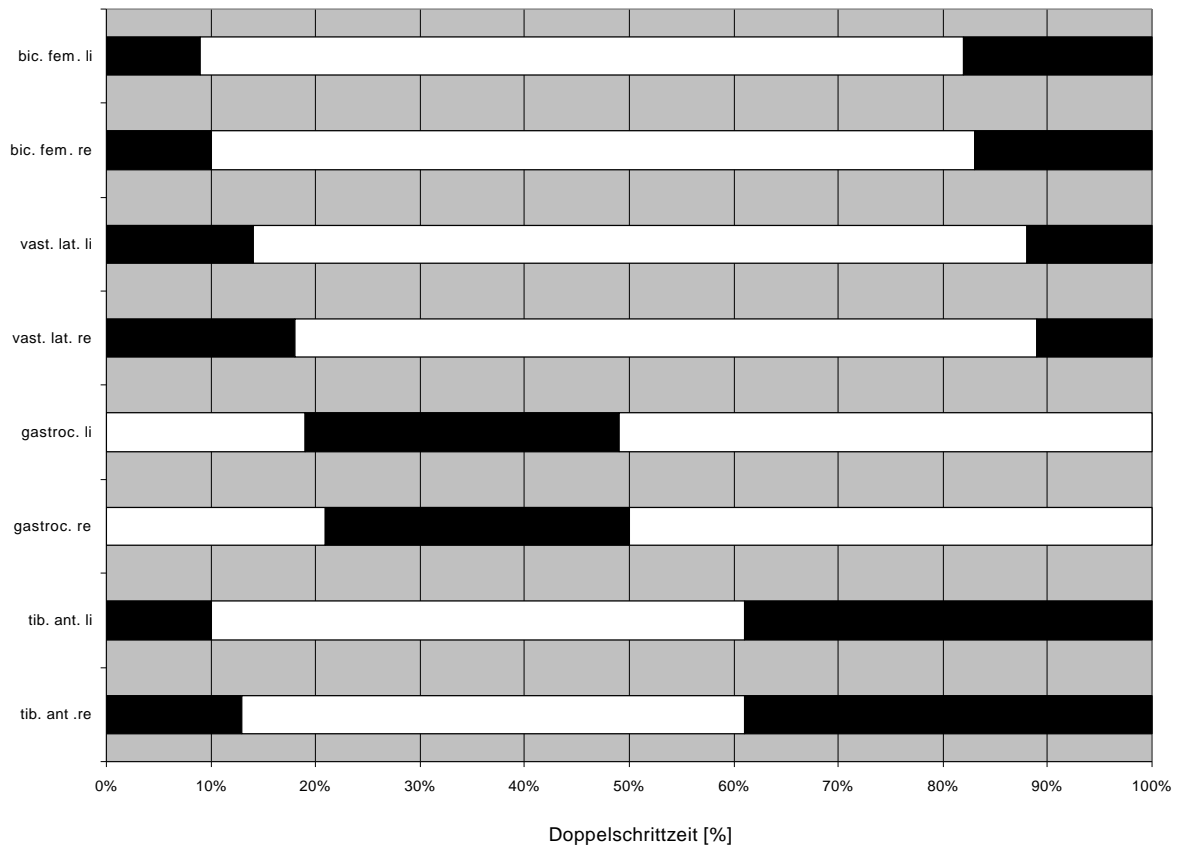


Erläuterung:
dicke Linie = linkes Bein
dünne Linie = rechtes Bein

Die Ausgabe der Kurvenverläufe erfolgte für rechte und linke Extremität sowohl in graphischer Darstellung als auch in Form von 100 gemittelten Datenpunkten über die jeweilige Anzahl der Teilversuche. Letztere konnten in einem externen Programm (MS-Excel) weiterverarbeitet werden. Grundlage jeder weiteren Verarbeitung war die Berechnung von Mittelwert und Standardabweichung aller acht Meßkanäle. Die Identifikation von Zeiträumen hoher und niedriger Aktivität (On-Off-Entscheidung) wurde je nach Güte des Rohsignals in Anlehnung an RÜHL et al. 1981 und YANG/WINTER 1985 vorgenommen: Grundsätzliche Voraussetzung für die Identifikation eines On-Zeitraumes war, daß mindestens fünf zusammenhängende Werte über dem Mittelwert des betrachteten Kanals liegen. Je nach Güte dieses Signals (ausgedrückt durch die Höhe der Standardabweichung in bezug zum Mittelwert) mußte jedoch die Hälfte der Standardabweichung subtrahiert werden. Nicht unerheblich ist

hierbei die subjektive Bewertung des Signals, so daß ein visueller Abgleich mit dem gemittelten Rohsignal notwendig war, um Artefakte auszuschließen. Dies geschieht vor dem Hintergrund, daß wie in Kapitel 2.2.1.3 beschrieben zwischen Ruhe- und Aktivitätsniveau bei verletzten Personen auf der betroffenen Seite ein weitaus geringerer Unterschied besteht als bei gesunden (vgl. Abb. 22).⁴²

Abbildung 22: Zeiträume hoher und niedriger Aktivität auf Grundlage von Abb. 21a-d



Erläuterung:
 schwarzer Balken = Zeitraum hoher Aktivität
 weißer Balken = Zeitraum niedriger Aktivität

⁴² Die Berechnung des integrierten Elektromyogramms stellte sich unter dem Gesichtspunkt von Patientengut und Untersuchungsdesign als nicht sinnvoll heraus. Vor dem Hintergrund der ligamentären und muskulären Situation zu frühen postoperativen Zeitpunkten erschien es nicht möglich, muskuläre Referenzgrößen mittels maximaler Willkürkontraktionen zu bestimmen. Eine Ermittlung dieser Referenzgröße auf einem Dynamometer mit einem definierten Drehmoment wurde einerseits aus meßtechnischen Gründen verworfen und andererseits, um die zeitliche Belastung der Patienten nicht über Gebühr zu beanspruchen (vgl. dazu die Ausführungen in Kapitel 2.2.1.3).

3.2.2. Ergometrie (Köcher)

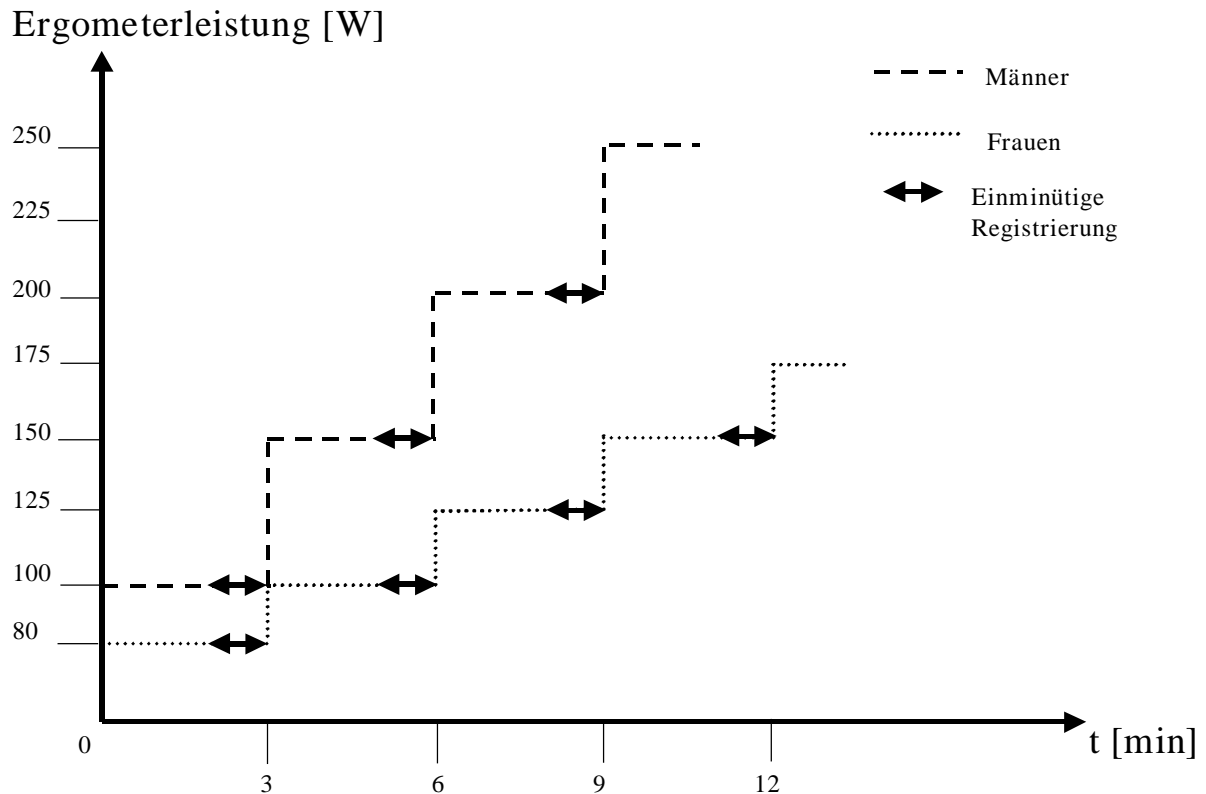
Zentrales Meßinstrument der ergometrischen Untersuchung war das Cardiopulmonary-Exercise-System (CPX) der Firma Medical Graphics GmbH (Düsseldorf, D). Dieses offene Meßsystem besteht aus einem Fluß/Wellenform- und einem Gasanalysator-Modul. Über ein offenes Mundstück (Flow) registriert ersteres die Menge des durchströmenden Gases, letzteres analysiert mittels Einzelatemzuganalyse die Zusammensetzung des ein- bzw. ausgeatmeten Luftgemisches hinsichtlich des Gehalts an Sauerstoff und Kohlendioxid (pulmonale Funktionsgrößen).

Mit Hilfe eines Brustgurtes mit zugehörigem Empfänger der Firma Polar Electro (Kempele, FIN) konnte die Herzfrequenz (kardiale Funktionsgröße) registriert werden.

Als Ergometer diente ein mit elektronisch geregelter Wirbelstrombremse arbeitendes Fahrradergometer der Firma Dynavit Conditronic (Braunfels, D). Die maximale Belastungsabweichung von $\pm 3\%$ garantierte dabei die exakte Einhaltung der physikalischen Leistung.

Zu Beginn jeder Untersuchung erfolgte nach Einstellung der optimalen Sattelhöhe eine kurze allgemeine Aufwärmphase für den Patienten. Anschließend absolvierte jeder einen Stufentest mit dreiminütiger Stufenlänge. Jeder Teilnehmer hatte hierbei mindestens drei Stufen zu absolvieren, damit eindeutig beanspruchungssensible Variablen bestimmt werden konnten (vgl. PRASSLER/GLATZEL 1988 und Kapitel 3.2.2.1). Das alleinige Ein- und Ausatmen durch das Mundstück wurde dadurch gewährleistet, daß dem Patienten die Nase mit einer Nasenklammer verschlossen wurde. Die Höhe der physikalischen Anfangs-Ergometerleistung war abhängig vom Geschlecht und vom Grad der Belastungsfähigkeit. In enger Absprache mit dem Therapeuten wurde die Höhe der Belastung dosiert. Im Regelfall betrug die anfängliche Ergometerbelastung für Frauen 80 Watt und für Männer 100 Watt. Nach drei Minuten erfolgte wie aus Abbildung 23 hervorgeht für weibliche Patienten eine Steigerung um 25 Watt (Ausnahme: die erste Steigerungsstufe betrug 20 Watt) und für männliche Patienten um 50 Watt (vgl. BRINGMANN 1980, EISELE et al. 1996, FRANZ/MELLEROWICZ 1982, ISRAEL et al. 1976, KEUL et al. 1978, ROST/HOLLMANN 1982).

Abbildung 23: Angewandte Stufentestmethodik bei der atemgasanalytischen Untersuchung



Ziel dieses Tests war die Bestimmung der kardio-pulmonalen Leistungsfähigkeit im submaximalen Leistungsbereich, so daß bewußt zum Schutz des Kreuzbandimplantats die Ausbelastung der Patienten vermieden werden sollte. Die Bestimmung der Höhe der Endbelastung erfolgte dabei ebenfalls in enger Absprache mit dem Therapeuten. Waren von seiten des Therapeuten keine Einschränkungen in der Belastungshöhe mehr vorgegeben, so galten folgende Abbruchkriterien:

- $RQ > 1$,
- $H_f > 150$ bpm,
- Schmerzempfinden des Patienten,
- allgemeines Unwohlsein.

Das CPX gestattet eine permanente Messung der pulmonalen Funktionsgrößen $\dot{V}O_2$ und $\dot{V}CO_2$, wobei es alle zehn Sekunden die Ausprägung dieser Meßvariablen in Form eines Datenpunktes generiert. Bestimmt wurden die durchschnittlichen Meßwerte in der letzten Minute der jeweiligen Belastungsstufe. Eine Registrierung der Herzfrequenz erfolgte hierzu analog (vgl. STEGEMANN 1991).

Die Patienten bekamen die Anweisung, die vorgegebene Ergometerleistung mit einer Trittfrequenz von 60 rpm zu absolvieren. Ausdrücklich wurde hierbei in Kauf genommen, daß diese Trittfrequenz u.U. nicht im Bereich des optimalen biologischen Wirkungsgrades liegt (vgl. REINHOLT/EDEL 1975). Abweichend hiervon erachten viele Autoren eine Trittfrequenz von 60 rpm im submaximalen Leistungsbereich bei Freizeit- und Breitensportlern als optimal (vgl. BRINGMANN 1984, COAST et al. 1986, FRANZ/MELLEROWICZ 1982, GUELI/SHEPHARD 1976, HOLLMANN/HETTINGER 1980, MELLEROWICZ 1979, ROST/HOLLMANN 1982). Abweichungen von +/- 5 Umdrehungen waren dabei zu tolerieren. Die Höhe der Trittfrequenz über den kompletten Untersuchungszeitraum war durch Bewegungseinschränkungen zu frühen Untersuchungszeitpunkten limitiert. Gerade während der ersten postoperativen Untersuchung konnten hohe Trittfrequenzen noch nicht erbracht werden.

3.2.2.1. Power-Work-Capacity

Ausgangspunkt jeder weiteren Berechnung ist die Bestimmung der Power-Work-Capacity bei einer Hf von 150 bpm, welche die Ergometerleistung in Watt bei einer Hf von 150 bpm angibt (vgl. MARÉES/MESTER 1991). Als Reaktionsvariable, die die Beanspruchung des biologischen Systems widerspiegelt, erlaubt diese den Leistungsvergleich von Patienten im submaximalen Bereich. Damit werden äußere physikalische Kenngrößen (gemessen in Watt) auf beanspruchungssensible Variablen des menschlichen Körpers bezogen. Mit anderen Worten heißt dies, daß für die gleiche physikalische Leistung eine unterschiedliche biologische Leistung zu Grunde liegen kann. Ursache hierfür können andersartige mechanische Verhältnisse des Ergometers oder, wie in dieser Untersuchung bei standardisiertem Ergometer, verschiedene endogene und exogene Faktoren sein (vgl. KÖCHER/LUDWIG 1999, MELLEROWICZ 1979, NIKLAS 1987, SCHÖNPFLUG 1987, WILLIMCZIK et al. 1991).

Die Power-Work-Capacity wurde nach folgender Formel inter- bzw. extrapoliert (vgl. ROST/HOLLMANN 1982).

$$PWC_{150} = W_1 + (W_2 - W_1) * (P - P_1) \div (P_2 - P_1) \text{ [Watt]}$$

mit: P = angestrebte Pulsfrequenz (150 bpm)

W₁ = Belastungsstufe, auf der die angestrebte Pulsfrequenz noch nicht erreicht wurde

W₂ = Belastungsstufe, auf der die angestrebte Pulsfrequenz überschritten worden ist

P₁ und P₂ = zu W₁ und W₂ gehörige Pulsfrequenzen

Im Gegensatz zu der in der Literatur häufig betrachteten Ergometerleistung bei $H_f=170$ bpm, begründet sich die Wahl der PWC_{150} -Methode aus den Limitationen, die durch die Patienten aufgrund der Einschränkungen durch die Operation zu frühen Untersuchungszeitpunkten und aufgrund des Ausdauerniveaus vorgegeben worden sind (vgl. OW 1997b, PRASSLER/GLATZEL 1988, ROST/HOLLMANN 1982).

Um eine Leistungsentwicklung anschaulich darstellen zu können, werden die Ergebnisse prozentual als Wert der letzten Untersuchung berechnet. Dies geschieht in der Annahme, daß nach einem Jahr keine Einschränkungen durch die Verletzungen bestehen und somit keine Limitationen in der kardio-pulmonalen Leistungsfähigkeit mehr vorliegen. Zwar wäre es exakter, den Zustand vor der Operation bzw. vor dem Trauma zu erfassen, jedoch ist dieses in Anbetracht der Tatsache, daß es sich um frische Rupturen handelt, nicht möglich.

$$PWC_{150\%ti} = PWC_{150ti} * 100 / PWC_{150,52.Woche} [\%]$$

3.2.2.2. Bestimmung der pulmonalen Funktionsgrößen

Um einen interindividuellen Vergleich zu ermöglichen, bei dem die gleiche Beanspruchung zu Grunde liegt, werden im folgenden sämtliche Berechnungen bei einer Herzfrequenz von 150 bpm zugrunde gelegt (vgl. WILLIMCZIK 1991, Kapitel 2.2.2). Von Interesse sind die Werte des Sauerstoffverbrauchs und des Kohlendioxidausstoßes, welche folgendermaßen berechnet werden (in Anlehnung an ROST/HOLLMANN 1982, vgl. Erläuterungen in Kapitel 3.2.3.1):

$$\dot{V}O_{2(PWC150)} = \dot{V}O_{2,1} + (\dot{V}O_{2,2} - \dot{V}O_{2,1}) * (PWC_{150} - W_1) \div (W_2 - W_1) [\text{ml/min}]$$

$$\dot{V}CO_{2(PWC150)} = \dot{V}CO_{2,1} + (\dot{V}CO_{2,2} - \dot{V}CO_{2,1}) * (PWC_{150} - W_1) \div (W_2 - W_1) [\text{ml/min}]$$

Der Einfluß der unterschiedlichen Körpergewichte sowie der bei einer Herzfrequenz von 150 bpm erbrachten Ergometerleistung wird eliminiert, indem die Meßwerte von $\dot{V}O_2$ und $\dot{V}CO_2$ durch die betreffenden Werte des Körpergewichts und der Ergometerleistung dividiert werden, so daß folgende Werte ausgewiesen werden (vgl. ILIEV 1984, HENSSGE 1978, KEUL et al. 1978, KÖCHER/LUDWIG 1999):

$$\text{rel. } \dot{V}O_{2(PWC150)} = \dot{V}O_{2(PWC150)} / BW * \text{Watt}^{-1} [\text{ml} * \text{kg}^{-1} * \text{W}^{-1} * \text{min}^{-1}] \text{ und}$$

$$\text{rel. } \dot{V}CO_{2(PWC150)} = \dot{V}CO_{2(PWC150)} / BW * \text{Watt}^{-1} [\text{ml} * \text{kg}^{-1} * \text{W}^{-1} * \text{min}^{-1}]$$

3.2.3. Isokinetische Untersuchung (Köcher)

Die isokinetischen Messungen wurden auf dem Meßgerät Lido Classic (Loredan Biomedical, Davis, USA) durchgeführt (zur Validität und Reliabilität des Gerätes vgl. PATTERSON et al. 1992). Deren primäre Auswertung erfolgte mit der Software IsoKin 5.0 (Orthodata GmbH, Lüdenscheid, D).

Nach einer allgemeinen Aufwärmphase auf einem Fahrradergometer und der Einweisung in den anschließenden Meßablauf erfolgte die Justierung des Gerätes und die Fixierung des Patienten auf dem isokinetischen Meßplatz. Vor der eigentlichen Messung bekam er die Anweisung, mehrere Probedurchgänge der folgenden Bewegungsanweisung durchzuführen. Es bestand die Aufgabe, aus einer Knieflexion von ca. 90° den Unterschenkel zu strecken, um nach erfolgter vollständiger Streckung das Bein sofort erneut zu beugen. Im jeweiligen Umkehrpunkt nach erfolgter Beugung und Streckung durfte dabei keine Pause entstehen, so daß ein fließender Übergang zwischen Flexion und Extension gewährleistet war (vgl. EGGLI 1997).

Der erste Meßdurchgang wurde mit der nicht betroffenen Extremität begonnen. Im weiteren Verlauf hatte der Patient die Aufgabe, bei einer Bewegungsgeschwindigkeit von 60°/sec sein Bein zu strecken und zu beugen. Vor der eigentlichen Messung fand eine kurze Adaptationsphase für den Patienten statt (vgl. JEROSCH 1989, MAYER et al. 1994). Hier galt es, nach zwei anfänglichen Bewegungen mit nur sehr geringem Kraftaufwand, zwei maximale durchzuführen, worauf nochmals eine Bewegung mit sehr geringem Kraftaufwand erfolgte. Falls Korrekturen nötig waren, wurde dem Patienten an dieser Stelle das notwendige Feedback gegeben, um eine exakte Ausführung zu gewährleisten. Nach der Eingewöhnungsphase hatte der Patient eine ca. 30-sekündige Pause, in der die Fixierung auf dem Meßplatz beibehalten wurde (vgl. MAYER et al. 1994). Im Anschluß daran erfolgte die eigentliche Messung. Hier galt es darauf zu achten, den Patienten vorher ausreichend zu motivieren, mit maximalem Krafteinsatz zu arbeiten, um nicht während der Messung auf nachlassenden Krafteinsatz aufmerksam machen zu müssen. Dieses hätte einen motivationalen Effekt bewirkt, der sich auf die gemessenen Daten verzerrend ausgewirkt hätte. Die erhaltenen Daten wurden über 30 sec aufgezeichnet, so daß etwa zehn Wiederholungen der Bewegungsaufgabe möglich waren (vgl. FROBÖSE 1993, SCHARF et al. 1992).

Nach der Beendigung dieser ersten Aufgabe, hatte der Patient eine Pause von 120 sec, um im Anschluß daran selbigen Meßablauf bei einer Geschwindigkeit von 180°/sec durchzuführen. In der 30-sekündigen Meßzeit konnten bei dieser Ge-

schwindigkeit ungefähr 30 Bewegungswiederholungen ausgeführt werden (vgl. HEHL et al. 1995).

Nun mußte der Patient aus Gründen der anderweitigen Plazierung des Hebelarmes das Meßgerät verlassen, um den Umbau zu ermöglichen. Analog der nicht betroffenen Seite erfolgte nun der oben beschriebene Meßverlauf für die betroffene Extremität.

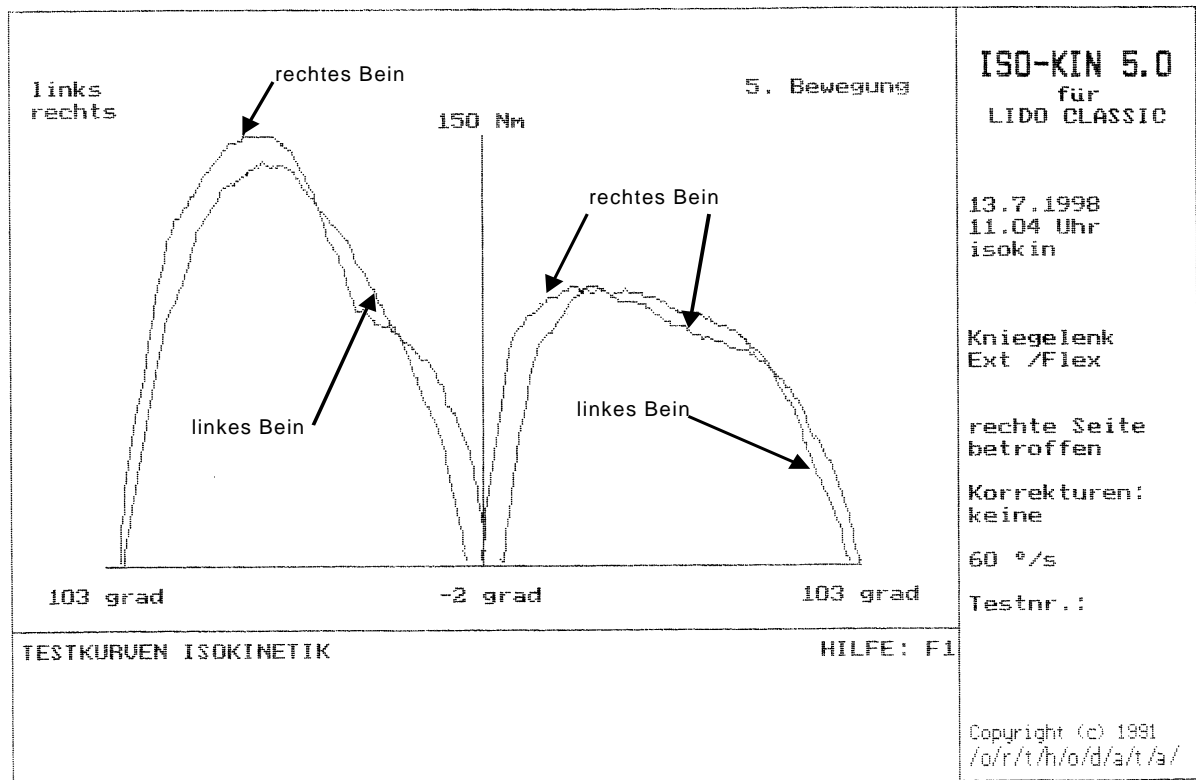
Die Bestimmung der folgenden Untersuchungsparameter wurde mittels o.g. Software durchgeführt, wobei eine Ausgabe der sowohl gemittelten Maximalwerte als auch der absoluten Maximalwerte aller Teilversuche erfolgte. Im weiteren Verlauf sollen ausschließlich die gemittelten Werte betrachtet werden.

3.2.3.1. Maximales Drehmoment

Als wichtigster Indikator bei der Beurteilung muskulärer Krafftfähigkeiten und muskulärer Dysbalancen wird in der Literatur das maximale Drehmoment genannt. Der Wert beschreibt die größte Kraftentfaltung des Muskels bei gewählter Winkelgeschwindigkeit (vgl. CABRI 1994, EGGLI 1994, HACKER 1994, JEROSCH 1989, KRÜGER 1986, MAYER et al. 1994, MONTGOMERY 1989, SCHARF et al. 1992, SCHARF et al. 1991).

Das maximale Drehmoment wird sowohl für die Flexion als auch für die Extension angegeben. Es ist ein Zeichen für die muskuläre Rehabilitation hinsichtlich der Maximalkraftentwicklung. Die registrierten Drehmomente können von der Software auch als graphische Darstellung ausgewiesen werden. Diese spiegeln dann die o.g. Werte für das maximale Drehmoment wider. In Abbildung 24 ist beispielhaft ein Drehmomentverlauf bei einer Winkelgeschwindigkeit von 60°/sec während der fünften Bewegung dargestellt. Er zeigt im ersten Teil die gemessenen Drehmomente während der Extensionsphase der Bewegung und im zweiten Teil für die Flexionsphase. Auf der Abszisse wird der Beugegrad des Kniegelenks dargestellt, während die Ordinate das erreichte Drehmoment angibt. Im Normalfall sind die Kurven für rechtes und linkes Bein in der Flexion und Extension annähernd deckungsgleich und stellen einen runden harmonischen Verlauf ohne Einbrüche dar. Muskuläre Dysbalancen kommen demzufolge in der Unterschiedlichkeit der Maximalwerte für Flexion und Extension und im nicht ausgewogenen Flexor-Extensor-Verhältnis (vgl. Kapitel 3.2.3.2) graphisch zum Ausdruck.

Abbildung 24: Exemplarischer Drehmomentverlauf bei 60°/sec



Dargestellt werden die Differenzen der Maximalwerte im prozentualen Verhältnis von verletzter zu gesunder Extremität. Hieraus ergeben sich folgende Rechenoperationen:

$$D\%M_{60^{\circ}\text{EXT},\text{MAX}}=(M_{60^{\circ}\text{EXT},\text{MAX},\text{b.}}\div M_{60^{\circ}\text{EXT},\text{MAX},\text{n.b.}})*100 [\%]$$

$$D\%M_{60^{\circ}\text{FLEX},\text{MAX}}=(M_{60^{\circ}\text{FLEX},\text{MAX},\text{b.}}\div M_{60^{\circ}\text{FLEX},\text{MAX},\text{n.b.}})*100 [\%]$$

Parallel dazu werden die Extremwerte durch das Körpergewicht dividiert und anschließend gemittelt, damit Vergleiche zu den anderen Untersuchungsgruppen und zu Ergebnissen anderer Autoren möglich sind. Differenziert wird hier nach männlichem und weiblichem Geschlecht.

$$\text{rel. } M_{60^{\circ}\text{EXT},\text{MAX}}=(M_{60^{\circ}\text{EXT},\text{MAX},\text{b.}}\div M_{60^{\circ}\text{EXT},\text{MAX},\text{n.b.}})/\text{BW}*100 [\%]$$

$$\text{rel. } M_{60^{\circ}\text{FLEX},\text{MAX}}=(M_{60^{\circ}\text{FLEX},\text{MAX},\text{b.}}\div M_{60^{\circ}\text{FLEX},\text{MAX},\text{n.b.}})/\text{BW}*100 [\%]$$

3.2.3.2. Flexor-Extensor-Verhältnis

Muskuläre Dysbalancen nach Kniegelenkoperationen kommen durch Ungleichgewichte in der Verteilung der Maximalkräfte von Flexoren und Extensoren zum Ausdruck (vgl. Abb. 24). Normalerweise stehen beide Muskelgruppen in einem harmonischen Verhältnis zueinander. Die ischiokrurale Muskulatur kann bei einer Winkelgeschwindigkeit von 60°/sec ca. 60% bis 70% der Kraftwerte des M. quadriceps entfalten. Schädigungen in der Kniegelenkstruktur führen hingegen zu einer Verschiebung dieses Verhältnisses zu Gunsten der ischiokruralen Gruppe (vgl. DAVIES 1992, HACKER 1994, HEHL et al. 1995, JEROSCH 1989, KLINGER/ROSEMEYER 1990, SCHARF et al. 1991, SCHARF/NOACK 1987).

$$FEV_{\%60^{\circ}n.b.}=(M_{60^{\circ}FLEX,MAX,n.b.}\div M_{60^{\circ}EXT,MAX,n.b.})\cdot 100 [\%]$$

$$FEV_{\%60^{\circ}b.}=(M_{60^{\circ}FLEX,MAX,b.}\div M_{60^{\circ}EXT,MAX,b.})\cdot 100 [\%]$$

3.2.3.3. Explosive Arbeit

Während bei einer Winkelgeschwindigkeit von 60°/sec Aussagen über das maximale Kraftvermögen gemacht werden können, so findet bei einer Winkelgeschwindigkeit von 180°/sec die Beurteilung der Schnellkraft statt. Die Interpretation dieser Kraftkomponente läßt sich am ehesten mit Hilfe des Parameters Explosive Arbeit überprüfen (vgl. HEHL et al. 1995, MAYER et al. 1994, SEIDENSPINNER 1988).

Die Iso-Kin 5.0-Software bestimmt in der ersten Achtel Sekunde die Beschleunigungsenergie. Diese wird in Joule angegeben, und es handelt sich dabei bildlich gesprochen um die Fläche, die durch die Drehmomentkurve und die Abszisse begrenzt wird.

Die Unterschiede der für rechtes und linkes Bein ausgegebenen Werte werden prozentual voneinander ausgedrückt:

$$EA_{\%180^{\circ}EXT}=(EA_{180^{\circ}EXT,b.}\div EA_{180^{\circ}EXT,n.b.})\cdot 100 [\%]$$

$$EA_{\%180^{\circ}FLEX}=(EA_{180^{\circ}FLEX,b.}\div EA_{180^{\circ}FLEX,n.b.})\cdot 100 [\%]$$

3.2.4. Abbildung der subjektiven Zustandseigenschaften (Ludwig)

Neben der objektiven biomechanischen sowie isokinetischen Zustandsmessung und der objektiven Erfassung der kardio-pulmonalen Leistungsfähigkeit sind die subjektiven Einschätzungen dieser Parameter durch den Patienten von Interesse. Das subjektive Empfinden der Stabilität und Funktionalität des Kniegelenks erfolgt dabei mit dem Lysholm-Score, die Einschätzung der sportlichen Aktivität wird durch den Tegner-Activity-Score dokumentiert (vgl. HACKER 1994, TEGNER/LYSHOLM 1985). Die im Anhang dargestellten Scores in Tabellenform wurden aus der schwedischen Sprache in der für Deutschland übertragenen und übersetzten Form genutzt. Beide Scores wurden den Patienten dabei in der Weise präsentiert, daß die Punkteverteilung zur Beantwortung der Fragen nicht ersichtlich war.

Eine Auswertung der Fragebögen erfolgte laut der beigefügten Punkteverteilung, wobei beim Lysholm-Score maximal 100 Punkte erreicht werden konnten, beim Tegner-Activity-Score betrug die maximale Punktzahl 10.

3.3. **Statistik** (Köcher/Ludwig)

Die Auswahl der Patienten, Art und Verletzungsmechanismus unterlagen dem strengen Zufallsprinzip. Einschränkend gilt dies auch für die Wahl der Anschlußheilbehandlung. Die Empfehlung für die Art der Therapie oblag dabei dem behandelnden Arzt, der nach klinischen Gesichtspunkten entschied. Eine rein zufällige Zuweisung der Patienten zur einen oder anderen Therapieform ist aus ethischen und klinischen Gesichtspunkten nicht durchführbar und nicht vertretbar. Die Komplexität der Verletzung ist jedoch nicht als Indikator bei der Wahl der Behandlungsmethode allein entscheidend, da sowohl komplexe Verletzungen rein krankengymnastisch als auch komplex rehabilitiert wurden.

Nach anfänglicher Testung auf Normalverteilung in Form einer einfachen graphischen Darstellung der Daten in einem Plot wurden sämtliche gemittelten Paardifferenzen einer Prüfung hinsichtlich signifikanter Unterschiede unterzogen, wobei der Student-t-Test zur Anwendung kam. Bei der Signifikanzprüfung wurden deshalb nicht die einzelnen Merkmalsausprägungen, sondern die Paardifferenzen und deren Mittelwert betrachtet. Es war zu prüfen, ob sich die Mittelwertdifferenz signifikant von Null unterschied, d.h. ob der Mittelwert der Differenzen zufällig oder signifikant von Null abwich.

Mit dem Wissen um die Normalverteilung der Variablen war darüber hinaus die Frage der Seitigkeit zu klären. In dieser Untersuchung wurde eine zweiseitige Fragestellung

betrachtet, da die Variablen für jede statistisch formulierte Fragestellung den Ausprägungsgrad wahr oder falsch annehmen konnten.

Angegeben wird die Wahrscheinlichkeit p der Nullhypothese („die Mittelwertdifferenz unterscheidet sich signifikant von Null“):

*** = $p < 1\%$ (0.01) => hoch signifikant

** = $p < 2.5\%$ (0.025) => signifikant

* = $p < 5\%$ (0.05) => schwach signifikant

n.s. = $p > 5\%$ => nicht signifikant

Weiterhin wurde zwischen dem Vergleich der Signifikanz der Mittelwerte innerhalb einer Stichprobe und zwischen den Stichproben unterschieden. Im ersten Fall (z.B. Rechts-Links-Vergleich) fand ein gepaarter Signifikanztest statt, während im zweiten Fall aufgrund der unterschiedlichen Anzahl der Patienten in den Gruppen ein ungepaartes Testverfahren gewählt wurde (vgl. CLAUB/EBNER 1983).

4. Ergebnisse

Im folgenden werden die Ergebnisse für die vier definierten Untersuchungsgruppen ungewertet dargestellt, ein Vergleich mit Werten aus der Literatur findet in Kapitel 5 statt. Grundsätzlich werden zuerst die Ergebnisse im Untersuchungslängsschnitt für alle Gruppen und anschließend die betrachteten Parameter für jede einzelne Gruppe zu einem Untersuchungszeitpunkt aufgezeigt. Die erstgenannte Darstellungsform hat den Vorteil, die Ergebnisse der Gruppen miteinander vergleichen zu können, die zweitgenannte ermöglicht hingegen eine präzisere Beurteilung des einzelnen Gruppenergebnisses. Aufgrund der Längsschnittbetrachtung ist es möglich, Verbesserungen bzw. Verschlechterungen des Indikators darzustellen.

Die sich auf alle vier Untersuchungsgruppen beziehenden Abbildungen sind derart zu lesen, daß auf der Ordinate die jeweils betrachtete Untersuchungsvariable und auf der Abszisse die Untersuchungszeitpunkte abgetragen sind. Es wurde konsequent darauf geachtet, daß in allen Abbildungen die graphische Markierung der Gruppen gleich ist.

In den Abbildungen, welche sich auf die einzelnen Gruppenergebnisse beziehen, ist auf der Ordinate der jeweils betrachtete Parameter abgetragen, auf der Abszisse können die Untersuchungszeitpunkte abgelesen werden. Die Höhe der Balken repräsentiert die Differenz zwischen rechter und linker Extremität, die Irrtumswahrscheinlichkeit ist im Balken mit einem * gekennzeichnet (vgl. hierzu Kapitel 3.3). Die über jedem Balken angeführte Prozentzahl gibt den Wert für die zu diesem Zeitpunkt errechnete prozentuale Abweichung wider. Zwischen den Balken kann die Irrtumswahrscheinlichkeit für die jeweilige Veränderung des betrachteten Parameters abgelesen werden.

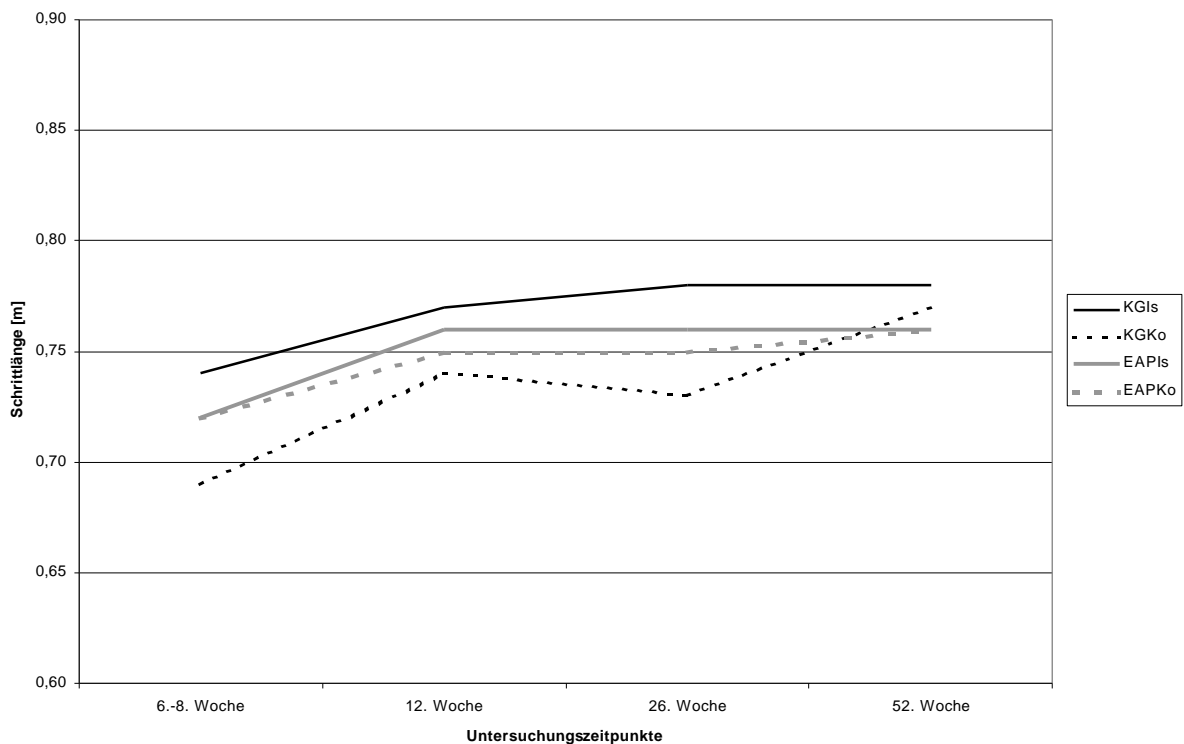
Die in Kapitel 4.1 zur kinematischen, in Kapitel 4.2 zur kinetischen Untersuchung, in Kapitel 4.3 zur elektromyographischen Untersuchung und in Kapitel 4.5 zur Isokinetik gemachten Aussagen beziehen sich grundsätzlich auf einen Rechts-Links-Vergleich. Ausnahmen hiervon bilden die in Kapitel 4.1.1 genannten Parameter Schrittlänge und Gehgeschwindigkeit. Die Werte der Atemgasanalyse in Kapitel 4.4 und der subjektiven Einschätzung durch den Patienten in Kapitel 4.6 werden als Einzelgröße betrachtet, da hier eine Referenzbildung aufgrund der Ganzheitlichkeit der Parameter nicht möglich ist.

4.1. Kinematische Untersuchung (Köcher)

4.1.1. Schrittlänge, Gehgeschwindigkeit und Länge der Standphase

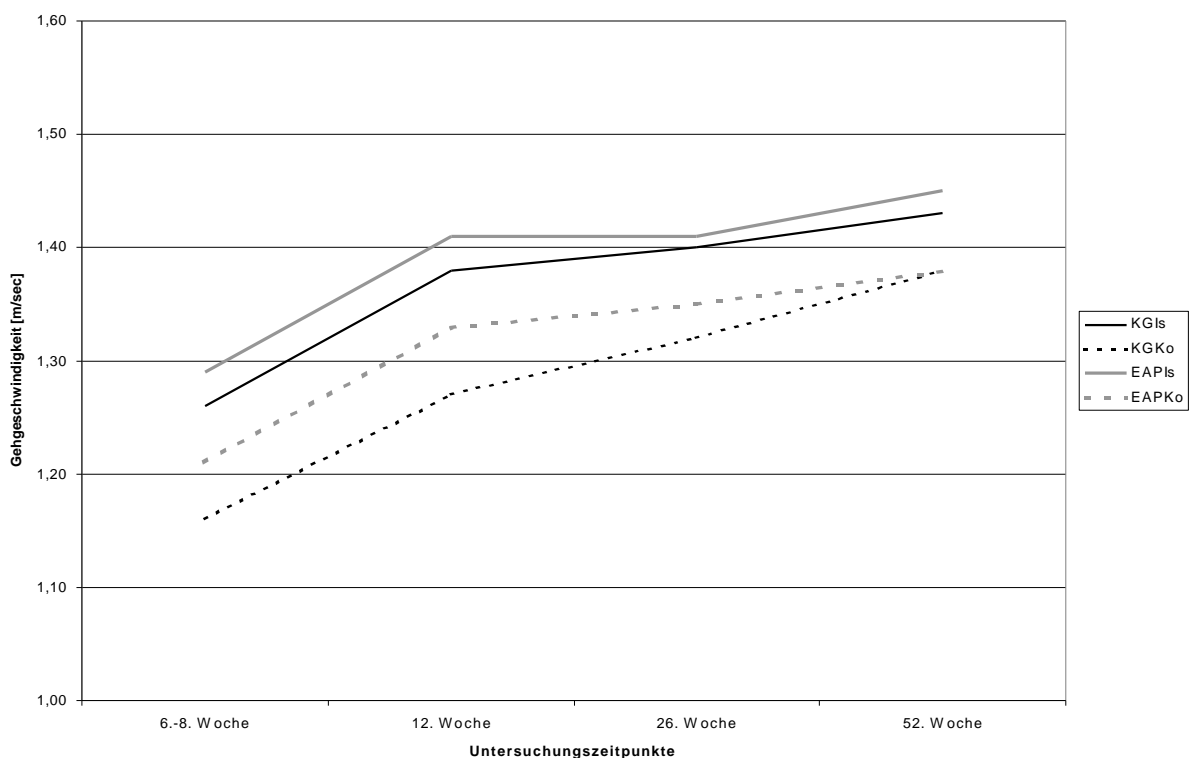
Die Schrittlänge differiert v.a. zwischen den Gruppen mit unterschiedlicher Verletzungsform. Aus Abbildung 25 wird ersichtlich, daß die Gruppen mit isolierter Ruptur des ACL über den gesamten Untersuchungszeitraum größere Schritte machen als die Gruppen mit komplexem Verletzungsmuster. Die Zunahme der Schrittlänge bewegt sich mit Ausnahme der Gruppe EAPKo von der ersten zur zweiten postoperativen Untersuchung in moderatem Rahmen. Sämtliche anderen Zunahmen verhalten sich dabei nicht signifikant.

Abbildung 25: Schrittlänge [m] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen



Ein ähnliches Bild ergibt sich bei Betrachtung der Gehgeschwindigkeit. Unterschiedlich sind jedoch die Zunahmen der Gehgeschwindigkeit von der ersten zur zweiten postoperativen Untersuchung. Während in Abbildung 25 in diesem Zeitraum die Gruppen KGIs und KGKo nicht signifikante Zunahmen erzielen, so wird aus Abbildung 26 ersichtlich, daß bei diesen Gruppen die Gehgeschwindigkeit eine schwache bzw. hohe signifikante Veränderung erfahren. Die aus der Literatur bekannte hohe Korrelation zwischen Schrittlänge und Gehgeschwindigkeit wird durch diese Aussagen bestätigt.

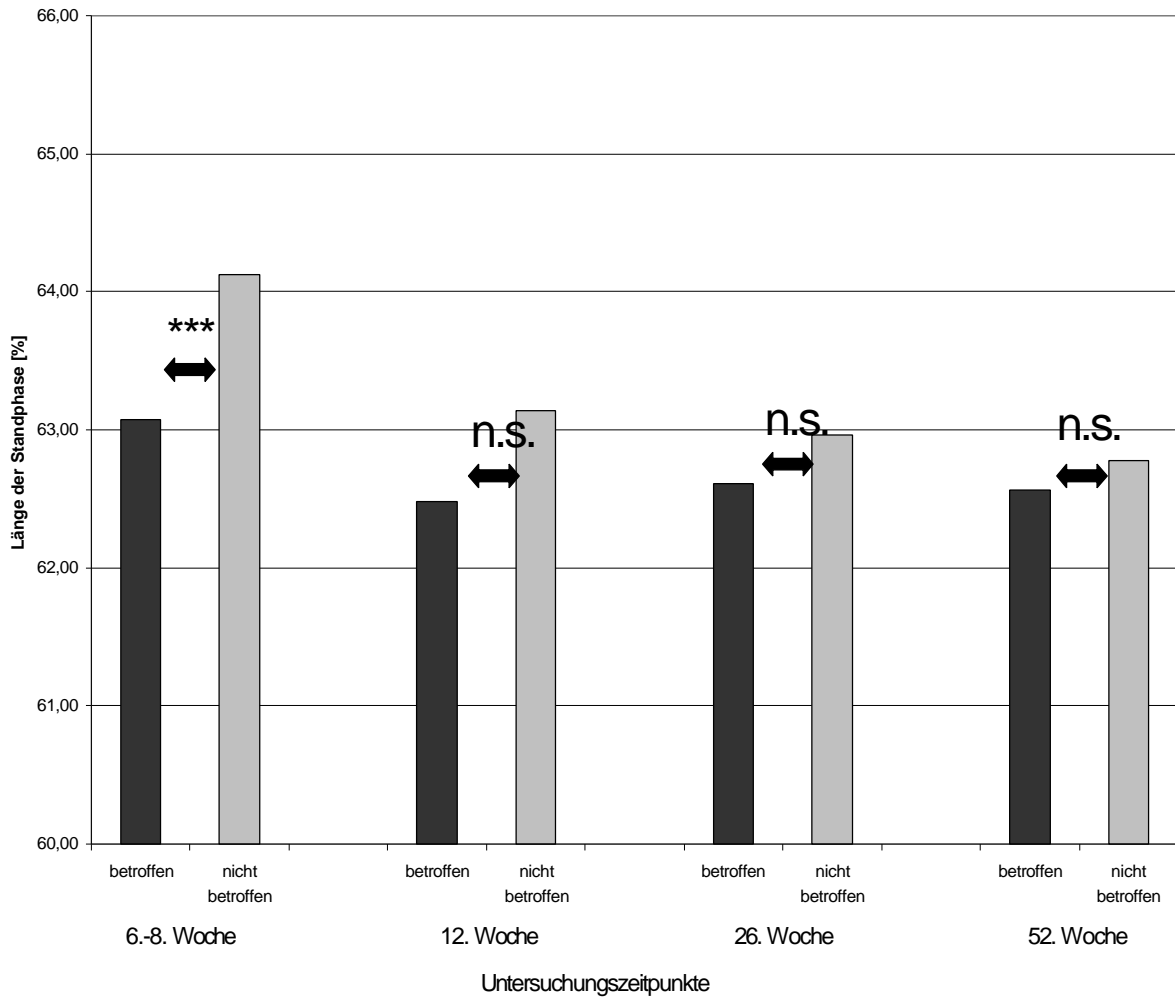
Abbildung 26: Gehgeschwindigkeit [m/sec] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen



Bei der Analyse der Längen der Standphase einer Doppelschrittzzeit erkennt man für die Gruppe EAPIs schon zur ersten postoperativen Untersuchung nicht signifikante Unterschiede (vgl. Abb. 29). Ein anderes Bild zeigt sich in den Abbildungen 27, 28 und 30. Hieraus wird ersichtlich, daß die Gruppen KGIs, KGKo und EAPKo in der 6.-8. postoperativen Woche signifikant längere Standphasen auf der nicht betroffenen Seite aufweisen. Die Differenzen bewegen sich hierbei in einem Rahmen von ca. 1% bis knapp 2%. Patienten der Gruppe KGIs weisen in der 12. postoperativen Woche keine signifikanten Unterschiede mehr auf, während Patienten der Gruppen mit komplexem Verletzungsmuster zu diesem Zeitpunkt noch hoch signifikante Unterschiede erkennen lassen. Ab der 26. postoperativen Woche nähern sich in allen vier

Gruppen die Längen der Standphasen zwischen beiden Extremitäten an. Zum Ende der Untersuchung pendelt sich die Länge der Standphase in allen vier Gruppen bei ca. 63% ein.

Abbildung 27: Länge der Standphase [%] der Gruppe KGIs



Erläuterung:

betroffen = betroffene Extremität

nicht betroffen = nicht betroffene Extremität

Symbole über dem Doppelpfeil = Irrtumswahrscheinlichkeit des Student-t-Tests für den Vergleich der betroffenen zur nicht betroffenen Extremität mit:

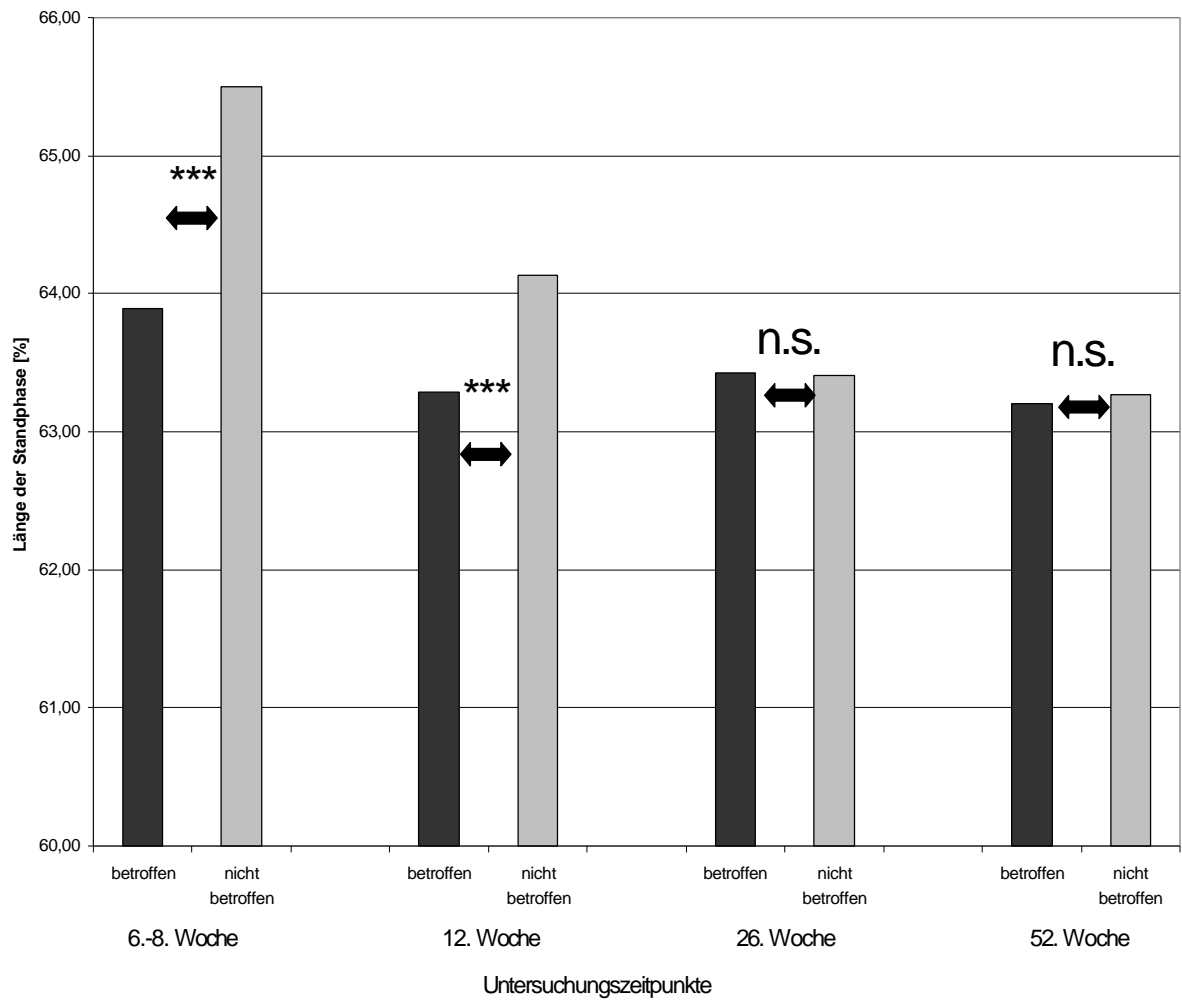
*** = $p < 1\%$ (0.01) => hoch signifikant

** = $p < 2.5\%$ (0.025) => signifikant

* = $p < 5\%$ (0.05) => schwach signifikant

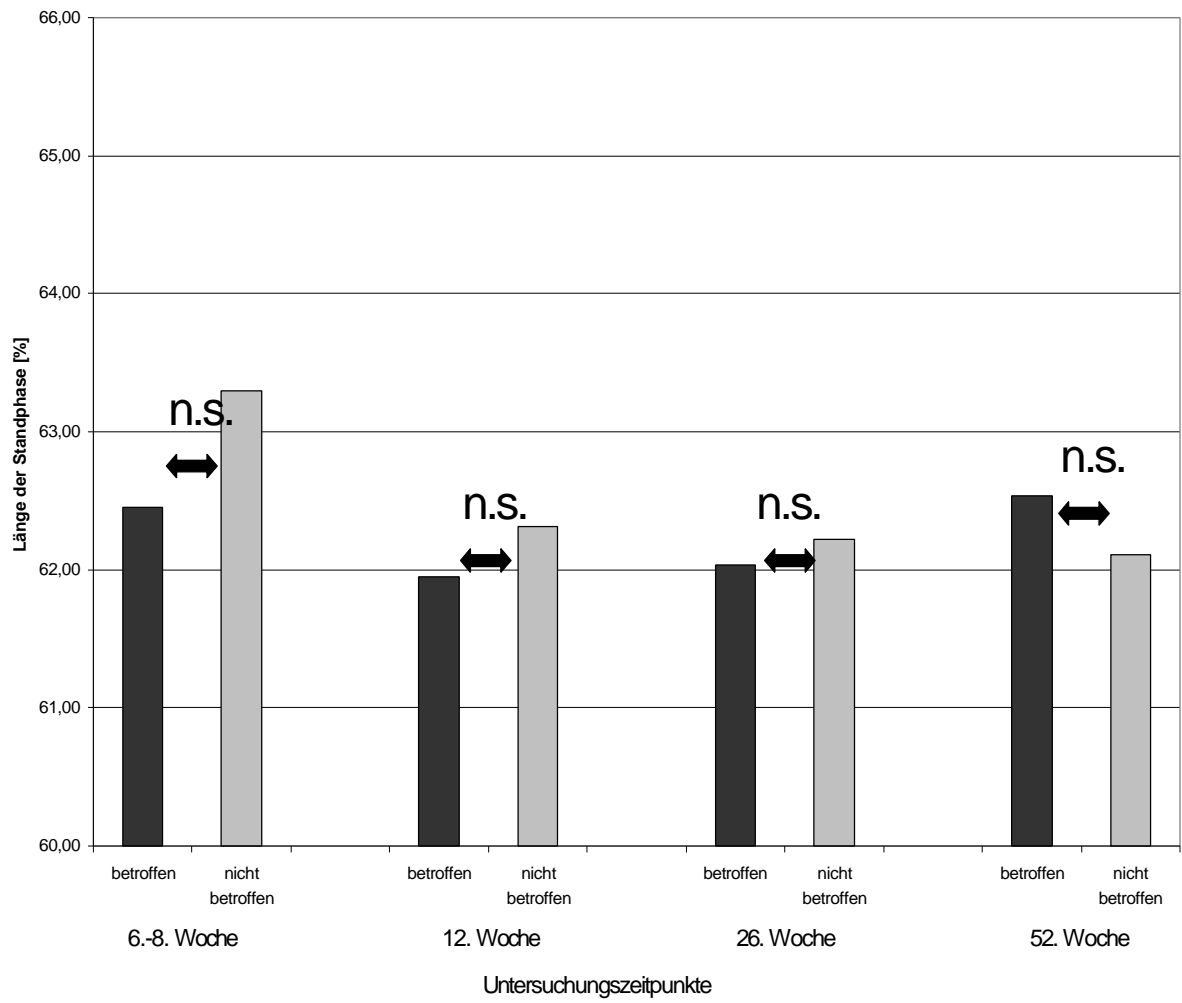
n.s. = $p > 5\%$ => nicht signifikant

Abbildung 28: Länge der Standphase [%] der Gruppe KGKo



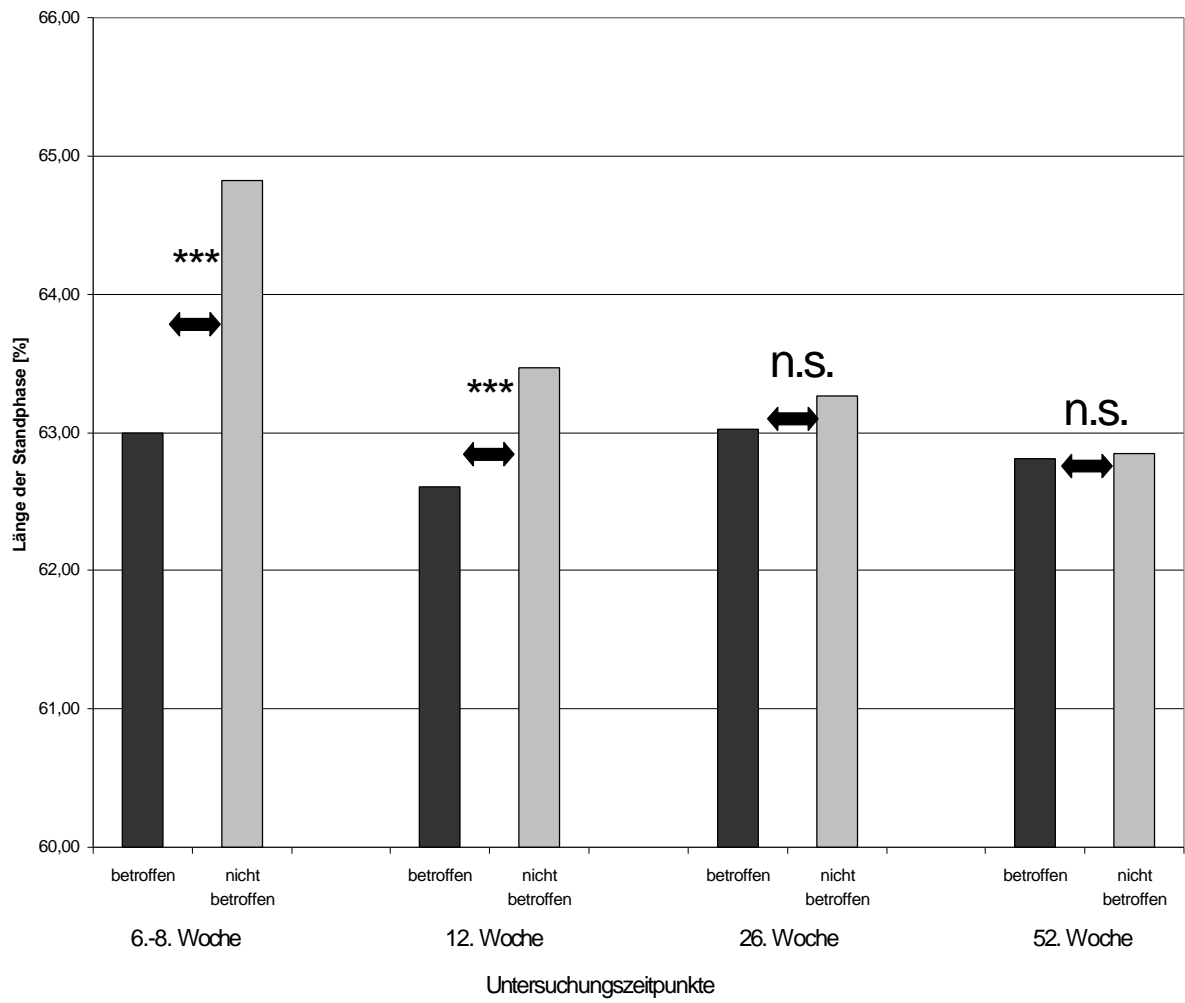
Erläuterung vgl. Abbildung 27

Abbildung 29: Länge der Standphase [%] der Gruppe EAPIs



Erläuterung vgl. Abbildung 27

Abbildung 30: Länge der Standphase [%] der Gruppe EAPKo



Erläuterung vgl. Abbildung 27

4.1.2. Sagittaler Kniewinkel

Analog den Formeln in Kapitel 3.2.1.1.2 lassen sich für jeden Patienten das FED und das FED_% berechnen, welche in den Abbildungen 31 und 32 dargestellt sind.

Abbildung 31: FED [°] im Untersuchungslängsschnitt

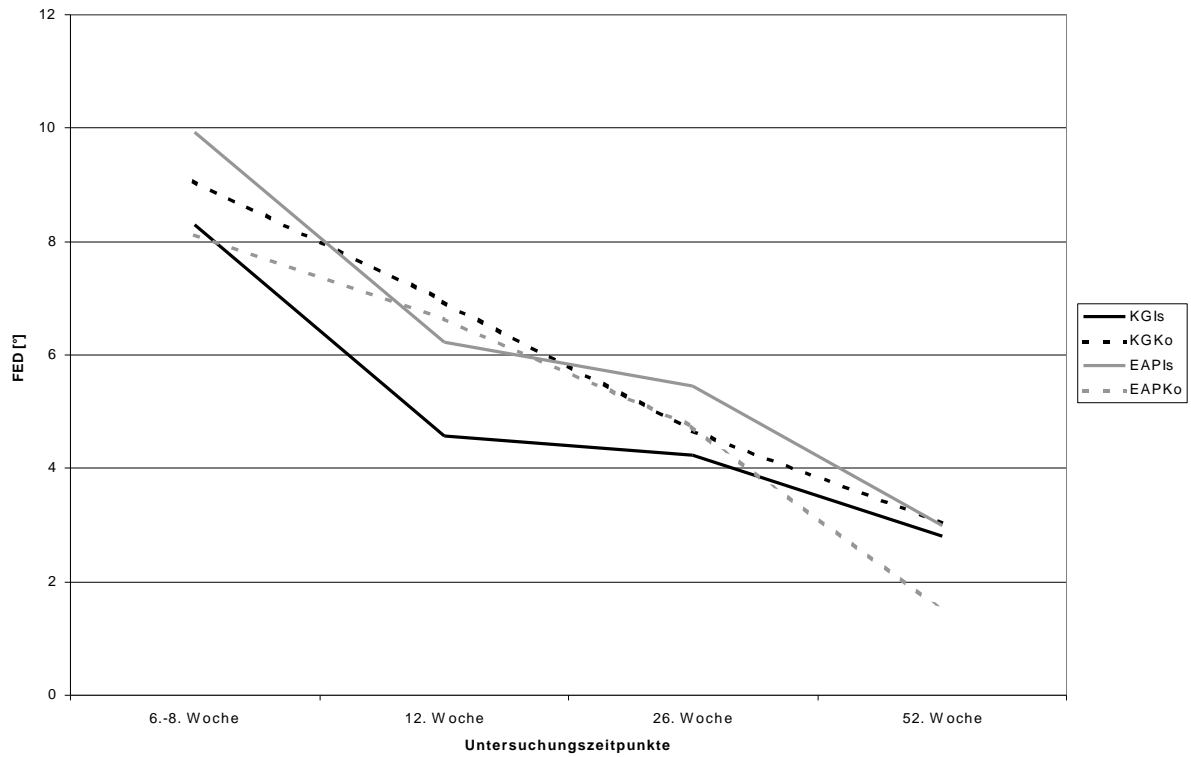
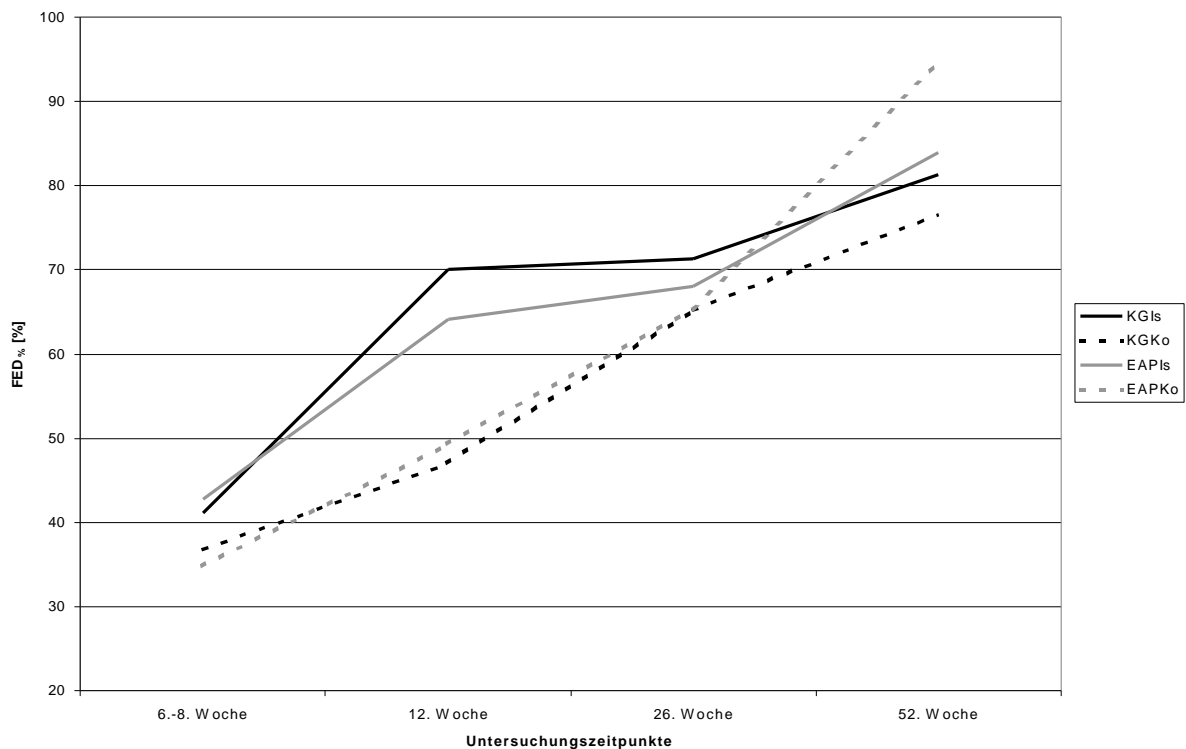


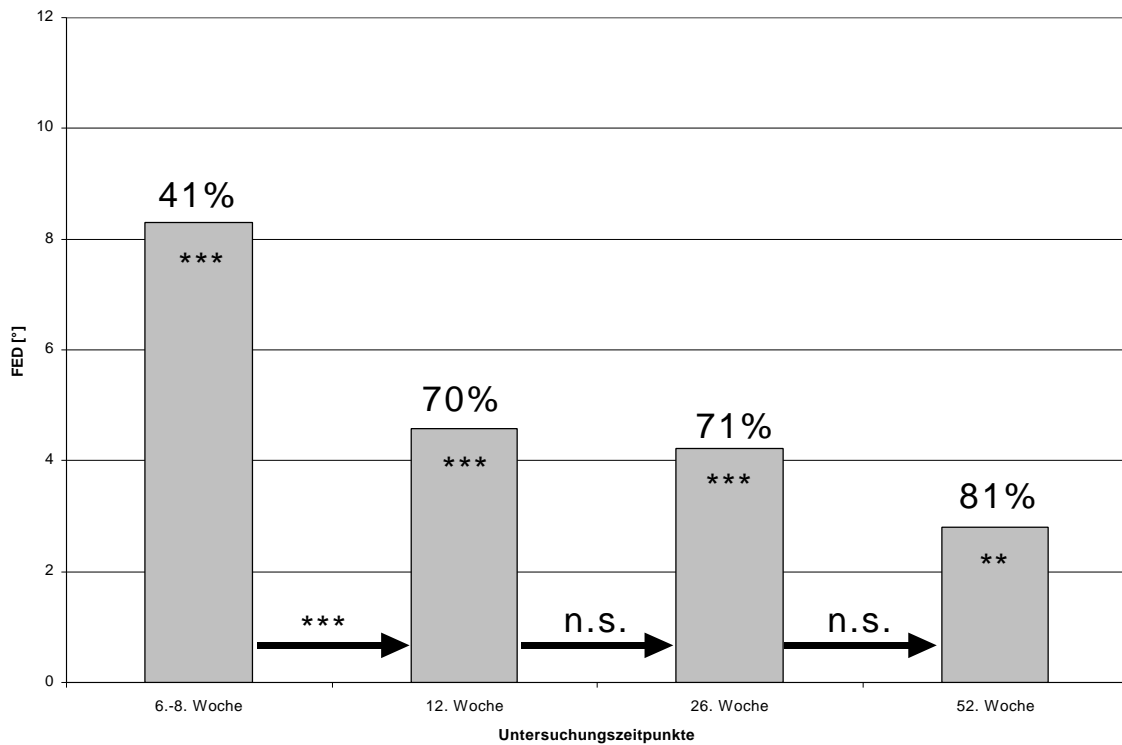
Abbildung 32: FED_% [%] im Untersuchungslängsschnitt



Aus den Abbildungen 31 und 32 wird eine Abnahme des FED grundsätzlich über alle Gruppen zum Untersuchungsende hin ersichtlich, während folgerichtig das FED_% zunimmt. Es fällt auf, daß bei Betrachtung des Parameters FED_% die Gruppen mit isolierter vorderer Kreuzbandruptur ein weniger großes Defizit zwischen betroffener und nicht betroffener Extremität von der ersten bis zur dritten postoperativen Untersuchung aufweisen. In der 12. postoperativen Woche ist der Unterschied zu den Gruppen mit komplexen Verletzungsmustern maximal. Die Gruppen mit isolierter Kreuzbandruptur nähern sich demzufolge früher den Werten der nicht betroffenen Seite an. Hingegen zeigt sich, daß die absoluten Werte für die Differenz beider Extremitäten zur 12. Woche mit Ausnahme der Gruppe KGIs recht nah beieinander liegen. Zwischen der 6.-8. und 12. postoperativen Woche zeigen die Geraden dieser beiden Gruppen die größten Steigungen, was auf die deutlichsten Rehabilitationsfortschritte in diesem Zeitraum schließen läßt. Die Gruppen mit einem komplexen Verletzungsmuster haben einen fast linearen Verlauf, wobei die Gruppe EAPKo nach einem Jahr absolut und relativ die besten Ergebnisse aufweist.

Detaillierter werden die Ergebnisse aus den Abbildungen 33 bis 36 ersichtlich.

Abbildung 33: FED [°] der Gruppe KGIs im Untersuchungslängsschnitt



Erläuterung:

Positive Werte kennzeichnen ein höheres Flexions-Extensions-Vermögen (D) auf der nicht betroffenen Seite.

Symbole im Balken = Irrtumswahrscheinlichkeit des Student-t-Tests für den Vergleich der betroffenen zur nicht betroffenen Extremität

Pfeile zwischen den Balken = Irrtumswahrscheinlichkeit der Veränderung des betrachteten Parameters zwischen zwei Untersuchungszeitpunkten mit:

*** = $p < 1\%$ (0.01) = hoch signifikant

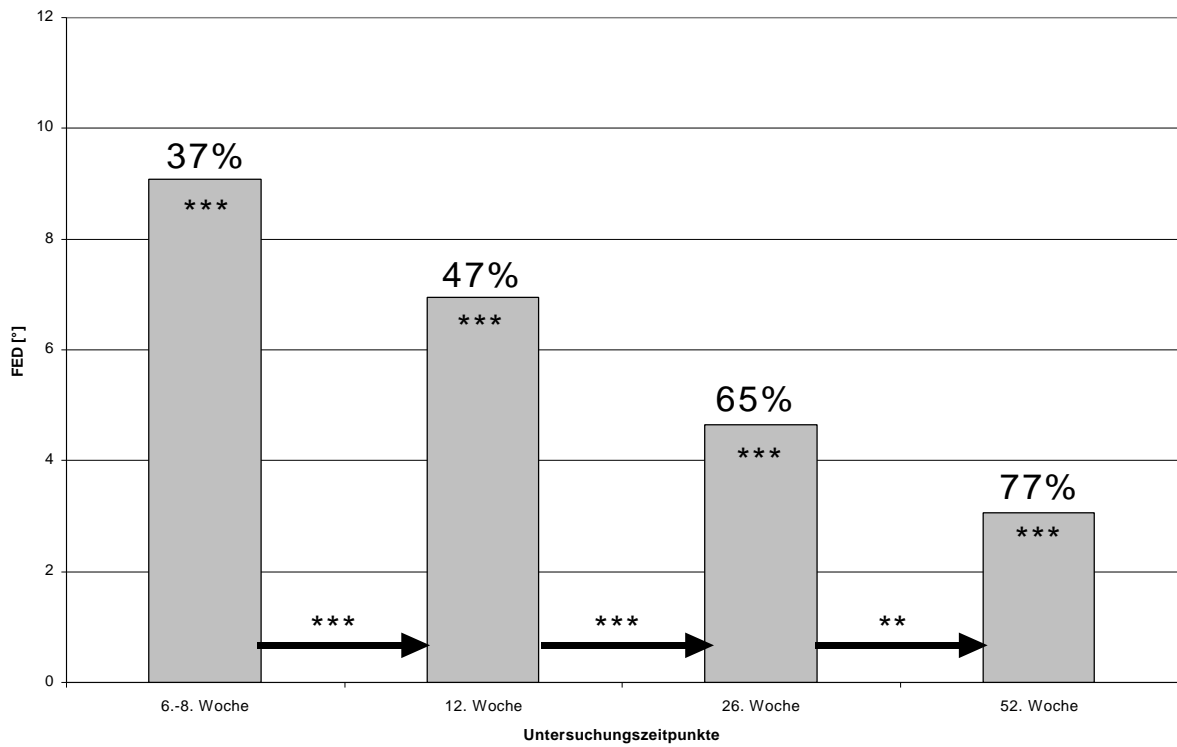
** = $p < 2.5\%$ (0.025) = signifikant

* = $p < 5\%$ (0.05) = schwach signifikant

n.s. = $p > 5\%$ = nicht signifikant

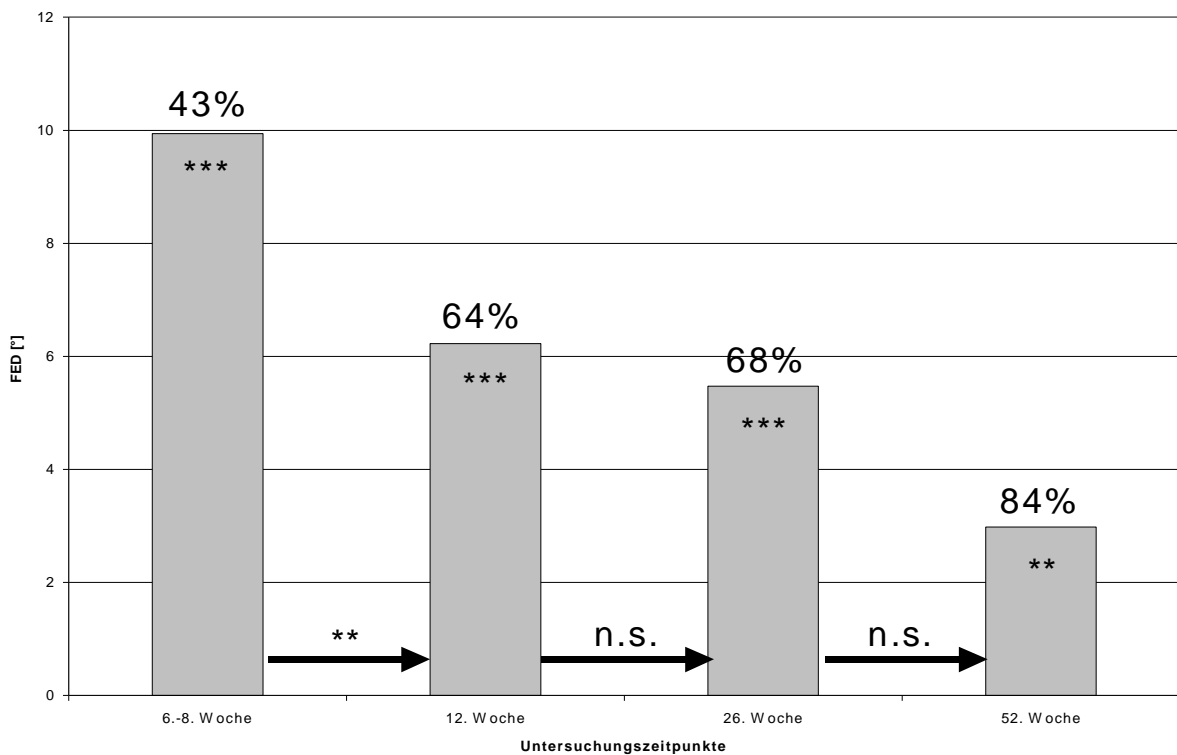
Prozentangabe = betrachtete Variable als prozentuale Abweichung der nicht betroffenen von der betroffenen Extremität

Abbildung 34: FED [°] der Gruppe KGKo im Untersuchungslängsschnitt



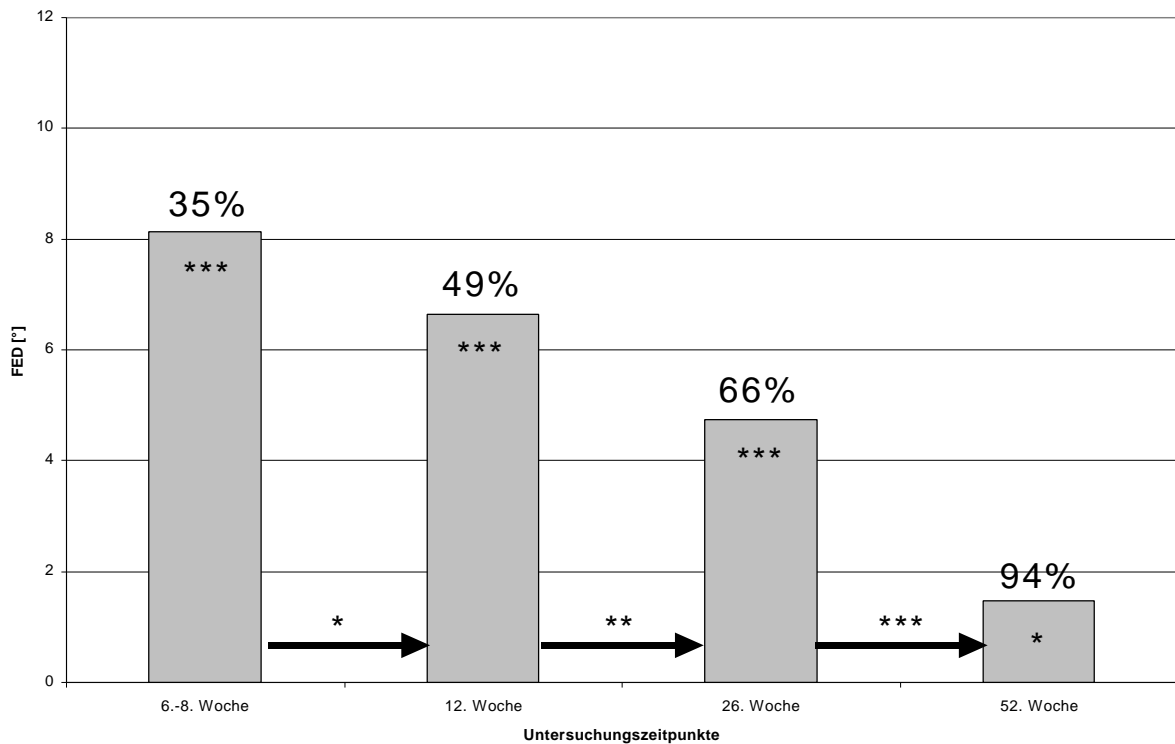
Erläuterung vgl. Abbildung 33

Abbildung 35: FED [°] der Gruppe EAPIs im Untersuchungslängsschnitt



Erläuterung vgl. Abbildung 33

Abbildung 36: FED [°] der Gruppe EAPKo im Untersuchungslängsschnitt



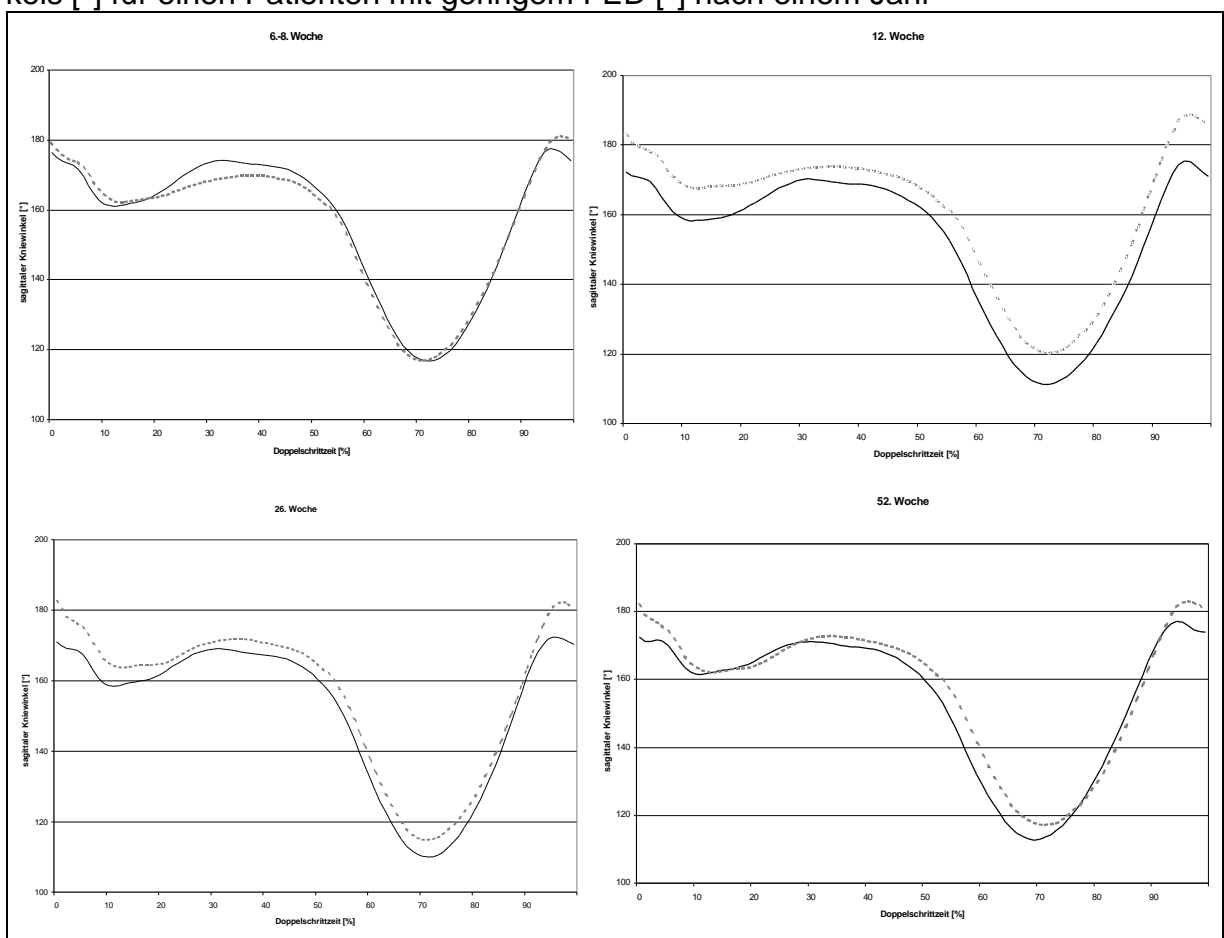
Erläuterung vgl. Abbildung 33

Es fällt auf, daß sämtliche Gruppen zu allen Untersuchungszeitpunkten ein signifikant großes FED aufweisen. Dieses nimmt von der ersten postoperativen Untersuchung von ca. 8° bis 10° zum Untersuchungsende auf ca. 1° bis 3° ab, jedoch ist der Unterschied zwischen den Extremitäten ein Jahr postoperativ noch immer signifikant vorhanden. Das FED unterscheidet sich darüber hinaus auch ein Jahr nach der Operation noch signifikant von natürlichen Rechts-Links-Differenzen.

Weiterhin wird ersichtlich und unterstützt die zu Abbildung 31 und 32 gemachten Aussagen, daß die größten Zuwächse hinsichtlich der Verbesserung des FED von der ersten zur zweiten postoperativen Untersuchung erzielt werden (eine Ausnahme bildet die Gruppe EAPKo). Ab der 12. postoperativen Woche weisen die Gruppen mit isolierter Verletzungsform keine signifikanten Zuwächse mehr auf. Dieses ist bei den Gruppen mit komplexer Ruptur nicht der Fall, vielmehr werden von diesen Gruppen bis zum Untersuchungsende hin signifikante Zuwächse erreicht.

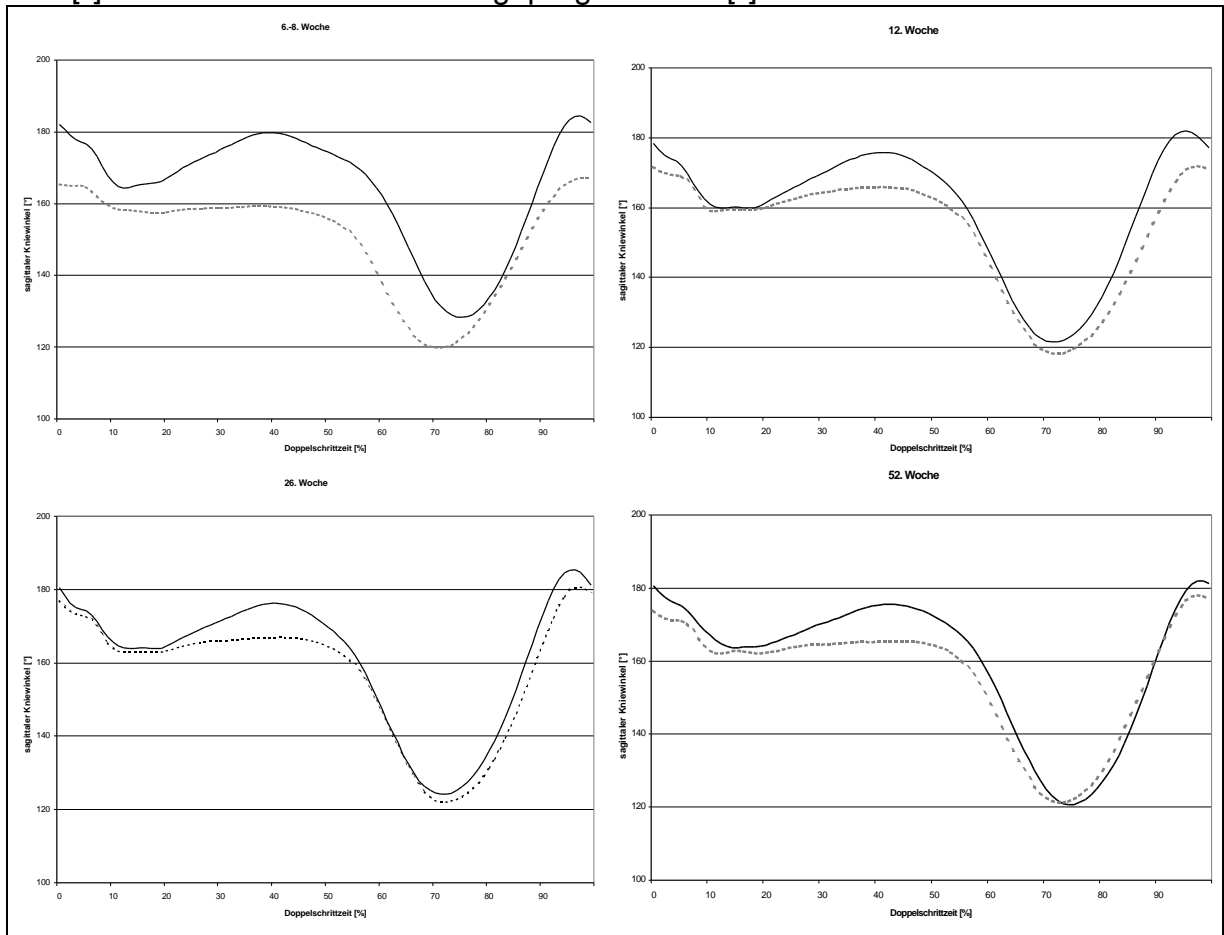
Zur Veranschaulichung der Individualität werden exemplarisch in den Abbildungen 37 und 38 sagittale Kniewinkelverläufe von einzelnen Patienten über den kompletten Untersuchungszeitraum dargestellt. Abbildung 37 zeigt einen Patienten mit einem zum Ende der Untersuchung hin symmetrisierten Kniewinkelverlauf, wohingegen aus Abbildung 38 ersichtlich wird, daß dieser Patient auch 52 Wochen postoperativ noch ein erhebliches FED aufweist. Bei letzterem ist zu diesem Zeitpunkt noch ein ausgeprägtes Streckdefizit in der Standphase mit einem Ansatz der Plateaubildung zu erkennen.

Abbildung 37: Individuelle Längsschnittdarstellung anhand des sagittalen Kniewinkels [°] für einen Patienten mit geringem FED [°] nach einem Jahr



Erläuterung:
 schwarze Linie = nicht betroffene Extremität
 gestrichelte Linie = betroffene Extremität

Abbildung 38: Individuelle Längsschnittdarstellung anhand des sagittalen Kniewinkels [°] für einen Patienten mit ausgeprägtem FED [°] nach einem Jahr



Erläuterung:
 schwarze Linie = nicht betroffene Extremität
 gestrichelte Linie = betroffene Extremität

4.2. Kinetische Untersuchung (Ludwig)

4.2.1. Bodenreaktionskräfte

4.2.1.1. Horizontale Komponente der Bodenreaktionskräfte

Bei der Betrachtung der absoluten und prozentualen Differenzen der lokalen Minimalwerte im ersten Teil der horizontalen Bodenreaktionskräfte $rel. DF_{XMIN}$ und $rel. D\%F_{XMIN}$ lässt sich ein ähnlicher Verlauf wie bei den in Kapitel 4.1.2 dargestellten Parametern im Untersuchungslängsschnitt feststellen. Grundsätzlich ist in allen vier Untersuchungsgruppen die Tendenz zur Symmetrisierung der Bodenreaktionskräfte für die betroffene und nicht betroffene Extremität erkennbar (vgl. Abb. 39 und 40).

Abbildung 39: $rel. DF_{XMIN}$ [N/kg] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen

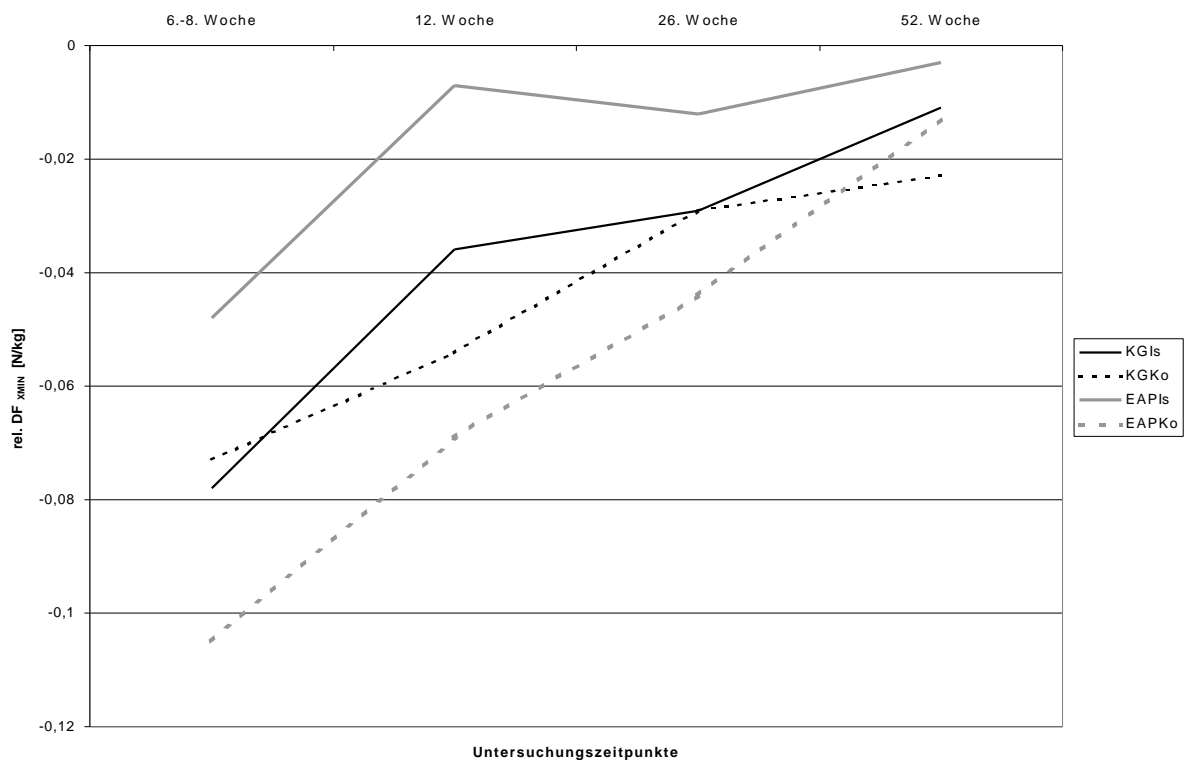
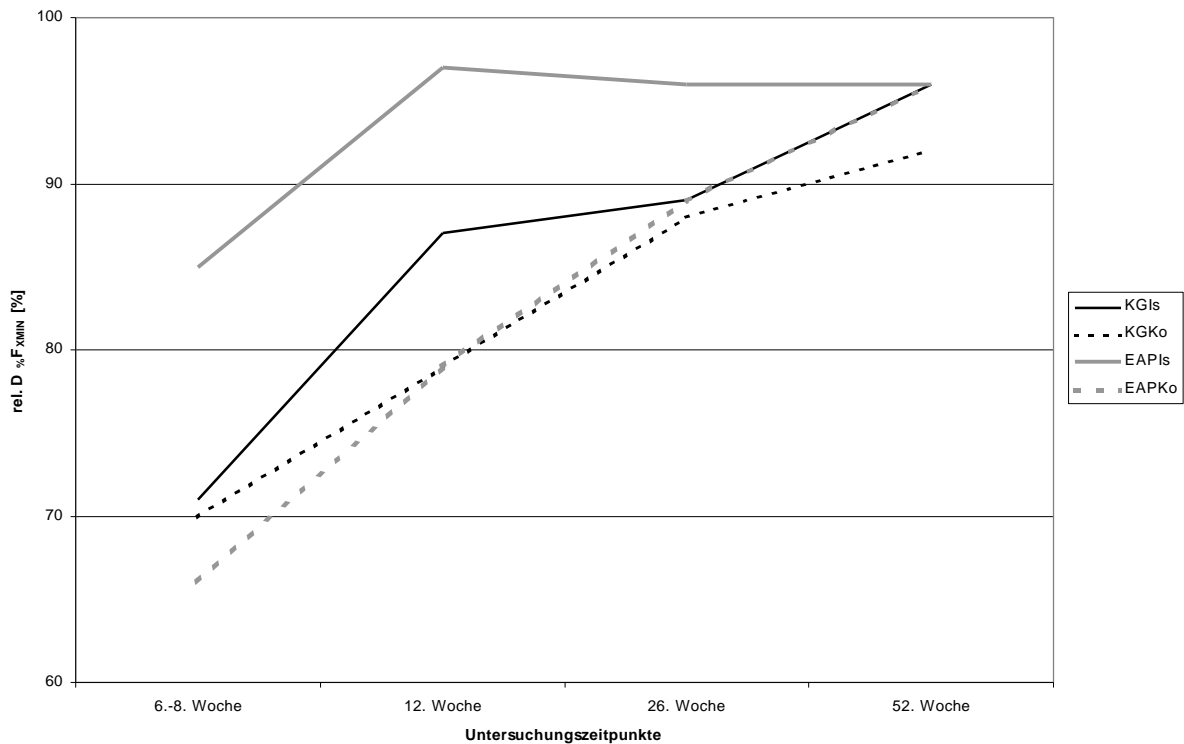


Abbildung 40: rel. $D\%F_{XMIN}$ [%] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen

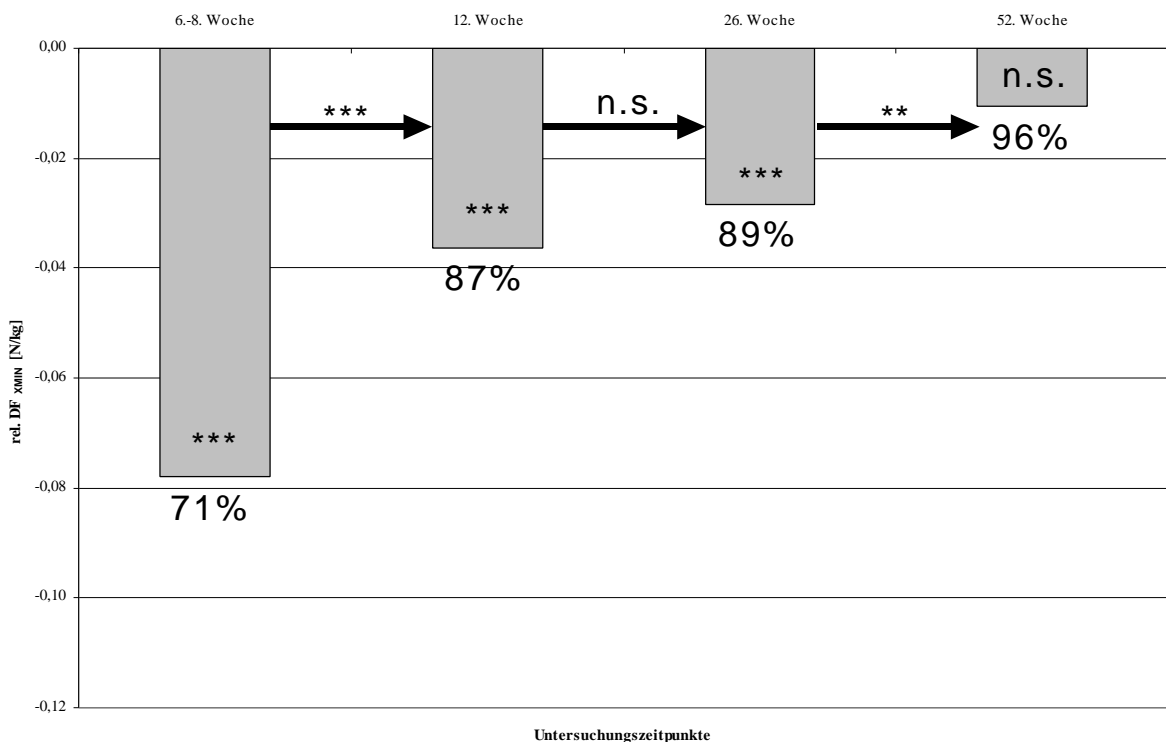


Analog den Beobachtungen zum $FED\%$ ist auch hier erkennbar, daß die Untersuchungsgruppen mit isolierter Verletzungsform vom ersten zum zweiten Untersuchungszeitpunkt die steilsten Zuwächse erzielen. Das Symmetrisierungsverhalten der Gruppen mit komplexem Verletzungsmuster hingegen ist homogener und fast linear. Etwas weniger gute Werte als die anderen drei Untersuchungsgruppe zeigt dabei die Gruppe KGKo. Die besten Rehabilitationserfolge werden bei Betrachtung dieses Bewertungsparameters von der Gruppe KGIs erzielt.

Grundsätzlich sind die Unterschiede zwischen beiden Extremitäten in allen vier Untersuchungsgruppen zum ersten postoperativen Untersuchungszeitpunkt gegeben. Die horizontalen Komponenten der Bodenreaktionskräfte differieren in diesem Abschnitt des Gangzyklusses erheblich voneinander, zum Teil werden auf der betroffenen Seite Werte von nur 66% der nicht betroffenen Seite erreicht. Ein Jahr postoperativ sind diese Unterschiede in fast allen Untersuchungsgruppen nicht mehr vorhanden, d.h. die bestehenden Unterschiede sind nicht signifikant. Interessanter erscheinen die Unterschiede bei Betrachtung der zweiten und dritten postoperativen Untersuchung. Hier weichen die Ergebnisse der vier Gruppen erheblich voneinander ab. Die Gruppe EAPIs zeigt bereits zum ersten Untersuchungszeitpunkt im Vergleich zu den anderen Gruppen Abweichungen von nur 15% zur nicht betroffenen Seite. Somit erzielt sie bereits in der 12. postoperativen Woche hervorragende Untersu-

chungsergebnisse, d.h. die bestehenden Unterschiede können als nicht signifikant betrachtet werden, so daß zu allen weiteren Untersuchungszeitpunkten keine signifikanten Veränderungen zu beobachten sind. Auffällig ist auch, daß die Gruppe KGKo vom ersten bis zum zweiten Untersuchungszeitpunkt keine signifikanten Verbesserungen erzielt. Diese Gruppe macht hingegen von der 12. zur 26. postoperativen Untersuchungswoche die größten Fortschritte, weist jedoch wie bereits erwähnt auch ein Jahr postoperativ noch erhebliche Differenzen auf. Wesentlich heterogener sind die Rehabilitationsverläufe der Gruppen EAPKo und KGIs. Diese erzielen die größten Symmetrisierungszuwächse von der ersten zur zweiten und von der dritten zur vierten postoperativen Untersuchung und weisen in der 52. Woche keine signifikanten Unterschiede mehr auf (vgl. Abb. 41 bis 44).

Abbildung 41: rel. DF_{XMIN} [N/kg] der Gruppe KGIs



Erläuterung:

Negative Werte kennzeichnen eine betragslich geringere Bodenreaktionskraft auf der betroffenen Seite.

Symbole im Balken = Irrtumswahrscheinlichkeit des Student-t-Tests für den Vergleich der betroffenen zur nicht betroffenen Extremität

Pfeile zwischen den Balken = Irrtumswahrscheinlichkeit der Veränderung des betrachteten Parameters zwischen zwei Untersuchungszeitpunkten mit:

*** = $p < 1\%$ (0.01) = hoch signifikant

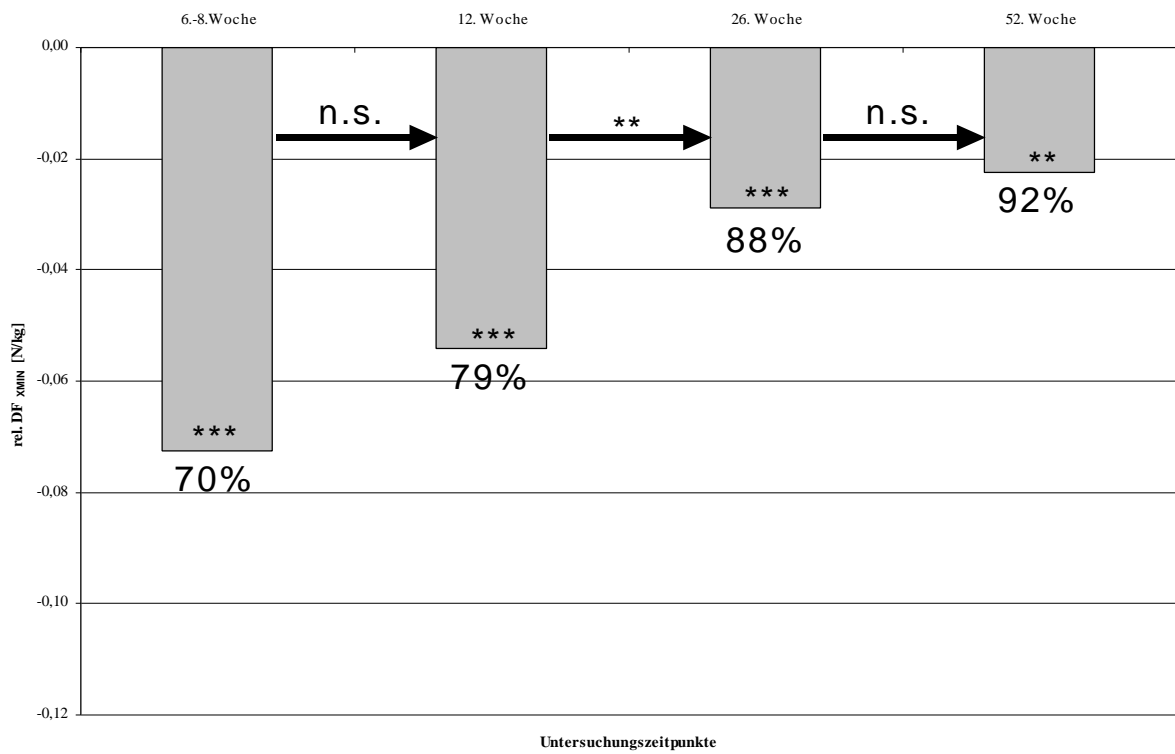
** = $p < 2.5\%$ (0.025) = signifikant

* = $p < 5\%$ (0.05) = schwach signifikant

n.s. = $p > 5\%$ = nicht signifikant

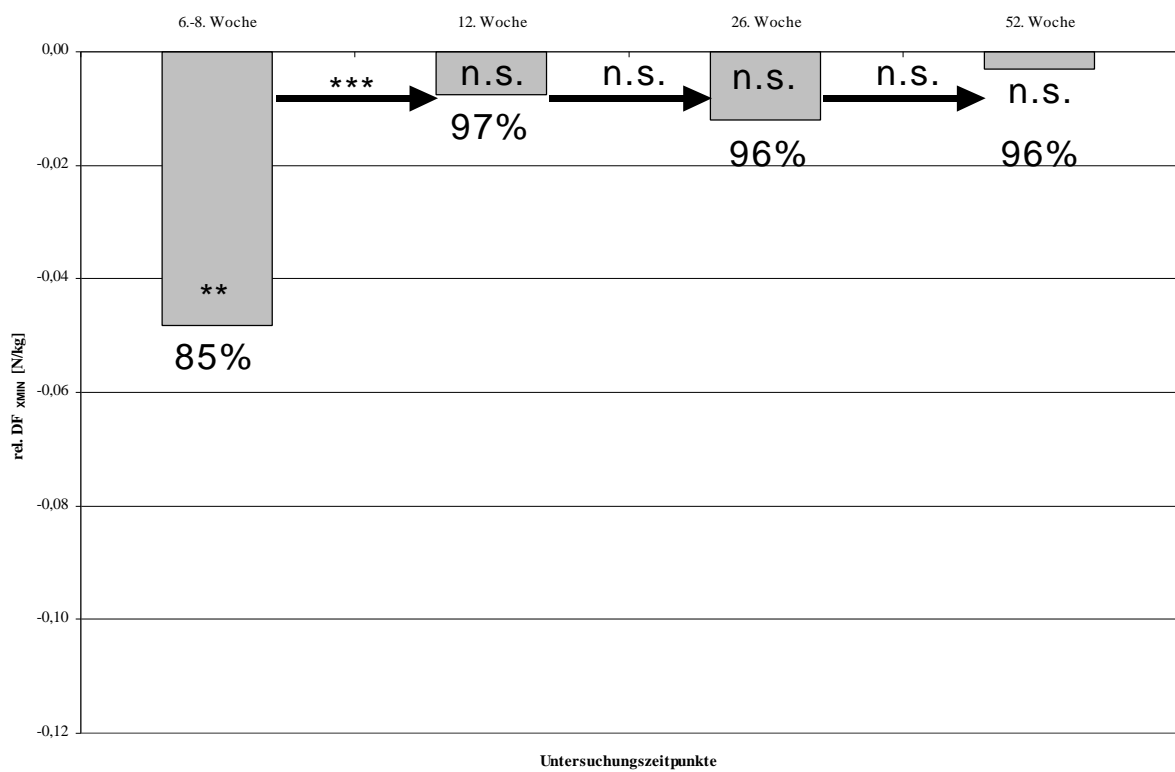
Prozentangabe = betrachtete Variable als prozentuale Abweichung der nicht betroffenen von der betroffenen Extremität

Abbildung 42: rel. DF_{XMIN} [N/kg] der Gruppe KGKo



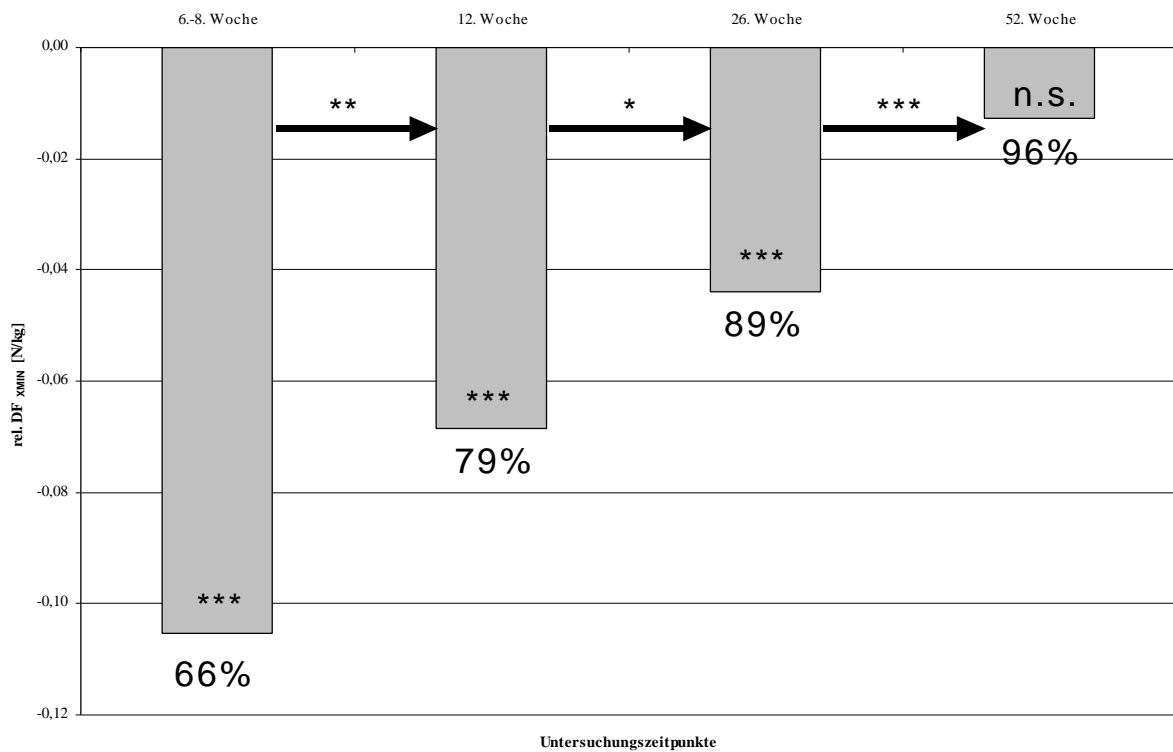
Erläuterung vgl. Abbildung 41

Abbildung 43: rel. DF_{XMIN} [N/kg] der Gruppe EAPIs



Erläuterung vgl. Abbildung 41

Abbildung 44: rel. DF_{XMIN} [N/kg] der Gruppe EAPKo



Erläuterung vgl. Abbildung 41

Wesentlich inhomogenere Aussagen lassen sich bei Betrachtung der horizontalen Komponente der Bodenreaktionskräfte im zweiten Teil der Standphase machen. Die berechneten Differenzen zwischen den lokalen Maximalwerten beider Extremitäten zeigen sogar zum Ende des Untersuchungsjahres ein Anwachsen der Unterschiede zwischen betroffener und nicht betroffener Seite. Es fällt auf, daß die Gruppen mit isoliertem Verletzungsmuster einen ähnlichen Rehabilitationsverlauf aufweisen. Die Gruppe EAPIs zeigt jedoch geringfügig bessere Werte als die Gruppe KGIs. Bei den anderen beiden Untersuchungsgruppen werden völlig uneinheitliche Entwicklungsverläufe ersichtlich, wobei zur 12. postoperativen Woche der schlechteste Wert von der Gruppe KGKo erzielt wird (vgl. Abbildungen 45 und 46).

Abbildung 45: rel. DF_{XMAX} [N/kg] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen

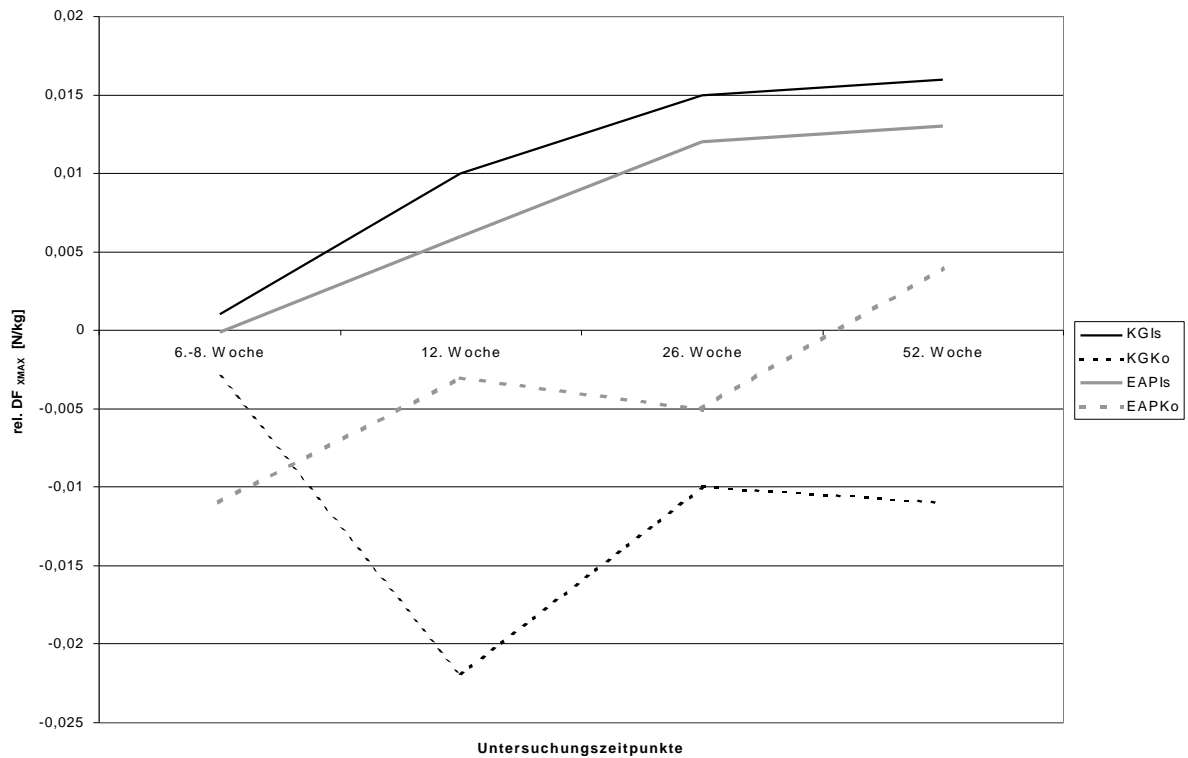
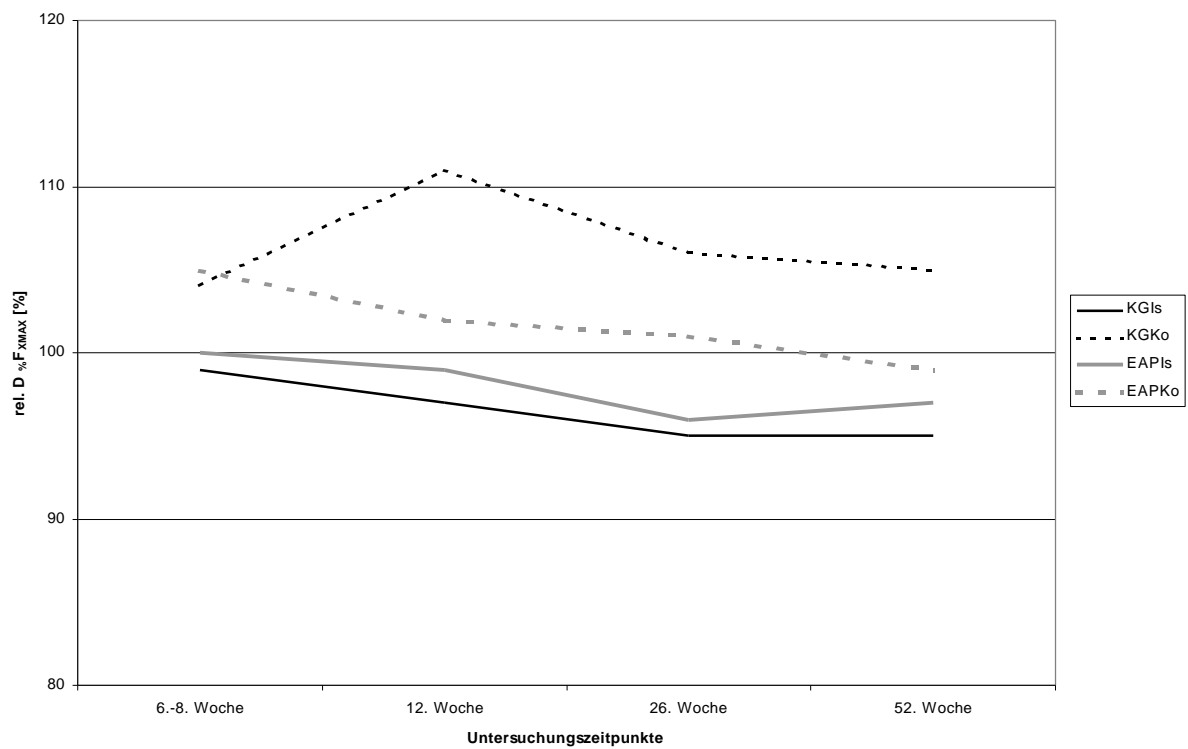
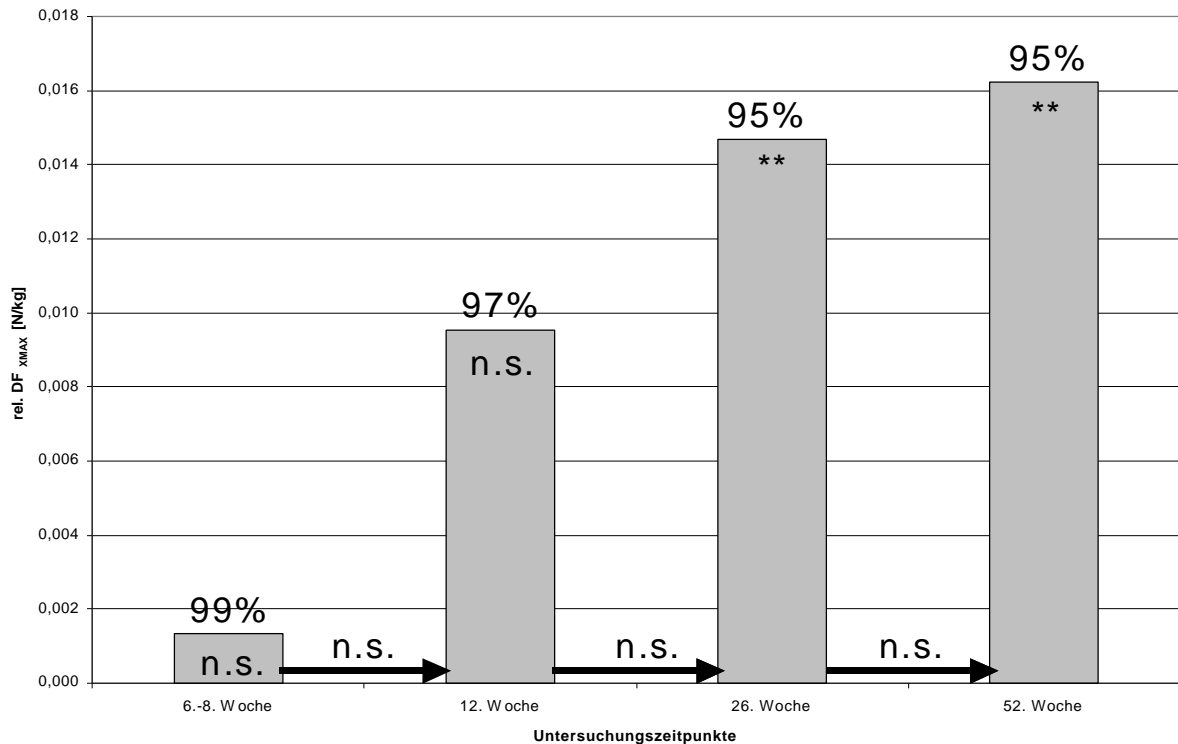


Abbildung 46: rel. $D_{\%F_{XMAX}}$ [%] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen



In den Abbildungen 47 bis 50 wird dieser Trend bestätigt. Zur ersten postoperativen Untersuchung zeigen alle Gruppen keine signifikanten Unterschiede in der Differenz beider Extremitäten. Nach einem Jahr hingegen zeigen die Gruppen KGIs und KGKo, daß zwischen betroffener und nicht betroffener Seite wieder signifikante Unterschiede bestehen. Die Unterschiede der Gruppen EAPIs und EAPKo sind zwar vorhanden, jedoch als nicht signifikant zu bewerten. Letztendlich sind die Differenzen zwischen den Untersuchungszeitpunkten so gering, daß im Untersuchungslängsschnitt keine signifikanten Verbesserungen bzw. Verschlechterungen auftreten. Weiterhin fällt auf, daß die Gruppen mit isolierter Verletzungsform die höheren Extremwerte auf der betroffenen Seite aufweisen und die Gruppe KGKo auf der nicht betroffenen Seite. Bei der Gruppe EAPKo ist zur 52. postoperativen Woche ein Vorzeichenwechsel zu beobachten, welcher letztendlich jedoch minimal ist.

Abbildung 47: rel. DF_{XMAX} [N/kg] der Gruppe KGIs



Erläuterung:

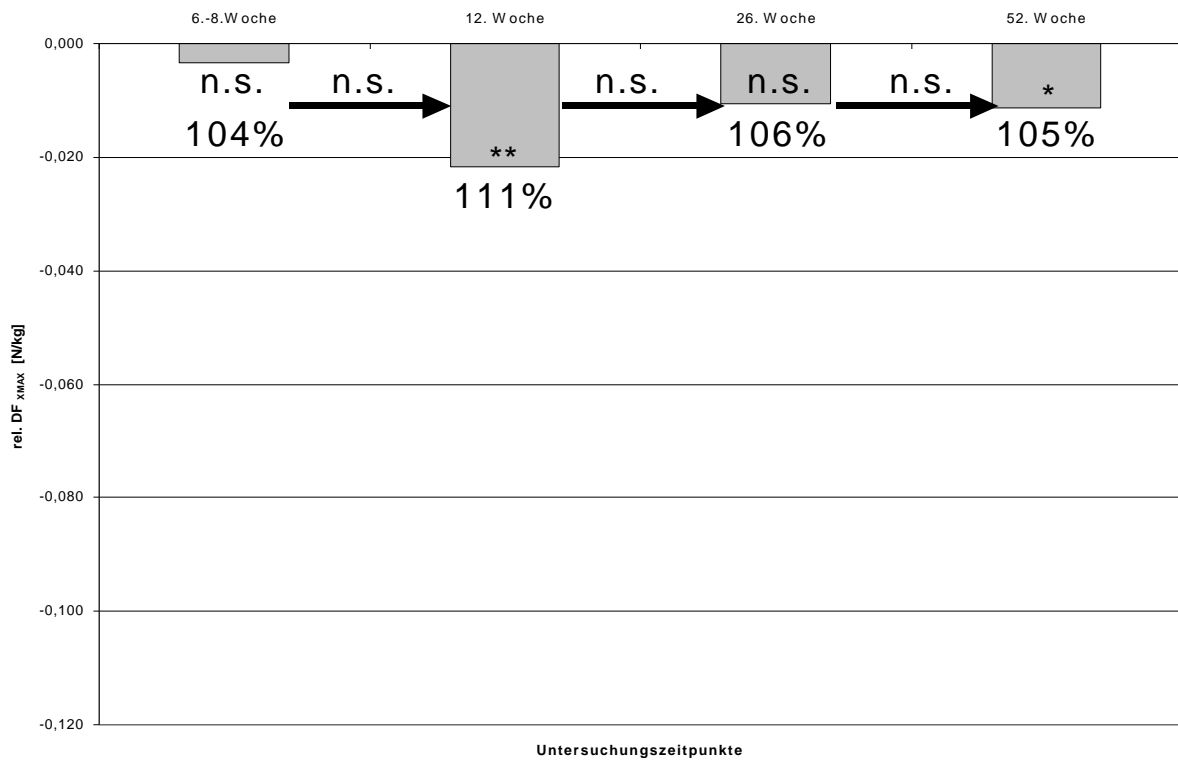
Positive Werte kennzeichnen verminderte Bodenreaktionskräfte auf der nicht betroffenen Seite.
 Symbole im Balken = Irrtumswahrscheinlichkeit des Student-t-Tests für den Vergleich der betroffenen zur nicht betroffenen Extremität

Pfeile zwischen den Balken = Irrtumswahrscheinlichkeit der Veränderung des betrachteten Parameters zwischen zwei Untersuchungszeitpunkten mit:

- *** = p<1% (0.01) = hoch signifikant
- ** = p<2.5% (0.025) = signifikant
- * = p<5% (0.05) = schwach signifikant
- n.s. = p>5% = nicht signifikant

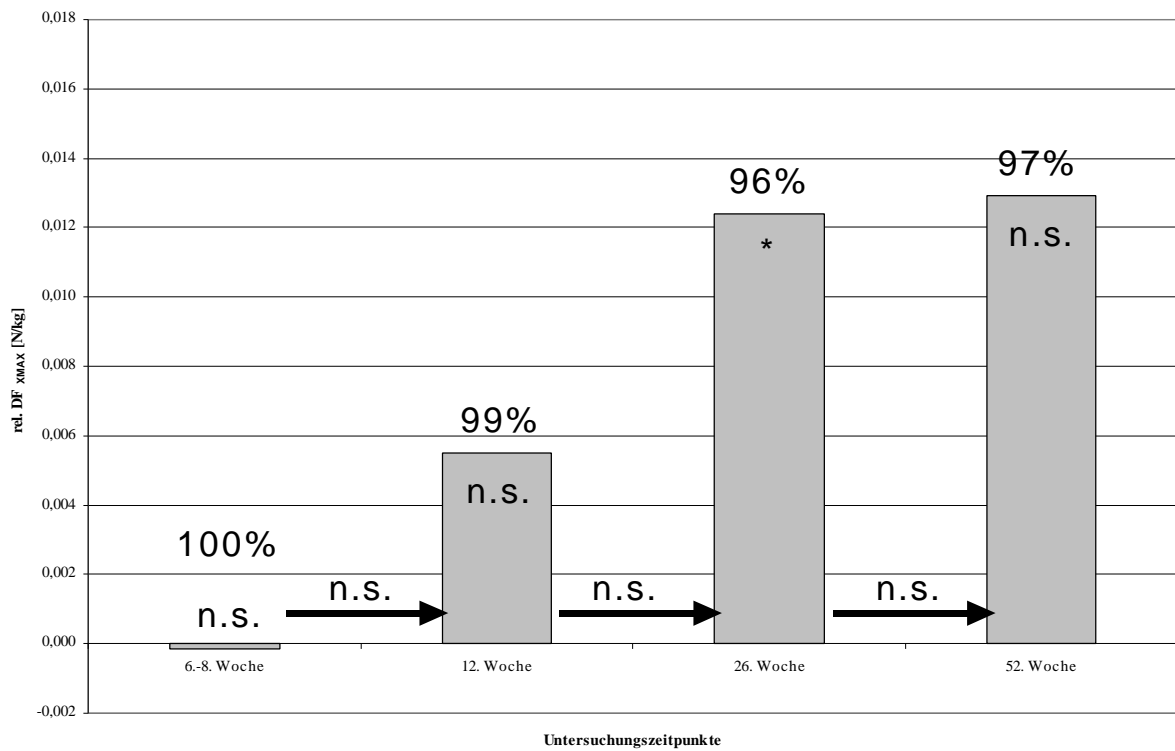
Prozentangabe = betrachtete Variable als prozentuale Abweichung der nicht betroffenen von der betroffenen Extremität

Abbildung 48: rel. DF_{XMAX} [N/kg] der Gruppe KGKo



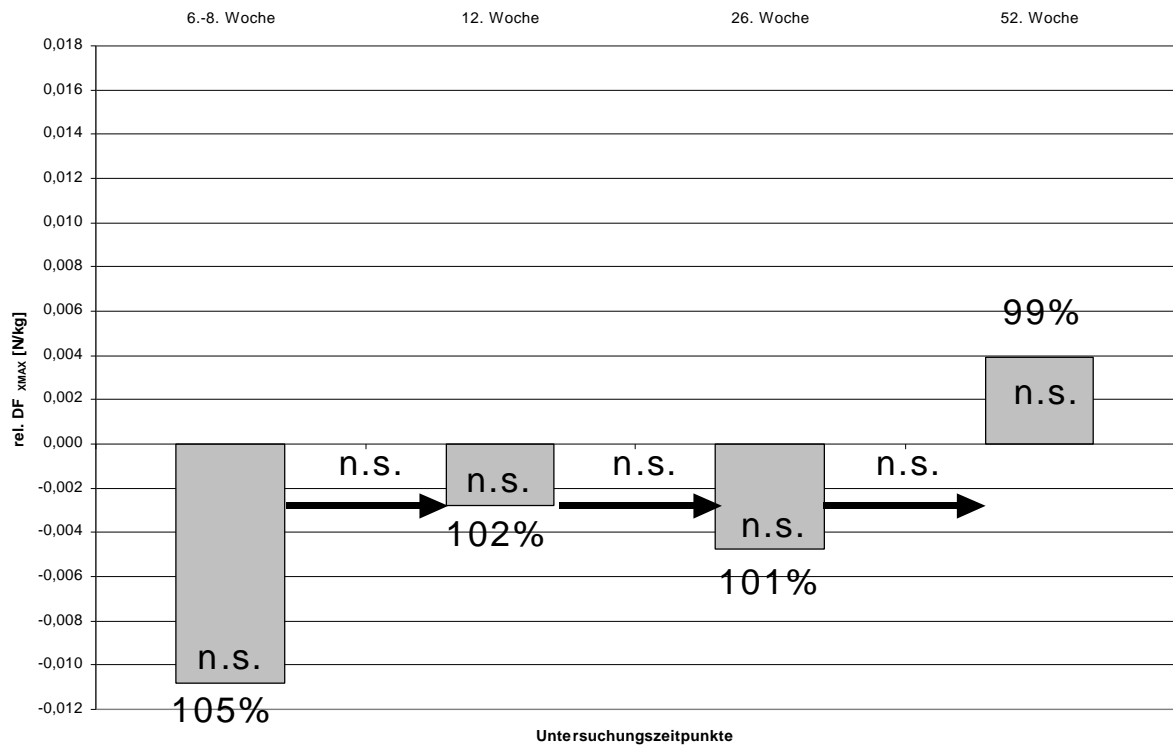
Erläuterung vgl. Abbildung 47

Abbildung 49: rel. DF_{XMAX} [N/kg] der Gruppe EAPIs



Erläuterung vgl. Abbildung 47

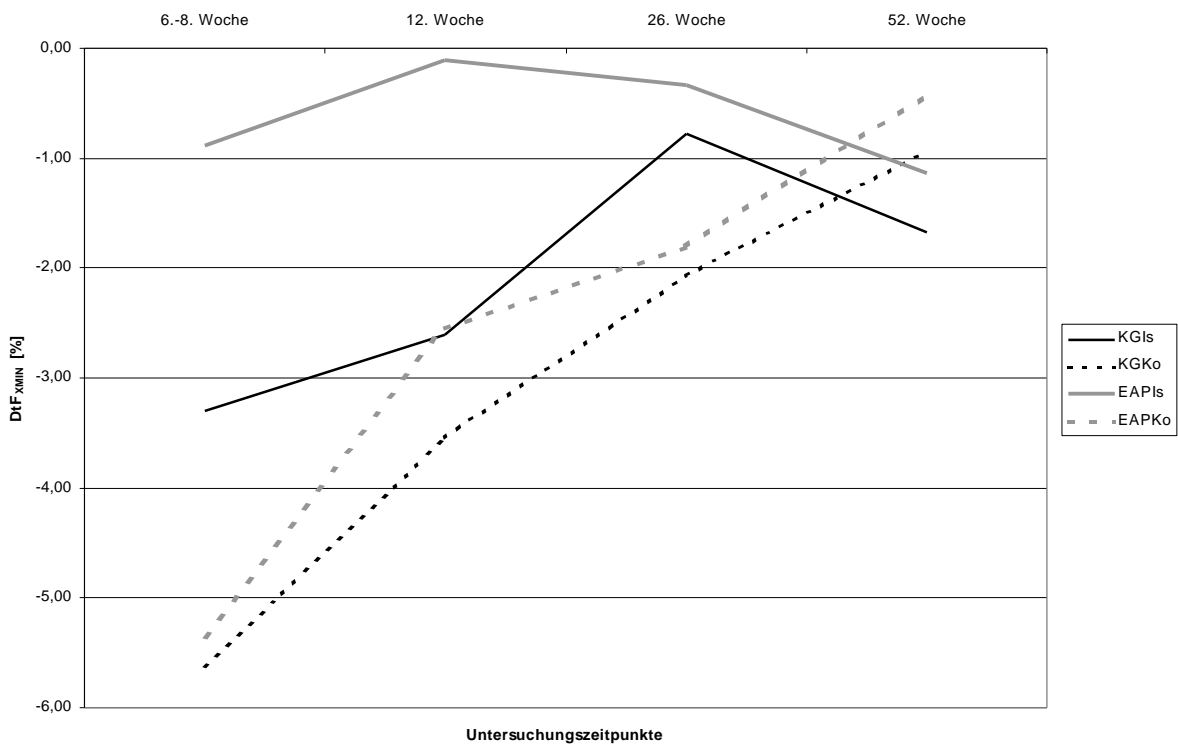
Abbildung 50: rel. DF_{XMAX} [N/kg] der Gruppe EAPKo



Erläuterung vgl. Abbildung 47

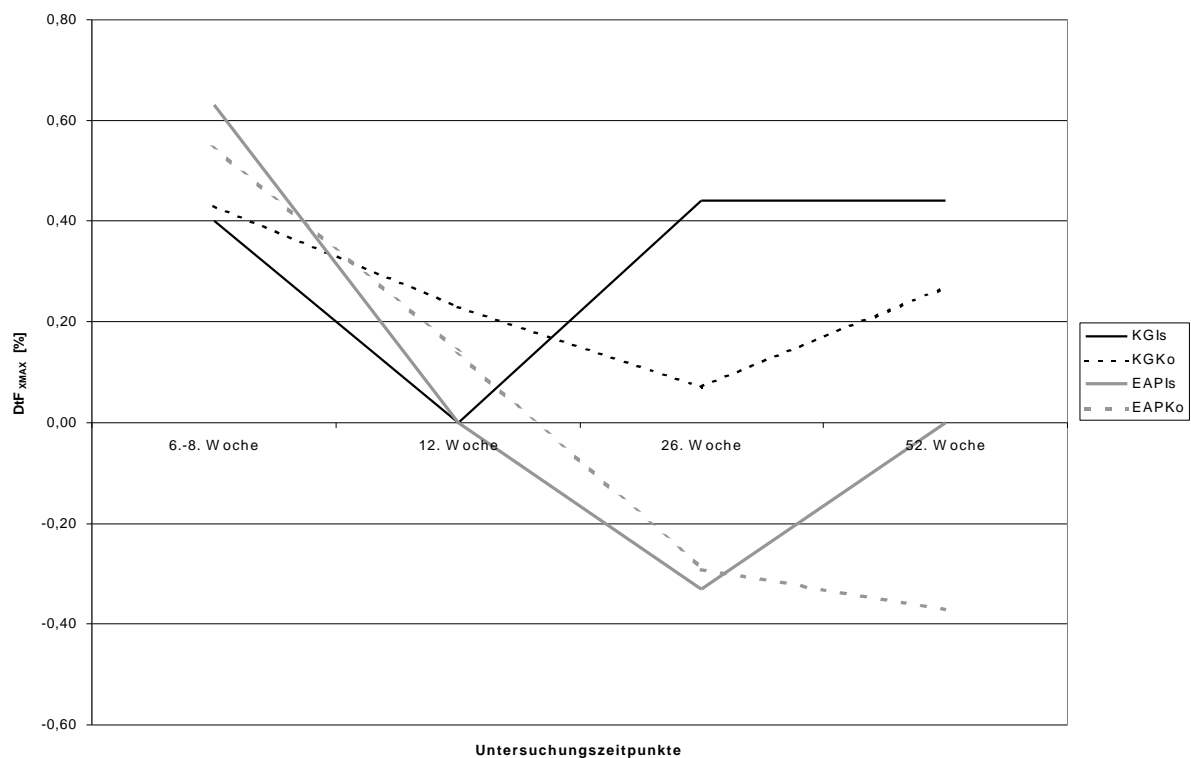
Die zeitlichen Differenzen $Dt_{F_{XMIN}}$ zwischen den Extremitäten werden bei Betrachtung der lokalen Minimalwerte zu Beginn des Untersuchungszeitraumes rasch kleiner. Alle Gruppen zeigen in der 52. postoperativen Woche zeitliche Differenzen zwischen 0,5% und 1,7% des Gangzyklusses. Während auf der einen Seite die Gruppen mit komplexer Verletzungsform kontinuierliche Angleichungen zum Untersuchungsende hin erzielen, weisen auf der anderen Seite die Werte der Gruppe mit isoliertem Verletzungsmuster ab der 26. postoperativen Woche Desymmetrisierungserscheinungen auf. Letztgenannte Gruppen zeigen jedoch zu Beginn der Untersuchung eine größere zeitliche Anpassung als die erstgenannten. Die Gruppe EAPIs weist schon zu Beginn der Untersuchung eine hohe Synchronität auf, welche sich im Laufe des Untersuchungszeitraumes nicht wesentlich ändert (vgl. Abbildung 51).

Abbildung 51: $Dt_{F_{XMIN}}$ [%] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen



Die Analyse der zeitlichen Differenzen Dt_{FXMAX} der horizontalen Komponente der Bodenreaktionskräfte im zweiten Teil der Standphase führt zu ähnlichen Ergebnissen wie die o.g. Betrachtung der Abweichungen der Maximalwerte dieser Bodenreaktionskräfte. Auch hier läßt sich bei allen vier Gruppen keine eindeutige Tendenz ausmachen. Es entsteht der Eindruck, daß bereits in der 12. postoperativen Woche der größte Rehabilitationserfolg hinsichtlich dieses Parameters erzielt wurde. Nach der 12. postoperativen Woche differieren alle vier Gruppen erheblich voneinander. Die Gruppen mit einer Komplextherapie weisen ab diesem Zeitpunkt einen Vorzeichenwechsel auf, was bedeutet, daß der Maximalwert nun nicht mehr auf der gesunden Seite später eintritt, sondern auf der betroffenen Seite. Die krankengymnastisch therapierten Patienten zeigen hingegen diesen Vorzeichenwechsel nicht, jedoch weisen auch sie zum Untersuchungsende wesentlich größere Differenzen auf als zum zweiten Untersuchungszeitpunkt (vgl. Abbildung 52).

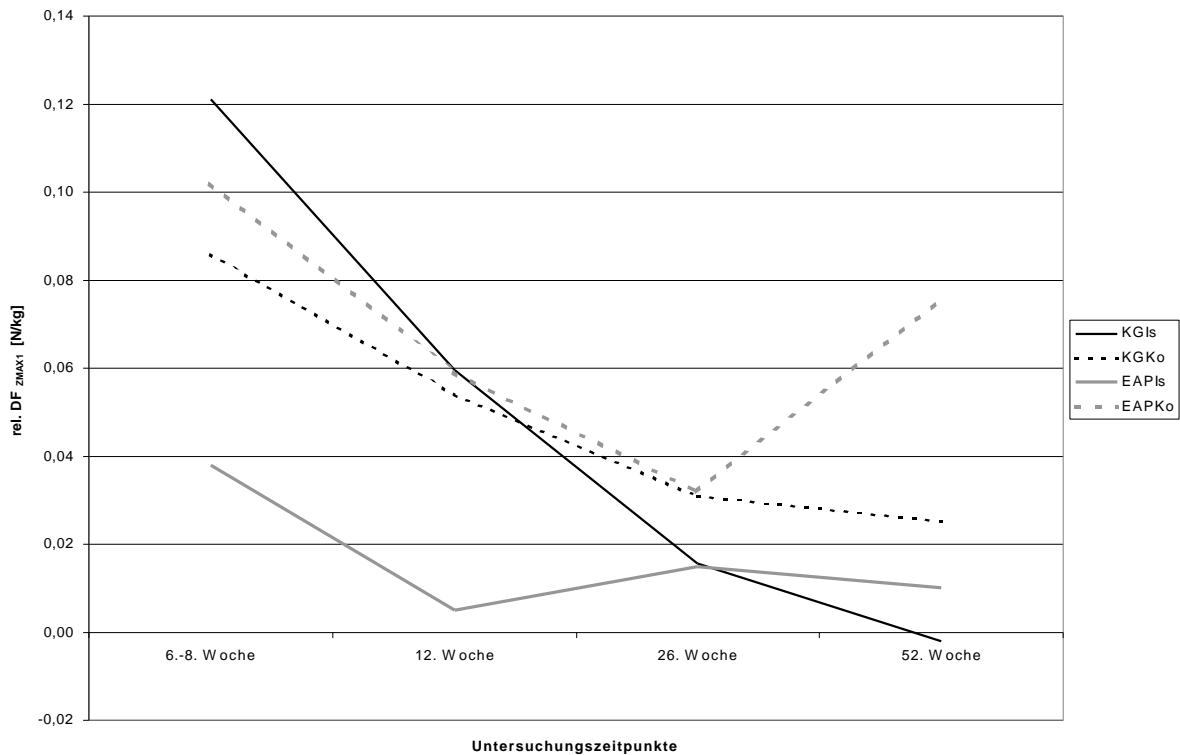
Abbildung 52: Dt_{FXMAX} [%] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen



4.2.1.2. Vertikale Komponente der Bodenreaktionskräfte

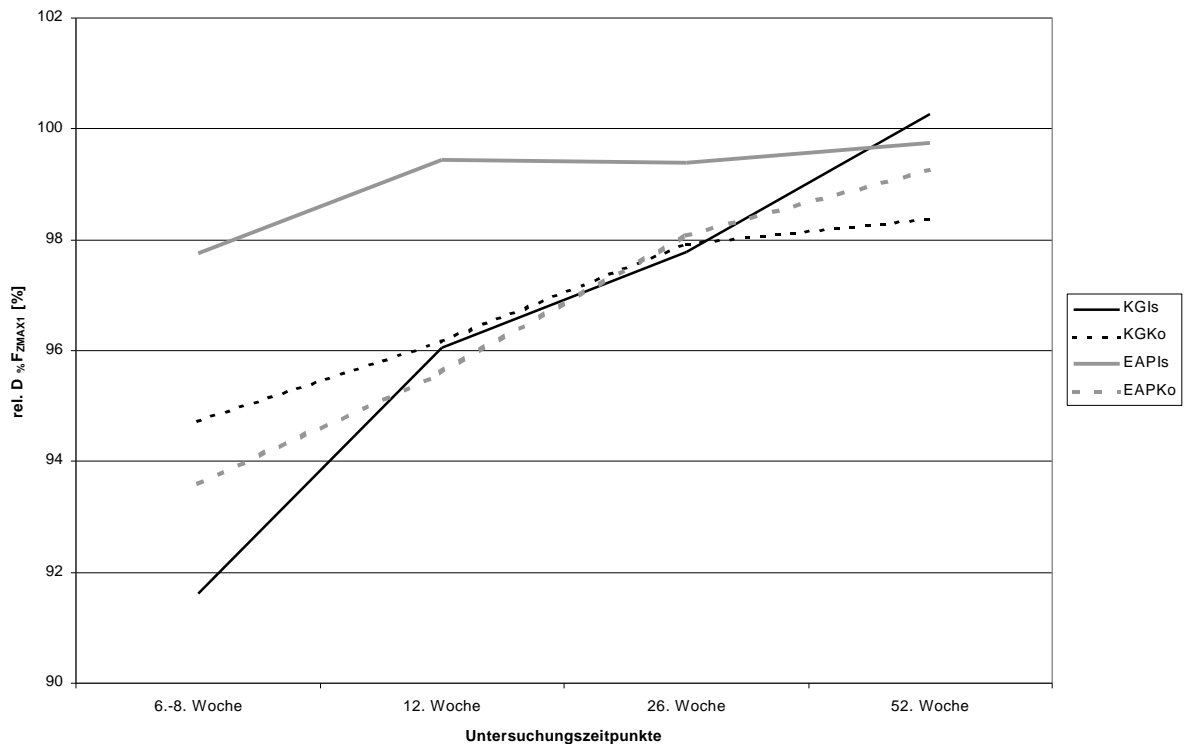
Beim Vergleich der um das Körpergewicht bereinigten vertikalen Komponente der Bodenreaktionskräfte $rel. DF_{ZMAX1}$ im ersten Teil der Standphase wird ersichtlich, daß, ausgehend von der ersten postoperativen Untersuchung, eine kontinuierliche Verbesserung zum Untersuchungsende hin stattfindet. Ausnahme hiervon bildet die Gruppe EAPKo, welche von der dritten zur vierten postoperativen Untersuchung bei Betrachtung dieses Parameters Desymmetrisierungserscheinungen zeigt. Weiterhin fällt auf, daß die Gruppe EAPIs zum Zeitpunkt der ersten und zweiten postoperativen Untersuchung wesentlich bessere Werte erreicht als die anderen drei Gruppen. Erst zur 26. postoperativen Woche erzielt diese Gruppe ähnliche Werte (vgl. Abb. 53).

Abbildung 53: $rel. DF_{ZMAX1}$ [N/kg] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen



Dieser Trend wird bei Analyse der prozentualen Abweichungen des Bewertungsparameters $rel. D_{\%F_{ZMAX1}}$ bestätigt, jedoch bewegen sich hier die Werte in der 52. postoperativen Woche für die Gruppe EAPKo in der Bandbreite der anderen Gruppen. Auffällig ist wiederum, daß die Gruppe EAPIs diesmal sogar bis einschließlich der 26. postoperativen Woche wesentlich höhere Symmetrisierungserscheinungen zeigt (vgl. Abb. 54).

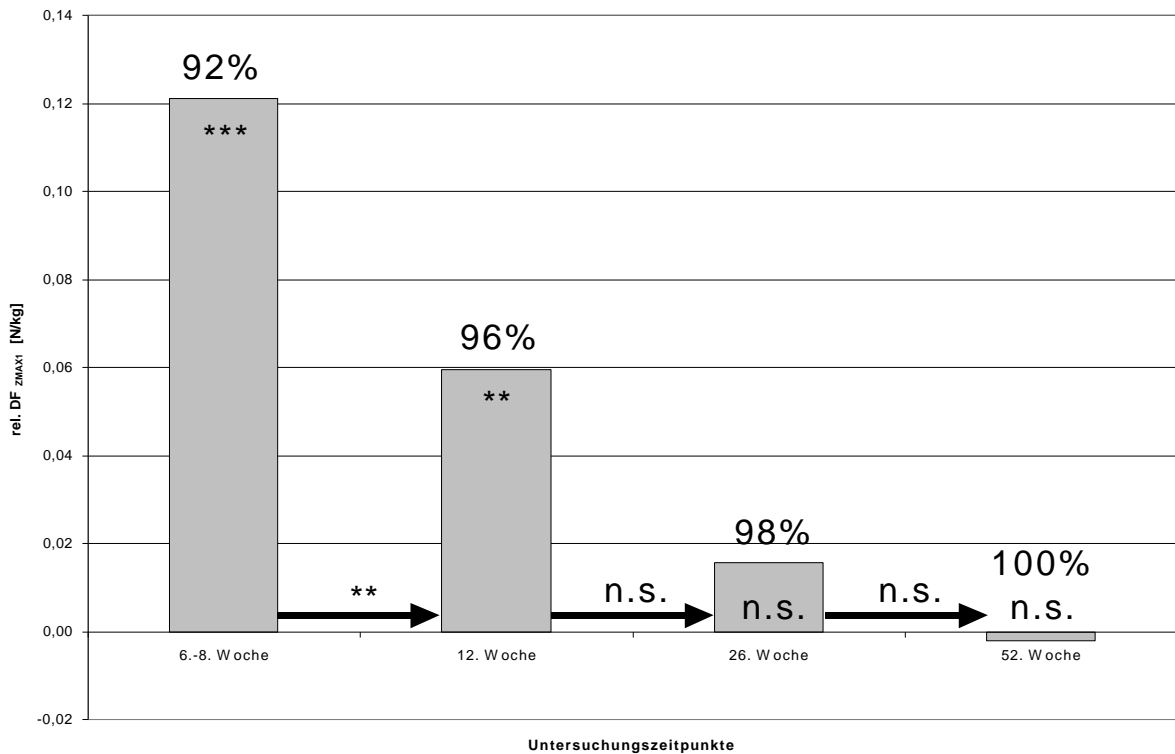
Abbildung 54: $rel. D_{\%F_{ZMAX1}}$ [%] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen



Die wesentlich besseren Werte der Gruppe EAPIs zum ersten postoperativen Untersuchungszeitpunkt werden in den Abbildungen 55 bis 58 bestätigt. Zeigen hier alle anderen Gruppen signifikante Unterschiede zwischen beiden Extremitäten, so bewegt sich die Gruppe EAPIs schon zu diesem Zeitpunkt auf einem recht hohen Niveau. Im weiteren Untersuchungsverlauf sind in dieser Gruppe deshalb nur noch minimale Steigerungen möglich, so daß nach einem Jahr eine fast vollständige Angleichung erzielt wird. Insgesamt gesehen fällt eine fast 100%ige Annäherung beider Beine aller Gruppen am Ende der Rehabilitation auf. Grund hierfür ist das hohe Ausgangsniveau in der 6.-8. postoperativen Woche bei allen Gruppen. Lediglich die Gruppe KGIs mit einer 8%igen Differenz zwischen beiden Beinen unterscheidet sich von den anderen Gruppen. Daher ist es möglich, daß in dieser Gruppe vom ersten zum zweiten postoperativen Untersuchungszeitpunkt noch signifikante Zuwächse erzielt werden.

Eine prozentuale Angleichung in den Gruppen KGKo und EAPKo zum Untersuchungsende hin darf nicht übersehen werden, jedoch bestehen absolut immer noch signifikante Unterschiede zwischen beiden Extremitäten. Am augenscheinlichsten wird dieses Phänomen in der Gruppe EAPKo, welche am Ende des Untersuchungszeitraumes Abweichungen von 0,076 N/kg zur nicht betroffenen Extremität zeigt. Diese Abweichungen sind sogar größer als in der 12. postoperativen Woche.

Abbildung 55: rel. DF_{ZMAX1} [N/kg] der Gruppe KGIs



Erläuterung:

Positive Werte kennzeichnen verminderte Bodenreaktionskräfte auf der nicht betroffenen Seite.

Symbole im Balken = Irrtumswahrscheinlichkeit des Student-t-Tests für den Vergleich der betroffenen zur nicht betroffenen Extremität

Pfeile zwischen den Balken = Irrtumswahrscheinlichkeit der Veränderung des betrachteten Parameters zwischen zwei Untersuchungszeitpunkten mit:

*** = p<1% (0.01) = hoch signifikant

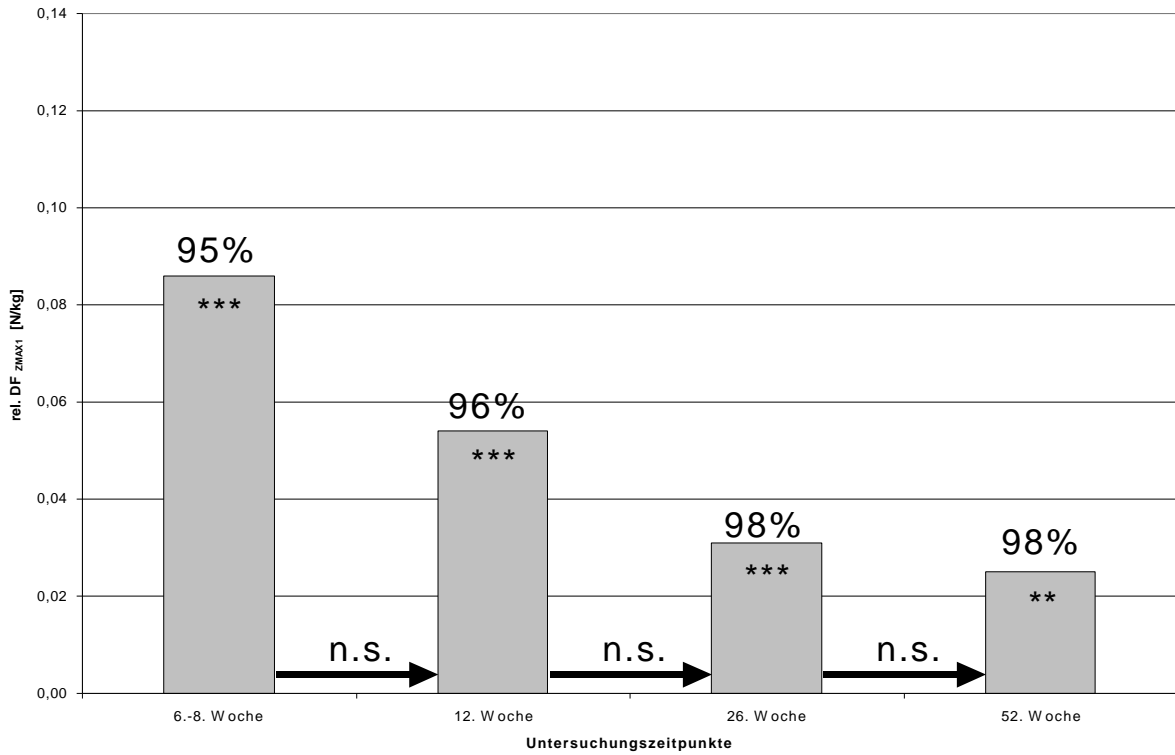
** = p<2.5% (0.025) = signifikant

* = p<5% (0.05) = schwach signifikant

n.s. = p>5% = nicht signifikant

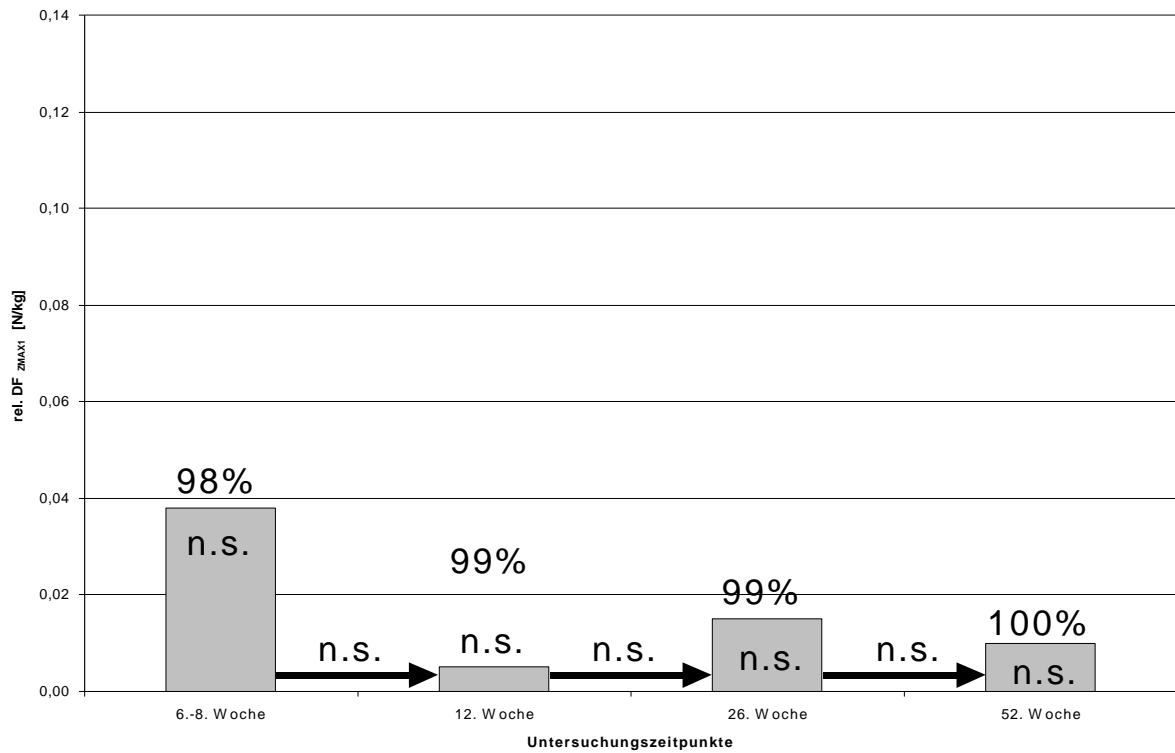
Prozentangabe = betrachtete Variable als prozentuale Abweichung der nicht betroffenen von der betroffenen Extremität

Abbildung 56: rel. DF_{ZMAX1} [N/kg] der Gruppe KGKo



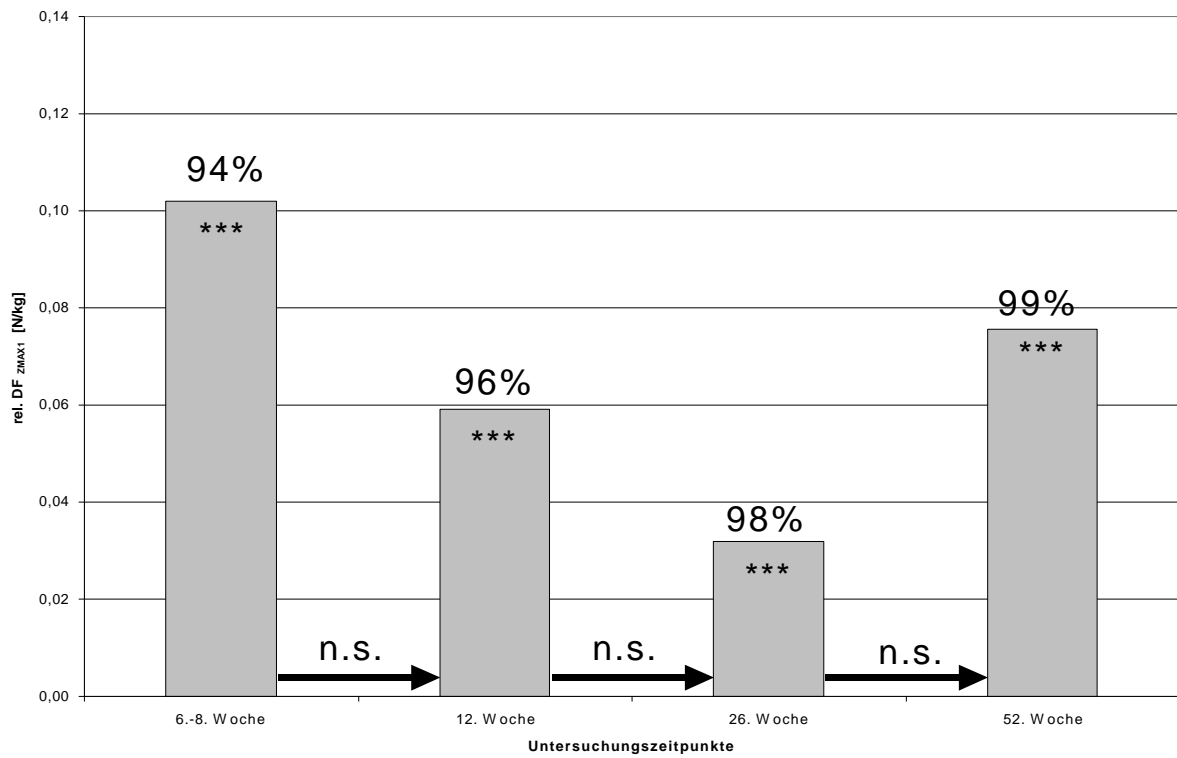
Erläuterung vgl. Abbildung 55

Abbildung 57: rel. DF_{ZMAX1} [N/kg] der Gruppe EAPIs



Erläuterung vgl. Abbildung 55

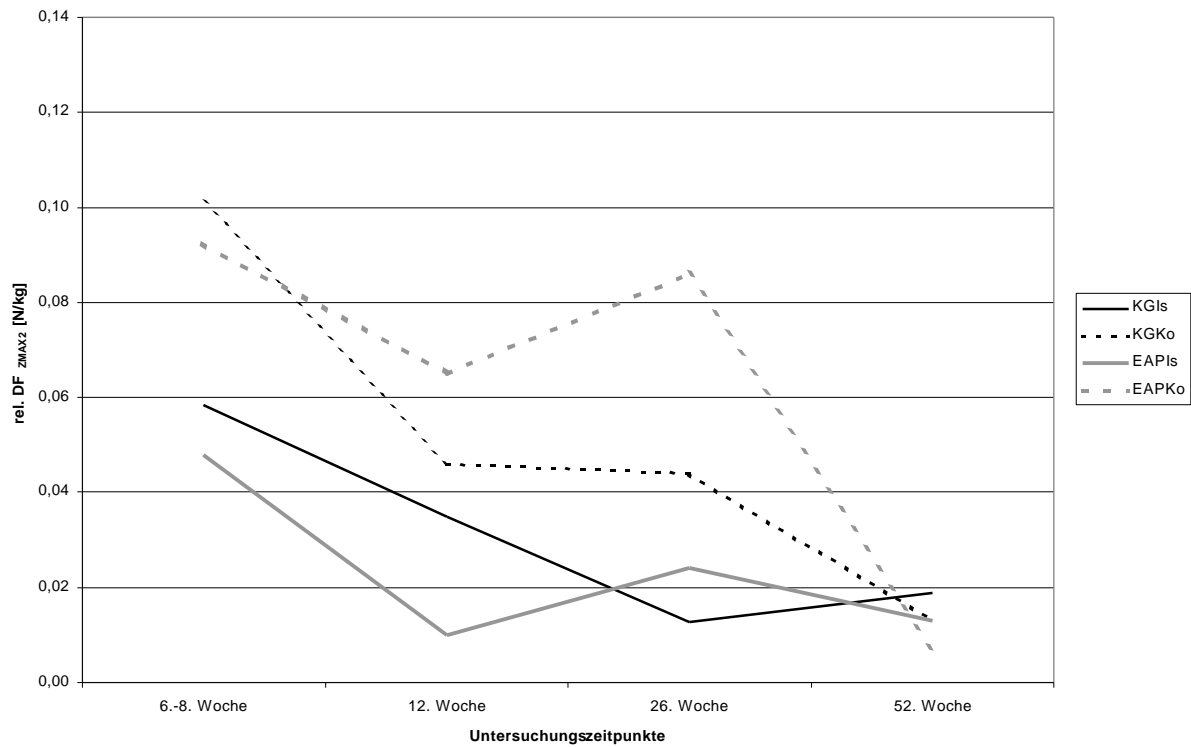
Abbildung 58: rel. DF_{ZMAX1} [N/kg] der Gruppe EAPKo



Erläuterung vgl. Abbildung 55

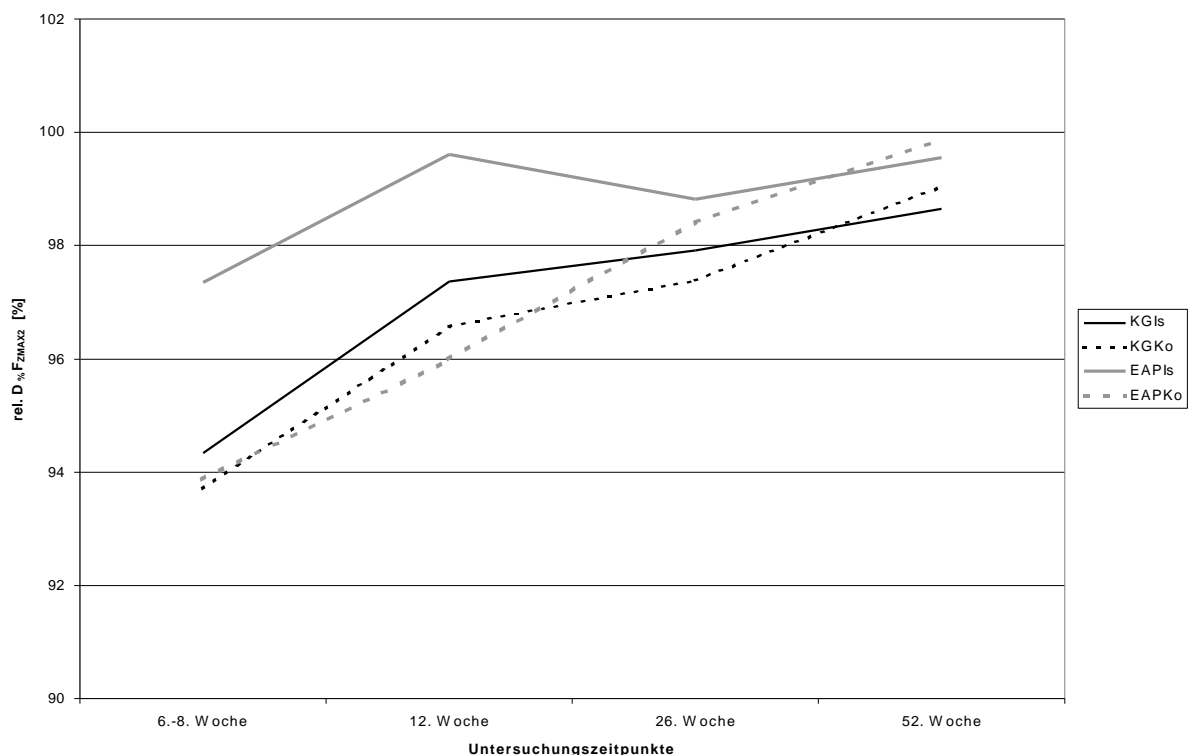
Wesentlich homogener zum Untersuchungsende hin gestaltet sich der Parameter $rel. DF_{ZMAX2}$. In der 52. postoperativen Woche zeigen hier sämtliche Gruppen die besten Ergebnisse. Augenscheinlich ist jedoch, daß die Gruppen mit komplexem Verletzungsmuster in den ersten drei postoperativen Untersuchungen ein deutlich schlechteres Symmetrisierungsverhalten aufweisen, als die Gruppen mit isolierter Ruptur des ACL (vgl. Abb. 59).

Abbildung 59: $rel. DF_{ZMAX2}$ [N/kg] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen



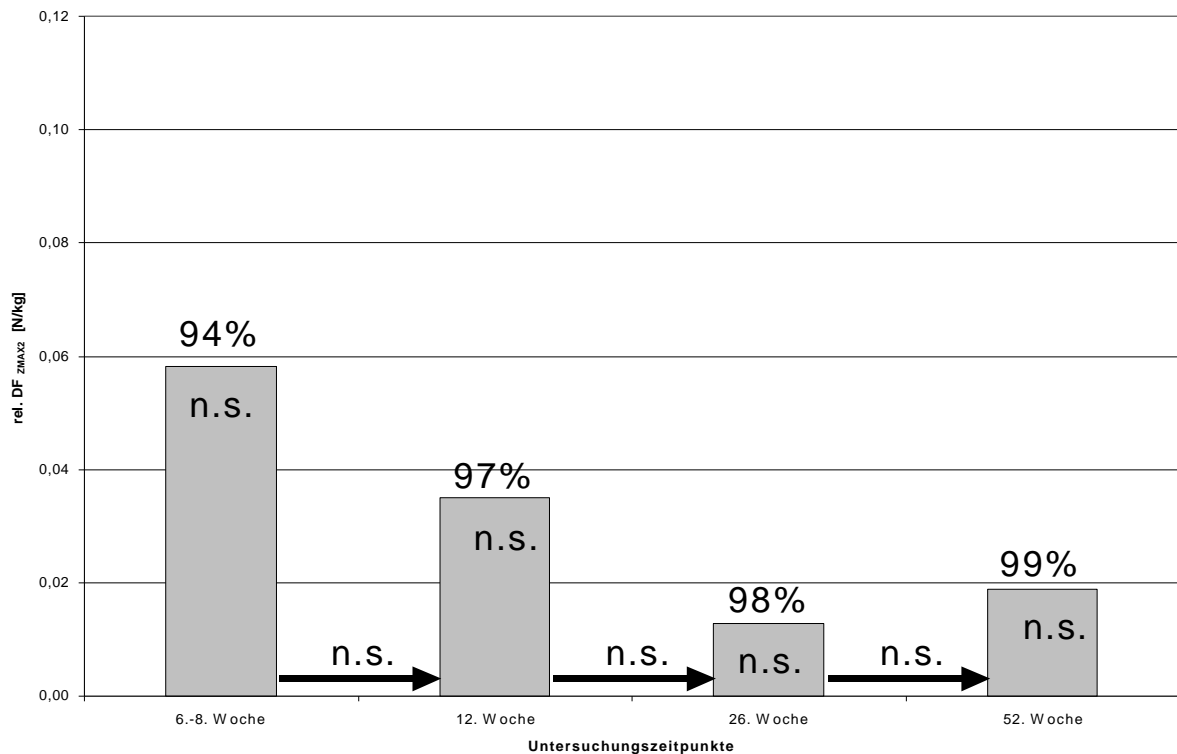
Bei Analyse der prozentualen Abweichungen der vertikalen Komponente der Bodenreaktionskräfte im zweiten Teil der Standphase zeigt der Parameter $rel. D_{\%}F_{ZMAX2}$ bereits ab der 26. postoperativen Woche eine hohe Übereinstimmung zwischen allen vier Gruppen. Deutlicher als in Abbildung 59 wird hier, daß die Gruppe EAPIs zum ersten und zweiten Untersuchungszeitpunkt die größten Symmetrisierungserscheinungen aufweist. Geringfügig bessere Werte als die Gruppen mit komplexem Verletzungsmuster zeigt hier die Gruppe KGIs. Das recht hohe Niveau der Gruppe EAPIs in der 12. postoperativen Woche bedingt, daß ab diesem Zeitpunkt keine nennenswerten Verbesserungen mehr erzielt werden. Hingegen zeigen die Gruppen mit komplexem Verletzungsmuster einen fast durchweg linearen Anstieg (vgl. Abb. 60).

Abbildung 60: $rel. D_{\%}F_{ZMAX2}$ [%] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen



Anhand der Abbildungen 61 bis 64 erkennt man, daß die dargestellten Unterschiede zumindest in den Gruppen KGIs, EAPIs und EAPKo über den kompletten Untersuchungszeitraum nicht signifikant sind. Abweichend hiervon sind in der Gruppe KGKo vom ersten Untersuchungszeitpunkt bis zur 26. postoperativen Woche signifikante Unterschiede zwischen beiden Extremitäten meßbar.

Abbildung 61: rel. DF_{ZMAX2} [N/kg] der Gruppe KGIs



Erläuterung:

Positive Werte kennzeichnen verminderte Bodenreaktionskräfte auf der nicht betroffenen Seite.

Symbole im Balken = Irrtumswahrscheinlichkeit des Student-t-Tests für den Vergleich der betroffenen zur nicht betroffenen Extremität

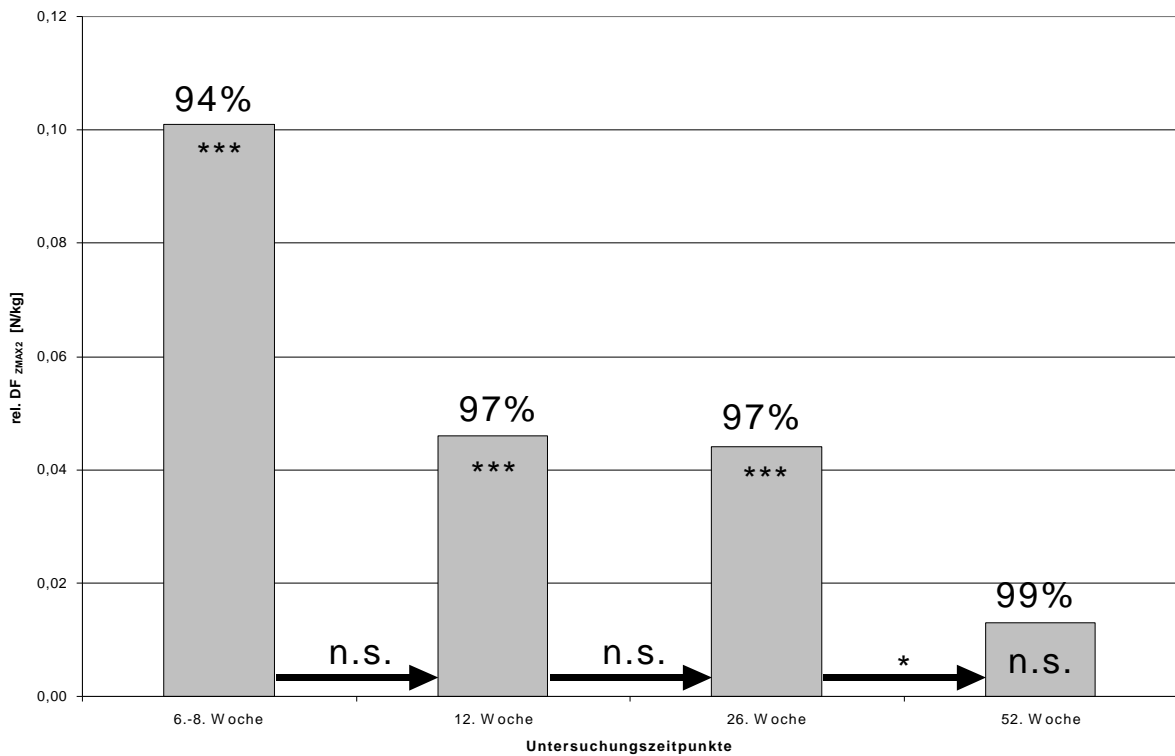
Pfeile zwischen den Balken = Irrtumswahrscheinlichkeit der Veränderung des betrachteten Parameters zwischen zwei Untersuchungszeitpunkten mit:

- *** = p<1% (0.01) = hoch signifikant
- ** = p<2.5% (0.025) = signifikant
- * = p<5% (0.05) = schwach signifikant
- n.s. = p>5% = nicht signifikant

Pfeile zwischen den Balken = Irrtumswahrscheinlichkeit der Veränderung des betrachteten Parameters zwischen zwei Untersuchungszeitpunkten

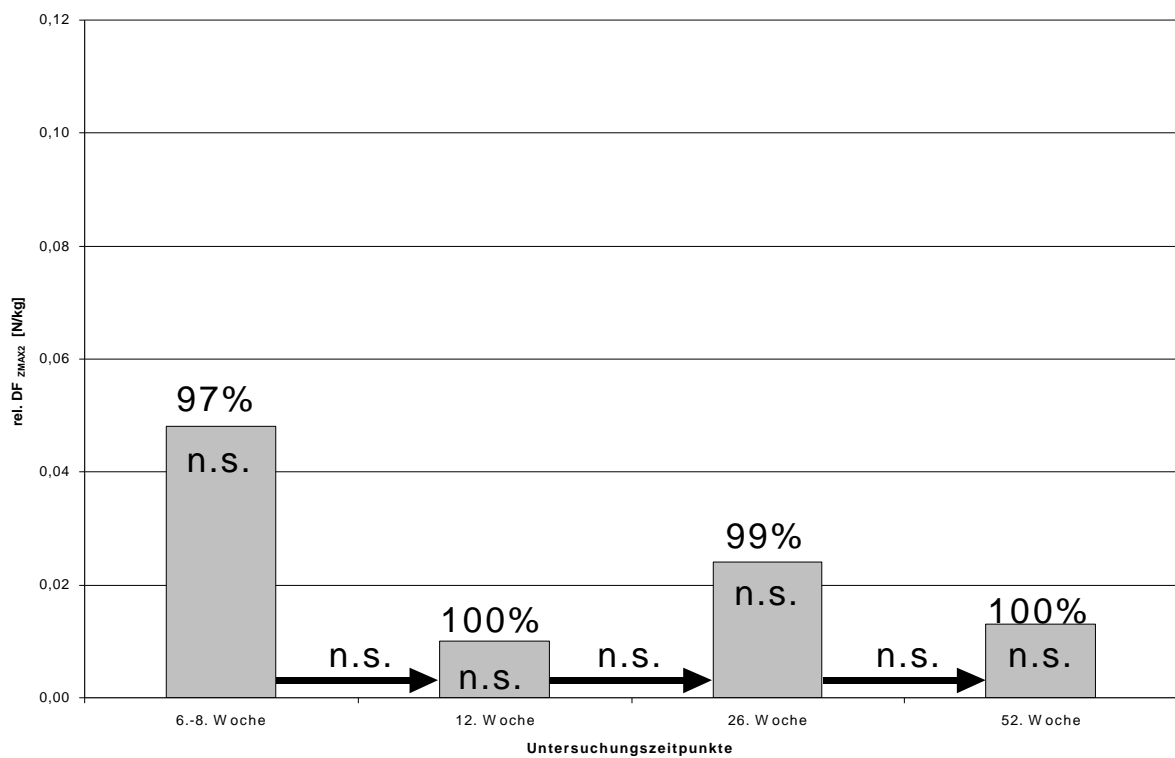
Prozentangabe = betrachtete Variable als prozentuale Abweichung der nicht betroffenen von der betroffenen Extremität

Abbildung 62: rel. DF_{ZMAX2} [N/kg] der Gruppe KGKo



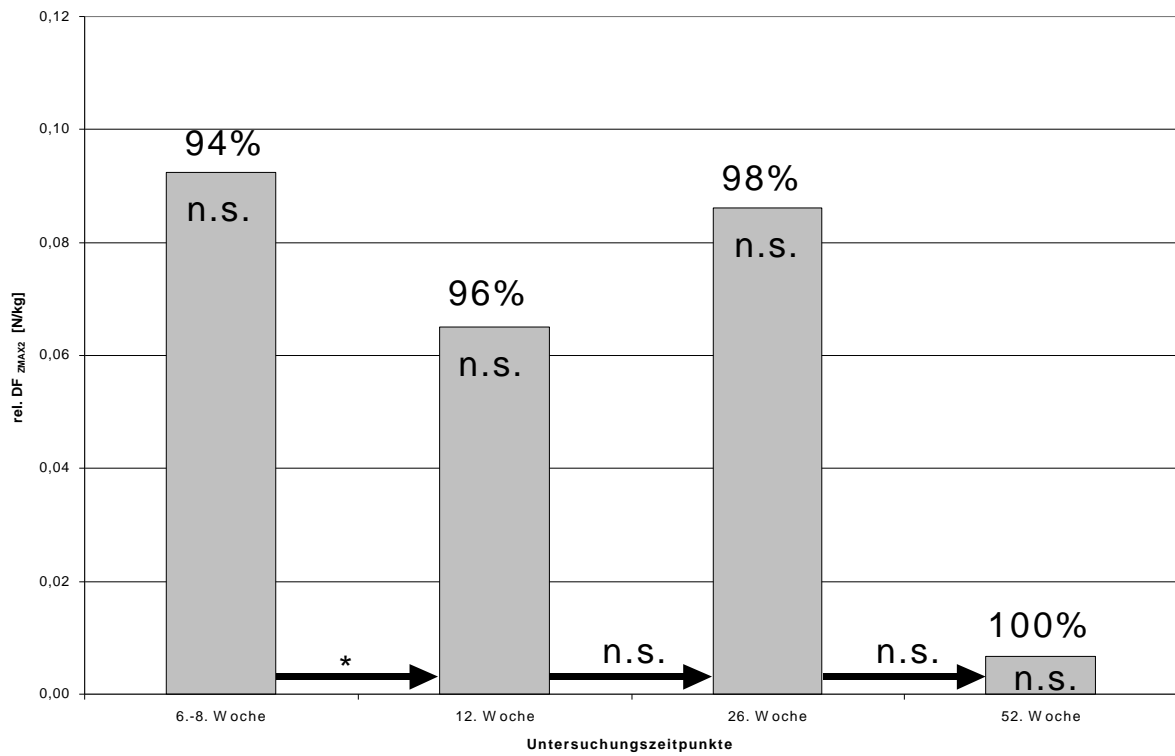
Erläuterung vgl. Abbildung 61

Abbildung 63: rel. DF_{ZMAX2} [N/kg] der Gruppe EAPIs



Erläuterung vgl. Abbildung 61

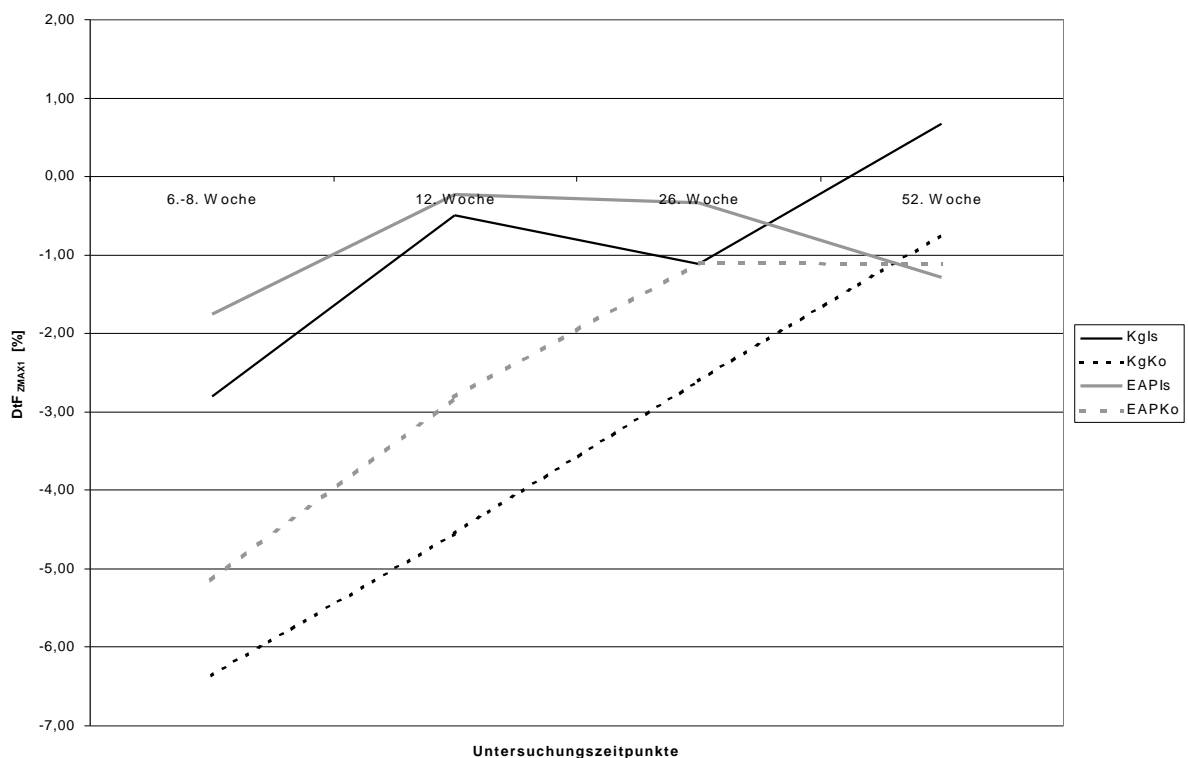
Abbildung 64: rel. DF_{ZMAX2} [N/kg] der Gruppe EAPKo



Erläuterung vgl. Abbildung 61

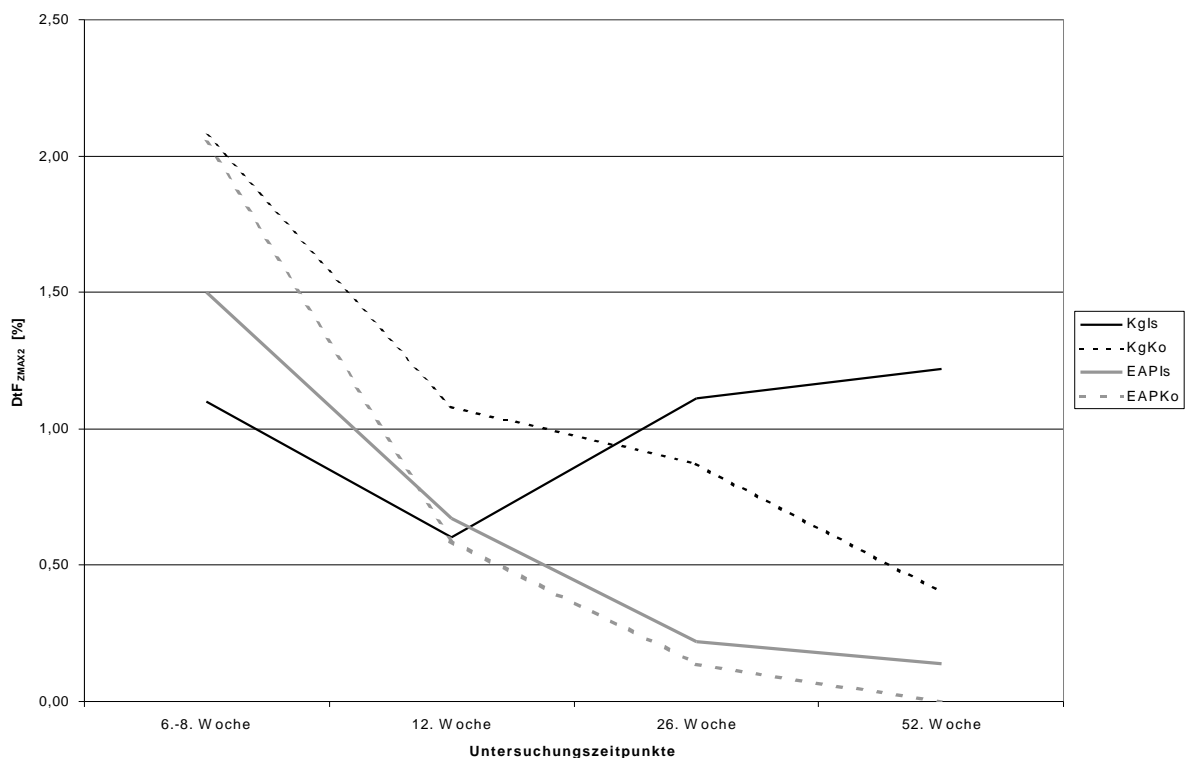
Ähnliche Aussagen können bei den zeitlichen Abweichungen von F_{ZMAX1} gemacht werden. Auch hier zeigen bis zur 26. postoperativen Woche die Gruppen mit isolierter Verletzungsform ein wesentlich höheres Symmetrieverhalten als die Gruppen KGKo und EAPKo. Des Weiteren ist zu beobachten, daß die Gruppen mit komplexer Therapieform zumindest bei komplexer Verletzung bis zur 26. postoperativen Woche deutlich günstigere Symmetriewerte erzielen als die Gruppe KGKo. Weiterhin haben mit Ausnahme der Gruppe EAPIs alle Gruppen in der 52. postoperativen Woche die besten Symmetriewerte. Die Gruppe EAPIs hingegen zeigt diese Werte in der 12. postoperativen Woche (vgl. Abb. 65).

Abbildung 65: DtF_{ZMAX1} [%] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen



Die Variable Dt_{FZMAX2} kann diese Aussagen nicht bestätigen. Mit Ausnahme der Gruppe KGIs bewegen sich alle Gruppen zum Untersuchungsende in einer Bandbreite, d.h. in der 52. postoperativen Woche erzielen alle genannten Gruppen die besten Werte. Abweichend hiervon verschlechtern sich die Werte der Gruppe KGIs ab dem zweiten Untersuchungszeitpunkt. Die zeitlichen Abweichungen zwischen beiden Extremitäten sind bei dieser Gruppe nach einem Jahr größer als in der 6.-8. Woche. Auffällig ist weiterhin, daß die Gruppen mit komplexer Verletzungsform zum ersten Untersuchungszeitpunkt die größten zeitlichen Differenzen aufweisen (vgl. Abb. 66).

Abbildung 66: Dt_{FZMAX2} [%] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen

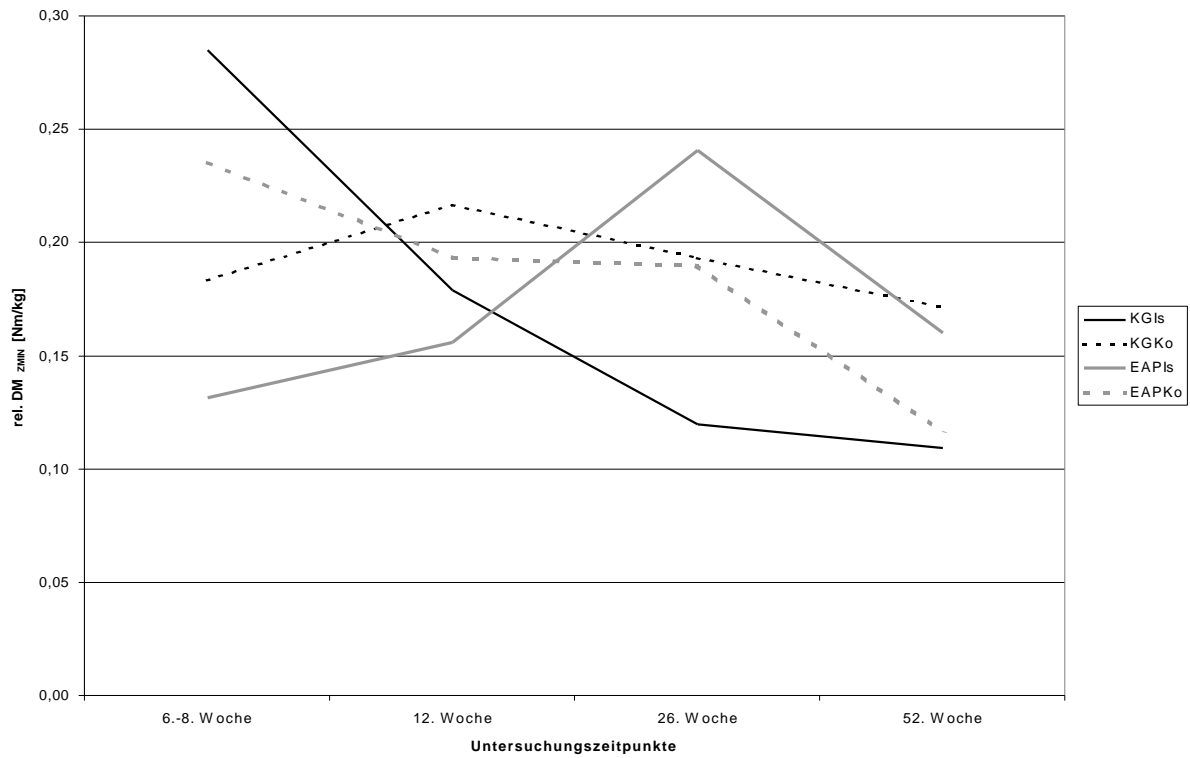


4.2.2. Kniedrehmoment in der Sagittalebene

Bei der Betrachtung der relativen sagittalen Kniemomente im ersten Teil der Standphase (rel. DM_{ZMIN}) zeigt sich ein sehr uneinheitliches Bild. Während die Gruppen mit komplexer Verletzungsform recht nah beieinander liegen, so differieren jene mit isoliertem Verletzungsmuster stark voneinander. Zu Beginn der Untersuchung zeigt die Gruppe KGIs die größten Asymmetrien hinsichtlich des sagittalen Kniemoments, die Gruppe EAPIs hingegen die größten Annäherungen beider Extremitäten. Ab der 12. postoperativen Woche kehrt sich dieses Verhältnis um, so daß am Ende der

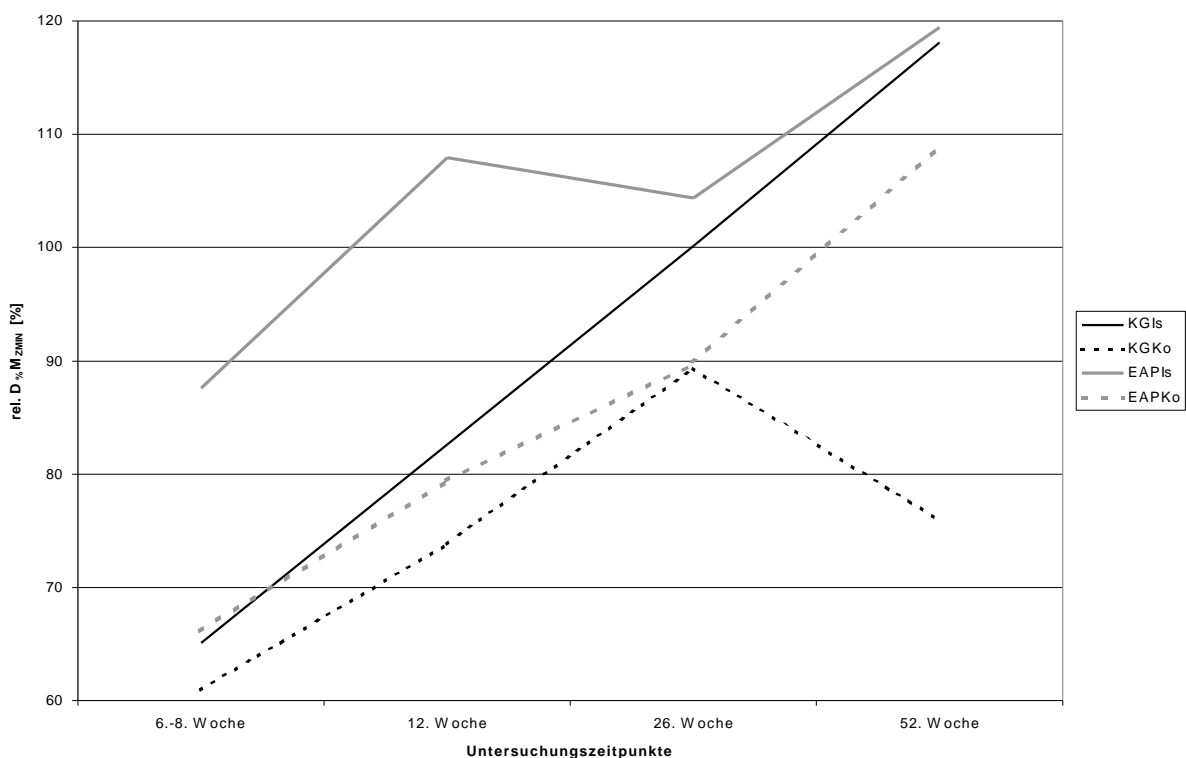
Untersuchung in der 52. postoperativen Woche die Gruppe EAPIs größere Asymmetrien aufweist als die Gruppe KGIs. Mit Ausnahme der Gruppe EAPIs zeigen alle Gruppen nach einem Jahr die größten Symmetrisierungstendenzen (vgl. Abb. 67).

Abbildung 67: rel. DM_{ZMIN} [Nm/kg] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen



Ein anderes Bild ergibt sich bei Betrachtung der prozentualen relativen Abweichungen des sagittalen Kniemoments (rel. $D\%M_{ZMIN}$). Zum ersten Untersuchungszeitpunkt zeigt auch hier die Gruppe EAPIs die größten Symmetrien zwischen beiden Extremitäten, alle anderen Gruppen zeigen wesentlich größere prozentuale Unterschiede zwischen betroffener und nicht betroffener Seite. Aus Abbildung 68 wird ersichtlich, daß mit Ausnahme der Gruppe KGKo ab der 26. postoperativen Woche auf der nicht betroffenen Seite tendenziell höhere Momente gemessen werden als auf der betroffenen. Hinsichtlich der Momentgleichheit zwischen beiden Extremitäten kann demzufolge in der 26. postoperativen Woche ein Optimum festgestellt werden.

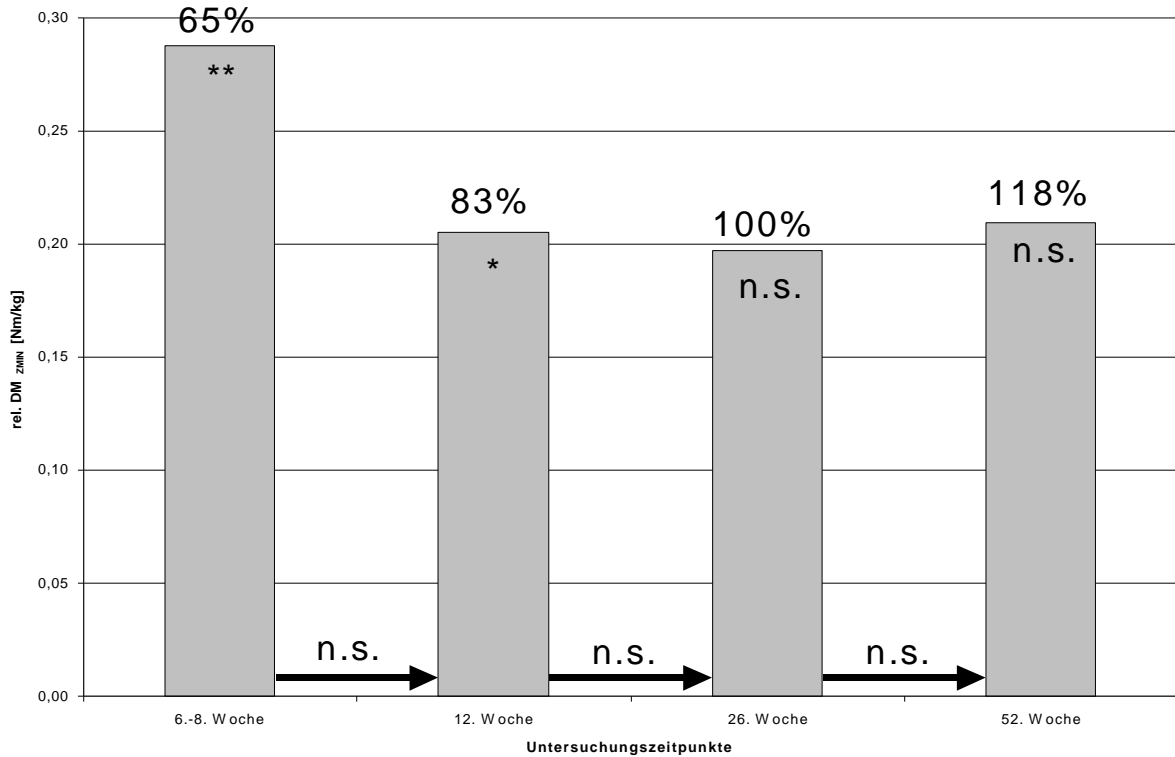
Abbildung 68: rel. $D\%M_{ZMIN}$ [%] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen



Die in den Abbildungen 67 und 68 dargestellten Unterschiede erweisen sich jedoch nur teilweise als signifikant. Auffällig ist, daß die in Abbildung 71 dargestellten Differenzen für die Gruppe EAPIs zu keinem Untersuchungszeitpunkt signifikant sind. Ein anderes Bild ergibt sich für die übrigen Gruppen. Diese zeigen durchweg zum ersten Untersuchungszeitpunkt mindestens signifikante Unterschiede. In der 12. postoperativen Woche zeigt die Gruppe KGIs (vgl. Abb. 69) noch schwach signifikante Differenzen, die Gruppen KGKo (vgl. Abb. 70) und EAPKo (vgl. Abb. 72) jedoch hoch signifikante Unterschiede. Die Gruppe KGKo weist sogar in der 52. postoperativen Woche erneut signifikante Asymmetrien zwischen beiden Extre-

mitäten auf. Durchweg sind die Verbesserungen bzw. Verschlechterungen zwischen den Untersuchungszeitpunkten jedoch nicht signifikant.

Abbildung 69: rel. DM_{ZMIN} [Nm/kg] der Gruppe KGIs



Erläuterung:

Positive Werte kennzeichnen verminderte Drehmomente auf der nicht betroffenen Seite.

Symbole im Balken = Irrtumswahrscheinlichkeit des Student-t-Tests für den Vergleich der betroffenen zur nicht betroffenen Extremität

Pfeile zwischen den Balken = Irrtumswahrscheinlichkeit der Veränderung des betrachteten Parameters zwischen zwei Untersuchungszeitpunkten mit:

*** = $p < 1\%$ (0.01) = hoch signifikant

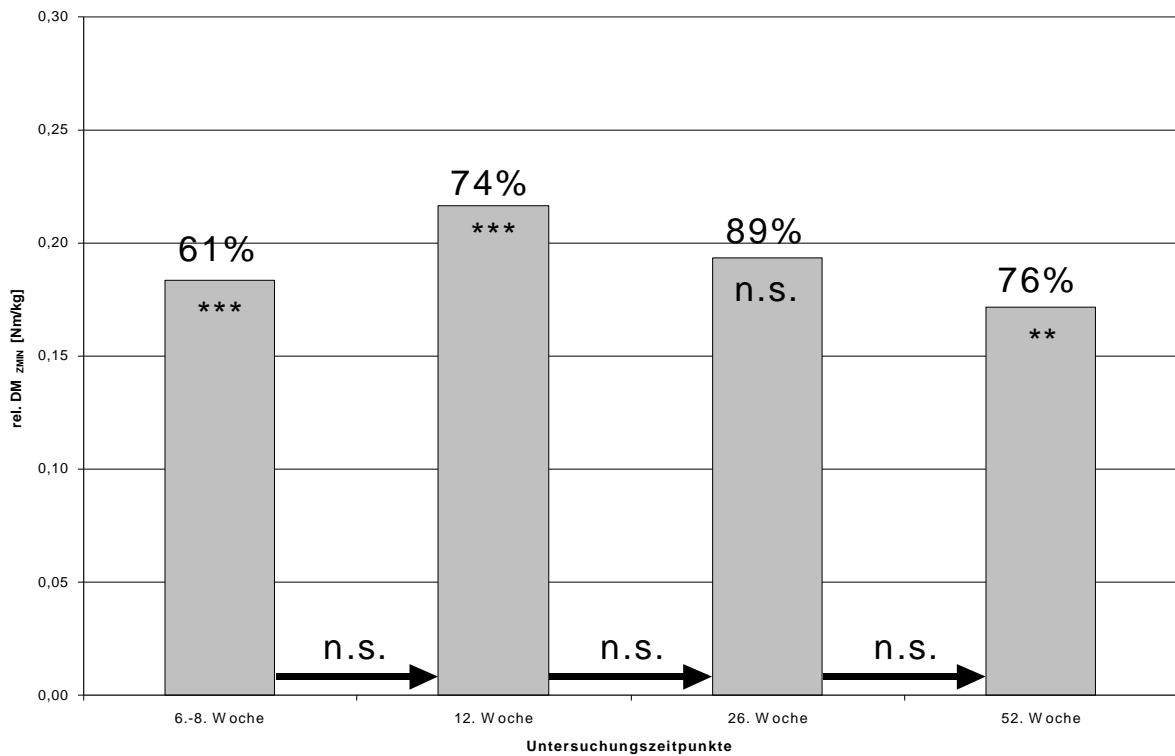
** = $p < 2.5\%$ (0.025) = signifikant

* = $p < 5\%$ (0.05) = schwach signifikant

n.s. = $p > 5\%$ = nicht signifikant

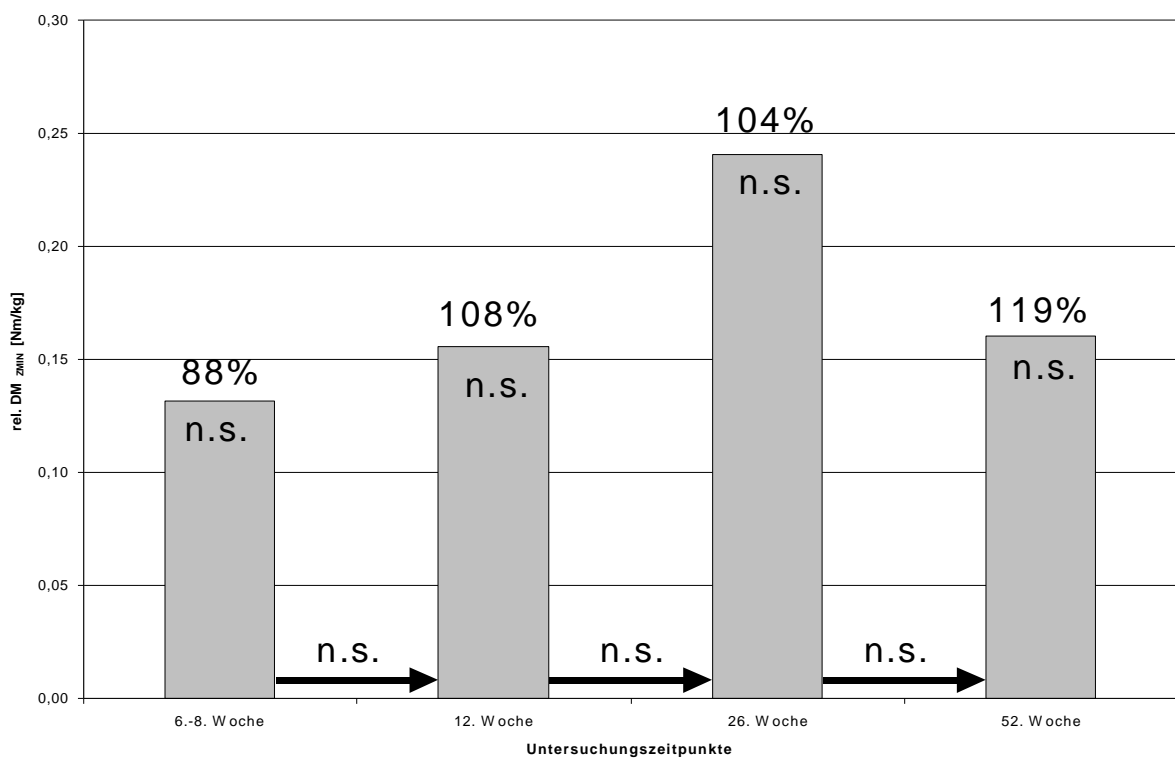
Prozentangabe = betrachtete Variable als prozentuale Abweichung der nicht betroffenen von der betroffenen Extremität

Abbildung 70: rel. DM_{ZMIN} [Nm/kg] der Gruppe KGKo



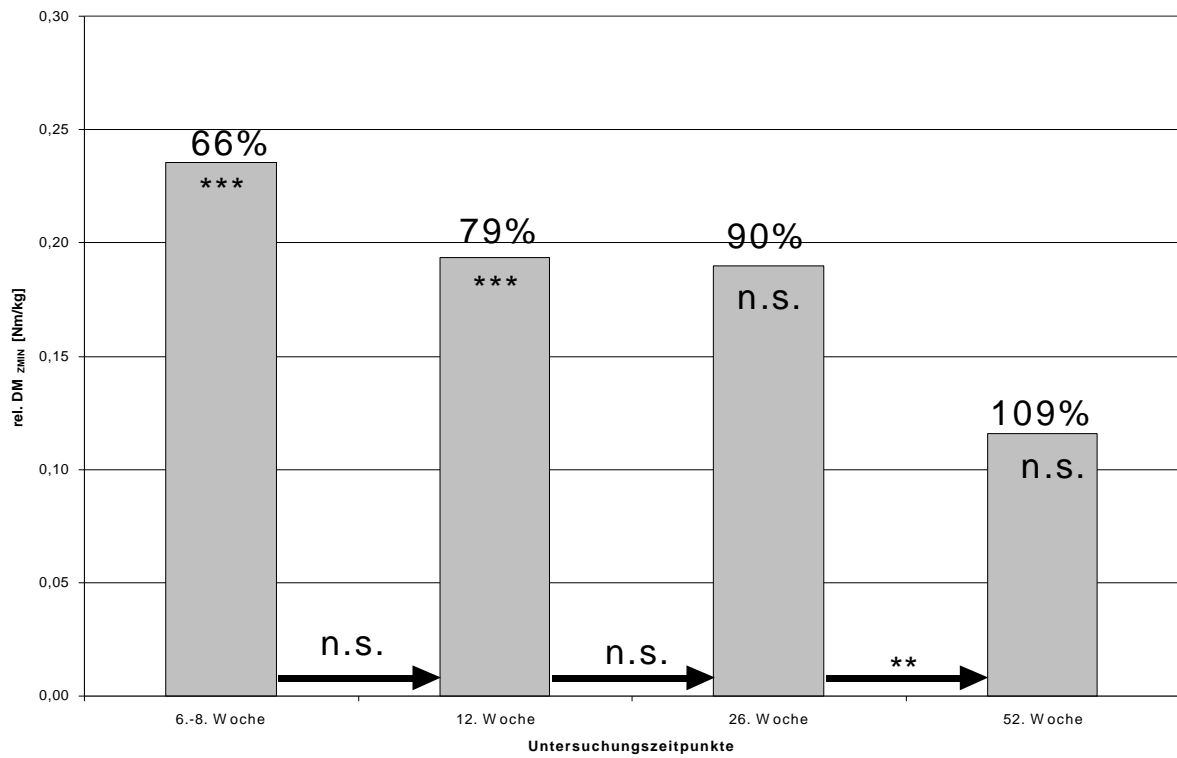
Erläuterung vgl. Abbildung 69

Abbildung 71: rel. DM_{ZMIN} [Nm/kg] der Gruppe EAPIs



Erläuterung vgl. Abbildung 69

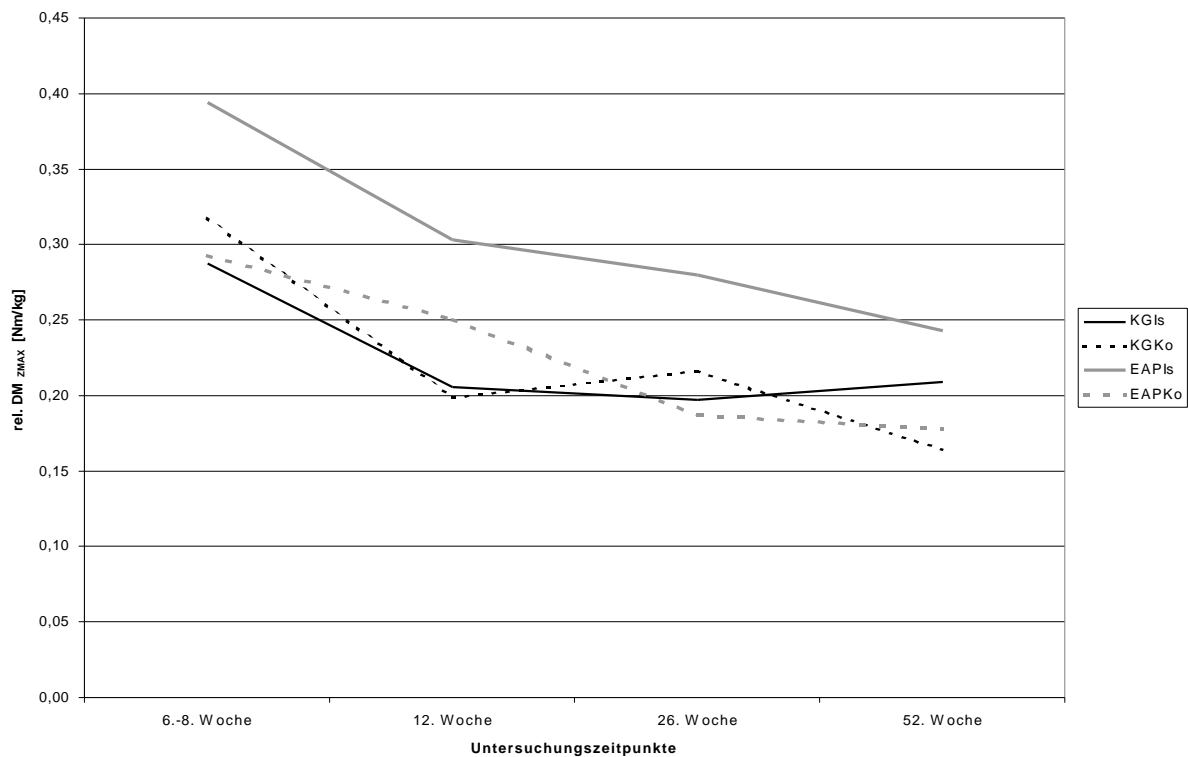
Abbildung 72: rel. DM_{ZMIN} [Nm/kg] der Gruppe EAPKo



Erläuterung vgl. Abbildung 69

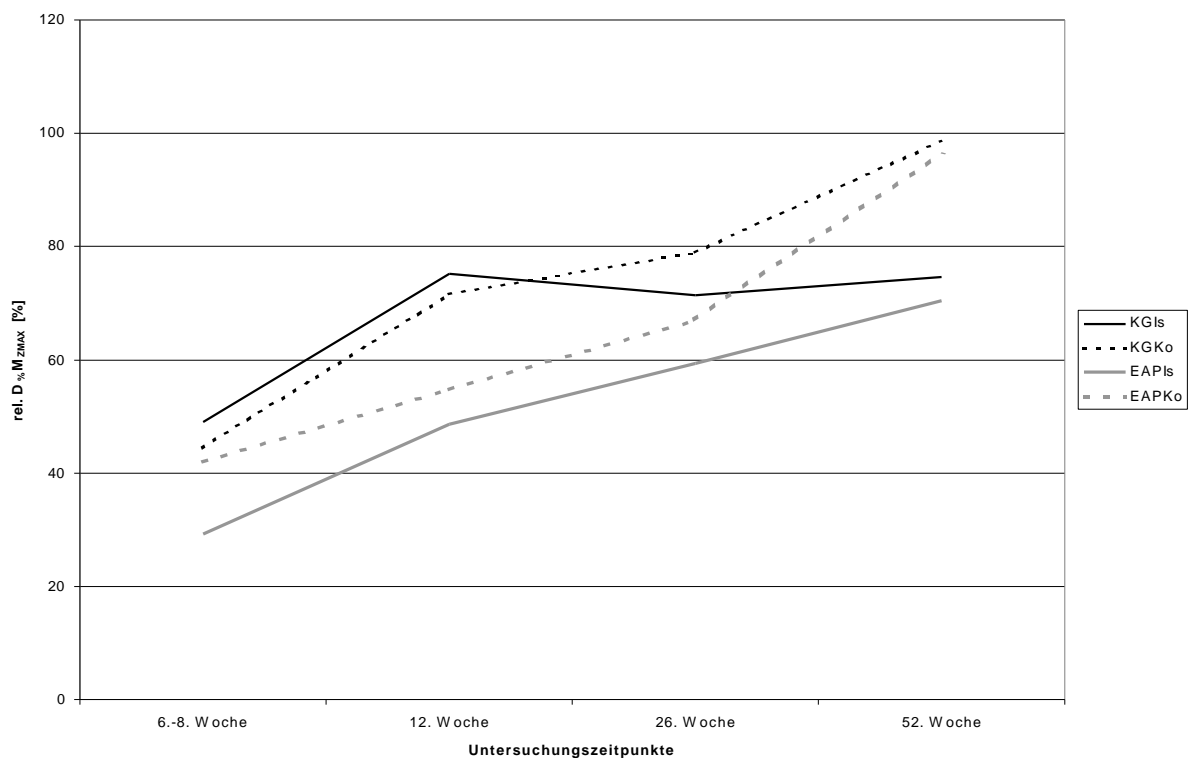
Die Kurvenverläufe der relativen Differenz der sagittalen Kniemomente im zweiten Teil der Standphase (rel. DM_{ZMAX}) zeigen, daß sämtliche Gruppen zum Untersuchungsende hin größere Symmetriewerte erzielen als zum Untersuchungsbeginn, wobei auffälligerweise die Gruppen mit komplexer Verletzungsform in der 52. postoperativen Woche bessere Symmetriewerte erzielen als die Gruppen mit isolierter vorderer Kreuzbandruptur. Im Gegensatz zum rel. DM_{ZMIN} zeigt die Gruppe EAPIs in der ersten postoperativen Untersuchung die größten absoluten Differenzen des Bewertungsparameters rel. DM_{ZMAX} . Die Differenz zu den anderen drei Gruppen setzt sich bis zum Untersuchungsende hin fort (vgl. Abb. 73).

Abbildung 73: rel. DM_{ZMAX} [Nm/kg] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen



Ähnlich gestaltet sich der Verlauf der Kurven der relativen prozentualen Differenzen der Kniemomente im zweiten Teil der Standphase (rel. $D_{\%}M_{ZMAX}$). Auch hier wird ersichtlich, daß die Gruppe EAPIs über den kompletten Untersuchungszeitraum die geringsten Symmetrieerscheinungen aufweist. Noch auffälliger sind die Unterschiede je nach Komplexität der Verletzung. Während sich die Gruppen mit komplexem Verletzungsmuster in der 52. postoperativen Woche dem Wert 100% recht gut annähern, verweilen die Gruppen mit isolierter Ruptur des vorderen Kreuzbandes zwischen 70% und 80% (vgl. Abb. 74).

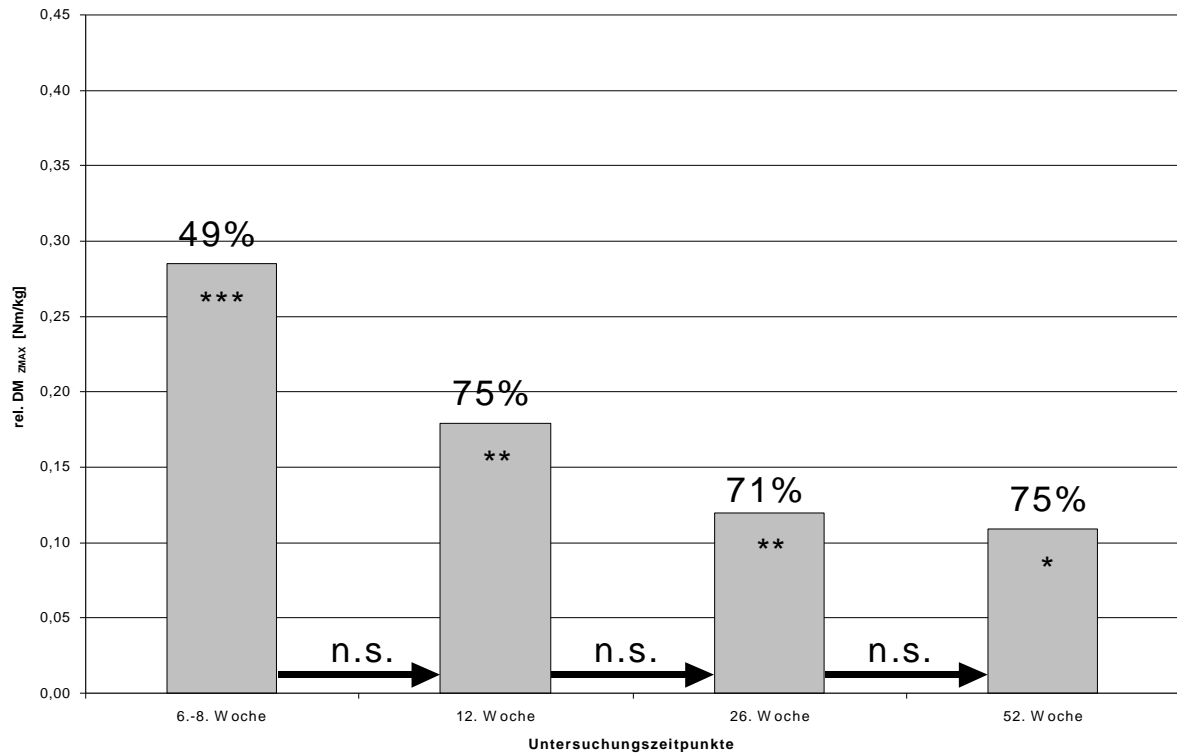
Abbildung 74: rel. $D_{\%}M_{ZMAX}$ [%] im Untersuchungsängsschnitt über alle vier Gruppen



Während in den Abbildungen 73 und 74 der Eindruck entsteht, daß die Gruppe EAPIs in der 52. postoperativen Woche die schlechtesten Werte zeigt, so wird aus Abbildung 77 ersichtlich, daß die Unterschiede in der letzten Untersuchung nicht signifikant sind. Auf der anderen Seite zeigt Abbildung 78, daß die in den Abbildungen 73 und 74 dargestellten recht hohen Symmetrien für die Gruppe EAPKo immerhin noch schwach signifikant sind (vgl. Abb. 78). Nicht widersprüchlich erscheinen die Ergebnisse in der 52. postoperativen Woche für die Gruppe KGIs (vgl. Abb. 75) und die Gruppe KGKo (vgl. Abb. 76). Letztere zeigt bereits zum dritten Untersuchungszeitpunkt nicht signifikante Unterschiede zwischen beiden Extremitäten. Alle anderen Gruppen weisen zu diesem und früheren Untersuchungszeitpunkten noch mindestens signifikante Unterschiede auf. Die Gruppe EAPIs zeigt von der ersten zur

zweiten Untersuchung signifikante Verbesserungen, die Gruppe EAPKo zeigt diese Verbesserungen von der zweiten zur dritten Untersuchung. Alle anderen Verbesserungen oder Verschlechterungen können als nicht signifikant betrachtet werden.

Abbildung 75: rel. DM_{ZMAX} [Nm/kg] der Gruppe KGIs



Erläuterung:

Positive Werte kennzeichnen verminderte Drehmomente auf der nicht betroffenen Seite.

Symbole im Balken = Irrtumswahrscheinlichkeit des Student-t-Tests für den Vergleich der betroffenen zur nicht betroffenen Extremität

Pfeile zwischen den Balken = Irrtumswahrscheinlichkeit der Veränderung des betrachteten Parameters zwischen zwei Untersuchungszeitpunkten mit:

*** = $p < 1\%$ (0.01) = hoch signifikant

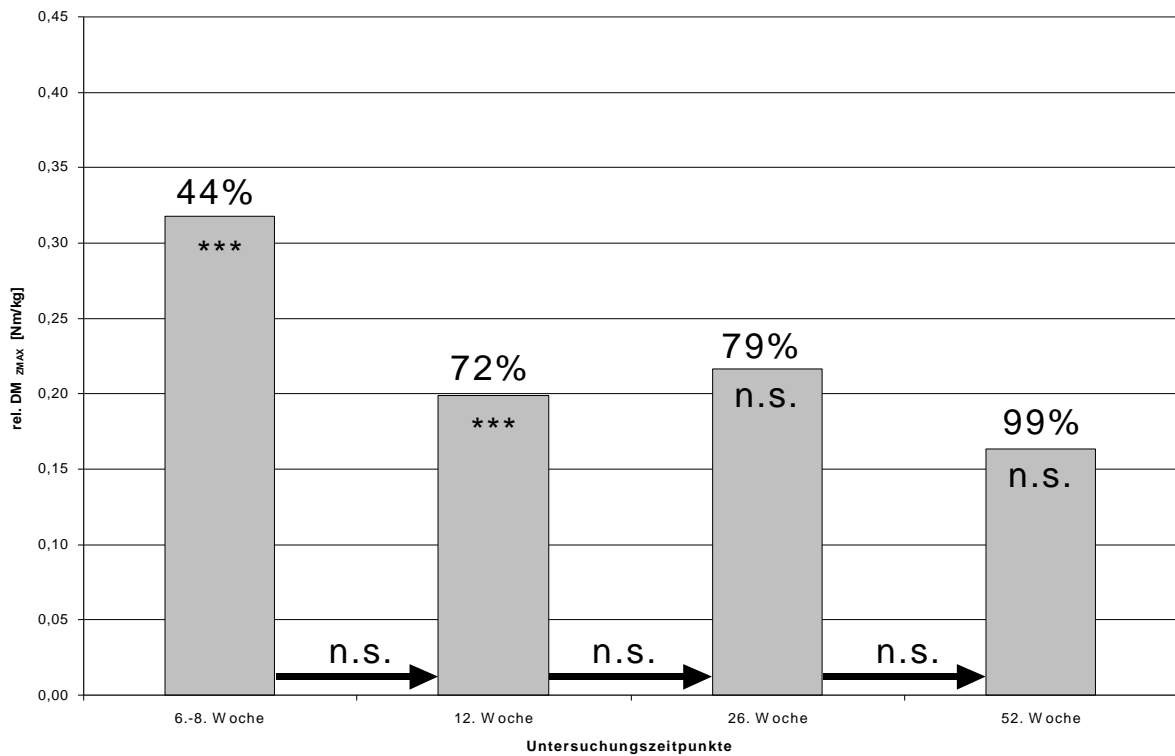
** = $p < 2.5\%$ (0.025) = signifikant

* = $p < 5\%$ (0.05) = schwach signifikant

n.s. = $p > 5\%$ = nicht signifikant

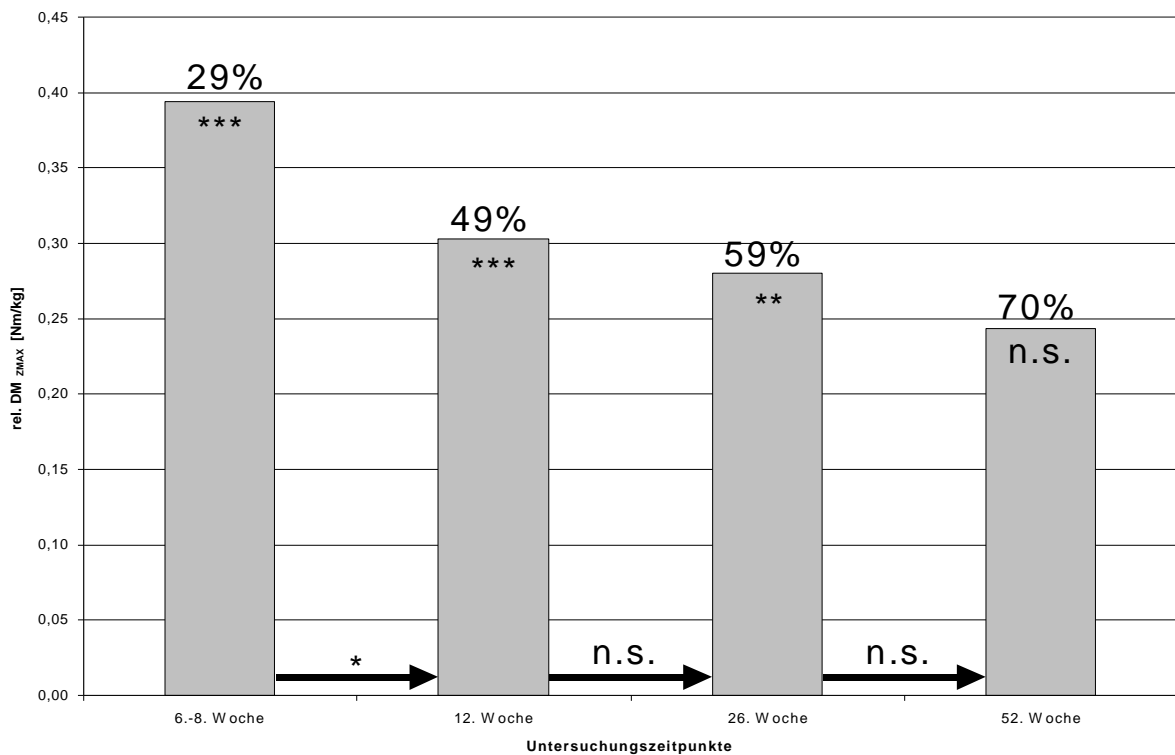
Prozentangabe = betrachtete Variable als prozentuale Abweichung der nicht betroffenen von der betroffenen Extremität

Abbildung 76: rel. DM_{ZMAX} [Nm/kg] der Gruppe KGKo



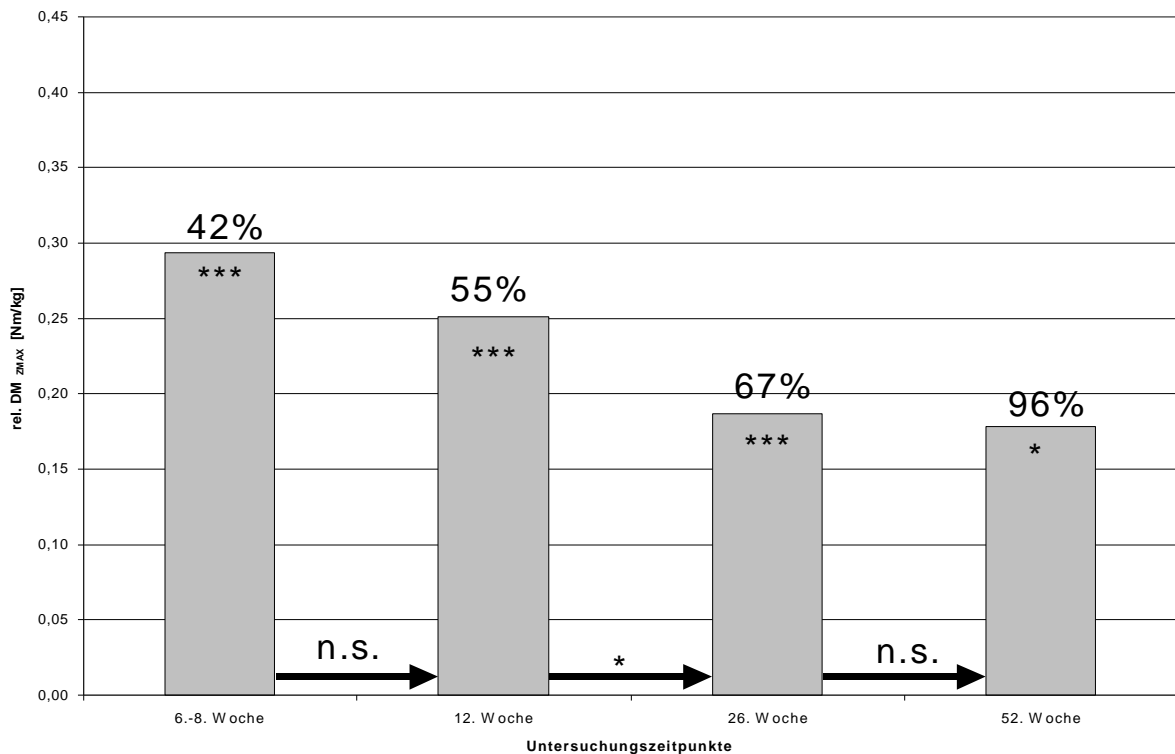
Erläuterung vgl. Abbildung 75

Abbildung 77: rel. DM_{ZMAX} [Nm/kg] der Gruppe EAPIs



Erläuterung vgl. Abbildung 75

Abbildung 78: rel. DM_{ZMAX} [Nm/kg] der Gruppe EAPKo



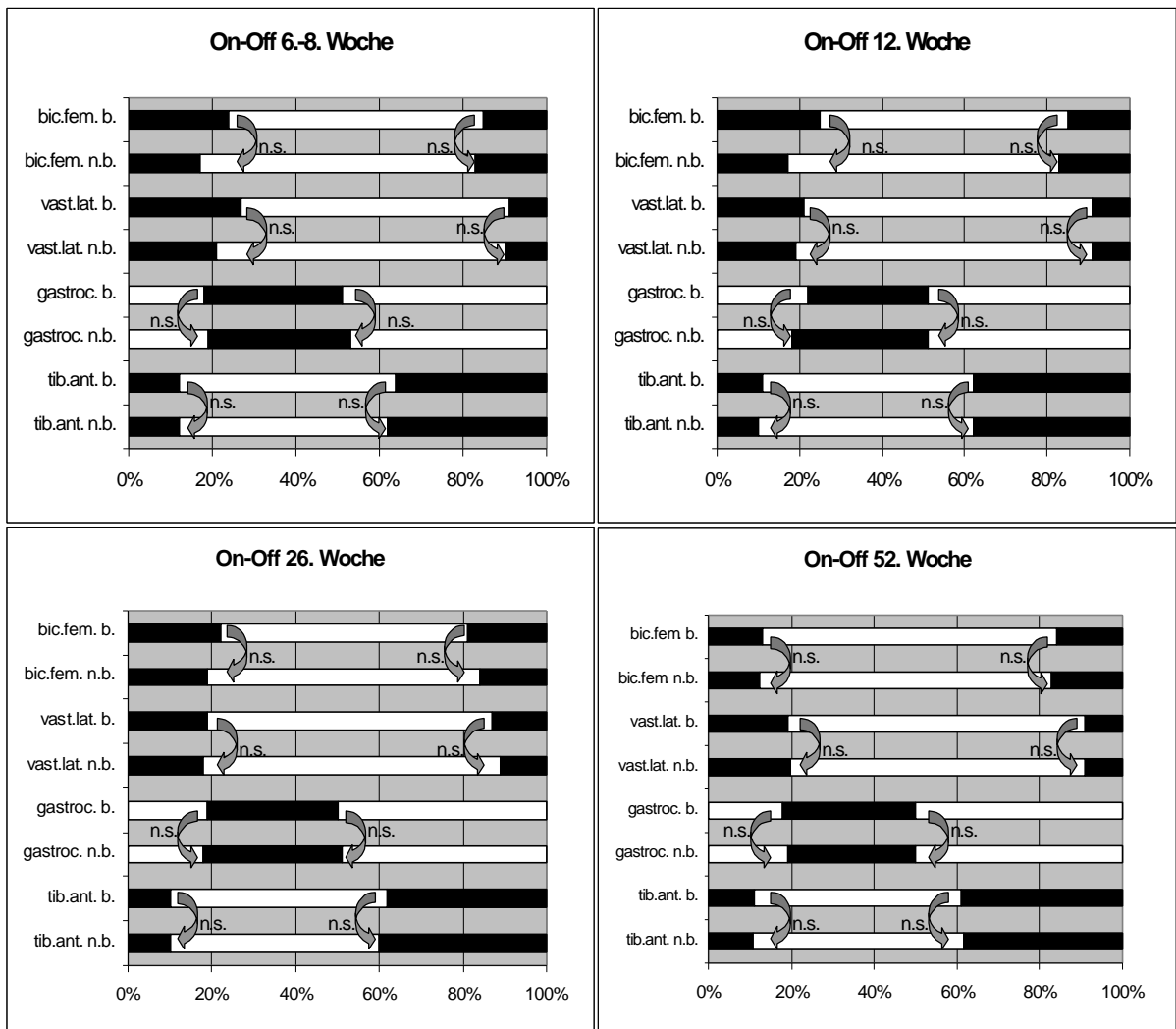
Erläuterung vgl. Abbildung 75

4.3. Elektromyographische Untersuchung (Ludwig)

Die Auswertung der elektromyographischen Untersuchung zeigt hinsichtlich der motorischen Ansteuerung der ausgewählten Muskeln zu keinem Untersuchungszeitpunkt in keiner Gruppe signifikante Unterschiede (vgl. Abb. 79 bis 82). Die Abbildungen zeigen auf der Abszisse die Doppelschrittzeit [%] und auf der Ordinate die abgegriffenen Muskeln für betroffene und nicht betroffene Seite. Dargestellt sind die Ergebnisse für jede Gruppe zu den vier betrachteten Untersuchungszeitpunkten.

Zwar bestehen zum ersten und zweiten postoperativen Untersuchungszeitpunkt Unterschiede in der vorderen und hinteren Oberschenkelmuskulatur zwischen betroffener und nicht betroffener Extremität, jedoch sind diese statistisch zufällig. Auch kann es vorkommen, daß im Einzelfall beide Extremitäten voneinander abweichen, diese Unterschiede sind jedoch dann individuell als gegebenes Bewegungsmuster zu bewerten und zu interpretieren.

Abbildung 79: Motorische Aktivitätszeiträume der Gruppe KGIs im Untersuchungs-längsschnitt



Erläuterung:

bic.fem. = M. biceps femoris

vast.lat. = M. vastus lateralis

gastroc. = M. gastrocnemius

tib.ant. = M. tibialis anterior

b. = betroffene Extremität

n.b. = nicht betroffene Extremität

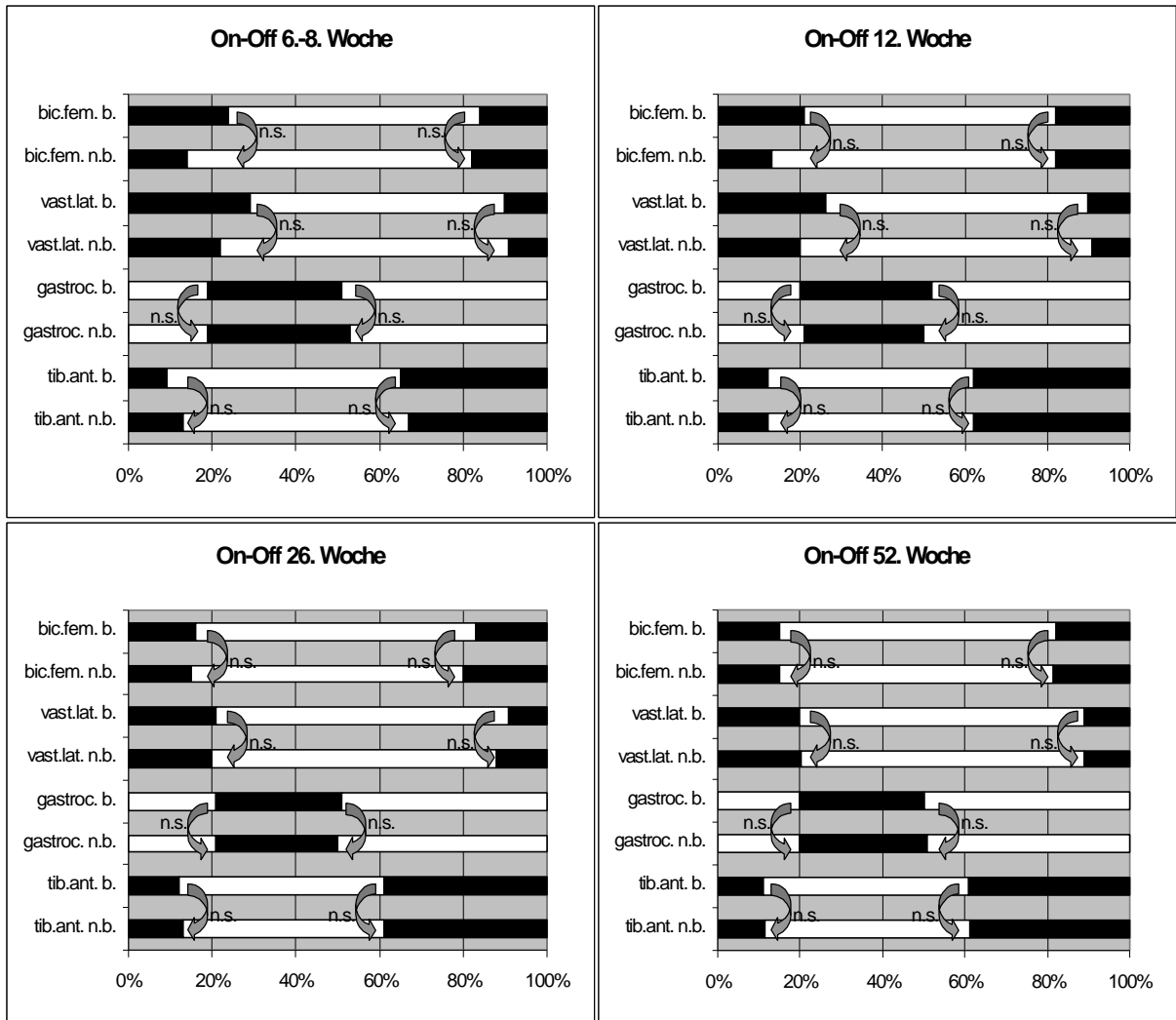
schwarzer Balken = Zeitraum hoher muskulärer Aktivität

weißer Balken = Zeitraum niedriger elektrischer Aktivität

Pfeile zwischen den Balken = Irrtumswahrscheinlichkeit des Student-t-Tests für den Vergleich der betroffenen zu der nicht betroffenen Extremität mit:

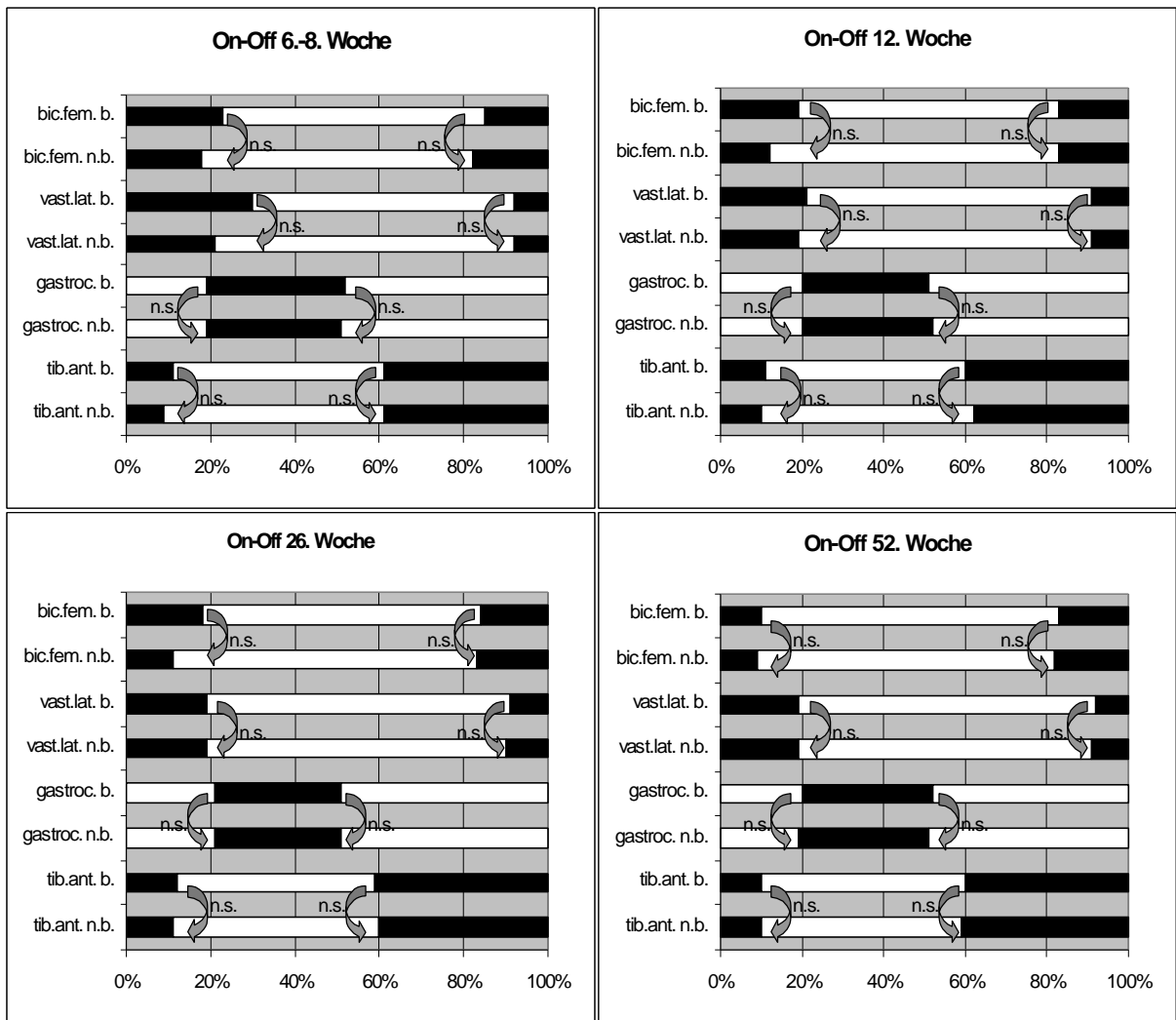
n.s. = nicht signifikant

Abbildung 80: Motorische Aktivitätszeiträume der Gruppe KGKo im Untersuchungs-
längsschnitt



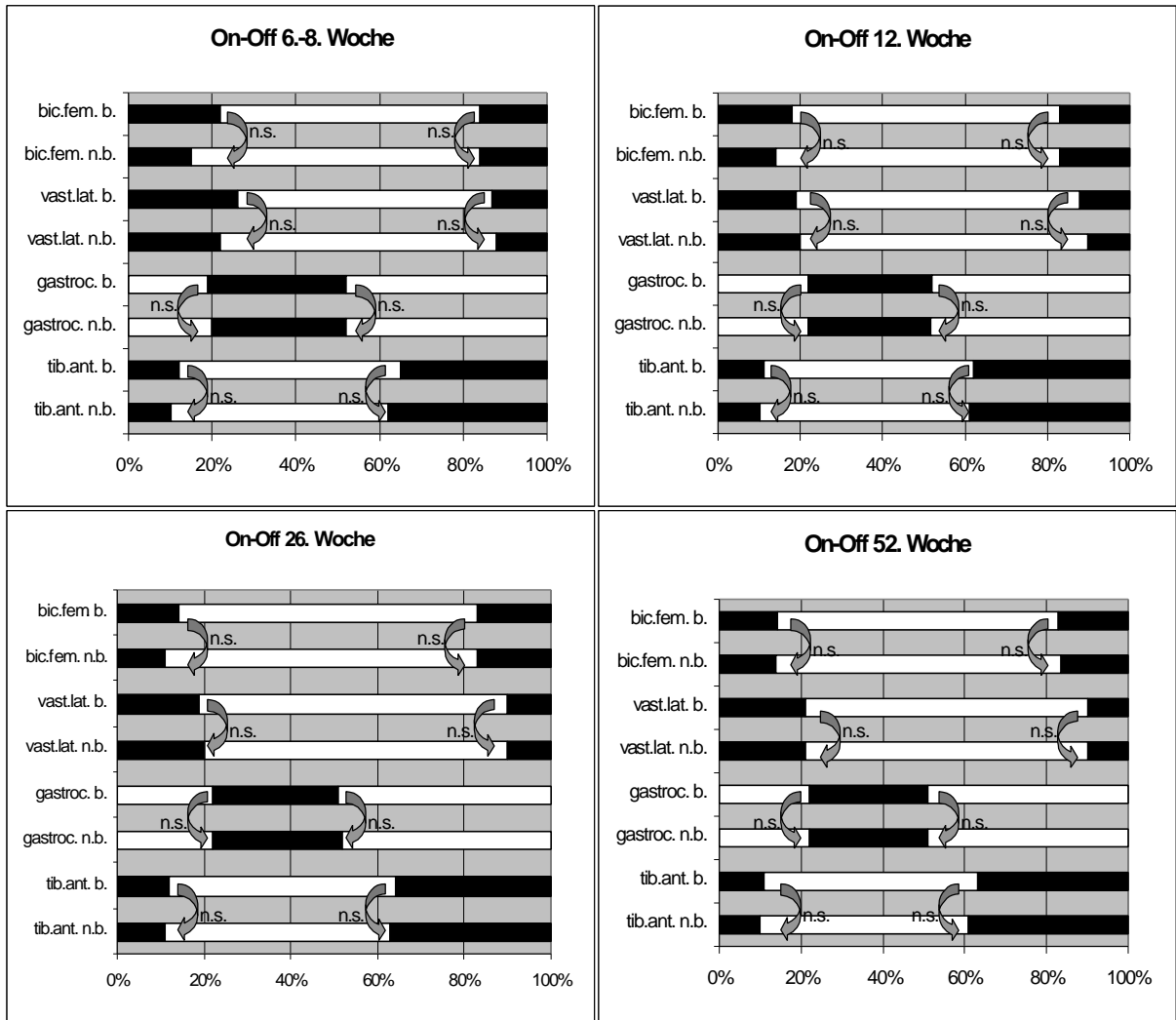
Erläuterung vgl. Abb. 79

Abbildung 81: Motorische Aktivitätszeiträume der Gruppe EAPIs im Untersuchungs-
längsschnitt



Erläuterung vgl. Abb. 79

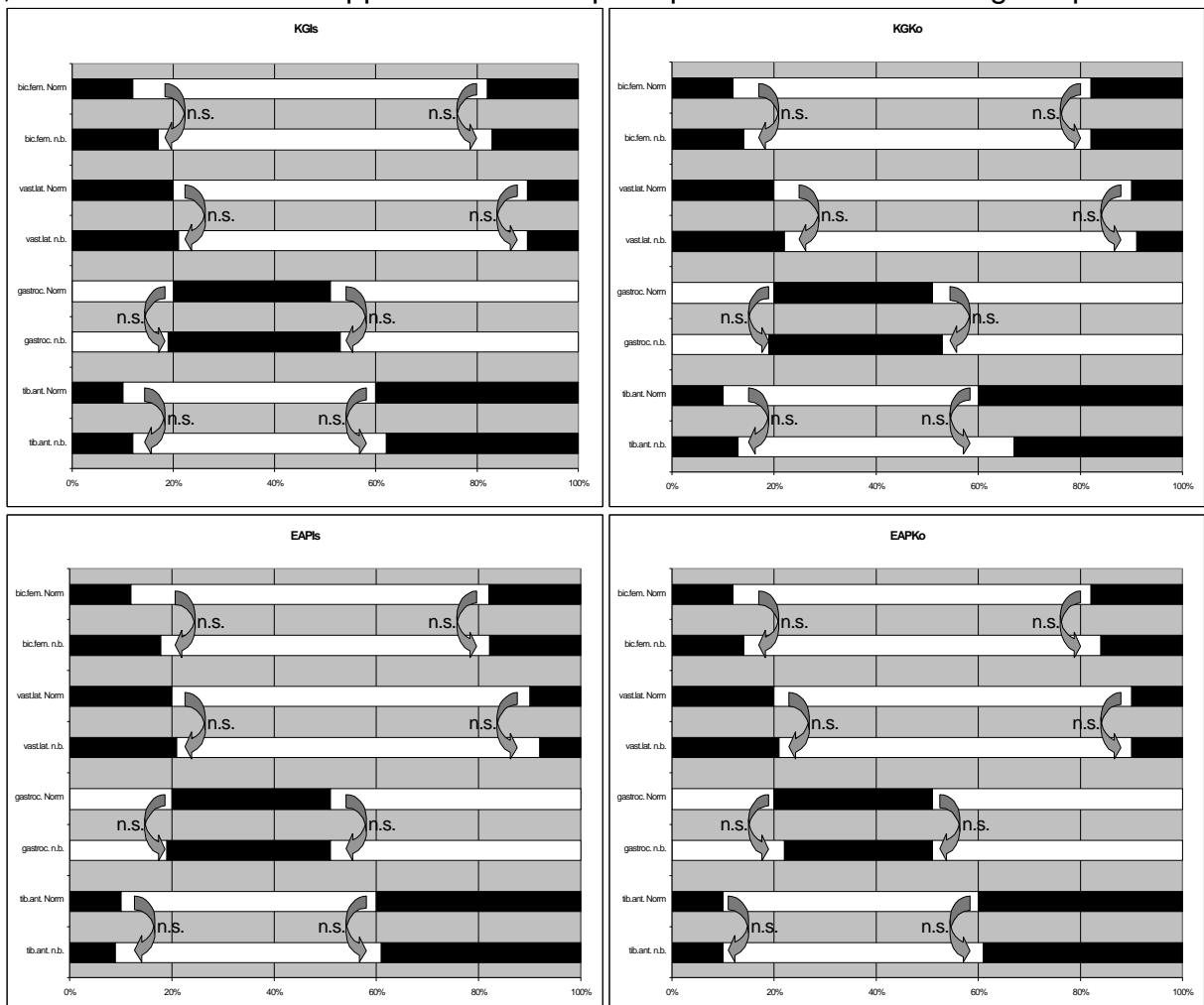
Abbildung 82: Motorische Aktivitätszeiträume der Gruppe EAPKo im Untersuchungslängsschnitt



Erläuterung vgl. Abb. 79

Bestätigt wird dieses durch die Tatsache, daß zwischen einem aus allen nicht betroffenen Extremitäten aller vier Gruppen zum letzten Untersuchungszeitpunkt kreierte Normbein⁴³ und den nicht betroffenen Extremitäten zum Untersuchungszeitpunkt 6.-8. postoperative Woche keine signifikanten Unterschiede bestehen. Dieses geschieht auch vor dem Hintergrund der Annahme, daß die nicht verletzte Extremität Defizite der betroffenen Seite kompensiert. Eine solche Kompensation müßte sich in einem veränderten Aktivitätsmuster der Beinmuskulatur bemerkbar machen. Wie aus Abbildung 83 ersichtlich wird, ist dies in der 6.-8. postoperativen Woche nach der Operation nicht der Fall. Auch zu späteren Untersuchungszeitpunkten konnten keine Unterschiede zwischen dem ‚Normbein‘ und der nicht betroffenen Extremität statistisch nachgewiesen werden.

Abbildung 83: Vergleichende Darstellung der nicht betroffenen Extremität mit einem ‚Normbein‘ aller vier Gruppen zum ersten postoperativen Untersuchungszeitpunkt



Erläuterung vgl. Abb. 79

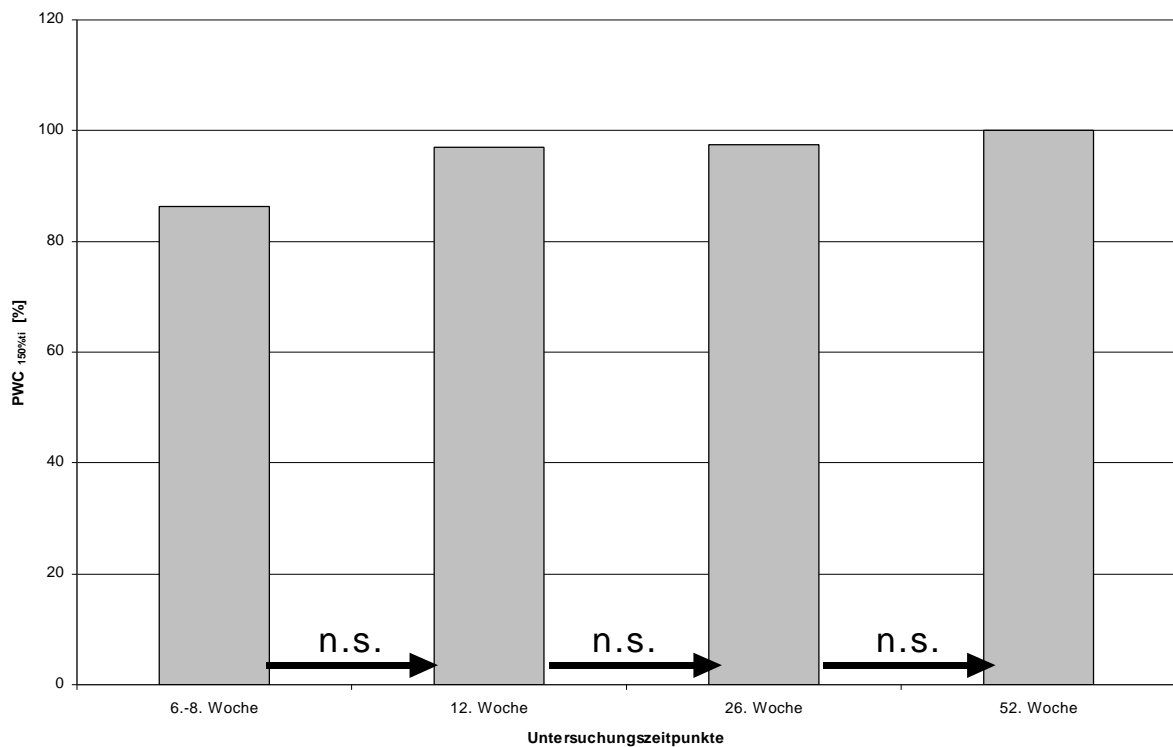
43 Dieses Normbein entspricht im wesentlichen den von PERRY/SUTHERLAND 1995 kreierte Aktivitätszeiträumen wie sie in Kapitel 2.2.1.3 Abbildung 12a-d dargestellt sind.

4.4. Atemgasanalyse (Köcher)

4.4.1. Power-Work-Capacity

Die Auswertung der atemgasanalytischen Untersuchung hinsichtlich des $PWC_{150\%}$ zeigt, daß ab der 12. postoperative Woche sämtliche Gruppen auf einem Leistungsniveau sind, ab dem keine signifikanten Leistungszuwächse mehr erzielt werden. Während die Gruppen mit isolierter vorderer Kreuzbandruptur dieses Verhalten auch von der ersten zur zweiten postoperativen Untersuchung aufweisen, zeigen die Gruppen mit komplexem Verletzungsmuster hier das Gegenteil. Am ausgeprägtesten ist die Differenz zur letzten Untersuchung in der Gruppe KGKo. Hier liegt das anfängliche Leistungsniveau bei etwa 70% des postoperativen Zustandes nach einem Jahr. Die Gruppe EAPIs erzielt in der 6.-8. postoperativen Woche ca. 80% des Wertes nach einem Jahr, die Gruppen KGIs und EAPKo erreichen zu diesem Zeitpunkt schon fast 90%. Zum zweiten Untersuchungszeitpunkt hat die Gruppe KGIs die besten Werte, während alle anderen Gruppen um 90% pendeln. Spätestens nach der 26. postoperativen Woche sind in allen Gruppen keine nennenswerten Differenzen mehr im Vergleich zur letzten Untersuchung zu sehen (vgl. Abb. 84 bis 87).

Abbildung 84: $PWC_{150\%ti}$ [%] der Gruppe KGIS im Untersuchungslängsschnitt



Erläuterung:

Pfeile zwischen den Balken = Irrtumswahrscheinlichkeit der Veränderung des betrachteten Parameters zwischen zwei Untersuchungszeitpunkten

Fortsetzung der Erläuterung zu Abb. 84:

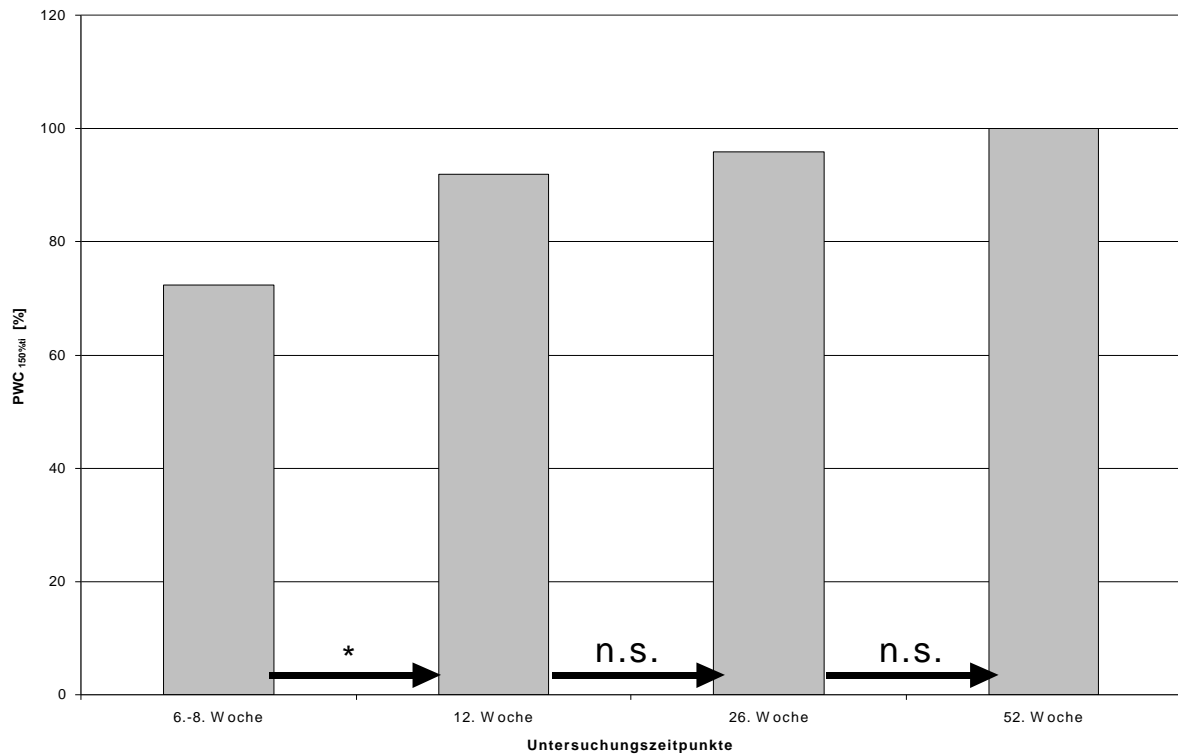
*** = $p < 1\%$ (0.01) = hoch signifikant

** = $p < 2.5\%$ (0.025) = signifikant

* = $p < 5\%$ (0.05) = schwach signifikant

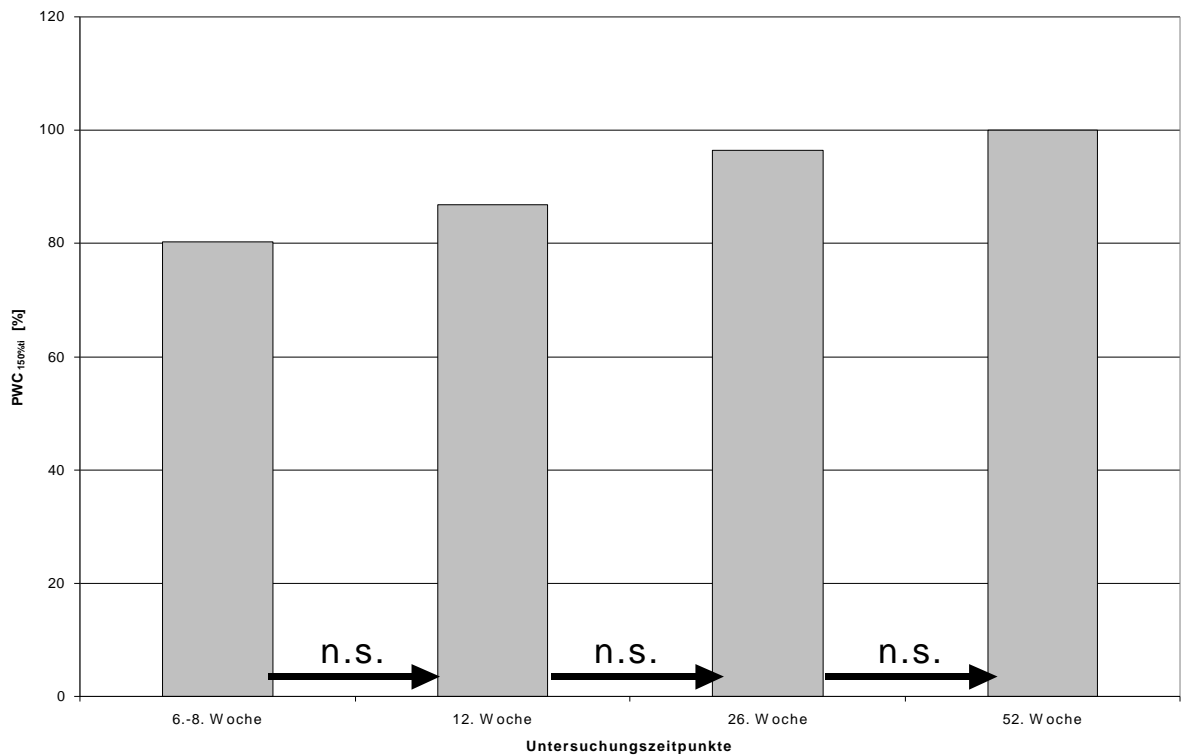
n.s. = $p > 5\%$ = nicht signifikant

Abbildung 85: $PWC_{150\%ti}$ [%] der Gruppe KGKO im Untersuchungsängsschnitt



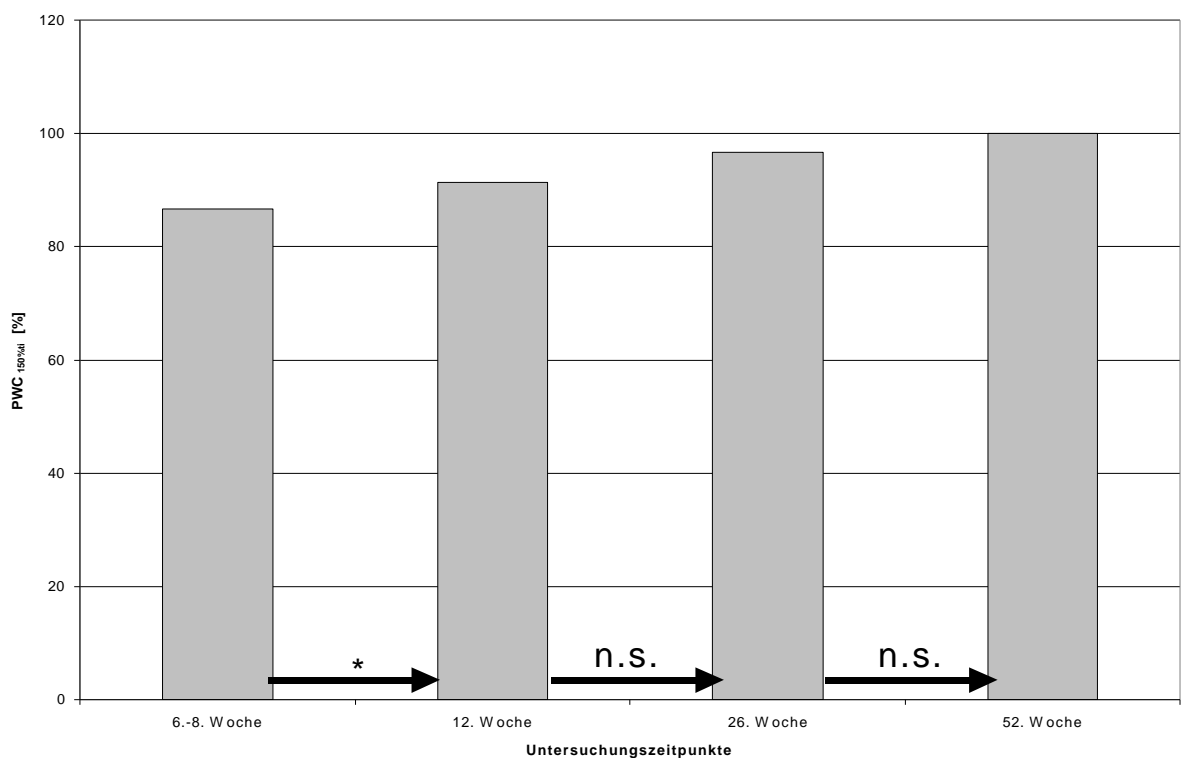
Erläuterung vgl. Abbildung 84

Abbildung 86: PWC_{150%ti} [%] der Gruppe EAPIs im Untersuchungslängsschnitt



Erläuterung vgl. Abbildung 84

Abbildung 87: PWC_{150%ti} [%] der Gruppe EAPKo im Untersuchungslängsschnitt



Erläuterung vgl. Abbildung 84

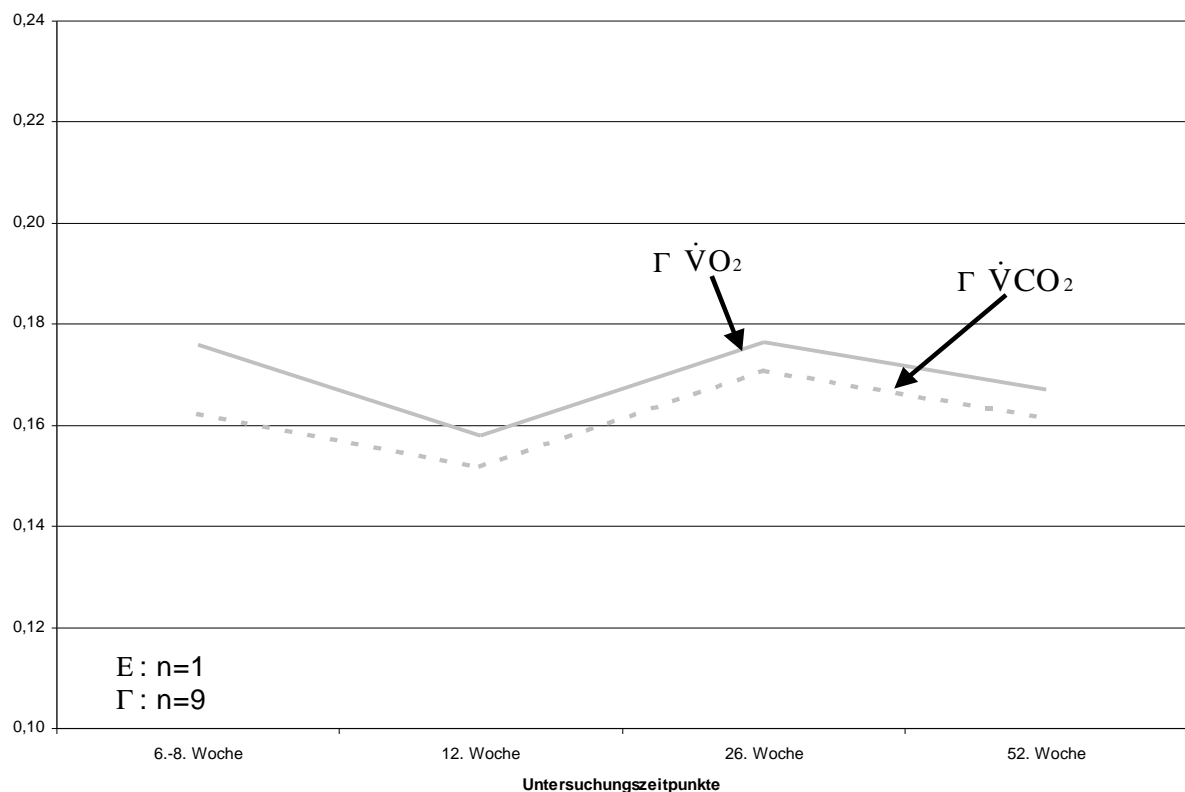
4.4.2. Sauerstoffverbrauch und Kohlendioxidausstoß

Wesentlich heterogener gestalten sich die Aussagen bezüglich der Meßwerte von $\dot{V}O_2$ und $\dot{V}CO_2$, welche auf ein Kilogramm Körpergewicht und ein Watt Ergometerleistung normiert wurden. Aufgrund der angenommenen Submaximalität der Leistung sind die Abbildungen 88 bis 91 in der Art zu interpretieren, daß je geringer die angegebenen Werte sind, desto leistungsfähiger der Patient einzustufen ist. Des weiteren bieten diese Abbildungen jedoch Gelegenheit, die Submaximalität der Leistung zu falsifizieren. Dies ist dann der Fall, wenn die Meßwerte von $\dot{V}CO_2$ größer sind als die Werte von $\dot{V}O_2$ (vgl. besonders Abb. 89). In diesem Fall ist der Respiratorische Quotient größer als 1, so daß die dargestellte Leistung bei 150 bpm als nicht submaximal gewertet werden muß.

In Abbildung 88 sind die Meßwerte der Gruppe KGIs ausschließlich für männliche Teilnehmer dargestellt. Aufgrund der Tatsache, daß eine genügende Anzahl von Patientinnen in dieser Gruppe nicht zur Verfügung stand, soll auf deren Darstellung in dieser Gruppe hier verzichtet werden. Die männlichen Teilnehmer zeigen in der 6.-8. und 26. postoperativen Woche maximale Werte, so daß die erzielte Leistung zu diesen Zeitpunkten im Untersuchungslängsschnitt als das schlechteste Ergebnis bewertet werden kann. Die besten Ergebnisse werden zur 12. postoperativen Woche erzielt (die Leistungssteigerungen für den Parameter $\dot{V}CO_2$ sind hierbei schwach signifikant). Auch ab der 26. postoperativen Woche ist erneut eine Leistungssteigerung zu beobachten.

Abbildung 88: rel. $\dot{V}O_2$ (PWC150) und rel. $\dot{V}CO_2$ (PWC150) [$ml \cdot kg^{-1} \cdot W^{-1} \cdot min^{-1}$] der Gruppe KGIs im Untersuchungslängsschnitt

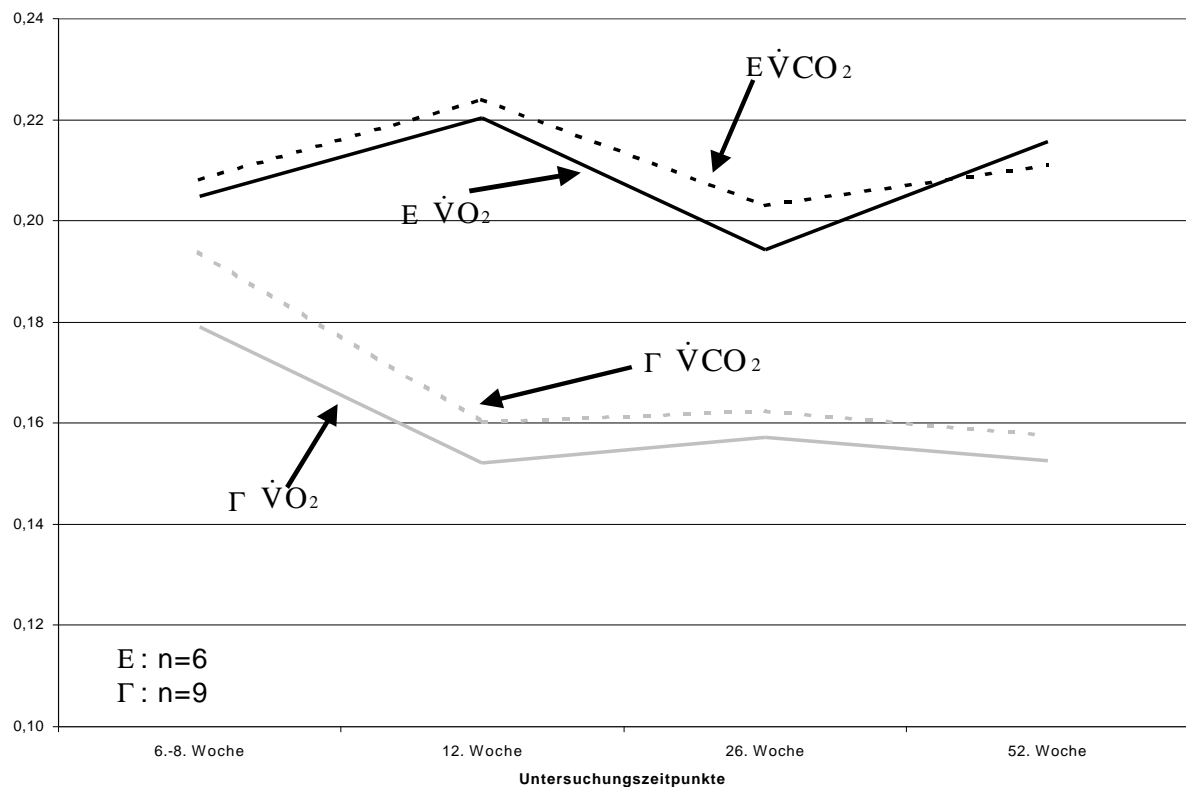
rel. $\dot{V}O_2$ (PWC150), rel. $\dot{V}CO_2$ (PWC150) [$ml \cdot kg^{-1} \cdot W^{-1} \cdot min^{-1}$]



Ein wesentlich anderes Verhalten zeigt die Gruppe KGKo (vgl. Abb. 89). Hier ist die erbrachte Leistung sowohl von männlichen als auch weiblichen Patienten über fast den kompletten Untersuchungszeitraum als anaerob zu bewerten, da die $\dot{V}CO_2$ -Werte größer sind als die $\dot{V}O_2$ -Werte, und somit der RQ größer als 1 ist. Erst 52 Wochen nach der Operation wird von den Patientinnen eine aerobe Leistung gezeigt. Nicht erklärbar ist hingegen auf den ersten Blick, daß die Frauen in der 6.-8. postoperativen Woche bessere Werte erzielen als zum zweiten Untersuchungszeitpunkt. Zur 26. postoperativen Woche zeigen sich schwach signifikante Verbesserungen zumindest für den Parameter $\dot{V}O_2$. Die Männer hingegen lassen zwar über den kompletten Untersuchungszeitraum eine stetige Abnahme beider pulmonaler Funktionsgrößen erkennen, jedoch wird bei 150 bpm auch ein Jahr nach der Operation noch eine anaerobe Leistung erbracht.

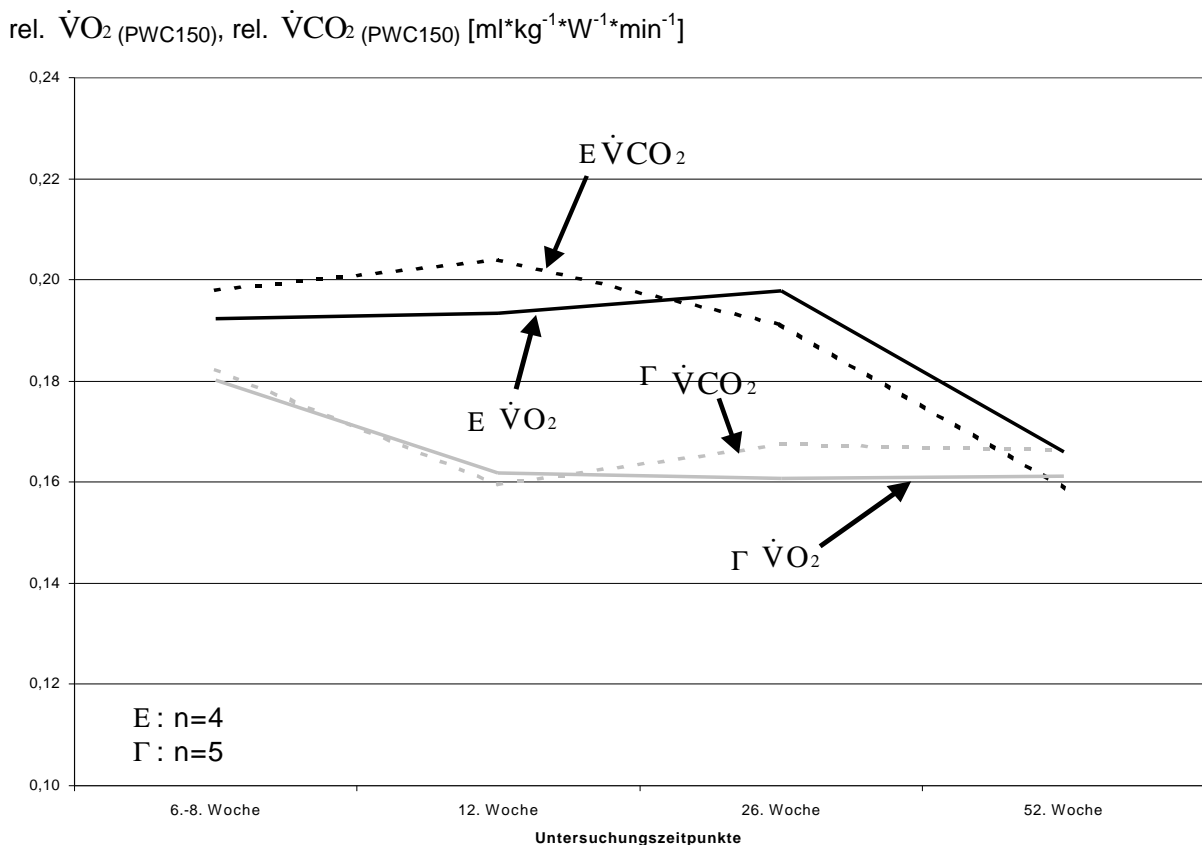
Abbildung 89: rel. $\dot{V}O_2$ (PWC150) und rel. $\dot{V}CO_2$ (PWC150) [$ml \cdot kg^{-1} \cdot W^{-1} \cdot min^{-1}$] der Gruppe KGKo im Untersuchungslängsschnitt

rel. $\dot{V}O_2$ (PWC150), rel. $\dot{V}CO_2$ (PWC150) [$ml \cdot kg^{-1} \cdot W^{-1} \cdot min^{-1}$]



Aus Abbildung 90 wird ersichtlich, daß die weiblichen Teilnehmer der Gruppe EAPIs zu den ersten beiden Untersuchungszeitpunkten eine anaerobe Leistung erbringen. Ab der 26. postoperativen Woche zeigen die sich schneidenden Kurven den Übergang in den aeroben Leistungsbereich. Zum Untersuchungsende hin werden die eindeutig besten Ergebnisse erzielt. Bei den Männern bewegen sich die Kurven für die Meßwerte recht parallel zueinander. Erst ab der 26. Woche sind wesentliche Differenzen zwischen beiden Kurvenverläufen zu erkennen. Ab hier wird eine anaerobe Leistung erbracht. Sowohl männliche als auch weibliche Patienten zeigen eine eindeutige Leistungssteigerung über den kompletten Untersuchungszeitraum. Die größten Zuwächse (schwach signifikant für den Parameter $\dot{V}O_2$) werden von den Männern von der ersten zur zweiten postoperativen Untersuchung erzielt.

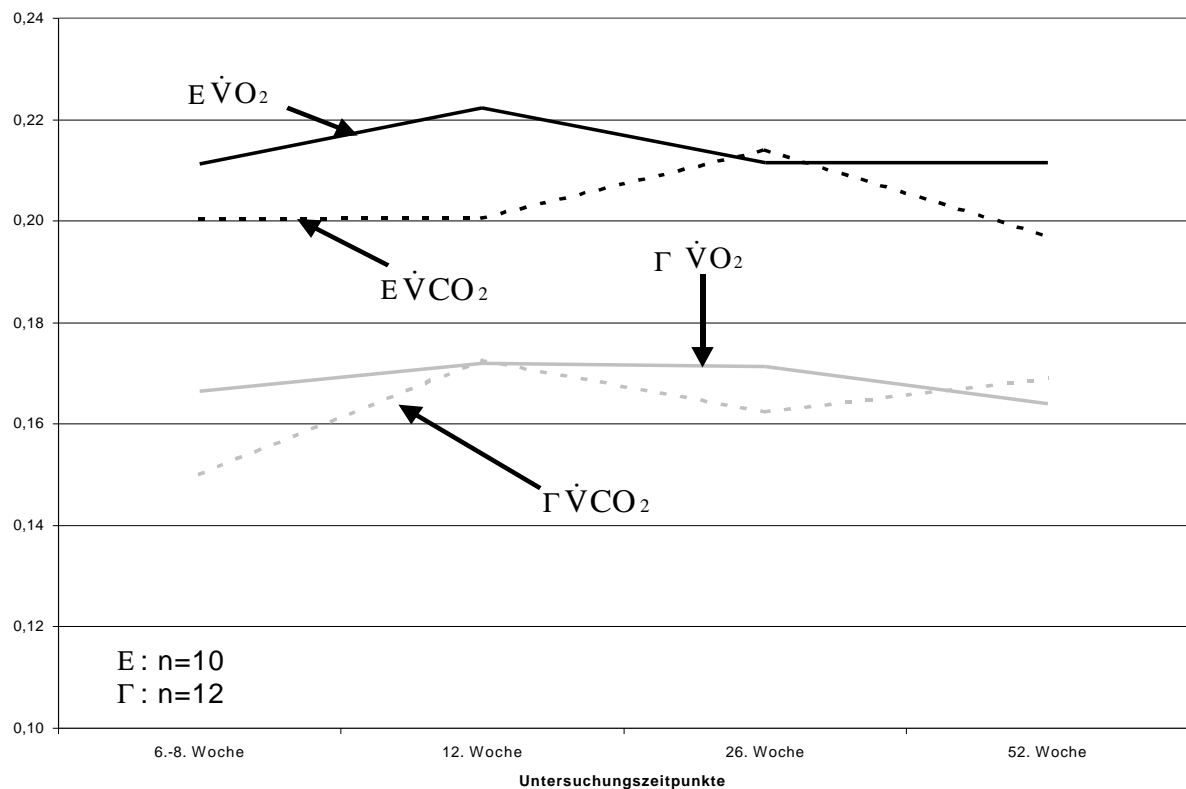
Abbildung 90: rel. $\dot{V}O_2$ (PWC150) und rel. $\dot{V}CO_2$ (PWC150) [$ml \cdot kg^{-1} \cdot W^{-1} \cdot min^{-1}$] der Gruppe EAPIs im Untersuchungsängsschnitt



Von den weiblichen und männlichen Patienten der Gruppe EAPKo wird fast über den ganzen Untersuchungszeitraum bei 150 bpm eine aerobe Leistung vollbracht (vgl. Abb. 91). Ausnahme bilden hiervon die dritte postoperative Untersuchung für Patientinnen und die vierte postoperative Untersuchung für Patienten. Insgesamt gesehen sind die Leistungsverbesserungen in dieser Gruppe nicht so ausgeprägt wie bei den zuvor betrachteten Gruppen. Jedoch sind die gezeigten Veränderungen für männliche Teilnehmer zwischen der ersten und zweiten sowie zweiten und dritten postoperativen Untersuchung für den Parameter $\dot{V}O_2$ schwach signifikant.

Abbildung 91: rel. $\dot{V}O_2$ (PWC150) und rel. $\dot{V}CO_2$ (PWC150) [$ml \cdot kg^{-1} \cdot W^{-1} \cdot min^{-1}$] der Gruppe EAPKo im Untersuchungsängsschnitt

rel. $\dot{V}O_2$ (PWC150), rel. $\dot{V}CO_2$ (PWC150) [$ml \cdot kg^{-1} \cdot W^{-1} \cdot min^{-1}$]



Insgesamt gesehen bewegen sich auffallend alle Werte zum jeweiligen Untersuchungszeitpunkt in allen Gruppen in einer Bandbreite. Eine Signifikanzprüfung zwischen den Gruppen bestätigt, daß die Differenzen statistisch nicht relevant sind.

4.5. Isokinetische Untersuchung (Köcher)

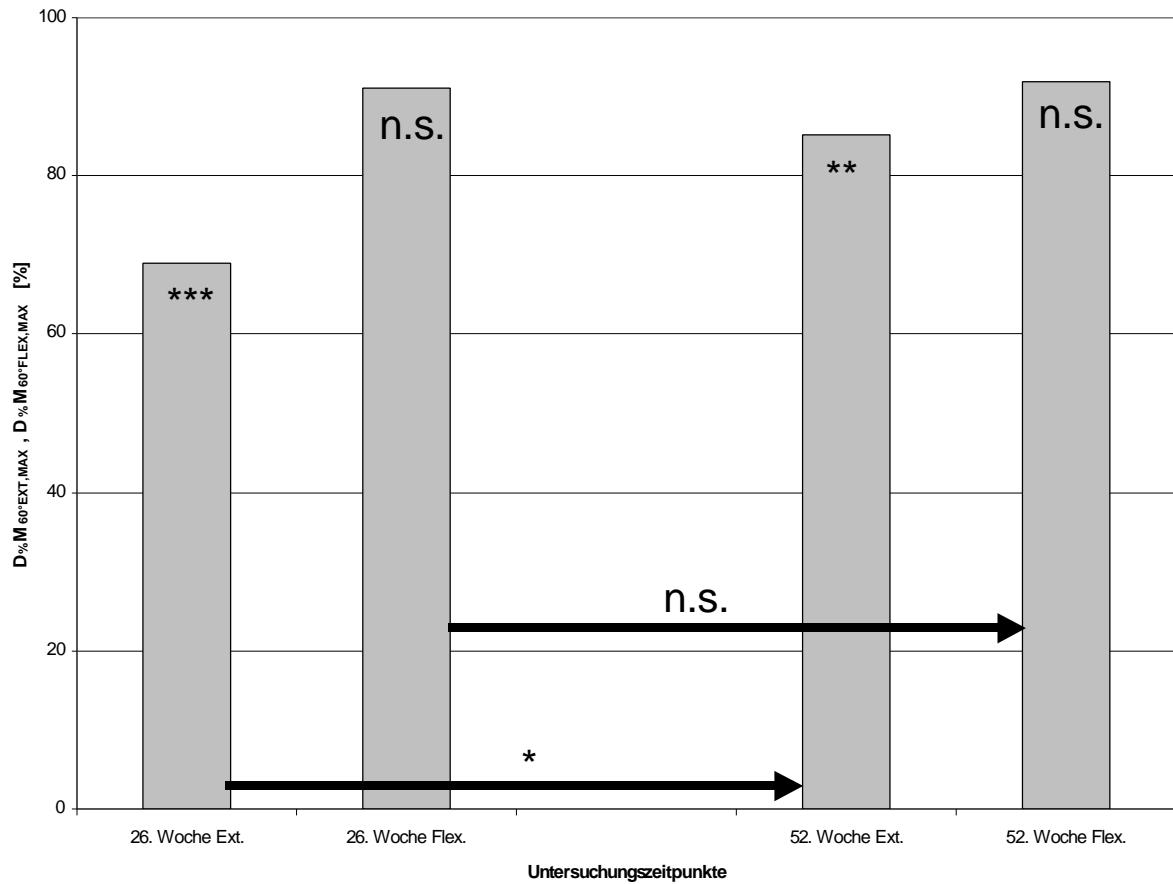
4.5.1. Maximales Drehmoment

Die Auswertung der isokinetischen Meßergebnisse bestätigt die aus der Literatur bekannten starken atrophiebedingten Auswirkungen auf die vordere Oberschenkelmuskulatur. Aus den Abbildungen 92 bis 95 wird ersichtlich, daß die ischiokrurale Muskulatur von einer Atrophie weniger betroffen ist. Trotzdem sind auch hier Atrophieerscheinungen zu beobachten, welche zum großen Teil statistisch aber nicht signifikant sind. Auffällig ist, daß sämtliche Gruppen in der 26. postoperativen Woche mindestens signifikante Unterschiede zwischen betroffener und nicht betroffener Extremität in der Extension aufweisen. Die Gruppe EAPIs zeigt zu diesem Untersuchungszeitpunkt bei Betrachtung der maximalen Drehmomente der Extensoren die besten Ergebnisse, die betroffene Extremität erreicht 77% der nicht betroffenen Extremität. In der 52. postoperativen Woche weist diese Gruppe auch hier nicht signifikante Unterschiede auf, während die anderen drei Gruppen zu diesem Untersuchungszeitpunkt noch mindestens signifikante Ergebnisse erkennen lassen. Prozentual gesehen wird ersichtlich, daß die Gruppe KGKo auch zu diesem Zeitpunkt erst 73% der Maximalwerte der nicht betroffenen Seite erzielt. Die Gruppen KGIs und EAPKo haben zu diesem Zeitpunkt Extensionswerte zwischen 85% und 90%.⁴⁴

44 Die zu den maximalen Drehmomenten gehörigen Winkel sollen nicht näher betrachtet werden. Über alle vier Gruppen hinweg zeigen sich zwischen betroffener und nicht betroffener Extremität keine signifikanten Unterschiede. Ausnahme bildet lediglich die Gruppe EAPKo, welche in der 26. postoperativen Woche sowohl in Extension als auch in Flexion schwach signifikante Differenzen aufweist. Zum Zeitpunkt der Abschlußuntersuchung zeigte diese Gruppe in der Extension jedoch hoch signifikante Unterschiede zwischen beiden Extremitäten.

Zur 26. postoperativen Woche hin liegen die Werte beim betroffenen Bein bei allen vier Gruppen in der Extension zwischen 56,8° und 59,2° sowie in der Flexion zwischen 36,8° und 42,1°, währenddessen die Werte in der 52. postoperativen Woche in der Extension zwischen 54,6° und 61,1° sowie in der Flexion zwischen 32,9° und 38,2° liegen.

Abbildung 92: $D_{60^\circ\text{EXT,MAX}}$ [%] und $D_{60^\circ\text{FLEX,MAX}}$ [%] der Gruppe KGIs zur 26. und 52. postoperativen Woche



Erläuterung:

Werte unter 100% kennzeichnen verminderte Drehmomente auf der betroffenen Seite.

Ext. = Extension

Flex. = Flexion

Symbole im Balken = Irrtumswahrscheinlichkeit des Student-t-Tests für den Vergleich der betroffenen zur nicht betroffenen Extremität

Pfeile zwischen den Balken = Irrtumswahrscheinlichkeit der Veränderung des betrachteten Parameters zwischen zwei Untersuchungszeitpunkten mit:

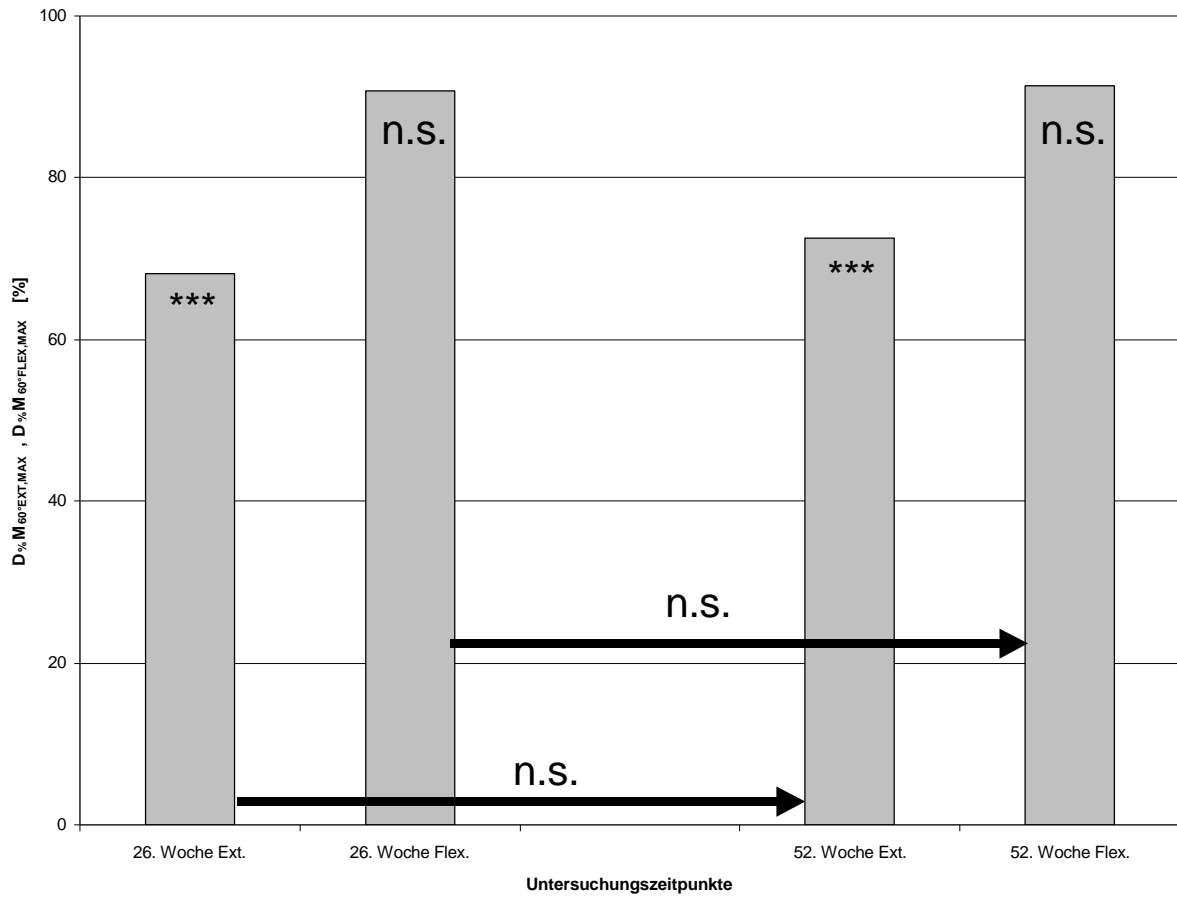
*** = $p < 1\%$ (0.01) = hoch signifikant

** = $p < 2.5\%$ (0.025) = signifikant

* = $p < 5\%$ (0.05) = schwach signifikant

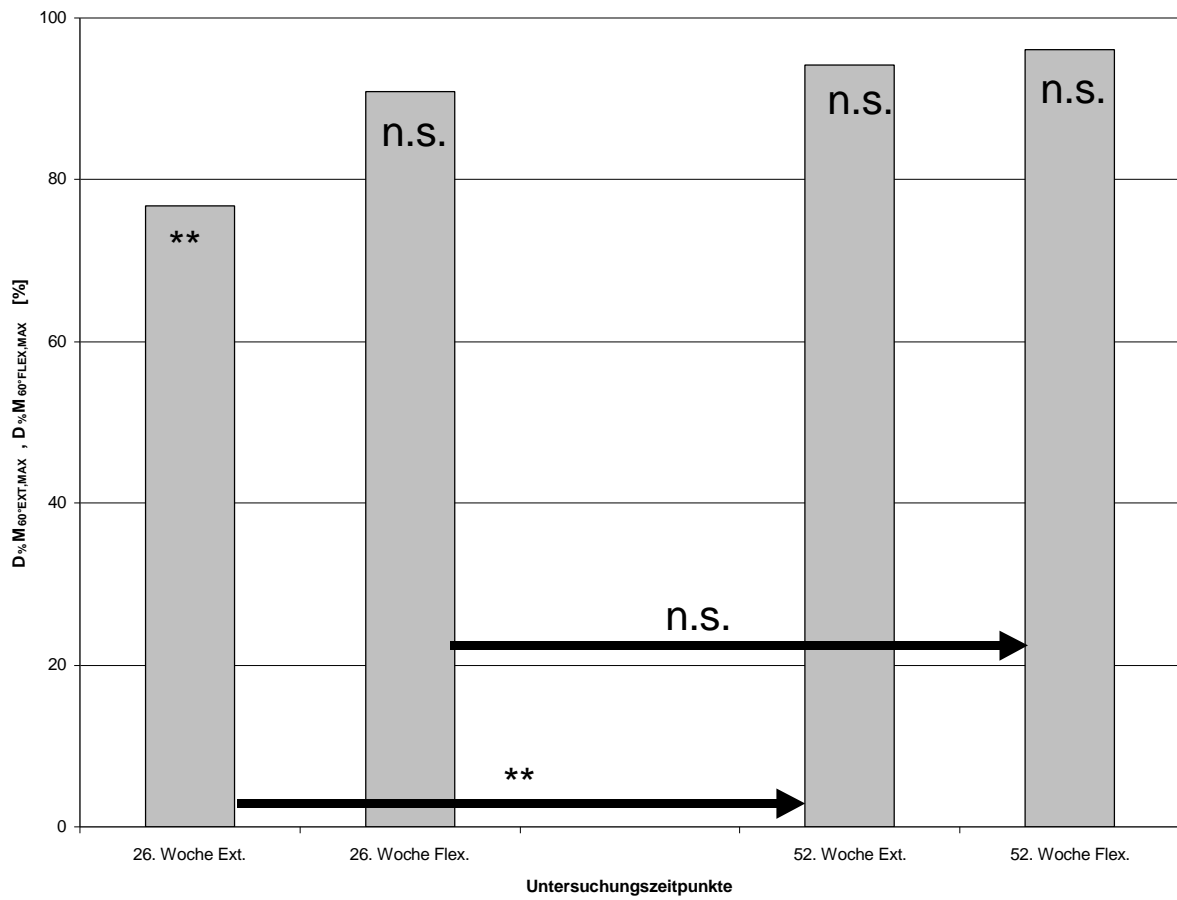
n.s. = $p > 5\%$ = nicht signifikant

Abbildung 93: $D_{\%}M_{60^{\circ}EXT,MAX}$ [%] und $D_{\%}M_{60^{\circ}FLEX,MAX}$ [%] der Gruppe KGKo zur 26. und 52. postoperativen Woche



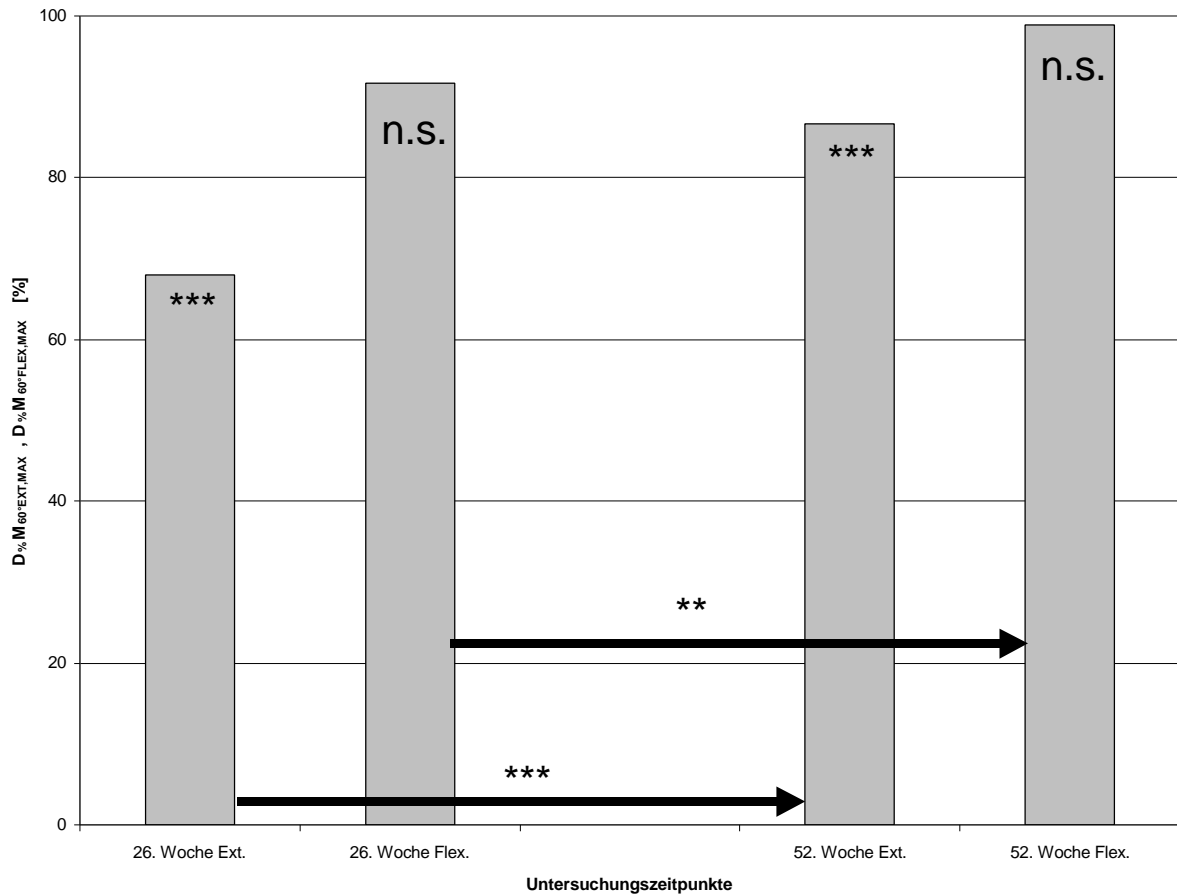
Erläuterung vgl. Abbildung 92

Abbildung 94: $D_{\%}M_{60^{\circ}EXT,MAX}$ [%] und $D_{\%}M_{60^{\circ}FLEX,MAX}$ [%] der Gruppe EAPIs zur 26. und 52. postoperativen Woche



Erläuterung vgl. Abbildung 92

Abbildung 95: $D_{\%}M_{60^{\circ}EXT,MAX}$ [%] und $D_{\%}M_{60^{\circ}FLEX,MAX}$ [%] der Gruppe EAPKo zur 26. und 52. postoperativen Woche



Erläuterung vgl. Abbildung 92

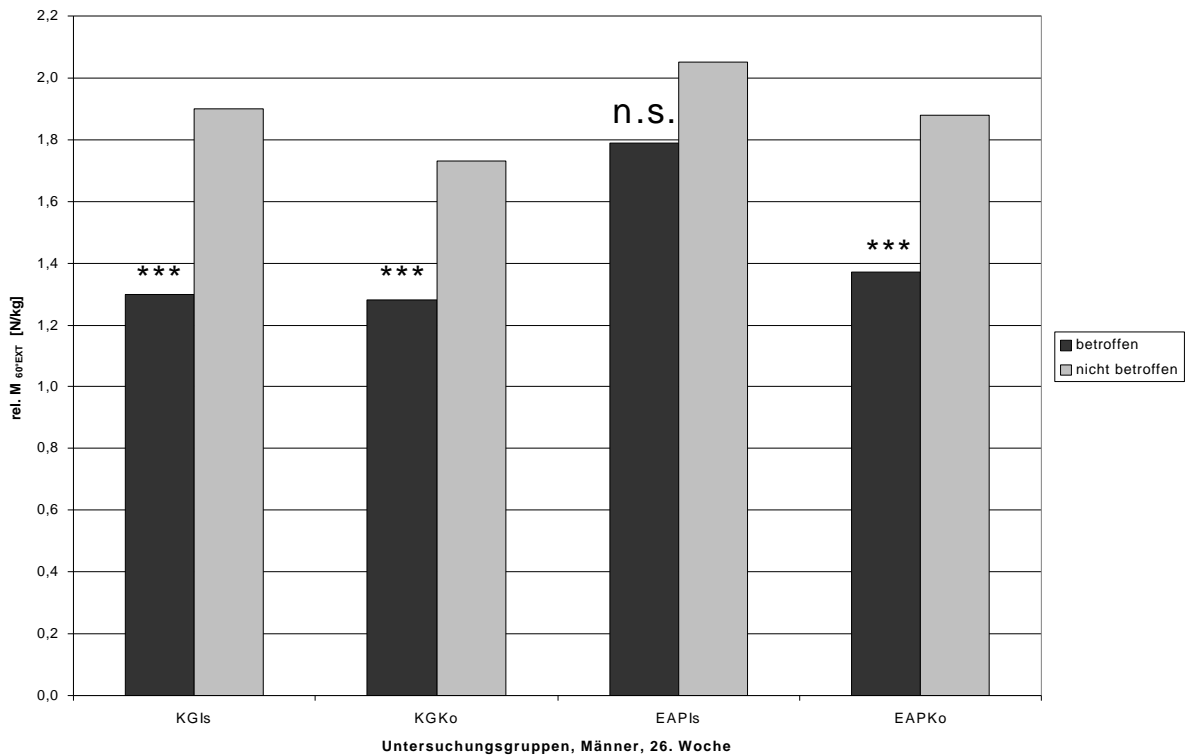
Diese Ergebnisse spiegeln sich bei Betrachtung der Signifikanzen zwischen den Untersuchungszeitpunkten wider:

- die Verbesserungen der Gruppe KGI in den Extensoren sind schwach signifikant,
- die gleichbleibenden Ergebnisse in der Gruppe KGKo in Flexion und Extension werden durch nicht signifikante Veränderungen repräsentiert,
- die Gruppe EAPKo zeigt in der Extension signifikante und in der Flexion nicht signifikante Verbesserungen,
- sowohl in Flexion als auch Extension kann die Gruppe EAPKo mindestens signifikante Verbesserungen aufweisen.

Ein etwas anderes Bild zeigt die Analyse der absoluten durch das Gewicht dividierten maximalen Drehmomente für Flexion und Extension getrennt nach männlichen und weiblichen Patienten.⁴⁵

In der 26. postoperativen Woche sind in der Extension lediglich bei den männlichen Patienten der Gruppe EAPIs nicht signifikante Unterschiede zu erkennen. Alle anderen Gruppen weisen hingegen hoch signifikante Differenzen auf. Des Weiteren wird ersichtlich, daß die Gruppe KGKo auch auf der nicht betroffenen Seite die geringsten maximalen Drehmomente erzielt. Die höchsten Werte werden wiederum auf der nicht betroffenen Seite bei der Gruppe EAPIs registriert (vgl. Abb. 96).

Abbildung 96: rel. $M_{60^{\circ}EXT}$ [N/kg] männlicher Patienten aller Gruppen zur 26. postoperativen Woche



Erläuterung:

betroffen = betroffene Extremität

nicht betroffen = nicht betroffene Extremität

Symbole über dem Balken = Irrtumswahrscheinlichkeit des Student-t-Tests für den Vergleich der betroffenen zur nicht betroffenen Extremität mit:

*** = $p < 1\%$ (0.01) = hoch signifikant

** = $p < 2.5\%$ (0.025) = signifikant

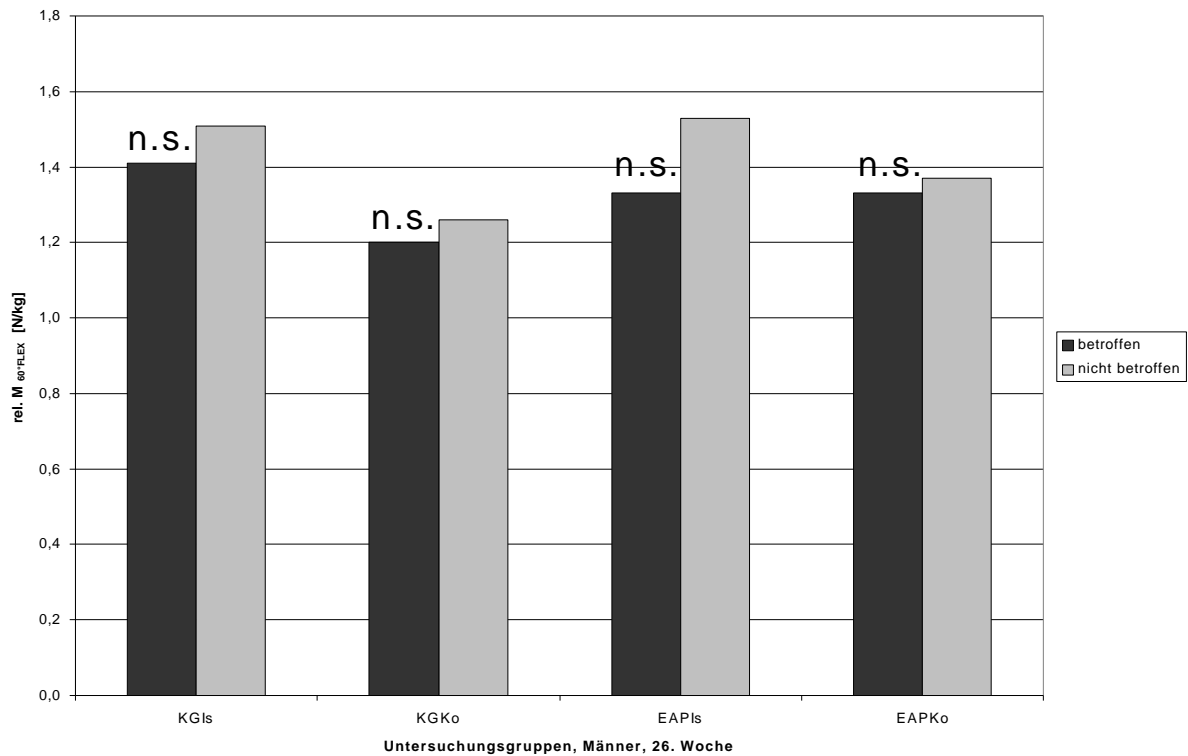
* = $p < 5\%$ (0.05) = schwach signifikant

n.s. = $p > 5\%$ = nicht signifikant

⁴⁵ Analog der atemgasanalytischen Untersuchung können auch hier die Werte für weibliche Patienten der Gruppe KGIs aufgrund der geringen Anzahl ($n=1$) nicht ausgegeben werden. Sämtliche andere Angaben entsprechen denen der atemgasanalytischen Untersuchung.

Bei der Betrachtung der Differenzen der Flexoren in der 26. postoperativen Woche für männliche Probanden weisen alle Gruppen nicht signifikante Unterschiede auf. Es fällt jedoch wiederum auf, daß die geringsten Drehmomente sowohl auf betroffener als auch auf nicht betroffener Seite von der Gruppe KGKo erbracht werden (vgl. Abb. 97).

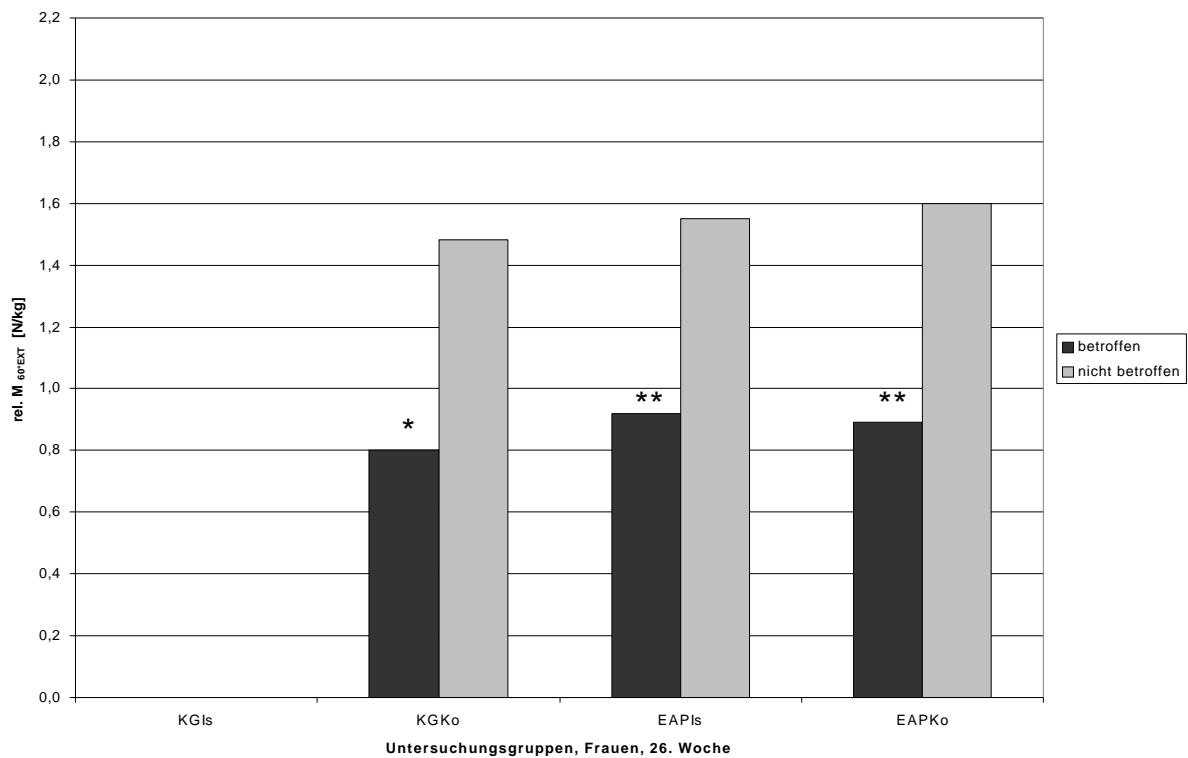
Abbildung 97: rel. $M_{60^\circ\text{FLEX}}$ [N/kg] männlicher Patienten aller Gruppen zur 26. postoperativen Woche



Erläuterung vgl. Abbildung 96

Die Patientinnen zeigen zu diesem Untersuchungszeitpunkt in der Extension in allen Gruppen mindestens schwach signifikante Unterschiede. Alle Gruppen liegen in den Werten sowohl für die betroffene als auch nicht betroffene Seite recht nah beieinander. Die Gruppe KGKo erreicht gegenüber den Gruppen mit komplexer Therapieform nur geringfügig kleinere Werte für beide Extremitäten. Insgesamt betrachtet sind die absoluten Unterschiede zwischen den Extremitäten für die weiblichen Patienten jedoch wesentlich größer als bei den männlichen Patienten (vgl. Abb. 98).

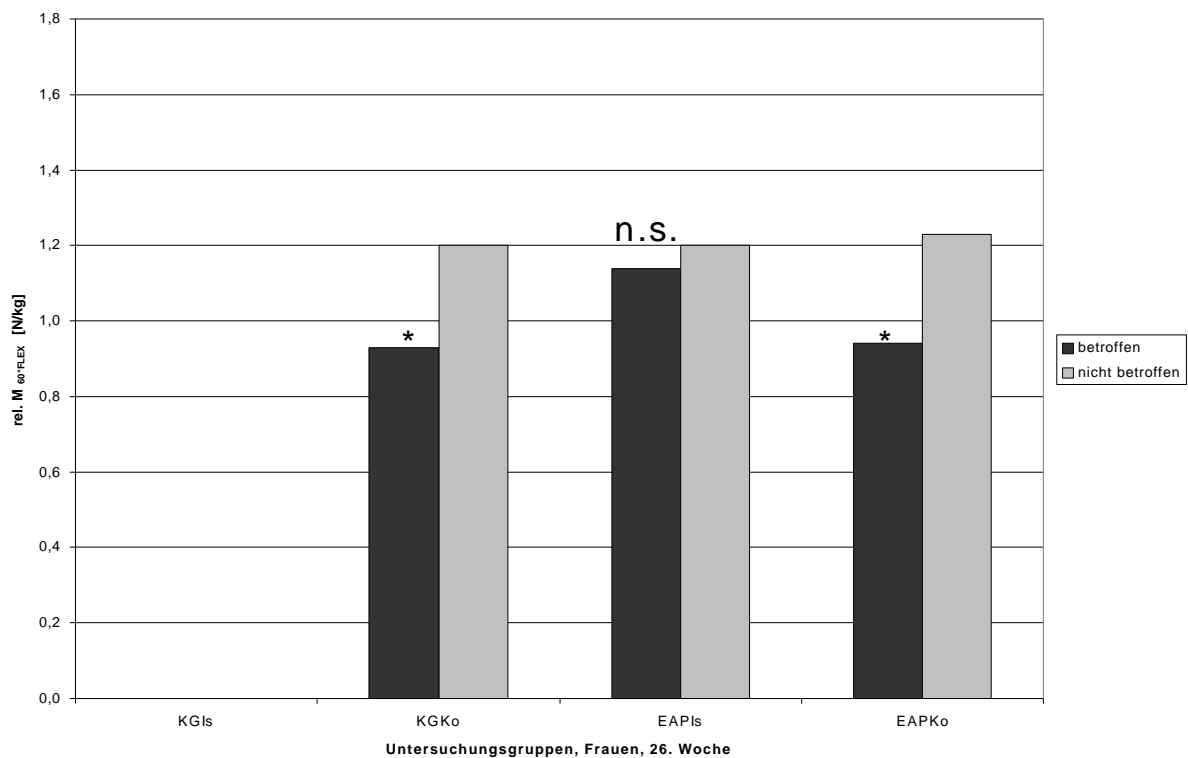
Abbildung 98: rel. $M_{60^{\circ}\text{EXT}}$ [N/kg] weiblicher Patienten aller Gruppen zur 26. postoperativen Woche



Erläuterung vgl. Abbildung 96

In der Flexion lassen sich für die Gruppe EAPIs nicht signifikante Unterschiede zwischen ruptiertem und nicht ruptiertem ACL beobachten. Die Gruppen KGKo und EAPKo hingegen weisen schwach signifikante Unterschiede auf. Auch dieses Ergebnis ist zumindest partiell abweichend vom Ergebnis der männlichen Patienten (vgl. Abb. 99).

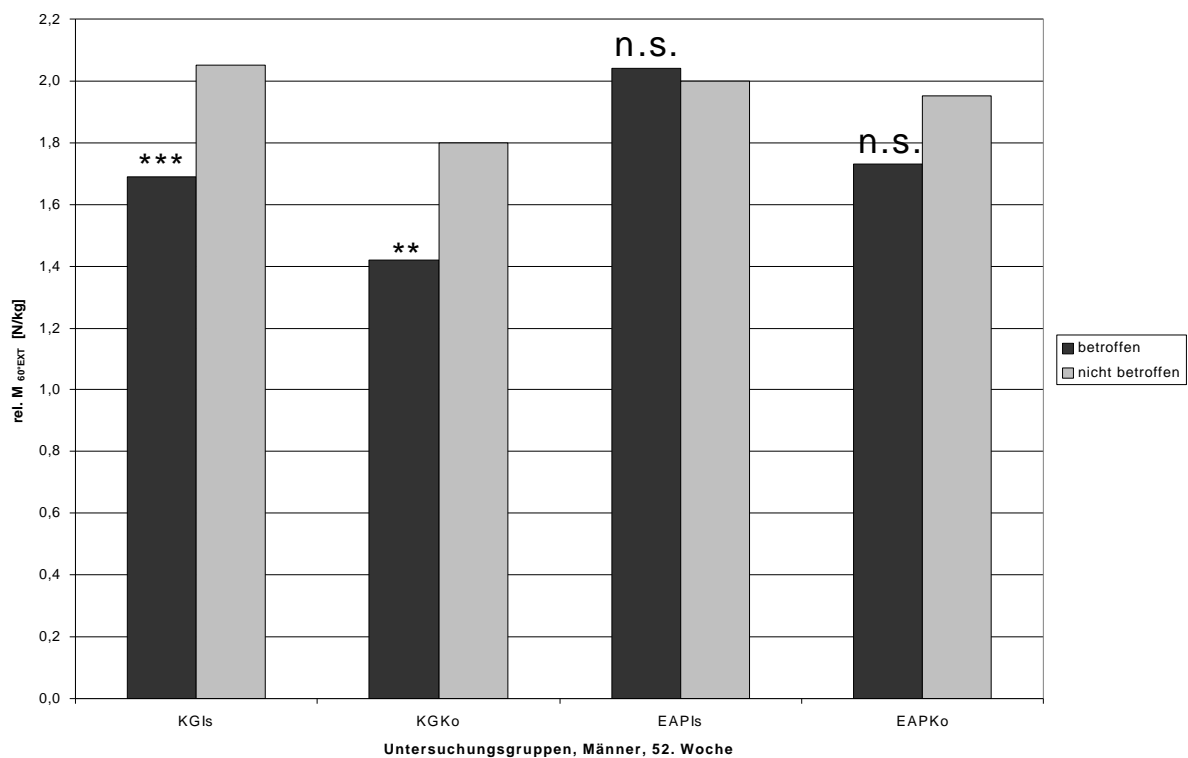
Abbildung 99: rel. $M_{60^\circ\text{FLEX}}$ [N/kg] weiblicher Patienten aller Gruppen zur 26. postoperativen Woche



Erläuterung vgl. Abbildung 96

In der 52. postoperativen Woche erreichen die Extensoren der betroffenen Seite der männlichen Patienten in den krankengymnastisch therapierten Gruppen noch mindestens signifikante Unterschiede zur nicht betroffenen Seite. Die komplex therapierten männlichen Patienten hingegen weisen diese Differenzen nicht auf. Weiterhin fällt auf, daß die Gruppe KGKo auf der betroffenen und nicht betroffenen Seite die geringsten absoluten durch das Gewicht dividierten maximalen Drehmomente aufweisen. Lediglich von den Patienten der Gruppe EAPIs werden zu diesem Untersuchungszeitpunkt höhere Werte auf der betroffenen als auf der nicht betroffenen Seite erzielt. Zwar sind diese Unterschiede nicht signifikant, jedoch ist dieses Beleg für die annähernd komplette Übereinstimmung zwischen beiden Extremitäten (vgl. Abb. 100).

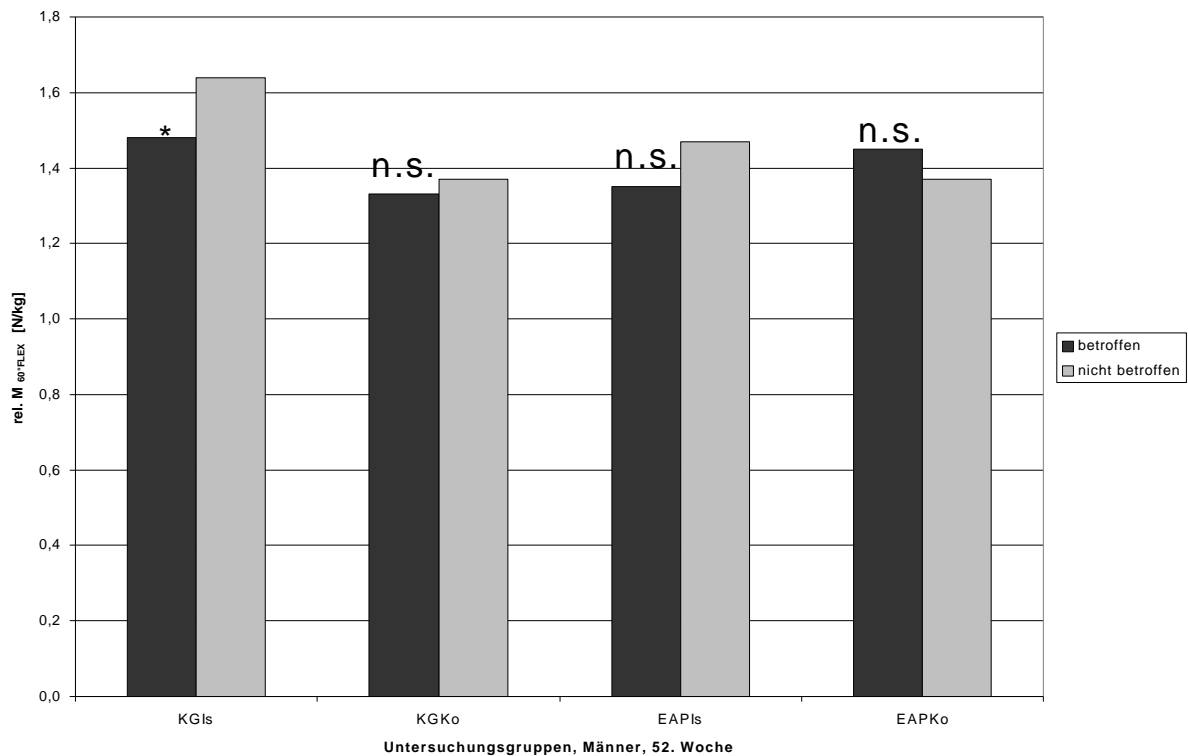
Abbildung 100: rel. $M_{60^{\circ}\text{EXT}}$ [N/kg] männlicher Patienten aller Gruppen zur 52. postoperativen Woche



Erläuterung vgl. Abbildung 96

In der Flexion ergeben sich für die männlichen Patienten keine nennenswerten Differenzen zur Untersuchung der 26. postoperativen Woche. Ausnahme bildet die Gruppe KGIs, welche nun schwach signifikante Differenzen aufweist. Dies ist Ausdruck der überproportionalen Verbesserung der nicht betroffenen Seite im Vergleich zur betroffenen. Die anderen drei Gruppen hingegen bewegen sich absolut gesehen in einer Bandbreite von ca. 1,3 N/kg bis 1,5 N/kg (vgl. Abb. 101).

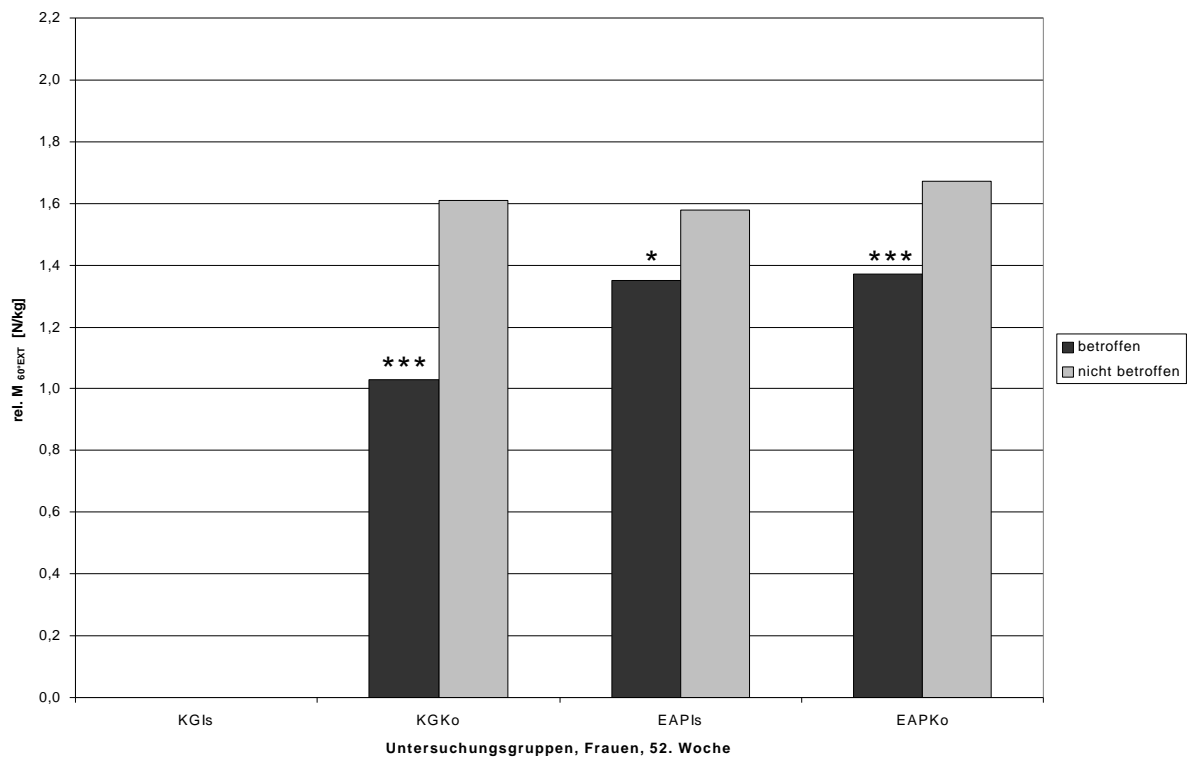
Abbildung 101: rel. $M_{60^\circ\text{FLEX}}$ [N/kg] männlicher Patienten aller Gruppen zur 52. postoperativen Woche



Erläuterung vgl. Abbildung 96

Die Werte der Patientinnen in der Extension zu diesem Untersuchungszeitpunkt ergeben in allen drei Gruppen noch mindestens signifikante Differenzen. Am wenigsten ausgeprägt ist die Differenz der Gruppe EAPIs. Zudem erreichen die komplex therapierten Patientinnen auf der betroffenen Seite absolut gesehen wesentlich höhere Momente als die der Gruppe KGKo. Auf der nicht betroffenen Seite hingegen sind alle drei Gruppen auf etwa einem Niveau. Absolut gesehen haben die Differenzen zwischen den Extremitäten in den komplex therapierten Gruppen jedoch wesentlich abgenommen (vgl. dazu Abb. 98), so daß zumindest für diese Gruppen Fortschritte attestiert werden können (vgl. Abb. 102).

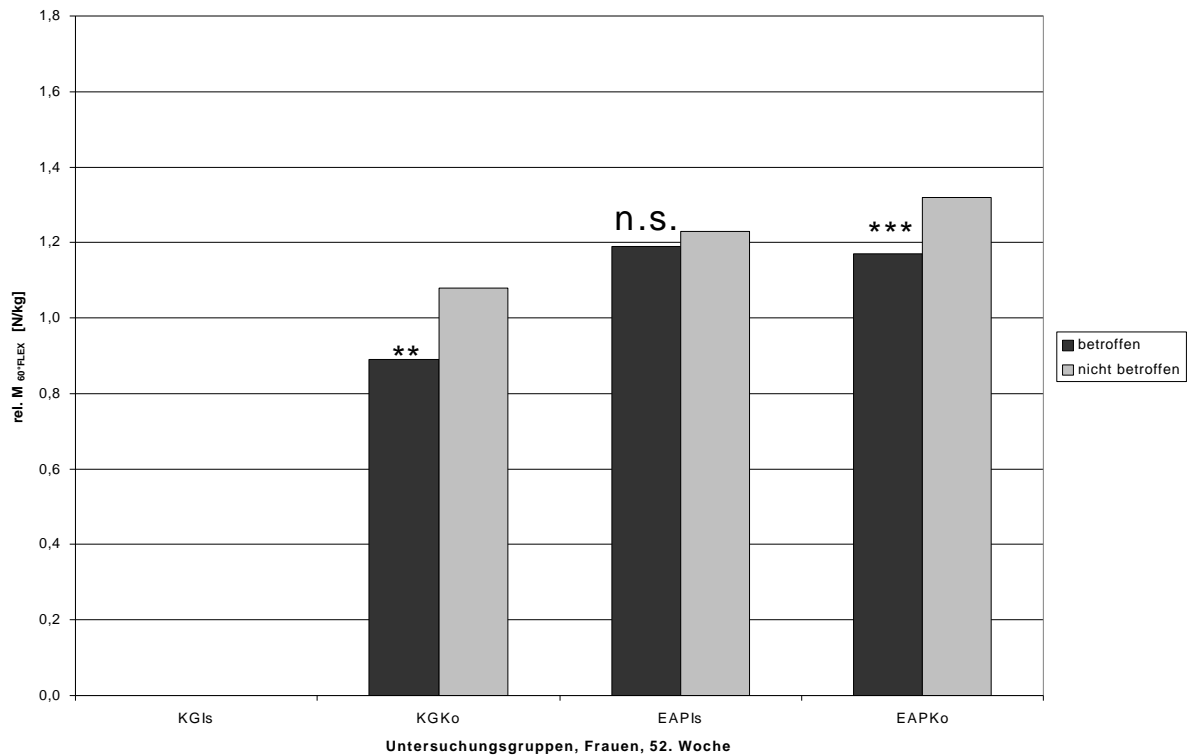
Abbildung 102: rel. $M_{60^{\circ}\text{EXT}}$ [N/kg] weiblicher Patienten aller Gruppen zur 52. postoperativen Woche



Erläuterung vgl. Abbildung 96

Ein ähnliches Bild zeigt sich für die Werte der Flexion der Patientinnen zu diesem Zeitpunkt. Auch hier sind im Vergleich zur 26. postoperativen Woche absolut gesehen die Differenzen geringer geworden, jedoch sind für die Gruppen KGKo und EAPKo noch mindestens signifikante Unterschiede zu erkennen. Eine annähernde Übereinstimmung zwischen beiden Extremitäten wird wie schon in der 26. postoperativen Woche von der Gruppe EAPIs erreicht (vgl. dazu Abb. 99). Weiterhin ist auffällig, daß die Maximalwerte für betroffene und nicht betroffene Seite bei der Gruppe KGKo wesentlich geringer sind als in den Gruppen mit Komplextherapie (vgl. Abb. 103).

Abbildung 103: rel. $M_{60^\circ\text{FLEX}}$ [N/kg] weiblicher Patienten aller Gruppen zur 52. postoperativen Woche



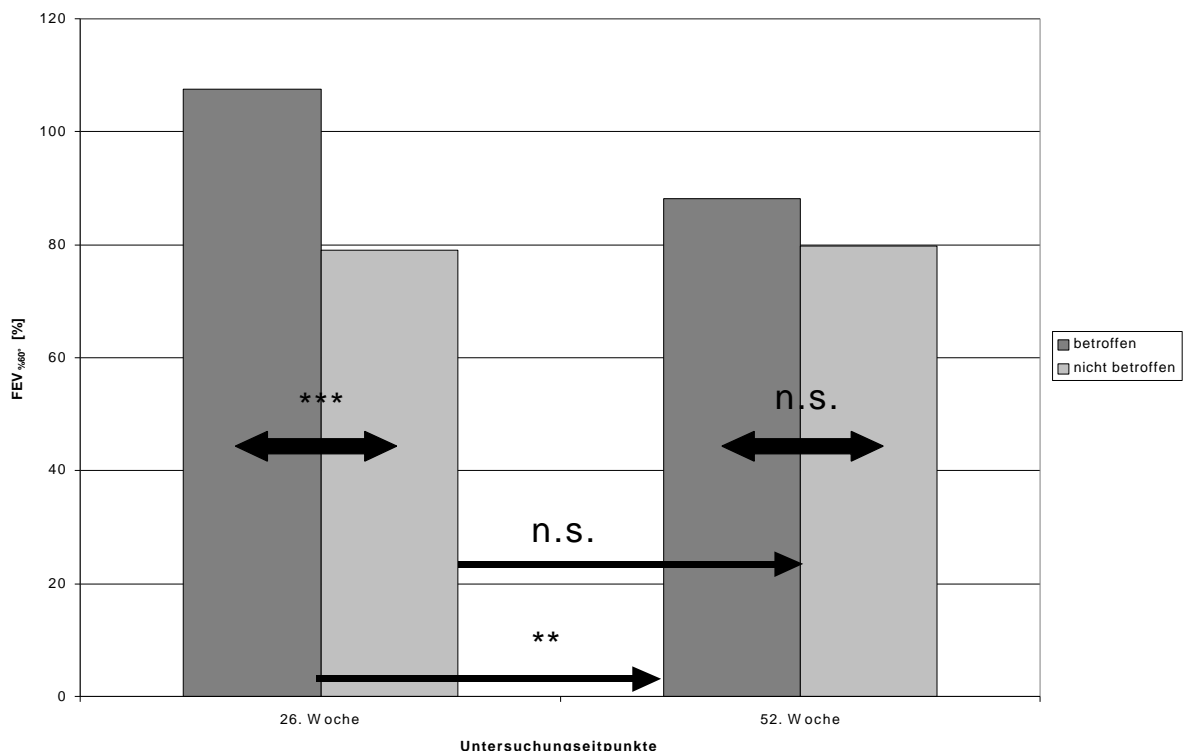
Erläuterung vgl. Abbildung 96

4.5.2. Flexor-Extensor-Verhältnis

Zum Ausdruck kommen bestehende Disharmonien zwischen vorderer und hinterer Oberschenkelmuskulatur im Flexor-Extensor-Verhältnis. Dieses beruht auf den in Kapitel 4.4.1 dargestellten maximalen Drehmomenten für M. quadriceps und der ischiokruralen Muskulatur.

Das in Abbildung 104 dargestellte FEV_{60°} für die Gruppe KGIs zeigt in der 26. postoperativen Woche ein sehr disharmonisches Verhältnis für die betroffene Extremität. Im Gegensatz zur nicht betroffenen Extremität weisen die Beuger wesentlich höhere Drehmomentwerte auf als die Strecker. Die Unterschiede zwischen betroffener und nicht betroffener Extremität sind somit hoch signifikant. In der 52. postoperativen Woche hat sich das Verhältnis auf der betroffenen Seite signifikant verbessert. Zwar weisen die Beuger immer noch ca. 90% der Drehmomente der Extensoren auf, so daß noch nicht von einer völligen Normalisierung gesprochen werden kann, jedoch sind die Unterschiede zur nicht betroffenen Seite nicht mehr signifikant. Das FEV_{60°} der nicht betroffenen Extremität hat sich demgegenüber nur marginal verändert.

Abbildung 104: FEV_{60°} [%] der Gruppe KGIs zur 26. und 52. postoperativen Woche



Erläuterung:

Werte unter 100% kennzeichnen verminderte Drehmomente der Extensoren.

betroffen = betroffene Extremität

nicht betroffen = nicht betroffene Extremität

Fortsetzung der Erläuterung zu Abb. 104:

Symbole über dem Doppelpfeil = Irrtumswahrscheinlichkeit des Student-t-Tests für den Vergleich der betroffenen zur nicht betroffenen Extremität

Symbole zwischen den Balken = Irrtumswahrscheinlichkeit des Student-t-Tests für den Vergleich zwischen zwei Untersuchungszeitpunkten mit:

*** = $p < 1\%$ (0.01) = hoch signifikant

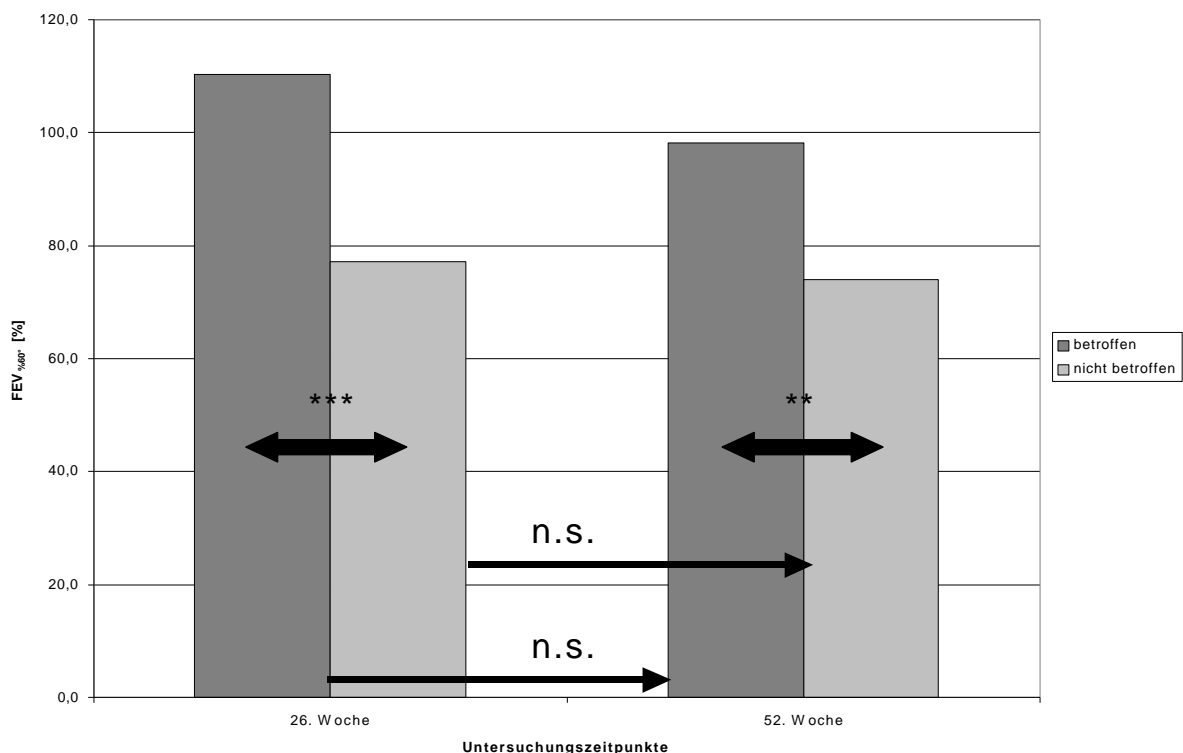
** = $p < 2.5\%$ (0.025) = signifikant

* = $p < 5\%$ (0.05) = schwach signifikant

n.s. = $p > 5\%$ = nicht signifikant

Die Gruppe KGKo zeigt in Abbildung 105 zu beiden Untersuchungszeitpunkten mindestens signifikante Unterschiede zwischen betroffener und nicht betroffener Extremität. Zwar werden zwischen den beiden Untersuchungszeitpunkten Zuwächse erzielt, jedoch sind diese nicht signifikant. In der 52. postoperativen Woche erreichen diese Patienten noch ein annähernd gleiches Verhältnis der maximalen Drehmomente zwischen betroffenem und nicht betroffenem Bein. Die nicht betroffene Extremität hingegen besitzt zu beiden Untersuchungszeitpunkten ein ausgewogenes Verhältnis von Flexoren zu Extensoren.

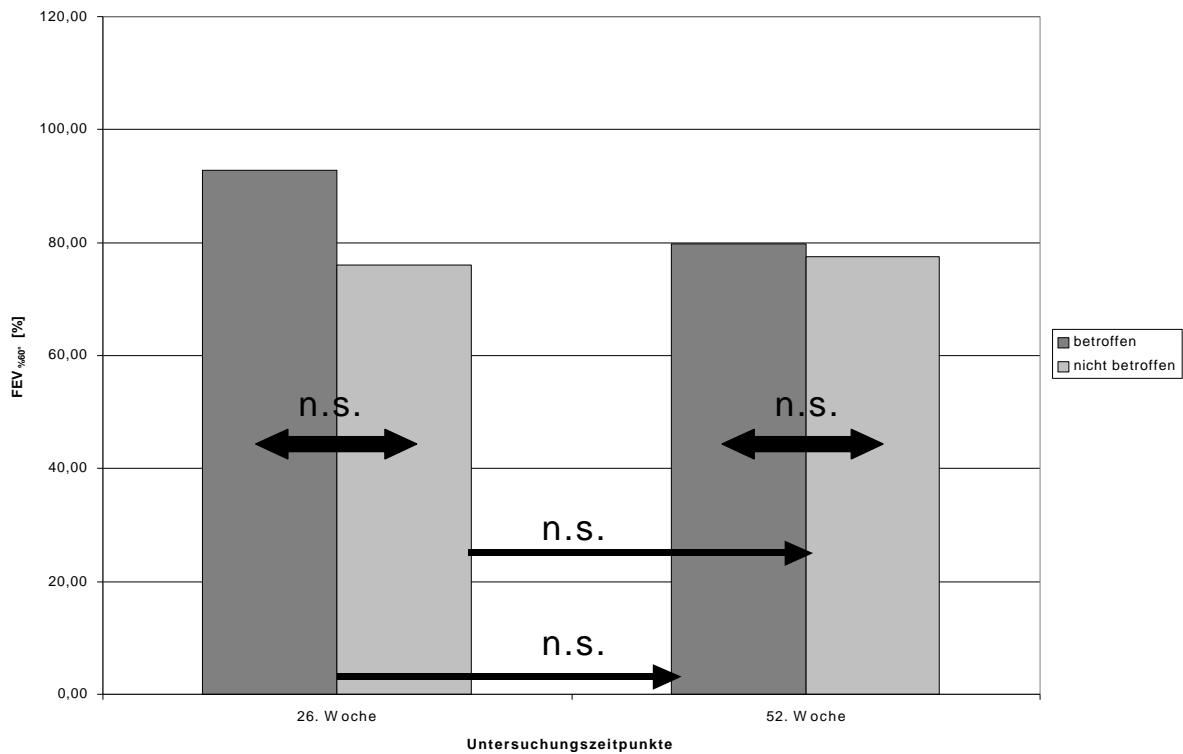
Abbildung 105: FEV_{60°} [%] der Gruppe KGKo zur 26. und 52. postoperativen Woche



Erläuterung vgl. Abbildung 104

Ein wesentlich besseres Bild ist in der Gruppe EAPIs zu beobachten. Zwar sind auch hier in der 26. postoperativen Woche Unterschiede im FEV_{60°} zwischen betroffener und nicht betroffener Extremität zu erkennen, jedoch sind diese Ergebnisse statistisch nicht signifikant. In der 52. postoperativen Woche hingegen hat sich das FEV_{60°} beider Extremitäten angenähert. Auf der betroffenen Seite findet sich demzufolge ebenfalls ein physiologisches Verhältnis zwischen maximalen Drehmomenten der Flexoren zu den Extensoren (vgl. Abb. 106).

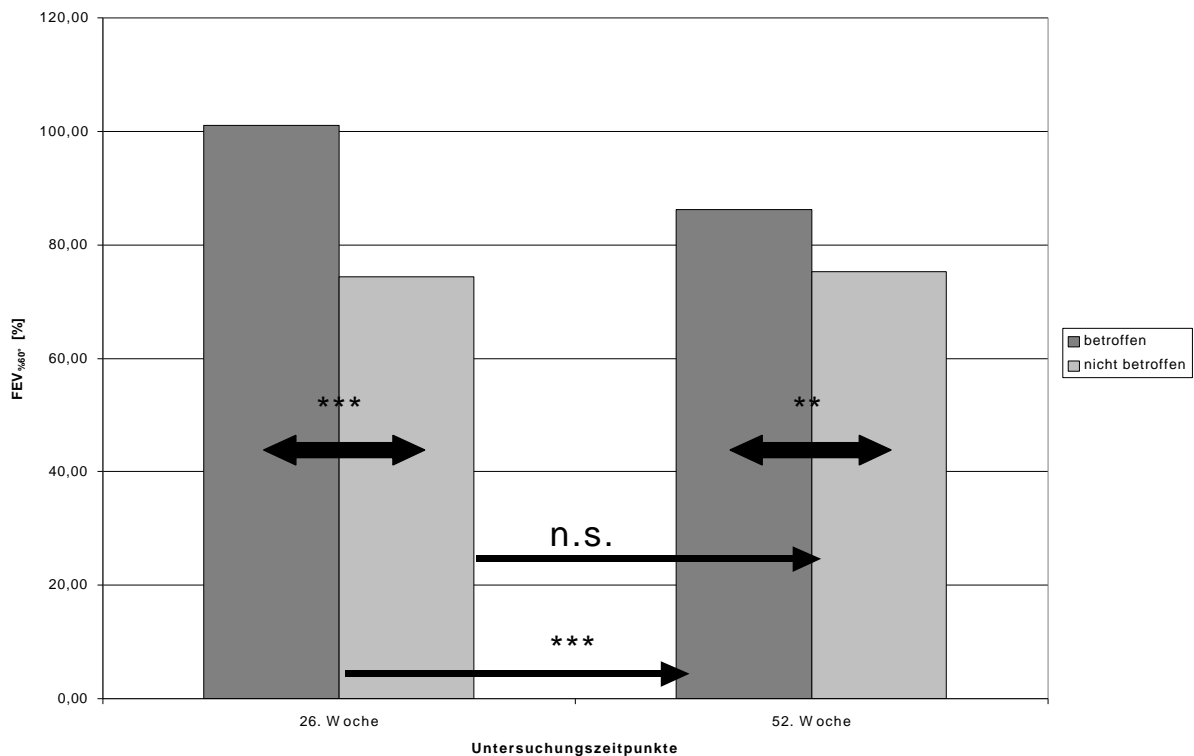
Abbildung 106: FEV_{60°} [%] der Gruppe EAPIs zur 26. und 52. postoperativen Woche



Erläuterung vgl. Abbildung 104

Die Gruppe EAPKo weist zu beiden Untersuchungszeitpunkten mindestens signifikante Differenzen zwischen betroffener und nicht betroffener Extremität auf. In der 26. postoperativen Woche erzeugen die Flexoren ein etwa gleich großes maximales Drehmoment wie die Extensoren. Zur 52. postoperativen Woche hin können jedoch hoch signifikante Verbesserungen hinsichtlich der betroffenen Extremität beobachtet werden, so daß zwar ein signifikanter Unterschied im Vergleich zur nicht betroffenen Extremität besteht, dieser absolut gesehen gerade im Vergleich zur Gruppe KGKo jedoch eher gering ist. Die nicht betroffene Extremität zeigt zu beiden Untersuchungszeitpunkten wie bei allen anderen Gruppen ein ausgewogenes FEV_{60°} (vgl. Abb. 107).

Abbildung 107: FEV_{60°} [%] der Gruppe EPKo zur 26. und 52. postoperativen Woche



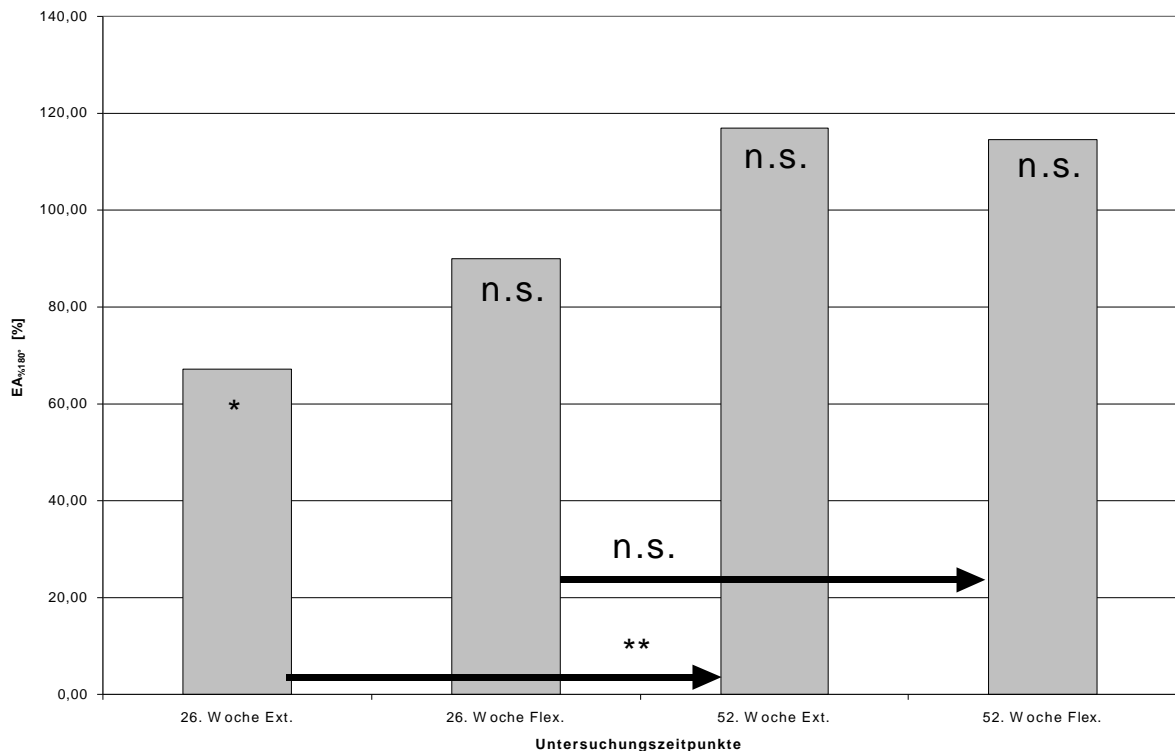
Erläuterung vgl. Abbildung 104

4.5.3. Explosive Arbeit

In den Abbildungen 108 bis 111 ist die Explosive Arbeit für die erste Achtel Sekunde bei einer Bewegungsgeschwindigkeit von $180^\circ/\text{sec}$ dargestellt. Mit Ausnahme der Werte der Gruppe KGIs für die Extension und der Gruppe EAPIs für die Flexion in der 26. postoperativen Woche konnten zwischen betroffener und nicht betroffener Extremität keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Demzufolge sind auch fast alle Verbesserungen zwischen den Untersuchungszeitpunkten nicht signifikant. Einzige Ausnahme bildet die Gruppe KGIs für den Wert der Explosiven Arbeit in der Extension.

Auffällig erscheint in der Gruppe KGIs, daß nach einem Jahr die betroffene Seite höhere Werte erreicht als die nicht betroffene Seite. Diese Aussage gilt sowohl für die Flexion als auch für die Extension (vgl. Abb. 108).

Abbildung 108: $EA_{\%180^\circ}$ [%] der Gruppe KGIs zur 26. und 52. postoperativen Woche



Erläuterung:

Werte unter 100% kennzeichnen eine verminderte explosive Arbeit auf der betroffenen Seite.

Ext. = Extension

Flex. = Flexion

Symbole im Balken = Irrtumswahrscheinlichkeit des Student-t-Tests für den Vergleich der betroffenen zur nicht betroffenen Extremität

Fortsetzung der Erläuterung zu Abb. 108:

Pfeile zwischen den Balken = Irrtumswahrscheinlichkeit der Veränderung des betrachteten Parameters zwischen zwei Untersuchungszeitpunkten mit:

*** = $p < 1\%$ (0.01) = hoch signifikant

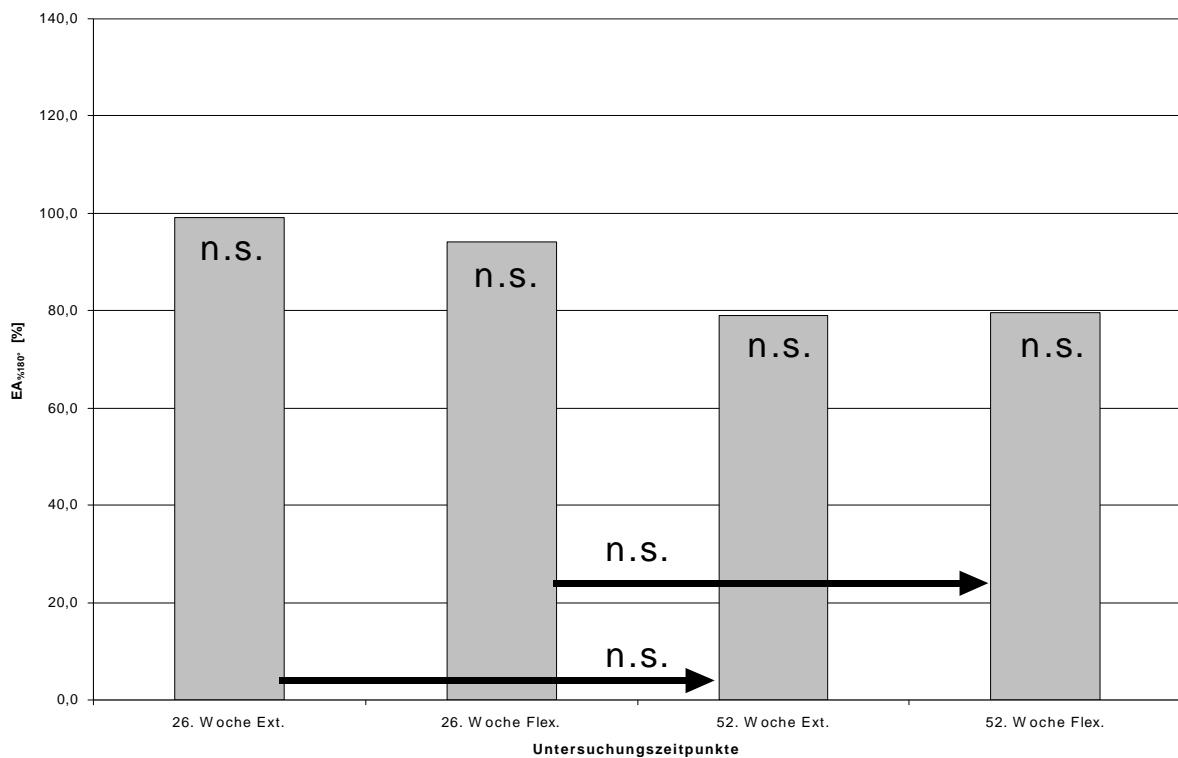
** = $p < 2.5\%$ (0.025) = signifikant

* = $p < 5\%$ (0.05) = schwach signifikant

n.s. = $p > 5\%$ = nicht signifikant

Ein umgekehrtes Phänomen tritt bei der Gruppe KGKo in Erscheinung. Diese Gruppe zeigt nach einem Jahr auf der betroffenen Seite hinsichtlich Extension und Flexion geringere Werte als auf der nicht betroffenen Seite. Das Verhältnis der Explosiven Arbeit zwischen beiden Extremitäten erscheint in der 26. postoperativen Woche in der Flexion und Extension wesentlich ausgewogener (vgl. Abb. 109).

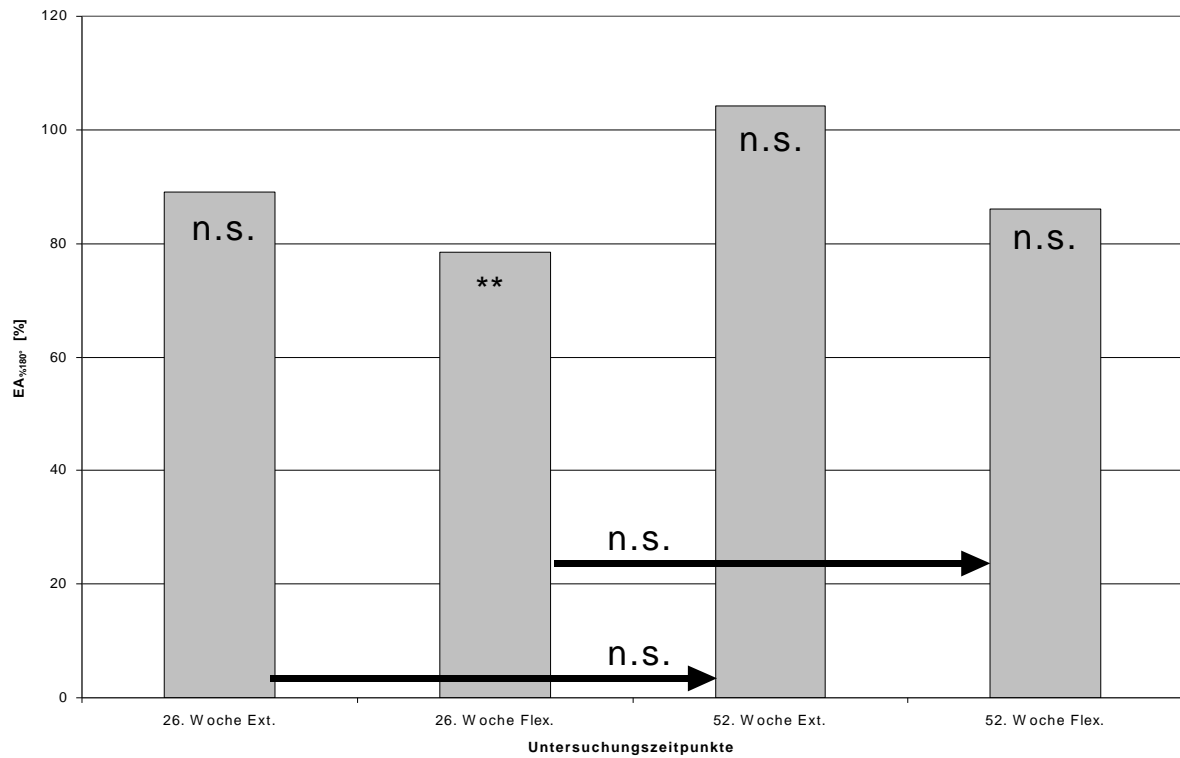
Abbildung 109: $EA_{\%180^\circ}$ [%] der Gruppe KGKo zur 26. und 52. postoperativen Woche



Erläuterung vgl. Abbildung 108

Die Gruppe EAPIs zeigt mit Werten zwischen fast 80% und etwas über 100% zu beiden Untersuchungszeitpunkten ein recht homogenes Verhalten. Es fällt auf, daß die Werte für die Extension und Flexion zur 52. postoperativen Woche in Richtung 100% tendieren (vgl. Abb. 110).

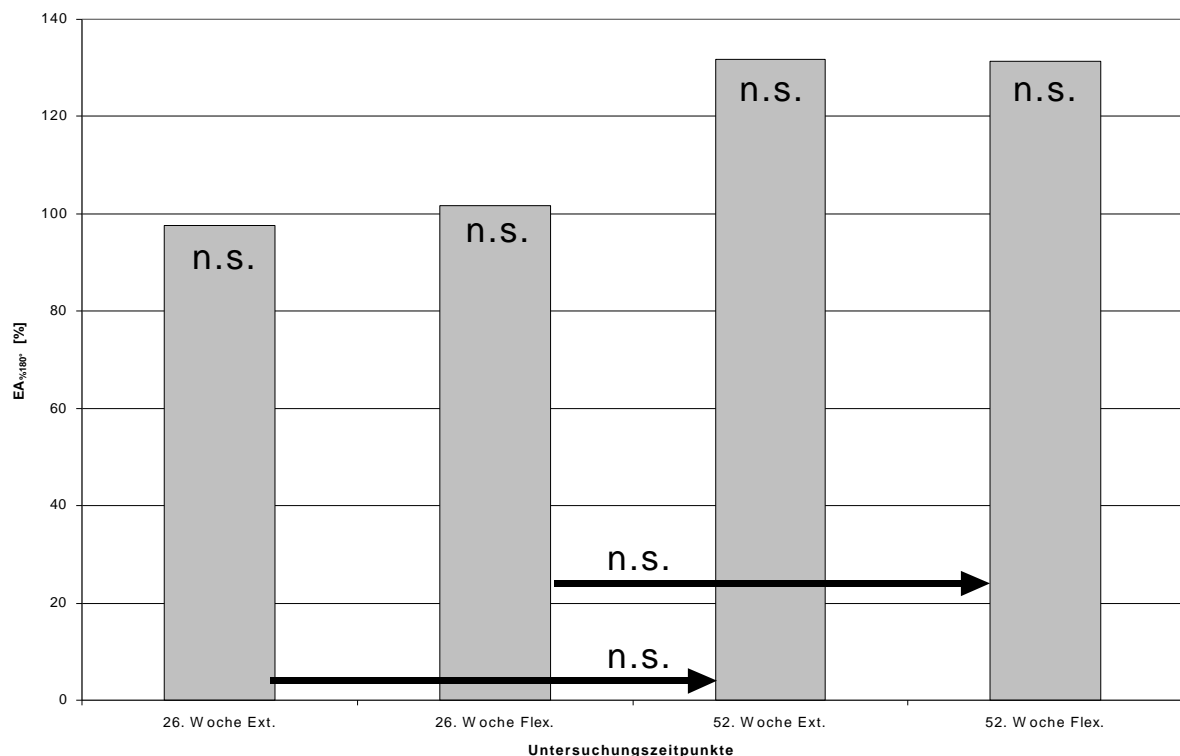
Abbildung 110: $EA_{\%180^\circ}$ [%] der Gruppe EAPIs zur 26. und 52. postoperativen Woche



Erläuterung vgl. Abbildung 108

In der 26. postoperativen Woche liegen die Verhältnisse der Explosiven Arbeit von Extension und Flexion in der Gruppe EAPKo fast bei 100%. Diese Gruppe erzielt zu diesem Untersuchungszeitpunkt folglich die besten Ergebnisse. In der 52. postoperativen Woche werden für die Extensoren und die Flexoren auf der betroffenen Seite wesentlich höhere Werte erzielt. Diese liegen zwar bei ca. 130%, jedoch sind die dargestellten Unterschiede statistisch nicht signifikant (vgl. Abb. 111).

Abbildung 111: EA_{180°} [%] der Gruppe EAPKo zur 26. und 52. postoperativen Woche



Erläuterung vgl. Abbildung 108

4.6. Subjektive Einschätzung durch die Patienten (Ludwig)

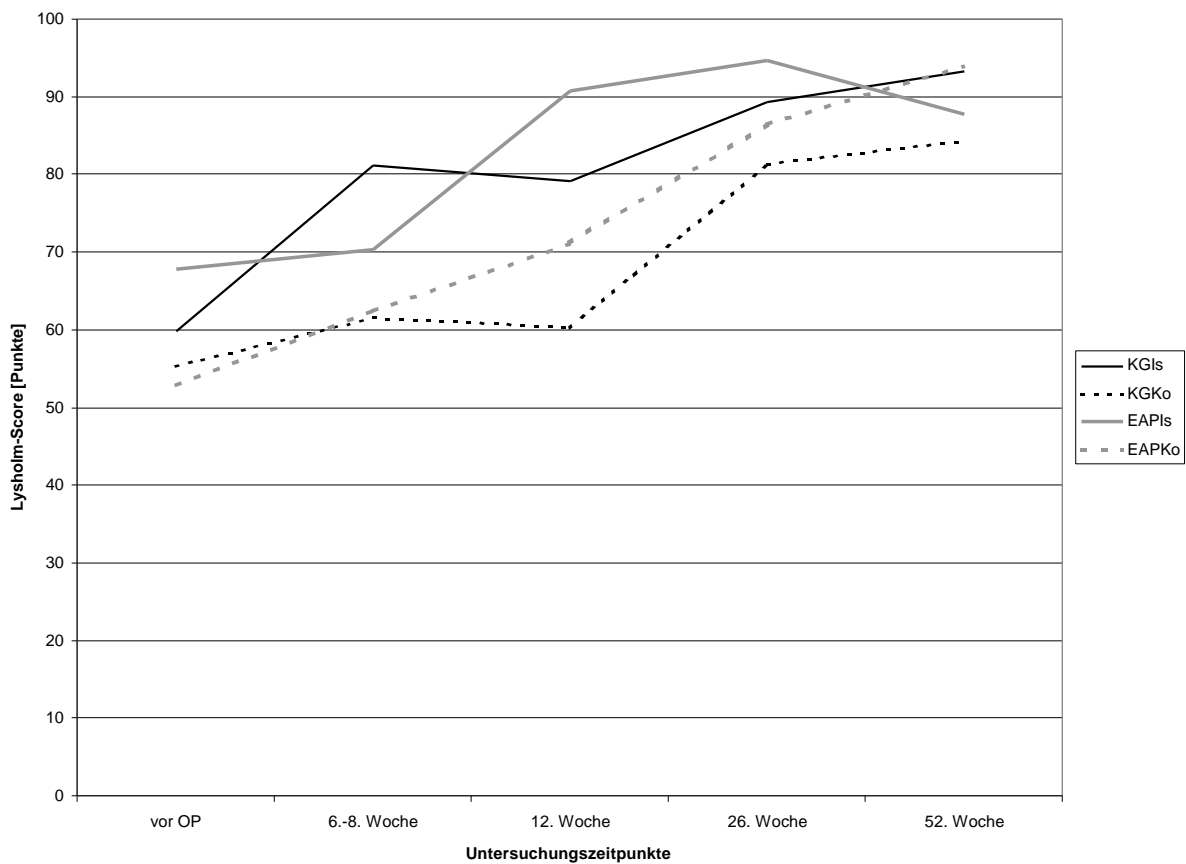
4.6.1. Lysholm-Score

Wie aus Abbildung 112 hervorgeht zeigen alle Patienten eine kontinuierliche Verbesserung der subjektiven Einschätzung der Kniefunktion und -stabilität seit der Operation. Die Gruppe KGKo weist zum einen über fast den gesamten Untersuchungszeitraum die niedrigsten Werte auf. Zum anderen dominiert die Gruppe EAPIs recht auffällig in der 12. und 26. postoperativen Woche. Diesen Trend kann diese Gruppe zum letzten Untersuchungszeitpunkt jedoch nicht fortführen, sie zeigt hier sogar einen leichten Rückgang in der Einschätzung der Kniefunktionalität. Insgesamt

gesehen zeigen alle Gruppen Verbesserungen von durchschnittlich ca. 25 bis 30 Punkten, wobei die Gruppen mit isoliertem Verletzungsmuster sich insofern von den beiden anderen Gruppen unterscheiden, als daß sie bis einschließlich zur 26. postoperativen Woche höhere Werte als letztgenannte erzielen.

Der kontinuierlichste Anstieg ist bei der Gruppe EAPKo zu beobachten. Dieses kommt in schwach signifikanten Verbesserungen zwischen jedem Untersuchungszeitpunkt zum Ausdruck. Diese schwach signifikanten Verbesserungen werden von den anderen Gruppen nur sporadisch erzielt. Die Gruppe KGIs zeigt diese zwischen den Zeitpunkten ‚vor OP‘ und der 6.-8. postoperativen Woche, die Gruppe KGKo erzielt schwach signifikante Verbesserungen von der 12. postoperativen Woche zur 24. postoperativen Woche und die Gruppe EAPIs erreicht schwach signifikante Verbesserungen von der 6.-8. postoperativen Woche zur 12. postoperativen Woche.

Abbildung 112: Lysholm-Score aller vier Gruppen im Untersuchungslängsschnitt

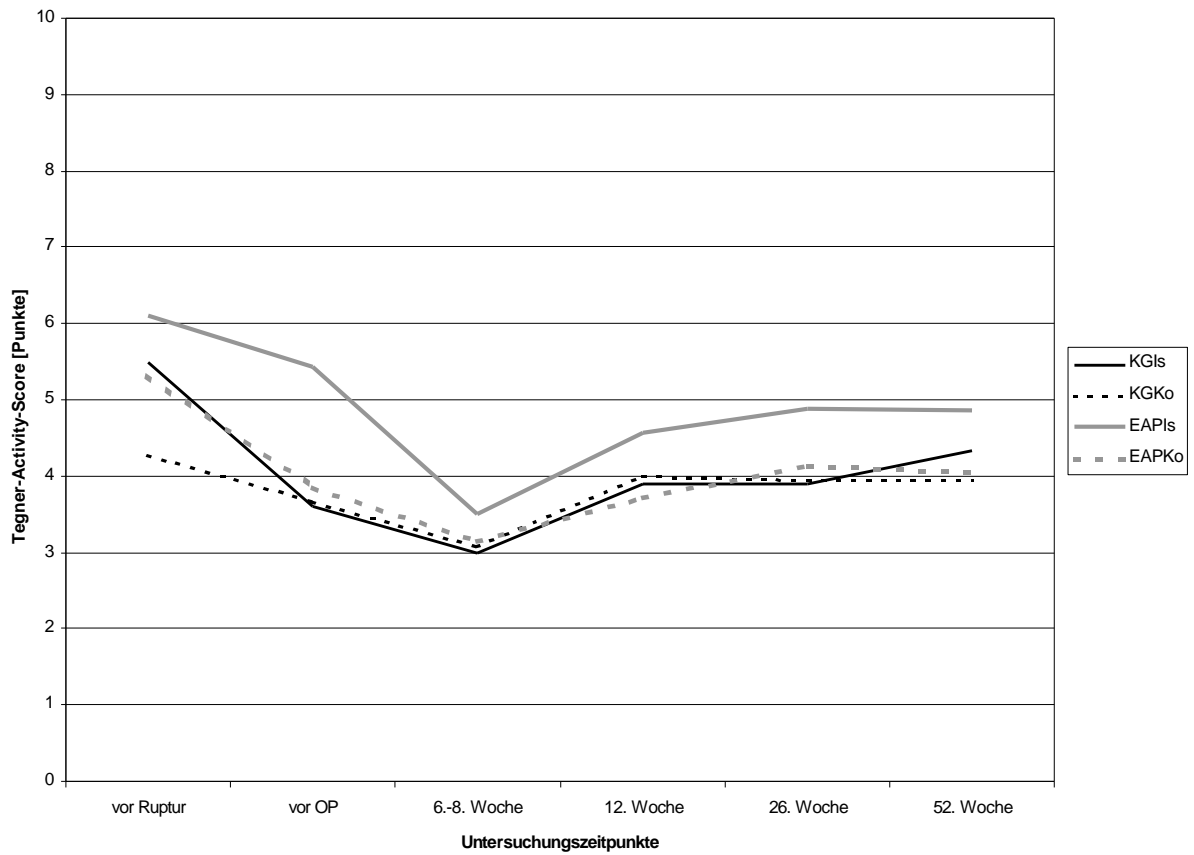


4.6.2. Tegner-Activity-Score

Das Niveau der sportlichen Aktivität befindet sich bei allen Gruppen zum Zeitpunkt der ersten postoperativen Untersuchung auf einem Minimum (vgl. Abb. 113). Auffällig ist jedoch das höhere sportliche Aktivitätsniveau der Gruppe EAPIs über den kompletten Untersuchungszeitraum im Vergleich zu den anderen drei Gruppen. Letztere bewegen sich ungefähr auf einem Niveau. Weiterhin wird auch nach 52 Wochen noch nicht das sportliche Aktivitätsniveau erreicht, welches vor der Ruptur vorgelegen hat. Auch fällt auf, daß alle vier Gruppen im Zeitraum zwischen Trauma und Operation ein höheres Aktivitätsniveau aufweisen als 6-8 Wochen nach der Operation. Wesentliche Steigerungen im sportlichen Aktivitätsniveau werden demzufolge zur 12. postoperativen Woche erzielt. Von diesem Zeitpunkt an erfährt die Sportlichkeit keine wesentlichen Veränderungen mehr.

Die Auswertung der Irrtumswahrscheinlichkeiten zwischen den Untersuchungszeitpunkten erbrachte ein sehr uneinheitliches Bild. Hier weist die Gruppe KGIs schwach signifikante Veränderungen zwischen den Zeitpunkten ‚vor Ruptur‘ und ‚vor OP‘ sowie zwischen der 6.-8. Woche und 12. postoperativen Woche auf. Die Gruppe KGKo zeigt lediglich zwischen der 6.-8. und 12. postoperativen Woche schwach signifikante Verbesserungen. Bei der Gruppe EAPIs sind diese Veränderungen zwischen den Untersuchungszeitpunkten ‚vor OP‘ und 6.-8. postoperative Woche sowie 6.-8. und 12. postoperativen Woche zu beobachten. Lediglich die Gruppe EAPKo zeigt zwischen allen Untersuchungszeitpunkten schwach signifikante Verbesserungen bzw. Verschlechterungen.

Abbildung 113: Tegner-Activity-Score aller vier Gruppen im Untersuchungs-längs-schnitt



5. Diskussion

Die in Kapitel 4 ausführlich besprochenen Meßergebnisse sollen im folgenden inhaltlich und diskursiv dargestellt werden, d.h. in Kapitel 5.1 wird nicht nur der Versuch unternommen, die besprochenen Untersuchungsgruppen miteinander zu vergleichen, sondern es bietet sich vielmehr auch die Chance, Interdependenzen zwischen den einzelnen Untersuchungsinstrumenten aufzuzeigen. Hierbei soll falls möglich auf die in Kapitel 2 besprochene Literatur zurückgegriffen werden. Des weiteren soll das dargestellte Meßverfahren evaluiert werden, welches Anregungen für weitere Untersuchungsansätze einschließt.

In Kapitel 5.2 soll als Gesamtbetrachtung eine kritische Würdigung des Behandlungserfolges nicht nur hinsichtlich des therapeutischen Ertrages, sondern auch vor dem Hintergrund einer ökonomischen Betrachtung stattfinden.

5.1. *Evaluation der Gruppenergebnisse sowie inhaltliche und interpretative Diskussion der Meßergebnisse*

5.1.1. Vergleichende Betrachtung von kinematischen und kinetischen Kenngrößen der Ganganalyse (Köcher/Ludwig)

Zwischen Schrittlänge und Gehgeschwindigkeit bestehen auch hier die bekannten engen Korrelationen. Sowohl bei Schrittlänge als auch Gehgeschwindigkeit erzielen die Gruppen mit isolierter Verletzungsform die höchsten Werte. Die Schrittlänge betrachtend fällt auf, daß die Gruppe EAPIs zur 12. postoperativen Woche das Niveau erreicht, welches für sie auch nach einem Jahr gemessen wurde. Die Gruppen KGIs und EAPKo verzeichnen ab diesem Zeitpunkt ebenfalls nur noch moderate Steigerungen (vgl. hierzu Abb. 25). Es wäre jedoch falsch, von einer größeren Schrittlänge oder einer höheren Gehgeschwindigkeit grundsätzlich auf einen besseren Rehabilitationserfolg zu schließen. Vielmehr ist davon auszugehen, daß durch die Zusammensetzung der Gruppe (unterschiedliche Verteilung der Geschlechter oder Körpergrößen) die Variablen bestimmt werden. Beide Variablen repräsentieren den Rehabilitationsverlauf insofern, als daß über die Steigerungen auf verbesserte Rehabilitationsergebnisse geschlossen werden kann. Anscheinend sind beide Variablen nicht sensibel genug, um unter diesen Meßbedingungen Unterschiede zwischen den Gruppen zu visualisieren.

Anders verhält es sich mit dem Parameter Länge der Standphase und der somit gebildeten Differenz zwischen den Längen von betroffener und nicht betroffener Extremität. Diese Variable zeigt für die Gruppen mit komplexem Verletzungsmuster noch in der 12. postoperativen Woche hochsignifikante Differenzen zwischen den Standphasenlängen. Auch hier macht sich demzufolge verstärkt das Verletzungs-

muster bemerkbar, da diese Unterschiede für die Gruppen mit isolierter Ruptur des LCA zu diesem Zeitpunkt nicht mehr nachweisbar sind. Das beste Ergebnis wird von der Gruppe EAPIs erzielt, welche schon in der 6.-8. postoperativen Woche keine signifikanten Differenzen zwischen den Längen der Standphase aufweist (vgl. Abb. 27 bis 30). Insgesamt erweist sich die Länge der Standphase bis zur 12. Woche als hinreichend sensibel, da spätestens ab diesem Zeitpunkt der Einfluß der alltäglichen Motorik auf die Gehbewegung so groß ist, daß sich Unterschiede durch die häufige Repetition der Gehbewegung im Alltag angleichen.

Wie in Kapitel 4.1.2 dargestellt hat die Komplexität der Verletzung einen offenbar größeren Einfluß auf die Rehabilitation als die Therapiemethode. Dieses wird bei Betrachtung des FED ersichtlich (vgl. besonders Abb. 32), da die Gruppen mit isolierter Verletzungsform zumindest bis zur 26. postoperativen Woche wesentlich bessere Ergebnisse zeigen als die Gruppen mit komplexer Verletzungsform. Interessant erscheint der Aspekt, daß bei Betrachtung des FED% besonders in der 12. postoperativen Woche diese Gruppen wesentlich bessere Ergebnisse erzielen als bei der Betrachtung des FED (vgl. Abb. 31). Die Begründung liegt in einer unterschiedlichen Berechnung. Wenig wahrscheinlich ist, daß dieses Phänomen Ausgleichsbewegungen durch die nicht betroffene Extremität repräsentiert. Demgegenüber sind Adaptionen auf der gesunden Seite nach STEGELMANN 1994 nicht zu verneinen. Der Autor fand im Einzelfall noch nach zwölf Monaten Bewegungstereotypen, welche erheblich vom Normalbild abweichen.

Diese Ergebnisse bestätigen somit tendenziell die von SCHMALZ et al. 1998 und SCHMALZ et al. o.J. gemachten Aussagen.⁴⁶ Auch hier zeigen die patellasehnenversorgten Patienten eine Reduzierung des FED von ca. 10° in der 12. postoperativen Woche auf ca. 3,5° nach einem Jahr. Ähnlich wie in der vorliegenden Untersuchung unterscheidet sich auch der letztgenannte Wert noch statistisch signifikant von natürlichen Rechts-Links-Differenzen (vgl. Abb. 33 bis 36).⁴⁷

Prinzipiell zieht eine komplexe Verletzung auch einen komplexen operativen Eingriff nach sich, so daß die Kniefunktionen zumindest in der ersten postoperativen Zeit paradoxerweise durch die Operation selbst limitiert werden. Aus diesem Grund weisen nach SCHMALZ et al. o.J. Patienten mit operativ versorgter Ruptur des LCA auch noch mindestens ein Jahr nach der Operation wesentlich schlechtere Werte

46 Der Autor verwendet aufgrund eines anderen Rechenverfahrens ein negatives Vorzeichen, vom Betrag her entsprechen die Ergebnisse den vorgenannten. Des weiteren wird die Variable FED% vom genannten Autor nicht benutzt.

47 Der starke Einfluß der Komplexität der Verletzung wird tendenziell von HARNER et al. 1992 bekräftigt. Diese bestätigen ein Jahr postoperativ ein allgemeines hohes Defizit in der Streckung (mehr als 10°) und der Beugung (mehr als 125°) bei 11,1% der untersuchten Patienten. Ein solcher Verlust an Bewegung korreliert dabei stark mit dem Faktor ‚zusätzliche Verletzungen an Seitenbändern oder dem hinteren Kreuzband‘.

hinsichtlich des sagittalen Kniewinkels auf als konservativ behandelte Patienten. Die Schädigungen durch die Komplexität der Verletzung und der operativen Versorgung bestimmen nach Aussage der Autoren demzufolge zum großen Teil den Rehabilitationserfolg. Ursachen für Defizite beruhen aber meistens nicht auf Spannungen am Bandtransplantat, sondern es sind vielmehr andere Bereiche der Gelenkkapsel dafür verantwortlich (vgl. KLINGER 1990). Hierfür sprechen auch die Aussagen von WEINHART/BERNETT 1992, welche nach zwölf Wochen keine Auslockerung des Transplantates feststellen.

Diese Streckdefizite machen sich sowohl unter isokinetischen als auch unter ganganalytischen Bedingungen bemerkbar. Werden die Ergebnisse der elektromyographischen Untersuchung berücksichtigt, so finden demnach keine Veränderungen im Aktivitätsmuster der Muskulatur statt (vgl. Kapitel 5.1.2). Aufgrund der starken Schädigung der Gelenkkapsel (verletzungs- und operationsbedingt) wurden propriozeptive Eigenschaften des Bandes sowie der umgebenden Strukturen zerstört, welche für inhibitorische Reize der umgebenden Muskulatur verantwortlich sind. Dieses muß sich nicht zwingend in einem veränderten koordinativen Muster bemerkbar machen, vielmehr ist es denkbar, daß die Innervation in Frequenz und Amplitude eine Veränderung erfährt. Letztendlich ist der Einfluß der Zerstörung des Kapsel-Band-Apparates ein wesentlicher Einflußfaktor, der eine volle Streckung unmöglich macht. Hierfür sprechen auch die Befunde, nach denen eine volle Streckung auf der betroffenen Seite unter Last über einen langen Zeitraum nach der Operation nicht möglich ist. Eine solche Situation ist zumindest auch dann gegeben, wenn aufgrund von Verwachsungen, Verklebungen etc. die Endstreckung nicht erreicht werden kann.

Ähnliche Aussagen über den Einfluß der Komplexität der Verletzung und die Therapieform können bei Betrachtung der horizontalen Bodenreaktionskräfte gemacht werden. Auch hier ist deutlich erkennbar, daß die Komplexität der Verletzung einen wesentlich entscheidenderen Einfluß auf den Therapieerfolg hat als die Therapie selbst (vgl. Abb. 39 und 40). Dieses ist aber ebenfalls vor dem Hintergrund der o.g. Aussagen über Ausmaß des Traumas und der damit verbundenen Operation nicht verwunderlich.

Erzielt bei einem Vergleich der Therapieformen mit isolierter Ruptur des LCA die Gruppe EAPIs bei den bremsenden Kräften die größten Symmetrien, so kehrt sich dieses bei den Gruppen mit komplexer Verletzung um, d.h. die Gruppe KGKo zeigt bessere Werte als die Gruppe EAPKo. Eine einheitliche Tendenz ist demzufolge nicht feststellbar. Auch in der zweiten Phase der horizontalen Bodenreaktionskräfte

muß diese Heterogenität festgestellt werden (vgl. die Gruppen KGKo und EAPKo in Abb. 45). Des weiteren erscheint es nicht plausibel, warum die Werte des Parameters $rel. DF_{XMAX}$ sich im Laufe der Rehabilitation eher von Null wegbewegen, anstatt sich anzunähern und damit zu symmetrisieren (vgl. die Gruppen KGIs und EAPIs in Abb. 45). Der Parameter $rel. DF_{XMAX}$ erweist sich in dieser Untersuchung demzufolge als wenig aussagekräftig und valide.

Insgesamt müssen die Unterschiede in allen Gruppen jedoch als verletzungs- bzw. operationsbedingt angesehen werden, da beide Extremitäten im Rechts-Links-Vergleich oder beim Vergleich des präferierten mit dem nicht präferierten Bein in einem Normalkollektiv bei keiner Gehgeschwindigkeit keine Unterschiede aufwiesen. Die Dominanz eines Beines bei leichten oder mittelschweren Bewegungen kann nach HAMILL et al. 1984 demzufolge verneint werden. Eine solche Dominanz kann erst bei stark beanspruchenden Bewegungen attestiert werden.

Ein scheinbarer Widerspruch ergibt sich aus der Aussage von SCHMALZ et al. o.J., der die Kräfte in der ersten Phase der horizontalen Bodenreaktionskräfte zwar durchaus geeignet zur Visualisierung von Defiziten ansieht, diese gleichzeitig aber nicht als ausreichend sensibel erachtet werden, da ab der 26. postoperativen Woche keine signifikanten Unterschiede zu einem Normalkollektiv bestehen. Diese Aussage kann durch diese Untersuchung zum Teil bestätigt werden, jedoch wird aus den Abbildungen 41 bis 44 ersichtlich, daß zum großen Teil in der 26. postoperativen Woche noch signifikante Unterschiede zwischen den Extremitäten bestehen. Die Sensibilität dieses Parameters ist daher nur bis zu einem gewissen Untersuchungszeitpunkt gegeben.

Anders verhält es sich mit der beschleunigenden Komponente der horizontalen Bodenreaktionskräfte. Hier ist generell keine einheitliche Linie feststellbar, und so wird die von SCHMALZ et al. 1998 gemachte Aussage unterstützt, daß der Parameter DF_{XMAX} weniger deutliche Ergebnisse liefert. Erklärend fügt der Autor hinzu, daß „[...] die verminderten Bremskräfte im ersten Standphasenteil und die nicht verringerten Beschleunigungskräfte im zweiten Standphasenteil auf die eingeschränkte Aussagekraft der bei Kniebandschädigungen während des Gehens meßbaren Bodenreaktionskräfte [...]“ (SCHMALZ et al. 1998, S. 7) hinweisen.

„Dies ist dadurch erklärbar, daß für die Motorik der gesamten menschlichen Gliederkette nach Fersenauftritt und der folgenden Lastübernahme zu Beginn der Standphase das Kniegelenk mit einer Beugung unter Last die Hauptfunktion im Vergleich zu benachbarten Gelenken übernimmt. In der Abschlußphase dominieren eher das Sprunggelenk und die Oberkörperrotation den beschleunigenden Impuls. Dadurch werden bei den

Bodenreaktionskräften trotz klarem Nachweis von Defiziten während der Kniegelenkstreckung nur reduzierte Bremsstöße spürbar“ (SCHMALZ et al. 1998, S. 7).

Die zeitlichen Abweichungen des Minimalwertes der horizontalen Bodenreaktionskraft zeigen schon sehr früh hohe Synchronisationserscheinungen für die Gruppe EAPIs. Auch hier sieht man, daß die Gruppen mit isoliertem Verletzungsmuster wesentlich höhere Symmetrisierungserscheinungen aufweisen als die Gruppen KGKo und EAPKo. Ein Vergleich der Verletzungsmuster führt zu dem Ergebnis, daß sich tendenziell die komplexere Therapieform positiv auswirkt, da die Kurven der Gruppen EAPIs und EAPKo graphisch über denen der Gruppen KGIs und KGKo liegen (vgl. Abb. 51). Ähnlich der Differenz der Maximalwerte der horizontalen Bodenreaktionskräfte gestaltet sich die zeitliche Abweichung dieser Kräfte ebenso inhomogen (vgl. Abb. 52). Es ist weder die Vorteilhaftigkeit einer Therapieform noch der positive Einfluß eines Verletzungsmusters über den kompletten Untersuchungszeitraum zu attestieren.

Sowohl bei Betrachtung der Kräfte im ersten Teil der vertikalen Bodenreaktionskräfte (vgl. Abb. 53) als auch der Kräfte im zweiten Teil (vgl. Abb. 59) wird ersichtlich, daß die Gruppe EAPIs schon sehr früh hohe Symmetrien erzielt. Ein eindeutiger Zusammenhang zwischen dem Behandlungserfolg und der Therapieform bzw. des Verletzungsmusters kann jedoch nicht aufgezeigt werden, da die Gruppe EAPKo im Vergleich mit der Gruppe KGKo oder die Gruppe EAPIs mit der Gruppe KGIs nicht die besseren Werte aufweist. Generell sind die vertikalen Bodenreaktionskräfte gut geeignet, Defizite zwischen operierter und nicht operierter Seite aufzuzeigen (vgl. hierzu nochmals HAMILL et al. 1984). STEUER 1998 wählt hierzu einen Ansatz, der der Berechnung des FED in etwa entspricht (Bildung der Differenz zwischen lokalem Maximum und Minimum). Er weist nach, daß LCA-Patienten im Vergleich zu gesunden Probanden signifikante Unterschiede aufweisen, da das lokale Minimum auf der verletzten Seite weniger ausgeprägt ist als auf der gesunden. Als Grund für diese Defizite könnte eine reduzierte Beugung in der Hüfte, im Knie oder im Sprunggelenk während der Standphase gelten. Diese Schonhaltung macht sich bei starker Ausprägung optisch in einer Hinkbewegung bemerkbar, was bedeutet, daß die Primärbelastung beim Gehen bei der gesunden Extremität liegt.

Die zeitlichen Abweichungen der vertikalen Komponente der Bodenreaktionskräfte beim ersten Maximalwert zeigen einen wesentlich ausgeprägteren Einfluß des

Verletzungsmusters als der Therapieform. Bis zur 26. postoperativen Woche dominiert der Einfluß des Verletzungsmusters den Heilungsverlauf (vgl. Abb. 65). Im zweiten Teil der vertikalen Bodenreaktionskraft wird ersichtlich, daß sich im Gegensatz zum ersten Teil zu späteren Untersuchungszeitpunkten (d.h. ab der 26. postoperativen Woche) die komplex therapierten Gruppen von den krankengymnastisch behandelten Gruppen deutlich positiv abheben (vgl. Abb. 66). Unerklärlich bleibt die Tatsache, daß die Gruppe KGIs ab der 12. postoperativen Woche verstärkte Asymmetrieerscheinungen aufweist.

Die Betrachtung der sagittalen Kniemomente zeigt eine relativ schnelle Verminderung der Defizite der flektierenden Anteile im ersten Teil der Standphase im Jahresverlauf. Unterschiede sind hier durchgängig bis maximal zur 12. postoperativen Woche in allen Gruppen signifikant nachweisbar (vgl. Abb. 69 bis 72). Ein durchgängiger Trend über die Vorteilhaftigkeit der Therapieform oder den positiven Einfluß des Verletzungsmusters ist jedoch auch hier nicht exakt nachweisbar (vgl. Abb. 67). Die extendierenden Anteile im zweiten Teil der Standphase zeigen deutlich über die 12. postoperative Woche hinaus zum Teil hochsignifikante Unterschiede (vgl. Abb. 75, 77 und 78). Zwar ist in allen vier Gruppen ein insgesamt homogeneres Bild im Vergleich zum Parameter $rel. DM_{ZMIN}$ zu erkennen, jedoch weisen hier paradoxerweise die Gruppen mit komplexem Verletzungsmuster nach einem Jahr bessere Werte auf als die Gruppen mit isolierter Ruptur des LCA (vgl. Abb. 74). Im Gegensatz zu den bisher betrachteten Parametern erzielt die Gruppe EAPIs in bezug auf die extendierenden Anteile der sagittalen Kniemomente über den gesamten Untersuchungszeitraum die schlechtesten Werte.

Zu ähnlichen Ergebnissen, d.h. zu sich schnell verringernden Defiziten der flektierenden Anteile und recht lang nachweisbaren Defiziten der extendierenden Anteile, kommen auch SCHMALZ et al. 1998 und SCHMALZ et al. o.J. Der Grund für die sich schnell wieder normalisierenden flektierenden Anteile ist in einer raschen Normalisierung der Quadricepsfunktion zu sehen, welche z.T. die flektierenden Momente des Knies bestimmt (vgl. JARIC et al. 1989). Zu frühen Untersuchungszeitpunkten ist die Reduktion der flektierenden Anteile als der Versuch des Patienten zu werten, die Kontraktion des M. quadriceps zu vermeiden, um die vordere Schublade nicht auszulösen. Eine reduzierte Quadricepsfunktion ist demzufolge in verminderten Flexionsmomenten nachzuweisen. In diesem Zusammenhang spricht man auch vom quadricepsschonenden Gang zu frühen Untersuchungszeitpunkten (vgl. BERCHUK et al. 1990). Zu ähnlichen Ergebnissen kommen TIMONEY et al. 1993 und ANDRIACCHI 1990. Auch diese diagnostizieren den quadricepsschonenden Gang,

welcher auch noch zwölf Monate nach der Operation beim Vergleich mit nicht vorhandenen Unterschieden der Kontrollgruppe nachgewiesen wurde. Dieses steht im Widerspruch zur vorliegenden Untersuchung, welche lediglich bis zur 12. postoperativen Woche signifikante Unterschiede nachweisen konnte und auch zu SCHMALZ et al. 1998. Dieser führt Defizite in der Standphasenstreckung vielmehr auf die defizitären extendierenden Momente zurück, da diese im Gruppenmittel auch ein Jahr nach der Operation noch nicht normalisiert sind (vgl. hierzu auch Abb. 75 und 78).

5.1.2. Elektromyographische Meßergebnisse (Ludwig)

Wie in Kapitel 4.3 in den Abbildungen 79 bis 82 zu sehen ist, zeigen die vier Untersuchungsgruppen zu keinem Untersuchungszeitpunkt signifikante Unterschiede in den Aktivitätsphasen der abgegriffenen Muskeln. Zwar sind teilweise Differenzen zu beobachten, diese sind statistisch jedoch nicht signifikant. Die Elektromyogramme der abgeleiteten Muskeln dokumentieren somit eine gleichbleibende muskuläre Koordination und belegen, daß keine wesentliche Änderungen gegenüber dem Normalgang zu finden sind (vgl. Abb. 12a bis d).

Diese Ergebnisse stimmen nur teilweise mit der Literatur überein. In einer ausführlichen Gegenüberstellung von Autoren stellen ECKHARDT et al. 1994 bis zu einjährige postoperative Ergebnisse von elektromyographischen Messungen unter dem Aspekt von Aktivitäts- und Nichtaktivitätsphasen dar. Hiernach bemerken SHIAVI et al. 1986 mäßig bis große Veränderungen in der Aktivität mehrerer Muskeln beim Gehen. Von TIBONE et al. 1986 wird dieses Ergebnis bestätigt, welche bei einer frei gewählten Gehgeschwindigkeit Differenzen in der EMG-Aktivität finden. Diese Differenzen erhöhen sich mit zunehmender Gehgeschwindigkeit (vgl. auch MURRAY et al. 1984, SHIAVI et al. 1992). LASS et al. 1991 wiederum stellen einen früheren Aktivitätsbeginn und eine verlängerte Aktivitätsdauer der Ischiokruralmuskulatur und des M. gastrocnemius fest. Dagegen bestätigen den früheren Aktivitätsbeginn und die längere Aktivitätsdauer KAALUND et al. 1992 nur für den M. gastrocnemius. Diese Aussagen sprechen nach ECKHARDT et al. 1994 für die neurosensorische Funktion des Kreuzbandes auf morphologischer Ebene. Im Gegensatz zur dargestellten Literatur konnten letztgenannte Autoren jedoch keine Unterschiede im Aktivitätsbeginn für den M. biceps femoris und M. gastrocnemius nachweisen. LIMBIRD et al. 1988 wiederum bestätigen unterschiedliche Aktivitätsmuster von M. rectus femoris und der ischiokruralen Muskulatur. Darüber hinaus zeigt der M. vastus lateralis bei einer frei gewählten Schrittgeschwindigkeit zum Teil unterschiedliche Aktivitätsmuster auf der betroffenen Seite im Vergleich zur nicht betroffenen.

Erklärbar sind solche Unterschiede dadurch, daß Schädigungen des Kniegelenks, welche verletzungs- und operationsbedingt wirken, zu einer Veränderung der Aktivierung der γ -Motoneurone und damit der Funktionsmuskulatur führen. Der Regelungsmechanismus vollzieht sich somit unter Ausschaltung bewußter Steuerungsvorgänge im Gehirn. Vielmehr sind hiermit reflexogene, d.h. unbewußte Regelungsmechanismen, angesprochen (vgl. FREIWALD/ENGELHARDT 1996b). Diese auf veränderten propriozeptiven Informationen beruhende veränderte Aktivierung der Funktionsmuskulatur macht sich demzufolge auch im EMG bemerkbar. In einer Vielzahl von Untersuchungen können muskuläre Defizite v.a. bei repetitiven Bewegungen an einer isokinetischen Meßeinrichtung visualisiert werden. Eindeutig können hier ein verändertes muskuläres Ermüdungsverhalten sowie ein Kraftabfall durch einen Anstieg der IEMG-Aktivität und den Abfall der medianen Frequenz nachgewiesen werden. Als Ursache wird hierfür die nicht völlige initiale Auslastung der Muskulatur um das betroffene Gelenk genannt (vgl. APPELL 1990, FREIWALD et al. 1993a, FREIWALD et al. 1993b, KLEMME 1994). Unbestritten ist jedoch der hohe regelnde Einfluß propriozeptiver Afferenzen bei einer korrekten rhythmischen Ausführung repetitiver Bewegungen. LARUE et al. 1995 zeigen, daß bei deafferenten Patienten eine gestörte Timing-Fähigkeit vorliegt. Dieses kann durch akustische oder visuelle Unterstützung kompensiert werden.

Schon diese Gegenüberstellung zeigt die Heterogenität der Meßergebnisse. Zurückzuführen ist dies auf unterschiedliche Meß- und Versuchsbedingungen sowie verschiedenartige Patientengruppen. Einen weiteren entscheidenden Einfluß hat die Belastungsintensität und Belastungsdauer. Längere Untersuchungszeiten führen nach ECKHARDT et al. 1994 zu wesentlich besseren Anpassungserscheinungen durch Bahnung, so daß die bei kürzeren Belastungsdauern bestehenden Unterschiede nivelliert werden (vgl. hierzu auch LIMBIRD et al. 1988).

Stark belastende Aktivitäten (wie z.B. Gehen mit Steigungswinkel) führen bei LCA-Patienten zu signifikanten Unterschieden, hingegen sind solche Unterschiede in der Ebene nicht nachweisbar. Dieses wird von MÜLLER et al. 1989 bestätigt, da dynamische Tätigkeiten unterhalb der Dauerleistungsgrenze als nicht ausreichend erachtet werden, um Beanspruchungsanalysen durchzuführen. Die Gesamtbelastung hingegen wird vom Verhältnis der Kontraktions- und Pausendauer bestimmt. Ebenso wie ein Steigungswinkel führt die Erhöhung der Gehgeschwindigkeit zu einer vermehrten Beanspruchung. Dieses hat zur Folge, daß sich das Verhältnis von Muskelaktivitätszeiträumen je nach Geschwindigkeit verschiebt. Bei einer relativ geringen Geschwindigkeit liegt ein Großteil der Muskelaktivität während der Standphase vor, bei einer hohen Geschwindigkeit ist dies eher in der Schwungphase der

Fall. Freigewählte Geschwindigkeiten bieten demgegenüber nach Aussage von van der STRAATEN et al. 1975 ein ausgewogenes Verhältnis der Aktivitätsanteile.

Weiteren Einfluß bei gesunden Probanden hat die Präferenz eines Beines. Rechtshänder bevorzugen in der unteren Extremität die kontralaterale Seite (Sprung- und Schußbein), wodurch dann signifikant höhere Amplitudenwerte nachweisbar sind.

Hohen Einfluß auf Aktivitätsmuster in der unteren Extremität hat ebenfalls die subjektive Einschätzung der Kniestabilität und -funktion durch den Patienten. KAALUND et al. 1992 zeigen, daß Patienten mit guten Lysholm-Score-Werten beim M. gastrocnemius einen früheren und längeren Aktivitätsbeginn sowie einen früheren Höchstwert erzielen.

Schließlich bestimmt auch die Taktfrequenz beim Gehen das EMG-Profil. Nach Aussage von YANG/WINTER 1985 verändert sich jedoch ausschließlich die Höhe des EMG-Musters und nicht die grundsätzliche Anordnung der Aktivitätszeiträume.

Dieser Meinung entspricht die Aussage KLINGERS, der feststellt, daß „[...] das Gehen als individueller und automatisierter Vorgang als Engramm im Gehirn vorliegt und durch gutgemeinte Korrekturversuche bestenfalls für die nächsten zwei Minuten bei ausschließlicher Konzentration verändert werden kann“ (KLINGER 1990, S. 772). In diesem Sinn votiert auch HÖRSTER 1994, der als prinzipielle Ursachen für Defizite in der Motorik folgende Störungsquellen nennt:

- mechanische Störungen,
- sensokybernetische Störungen,
- biomechanische Störungen.

Letztendlich können die Ursachen nach HÖRSTERS Meinung nur auf sensokybernetischer also neurophysiologischer Ebene liegen, da er durch eine einfache Versuchsanordnung mechanische und biomechanische Störungen ausschließt. Auf neurophysiologischer Ebene wiederum können vereinfacht gedacht die Ursachen in drei Bereichen liegen: Zentralnervensystem, α -Motoneuron-Zelle und Muskelfaser. Da Schädigungen an der α -Motoneuron-Zelle und der Muskelfaser nach Meinung des Autors ausgeschlossen werden können, müssen Ursachen für muskuläre Defizite zentralnerval bedingt sein. Mangelnde Bewegungsausführung liegt nun entweder an einem unbekanntem, vergessenen oder verzerrtem Bewegungsmuster. Dies impliziert unter Umständen, daß das Erinnerungsvermögen an handlungsbestimmende Faktoren bei erhaltener Speicherung des motorischen Programmes nicht mehr vorhanden ist. Des weiteren ist es möglich, daß im Gedächtnispool unbewußt negative Elemente überwiegen und die Bewegungsausführung bei Überschreitung einer Toleranzgrenze verhindern. Da wie bereits oben festgestellt

das Gehen als motorisches Programm fest im Gehirn verankert ist, müssen durch die Operation negative Einflüsse überwiegen, die die Bewegungsausführung verändern. Als solche Einflüsse nennt HÖRSTER Angst, Schmerz, Ungewißheit etc. Es bleibt jedoch unklar, inwieweit sich die einmalige oder wiederholte periphere Information im Zentralnervensystem abbildet und somit doch zu dauerhaften Handlungsregulationen bzw. Anpassungen von motorischen Programmen führt (vgl. FREIWALD et al. 1997a). Diese Aussagen widersprechen demzufolge nicht den o.g. Ausführungen, welche als wesentliche Ursachen für Störungen der muskulären Koordination propriozeptive Defizite ansehen.

Das Gehen in der Ebene im Ganglabor über einen recht kurzen Zeitraum ist demzufolge als wenig belastende Bewegung einzustufen, deren Ausführung nicht von negativen Einflüssen im Gehirn überlagert wird. Die in den Abbildungen 79 bis 82 dargestellte recht hohe muskuläre Synchronität zwischen betroffener und nicht betroffener Extremität ist somit erklärbar. Trotz bestehender teilweise erheblicher mechanischer Defizite, welche auch noch ein Jahr postoperativ deutlich nachweisbar sind (vgl. Kapitel 5.1.1), sind diese Störungen offenbar nicht in veränderten Koordinationsmustern begründet. Erklärungen der Störung mittels veränderter propriozeptiver Regelung scheinen hier nicht zu greifen. Vielmehr muß nach WAHL et al. 1997 zwischen den Ursachen für Gangbildveränderungen und EMG-Aktivität strikt getrennt werden. Nach Meinung des Autors liegen die Ursachen für eine veränderte Muskelinnervation auf neurophysiologischer Ebene, während für die Gangbildveränderungen die veränderte Kniegelenkmechanik als Ursache in Frage kommt. Diese Trennung kann jedoch nur formaler Art sein, vielmehr sind Interdependenzen zwischen beiden Bereichen unabdingbar (vgl. FINK et al. 1994). Muskuläre Ausweichmechanismen lassen sich nach operativ versorgter Ruptur des LCA eher in veränderten Innervationsmustern, d.h. durch eine höhere Frequenz oder eine höhere Amplitude feststellen. Es gilt demnach, wie in Kapitel 2.2.1.3 erwähnt, zwischen koordinativen Aspekten und Aspekten der Intensität zu unterscheiden. SCHMALZ et al. 1999 zeigen, daß sich Defizite im sagittalen Kniemoment in einer verminderten Amplitude des M. gastrocnemius niederschlagen. Diese Anpassungserscheinung macht nach Aussage der Autoren durchaus Sinn, da der M. gastrocnemius der einzige wesentliche das Knie beeinflussende Muskel ist, der zum Zeitpunkt der gemessenen Defizite beim sagittalen Kniemoment eine Aktivität aufweist. Es wird weiterhin nicht vermutet, daß eine ähnliche Intensitätsverschiebung noch beim in dieser Untersuchung nicht erfaßten M. rectus femoris stattfinden könnte. Dieser Muskel dient in seiner zusätzlichen Eigenschaft als Hüftbeuger eindeutig der optimalen Vorbereitung der Schwungphase (vgl. hierzu auch NENE et al. 1999). Auch ist eine veränderte Motorik aufgrund einer Phasenverschiebung des M. vastus medialis

nicht denkbar, da dieser im wesentlichen die gleichen Aktivitätszeiträume aufweist wie der M. vastus lateralis (vgl. Abb. 12a). M. tibialis anterior, M. vastus lateralis und M. biceps femoris zeigen dagegen in der Standphase keine verletzungs- oder operationsbedingten Anpassungen in Frequenz oder Amplitude.

Grundsätzlich müssen sich biomechanische und elektromyographische Meßparameter entsprechen. Dieses liegt in der Gleichheit von inneren und äußeren Momenten begründet. Fehlende koordinative Ausgleichsmechanismen sind demzufolge nicht zwingend zu erwarten, da muskuläre Ausgleichsmechanismen auch in der Frequenz und Amplitude des EMG oder von nicht erfaßten Muskeln vollzogen werden können. Zusammenfassend muß aus diesem Grund zwischen muskulärer Koordination und myoelektrischer Intensität unterschieden werden. Auch ist es denkbar, daß Kompensationen im Band- und Sehnenapparat stattfinden. Dieser ist vom Einfluß auf die Motorik jedoch als geringer anzusehen als die muskulären Aktivitäten.

5.1.3. Atemgasanalytische Meßergebnisse (Köcher)

Hinsichtlich der bei einem Pulsschlag von 150 pro Minute erzielten Ergometerleistung zeigen alle vier Gruppen zwar eine Leistungssteigerung zur 52. postoperativen Woche, jedoch sind die Unterschiede zwischen den Gruppen eher marginal. Hier scheint sich zu bestätigen, daß die teilnehmenden Patienten wenig bis durchschnittlich sportlich sind und demzufolge keine Ambitionen haben, schnell zu einem präoperativ bestehenden Leistungsvermögen zurückzukehren. Wären Unterschiede zu einem frühen Untersuchungszeitpunkt noch durch eine komplexere Therapieform oder Verletzung erklärbar, so zeigt sich in den Abbildungen 84 bis 87, daß selbst hier aufgrund der hohen Einschränkungen durch die Verletzung eine höhere sportliche Leistungsfähigkeit nicht möglich ist. Spätestens ab der 26. postoperativen Woche sind die Werte für alle vier Gruppen mit einer marginalen Abweichung gleich, so daß der Einfluß der Verletzungs- oder Therapieform ab hier auf keinen Fall mehr nachgewiesen werden kann.

Auch die Abbildungen 88 bis 91 bestätigen, daß die Unterschiede zwischen den Gruppen nicht sehr ausgeprägt sind. Einheitlich läßt sich eine höhere Leistungsfähigkeit bei den Männern feststellen. Teilweise ist zu beobachten, daß die gemessenen Werte von $\dot{V}O_2$ und $\dot{V}CO_2$ zum Teil eine Leistung kennzeichnen, welche im aerob-anaeroben Übergang anzusiedeln ist (vgl. Abb. 89).

Teilweise ist weiterhin das größte Leistungsvermögen in der 12. postoperativen Woche zu erkennen (vgl. Männer in Abb. 88 bis 90). Aufgrund des hohen Trainings-

umfangs in der aktiven Rehabilitationsphase werden hier die besten Werte erzielt, die sich anschließend jedoch wieder verschlechtern, da die angegebene Sportlichkeit nicht ausreichend ist, um das in der Rehabilitation aufgebaute konditionelle Leistungsvermögen aufrecht zu erhalten.

Hingegen zeigen die Frauen der Gruppe KGKo in Abbildung 89 zur 12. postoperativen Woche die schlechtesten Ergebnisse. Nach 26 Wochen findet eine deutliche Leistungssteigerung statt, die sich bis in die 52. postoperative Woche auf dem vorgenannten Niveau hält. In der Gruppe EAPIs (vgl. Abb. 90) erreichen die Frauen nach einem Jahr die besten Ergebnisse. Letztendlich kann aus Abbildung 91 ersehen werden, daß sowohl Frauen wie auch Männer über den kompletten Untersuchungszeitraum ein annähernd gleiches Leistungsniveau aufweisen.

Das atemgasanalytische Untersuchungsinstrumentarium erweist sich demzufolge unter der Fragestellung dieser Arbeit und mit diesem Patientenkontext als wenig sensibel. Es lassen sich weder Vorteile einer Therapieform noch positive Einflüsse der Verletzungskomplexität nachweisen. Dies mag darin begründet liegen, daß externe nicht von der Therapie beeinflussbare Faktoren leistungsbestimmend sind. Der Einfluß der Therapie und der Verletzung ist demnach geringer als die Motivation des Patienten, neben der Rehabilitation sportliche Aktivitäten zu entwickeln. Ein häusliches Training oder private sportliche Aktivitäten üben aus diesem Grund einen wesentlich größeren Einfluß auf die dargestellten Parameter aus als das Training in der Rehabilitationsmaßnahme selbst.

Das geringe sportliche Aktivitätsniveau spiegelt sich im erhobenen Tegner-Activity-Score wider. Zwar erbrachten alle Patienten vor der Ruptur eine durchschnittliche sportliche Leistung, jedoch wurde diese nach der Operation drastisch minimiert (vgl. Abb. 113). Ein Großteil der Patienten bekundete von vornherein den Willen, nach der Operation den vorher präferierten Sport nicht mehr ausüben zu wollen. Ängste vor erneuten Verletzungen spielten hierbei die tragende Rolle. Nicht signifikante Steigerungen zwischen den Untersuchungsterminen sind dadurch erklärbar.

Die Forderung nach atemgasanalytischen Untersuchungen nach Kreuzbandverletzungen im speziellen oder nach Verletzungen, die eine recht lange Immobilisation zur Folge haben im allgemeinen, wird erst seit kurzer Zeit in der Literatur besprochen. Aus diesem Grund lassen sich keine vergleichbaren Untersuchungen über das Ausdauerverhalten nach Verletzungen der unteren Extremität heranziehen. Einschränkend muß dazu gesagt werden, daß dieses in der Vergangenheit als weniger wichtig erachtet wurde. Letztendlich ist die Forderung nach einem zielgerichteten Training der kardio-pulmonalen Eigenschaften in der Rehabilitation auch erst neueren Datums (vgl. Kapitel 2.1.2.1), so daß es bisher ein Ausdauertraining im

Sinne von Leistungsverbesserungen nicht gab. Vielmehr wurde die Fahrradergometrie als Mittel der allgemeinen Körpererwärmung für nachfolgende Übungen angewandt.⁴⁸

Für die hiesige Problematik zieht das durchgeführte Ausdauertraining sowohl in EAP als auch Krankengymnastik zwar Leistungszuwächse nach sich, diese sind jedoch nur bis zu einer gewissen Grenze steigerbar. Darüber hinaus sind weitere Leistungssteigerungen nur durch ein zielgerichtetes Training zu erreichen. Da dieses im Rahmen der Rehabilitation nicht das primäre Ziel ist, bleibt das kardio-pulmonale Training oberhalb des Niveaus der Rehabilitation dem Patienten überlassen. Ist die Motivation beim Patienten hierzu nicht vorhanden, wie es beim Tegner-Activity-Score in dieser Untersuchung dokumentiert wird, so werden Leistungszuwächse nicht mehr erreicht.

5.1.4. Isokinetische Meßergebnisse (Köcher)

Anders als bei den bisher betrachteten Parametern, scheinen sich bei der Analyse der maximalen Drehmomente bei einer Bewegungsgeschwindigkeit von 60°/sec eindeutig leichte Vorteile für die komplextherapierten Patienten abzuzeichnen. Am deutlichsten kommt dieses in Abbildung 100 zum Ausdruck, in der zu sehen ist, daß in der 52. postoperativen Woche die Extensoren auf der betroffenen Seite der männlichen Teilnehmer der EAP-Gruppen wesentlich höhere relative maximale Momente erreichen als die Männer der KG-Gruppen. Für die weiblichen Teilnehmer kann dies ebenfalls bestätigt werden (vgl. Abb. 102). In der 26. postoperativen Woche können die komplextherapierten Gruppen bei den Männern nur leichte Vorteile verzeichnen, während die weiblichen Teilnehmer keine Unterschiede zwischen den Therapieformen aufweisen (vgl. Abb. 96 und 98). Dieses ist Ergebnis des verstärkten Gerätetrainings während der aktiven Rehabilitationszeit. Die Tatsache, daß in der 52. postoperativen Woche größere Unterschiede in den Behandlungsformen als in der 26. postoperativen Woche bestehen, beruht auf dem Umstand, daß das verstärkte Gerätetraining sich erst nach einer längeren Zeit potenzierend auswirkt. Die so geschaffenen Vorteile sind von den krankengymnastisch therapierten Patienten auf Basis der hier vorherrschenden Sportlichkeit nur sehr schwer aufzuholen.

48 Demgegenüber spielt die Entwicklung des Ausdauervermögens im Rahmen der primären Prävention oder Rehabilitation vor bzw. nach Herz-Kreislauf-Erkrankungen eine wesentliche Rolle. Exemplarisch sei hier eine Untersuchung von SCHLEGEL et al. 1977 genannt, in der nachgewiesen wurde, daß ein einmaliges wöchentliches Training einen meßbaren kardio-pulmonalen Leistungszuwachs erbringt, eine Steigerung auf ein zweimaliges wöchentliches Training jedoch keine nennenswerten weiteren Leistungszuwächse zur Folge hat.

Die aufgezeigten Vorteile beziehen sich v.a. auf den durch die Immobilisation stark beeinträchtigten M. quadriceps, wohingegen die ischiokrurale Muskulatur in allen Gruppen geringe Dysbalancen aufweist, so daß die ohnehin wenig von Atrophie betroffene hintere Oberschenkelmuskulatur als nicht problematisch angesehen werden kann (vgl. Abb. 92 bis 95).

Jedoch haben besonders die Gruppen mit komplexem Verletzungsmuster auch ein Jahr nach der Operation noch hochsignifikante Differenzen bei den Extensoren zwischen beiden Extremitäten. Geschlechtsspezifisch müssen diese Ergebnisse etwas differenziert betrachtet werden. Hier weisen die Patientinnen nach einem halben und einem Jahr deutlich größere muskuläre Dysbalancen auf als die männlichen Patienten (vgl. Abb. 96 und 98 sowie Abb. 100 und 102). Die Gründe können hierfür vielfältig sein und sind durch das gegebene Untersuchungsdesign nicht eindeutig identifizierbar.

Die in der 26. postoperativen Woche gemessenen hochsignifikanten Differenzen zwischen den Extensoren beider Extremitäten haben keinerlei Auswirkungen auf wenig belastende Bewegungen wie z.B. das Gehen auf ebener Strecke. Werden die zur 26. postoperativen Woche gemessenen Differenzen mit den extendierend wirkenden sagittalen Kniemomenten zum selben Untersuchungszeitpunkt verglichen, so zeigt sich, daß der kinetische Bewegungsparameter hier keine signifikanten Unterschiede mehr aufweist. Dieses ist durchaus plausibel, da das Gehen eine Bewegungsform weit unterhalb der Dauerleistungsgrenze darstellt, für welche keine maximalen Kräfte benötigt werden. Die isokinetisch registrierte muskuläre Situation hat demzufolge keine Auswirkungen auf die Alltagsmotorik. Lediglich im Grenzbereich oder für den ambitionierten Sportler sind diese Einschränkungen bedeutsam.

Die dargestellten Ergebnisse, bei denen auch in der 52. postoperativen Woche zum Teil noch hoch signifikante Unterschiede beim Vergleich der maximalen Drehmomente in den Extensoren bestehen, stimmen weitgehend mit der vorherrschenden Literaturmeinung überein. FREIWALD/ENGELHARDT 1994 finden noch nach 16,6 Monaten bei einer Testgeschwindigkeit von $60^\circ/\text{sec}$ signifikante Unterschiede in der Kniegelenkstreckmuskulatur. Dokumentiert wird dieses weiterhin durch die Ableitung der maximalen elektrischen Aktivitäten, welche analog zu den höheren Kraftwerten auf der nicht betroffenen Seite eine höhere elektrische Aktivität zeigen. Demgegenüber bescheinigen die Autoren, daß solche Unterschiede zu diesem Zeitpunkt in den Flexoren nicht mehr vorliegen. Ferner zeigen FREIWALD/ENGELHARDT 1994, daß die Kraftdefizite um so größer sind, je geringer die Bewegungsgeschwindigkeit ist. Grund hierfür ist die mechanische Reizung der

sensorischen Endigungen, die die Herunterregelung der Aktivitäten der α -Motoneurone und damit die Reduktion der Kraftentwicklung der Extensoren bewirkt.

In einer Studie von SCHARF et al. 1991 werden diese Ergebnisse bestätigt (vgl. dazu auch ARVIDSON et al. 1981, OTTO et al. 1988). Die Autoren können zu Beginn der Rehabilitationsphase eine reduzierte Maximalkraft der Streckmuskulatur der betroffenen Seite von ca. 30% nachweisen. Zwar gleichen sich beide Extremitäten innerhalb des ersten Jahres nach der Operation an, jedoch betragen die Unterschiede auch dann immer noch bis zu 10%. Dieses deckt sich mit den Ergebnissen in den Abbildungen 92 bis 95, in denen zu sehen ist, daß die Differenzen zwischen beiden Extremitäten von der 26. bis zur 52. postoperativen Woche zwar geringer geworden sind (die dargestellten Verbesserungen zwischen den Untersuchungszeitpunkten sind zum Teil hoch signifikant), aber mit Ausnahme der Gruppe EAPIs immer noch signifikant vorhanden sind.

Reduzierte maximale Drehmomente auf der betroffenen Seite werden auch von GRIMBY 1980 gefunden. Ein Vergleich der Ergebnisse von Gruppen mit isokinetischem Training und auxotonischem Training zeigt für erstere die größten Kraftzuwächse. Dieses unterstützt die Aussage, daß die komplex therapierten Gruppen wesentlich bessere maximale Kraftwerte in den Extensoren auf der betroffenen Seite nach einem Jahr aufweisen als die rein krankengymnastisch behandelten Patienten. Zum Teil werden diese höheren Werte auch auf der nicht betroffenen Seite erreicht. Jedoch macht sich hier nach einem Jahr der Einfluß der alltäglichen und sportlichen Aktivitäten stärker bemerkbar, zumal die Muskeln der nicht betroffenen Seite wenig von Atrophie betroffen sind (vgl. Abb. 100, 102).

Diese Ergebnisse werden von HEHL et al. 1995 bestätigt, welche einer isokinetisch therapierten Testgruppe nach einem sechswöchigen Training eine signifikant reduzierte Dysbalance gegenüber einer nicht isokinetisch trainierten Kontrollgruppe nachweisen konnten. Auch RIEDEL 1995 kommt zu dem Schluß, daß eine isokinetisch therapierte Gruppe gegenüber einer rein krankengymnastisch therapierten Gruppe zu besseren Ergebnissen kommt. Diese Aussage bezieht sich nicht nur auf eine verminderte Atrophie, sondern auch auf eine verbesserte Extensions- und Flexionsfähigkeit. Insgesamt konnte der Autor der isokinetisch therapierten Gruppe eine verbesserte Beweglichkeit nachweisen.

In einer Langzeitstudie von KANNUS et al. 1987 wird gezeigt, daß selbst nach acht Jahren bei vierzig nicht isokinetisch behandelten LCA-Patienten noch immer ein Defizit des M. quadriceps und der ischiokruralen Muskulatur des verletzten Kniegelenks festgestellt werden kann. Isokinetisch behandelte Patienten zeigen dieses Defizit nach acht Jahren nicht mehr. Die Autoren empfehlen für die Rehabilitation die Durchführung schneller Extensions- und Flexionsübungen, um tibiale anterolaterale

Subluxationserscheinungen zu minimieren. Diese Übungsformen werden in hervorragender Art und Weise vom isokinetischen Training erfüllt (vgl. hierzu auch JOHNSON et al. 1984, LYSHOLM et al. 1982).

Dieses steht im Widerspruch zu den Aussagen HARTLS 1988, welcher bei der Überprüfung der Vorteilhaftigkeit der isokinetischen Trainingsmethode gegenüber der Krankengymnastik nach einem standardisierten vierwöchigen Rehabilitationsprogramm keine Unterschiede zwischen den Therapieformen feststellen kann. Zwar zeigt er, daß beide Therapieformen hoch signifikante Verbesserungen im Zeitablauf aufweisen, jedoch kann sich keine gegenüber der anderen behaupten.

Auch TEGNER 1990 weist für die isokinetische Trainingsmethode nicht zwingend bessere Rehabilitationsergebnisse nach. In einer randomisierten Studie zeigt er, daß richtig durchgeführtes funktionelles Training zu vergleichbaren Ergebnissen führen kann. Ein solches Rehabilitationsprogramm umfaßt neben reinem Krafttraining funktionelle Trainingsaspekte. Diese Kombination soll den Zweck der Wiedererlangung der dynamischen Kniestabilität ausreichend erfüllen.

Das Phänomen der unterschiedlichen Auswirkung des isokinetischen Trainings hinsichtlich des Geschlechts wird in der Literatur von KEDZIORA 1993 angesprochen. Generell fällt bei Männern postoperativ das Kraftniveau stärker ab als das der Frauen. Die Tatsache des größeren Kraftverlustes der Männer bedeutet aber umgekehrt, daß postoperativ auch die größeren Kraftentwicklungen zu sehen sind. Diese Ergebnisse decken sich mit denen der vorliegenden Untersuchung und spiegeln sich insofern wider, daß die Patientinnen in der 26. postoperativen Woche zumindest in der problematisch erscheinenden Streckmuskulatur geringere Unterschiede aufweisen als die Männer (vgl. Abb. 96 und 98). Nach 52 Wochen konnten die männlichen Teilnehmer zumindest in den komplex therapierten Gruppen diese Defizite gegenüber den Frauen kompensieren (vgl. Abb. 100 und 102). In der Flexion weisen die Frauen im Gegensatz zu den Männern sowohl in der 26. als auch 52. postoperativen Woche teilweise signifikante Defizite auf (vgl. Abb. 97, 99, 101, 103).

Als Ursache für die verminderte Aktivität des M. quadriceps bei isokinetischen Belastungsformen wird in der Literatur eine reduzierte Aktivierung der Muskelfasern aufgrund der Kreuzbandverletzung genannt. Auf Basis von veränderten afferenten Informationen aus den Gelenkrezeptoren findet eine veränderte Aktivierung der motorischen Einheiten statt. Es ist jedoch unklar, ob dieses der alleinige Grund für eine reduzierte Kraftentfaltung ist. Unter Umständen ist es möglich, daß auch primär

in den Muskelfasern eine Störung vorliegt, welche dann sekundär auf das Nervensystem reagiert (vgl. auch FINK et al. 1994, KLINGER/ROSEMEYER 1990).

Ferner wird in der Literatur eine veränderte Kniegelenkmechanik angeführt, welche im geänderten Verhalten der Extensor-Muskeln begründet liegt. Diese Muskeln nehmen aufgrund der Verletzung vermehrt fixatorische anstatt kinetische Aufgaben wahr und sichern somit die Bewegung in der Beugephase. Folge ist eine zunehmende Aktivität während der Flexion, was bei voller Belastung zu einem veränderten Muskelzug führen kann. Daraus resultiert eine Lateralisierung der Patella mit möglichen Folgeschäden im patellaren Gleitlager (vgl. FREIWALD et al. 1996d, FREIWALD et al. 1993b).

Unterstützt werden diese Aussagen von KEDZIORA 1993, welcher aussagt, daß die sechs bis zwölf Wochen postoperativ gemessenen Kraftwerte optisch nicht widergespiegelt werden. Die Ursachen für verminderte Kraftfähigkeiten liegen daher primär nicht in der Degeneration der Anzahl der Muskelfasern, sondern sind in der Rekrutierung und Frequentierung der motorischen Einheiten begründet (vgl. auch LUDWIG 1997). Dieser Mangel macht sich auch noch nach Monaten in tiefgreifenden koordinativen Defiziten bemerkbar. Diese Defizite erkennt man beispielsweise in einem veränderten Gangbild, wo auch ein Jahr nach der Operation in allen vier Gruppen ein nicht symmetrisiertes Flexions-Extensions-Verhalten beider Extremitäten mittels Ganganalyse nachweisbar ist (vgl. Abb. 33 bis 36). KEDZIORA folgert weiter, daß eine alleinige Überprüfung mittels EMG nicht ausreicht, um solche Koordinationsdefizite und damit eine exakte Funktionsanalyse mit einer kompetenten Aussage über den Rehabilitationsstand aufzudecken.

Das Flexor-Extensor-Verhältnis gibt besonders gut Aufschluß über die muskulären Dysbalancen innerhalb einer Extremität. In der 26. postoperativen Woche weisen sämtliche Gruppen mit Ausnahme der Gruppe EAPIs auf der betroffenen Seite eine annähernde Gleichheit von Flexoren zu Extensoren auf. Die krankengymnastisch therapierten Gruppen haben in der 26. postoperativen Woche die größten Dysbalancen zwischen Extensoren und Flexoren auf der betroffenen Seite. Hingegen weisen sämtliche Untersuchungsgruppen auf der nicht betroffenen Seite ein harmonisches Verhältnis auf. Demzufolge ist die Gruppe EAPIs die einzige Gruppe, bei der zu diesem Zeitpunkt keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Extremitäten gemessen werden konnten. Die in Abbildung 104 und 105 graphisch dargestellten relativ hohen Ungleichgewichte der krankengymnastisch therapierten Gruppen zeigen für die Patienten der Therapieform EAP Vorteile.

In der 52. postoperativen Woche macht sich eher der Einfluß der Komplexität der Verletzung bemerkbar. Die Gruppen mit isolierter Ruptur des LCA weisen auf der

betroffenen Seite ein recht harmonisches Verhältnis auf. Zwar sind die Unterschiede zwischen betroffener und nicht betroffener Extremität nicht signifikant, dennoch zeigt Abbildung 106 gegenüber Abbildung 104 eine fast völlige Übereinstimmung beider Extremitäten für die Gruppe EAPIs.⁴⁹ Ein ähnliches Bild ergibt sich für die Gruppen mit komplexem Verletzungsmuster. Auch hier sind in der 52. postoperativen Woche die Unterschiede signifikant, jedoch zeigt die Gruppe EAPKo (vgl. Abb. 107) wesentlich größere Übereinstimmungen zwischen beiden Extremitäten als die Gruppe KGKo (vgl. Abb. 105). Hier macht sich demzufolge der positive Einfluß der komplexeren Rehabilitationsmethode bemerkbar.

Die verbesserte muskuläre Situation bei isokinetisch trainierten Patienten wird ebenfalls von HEHL et al. 1995 nachgewiesen. Die in dieser Quelle genannten Zahlen spiegeln den o.g. Trend wider, da sie sich auf eine Untersuchung nach einem sechswöchigen Training beziehen. Zu diesem Zeitpunkt zeigt die isokinetisch trainierte Gruppe am betroffenen Bein ein FEV von 100% gegenüber 135% in der Kontrollgruppe.

Die dargestellten Ergebnisse entsprechen ebenfalls den bei SCHARF et al. 1991 genannten Werten. Bei einer Bewegungsgeschwindigkeit von 60°/sec weisen die Autoren bis elf Monate nach der Operation signifikant höhere Werte für das FEV auf der betroffenen Seite nach. Sie bestätigen ferner, daß eine Berechnung dieses Parameters bei höheren Winkelgeschwindigkeiten nicht sinnvoll erscheint, da sich das FEV dem Wert 100% annähert und zwischen betroffener und nicht betroffener Seite keine Unterschiede bestehen.

Wie bereits in Kapitel 2.2.3 angedeutet, erweist sich die Variable Explosive Arbeit unter der Fragestellung dieser Arbeit als weniger sensibel und valide. Die vier Untersuchungsgruppen zeigen zwischen der 26. und 52. postoperativen Woche ein heterogenes Bild. Während die Gruppen KGIs (vgl. Abb. 108) und EAPKo (vgl. Abb. 111) zum Zeitpunkt der ersten isokinetischen Untersuchung ein annähernd gleiches Verhältnis bzw. geringere Werte auf der betroffenen Seite aufweisen, zeigen diese Gruppen zur 52. postoperativen Woche eine größere explosive Arbeit auf der betroffenen Seite. Hingegen besteht bei der Gruppe KGKo (vgl. Abb. 109) ein umgekehrtes Verhalten, d.h. in der 52. postoperativen Woche werden sowohl in Extension als auch in Flexion geringere Werte auf der betroffenen Seite erzielt. Die Gruppe EAPIs (vgl. Abb. 110) zeigt ebenfalls ein Symmetrisierungsverhalten zur 52. postoperativen Woche hin. Die dargestellten Unterschiede sind lediglich für die

49 Als ein ausgewogenes Flexor-Extensor-Verhältnis wurden demzufolge in dieser Untersuchung Werte von 75-80% gefunden. Diese Werte sind somit minimal höher als die in der Literatur genannten Werte von ca. 70% (vgl. FROBÖSE 1992, HEHL 1995, SCHARF et al. 1987).

Gruppe KGIs zur 26. postoperativen Woche in der Extension und für die Gruppe EAPIs zur 26. postoperativen Woche in der Flexion mindestens schwach signifikant. Diese Werte decken sich mit den Messungen von SCHARF et al. 1991, welche sowohl bei Beugern als auch bei Streckern zu keinem Zeitpunkt (3 bis 19 Monate nach der Operation) signifikante Unterschiede nachweisen können. Demgegenüber können die Autoren bei einer Bewegungsgeschwindigkeit von 60°/sec auf der verletzten Seite signifikant niedrigere Werte bis elf Monate nach der Operation feststellen.

5.1.5. Ergebnisse der subjektiven Einschätzung (Ludwig)

Die subjektive Einschätzung der Kniestabilität und -funktionalität durch den Patienten zeigt über den kompletten Untersuchungsablauf tendenziell bessere Werte für die Patienten mit isolierter Verletzungsform. Auch hinsichtlich der Therapieform ist festzustellen, daß die komplexe Therapieform offenbar zu höheren subjektiven Funktionalitäts- und Stabilitätswerten führt (vgl. Abb. 112).

Hohe Werte beim Lysholm-Score der Gruppe EAPIs schlagen sich ebenfalls in hohen Werten des Tegner-Activity-Scores nieder (vgl. Abb. 113). Hier ist die Gruppe EAPIs diejenige, welche durchschnittlich einen halben bis einen Punkt oberhalb den Werten der anderen Gruppen liegt. Da alle anderen Gruppen vom Trend her gleiche Ergebnisse erreichen, kann hier nicht zwingend gefolgert werden, daß eine Therapieform bzw. ein Verletzungsmuster zu besseren Ergebnissen führt.

In der Literatur werden Scores zur subjektiven Einschätzung durch den Patienten sehr heterogen beurteilt und führen daher zu uneinheitlichen Ergebnissen. HARTER et al. 1988 zeigen, daß zwischen klinischen Stabilitätswerten und subjektiver Einschätzung durch den Patienten keine hohe Übereinstimmung besteht. Auch RIEDEL 1995 kann zwischen einer krankengymnastisch behandelten Gruppe und einer Gruppe, welche zusätzlich einem isokinetischen Training unterzogen und mit Elektrostimulation therapiert wurde, hinsichtlich des Lysholm-Scores keine signifikanten Unterschiede feststellen.

Demgegenüber können SETO et al. 1988 hohe Korrelationen zwischen objektiver Stabilität und subjektiver Einschätzung finden. Laut Aussage dieser Autoren korreliert die Zunahme der Muskelkraft mit einer Zunahme der funktionalen Aktivitäten. Diese wiederum zeigt einen hohen positiven Zusammenhang mit der sportlichen Aktivität. Ähnlich den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung erreichen die LCA-Patienten jedoch nicht mehr das prätraumatische sportliche Aktivitätsniveau. Hohe Korrelationen zwischen dem Faktor Kraft und dem subjektiven Stabilitätsempfinden können ebenfalls von KLINGER 1990 nachgewiesen werden. Durch die vorliegende Unter-

suchung kann diese Aussage nur teilweise bestätigt werden. In der 26. postoperativen Woche zeigt die Gruppe EAPIs die höchsten Lysholm-Score-Werte, welche sich jedoch nur teilweise in verbesserten Kraftwerten niederschlagen. In Abbildung 96 zeigt die Gruppe für betroffene und nicht betroffene Extremität die höchsten Werte. In Abbildung 99 kann diese Aussage nur noch für die betroffene Extremität bestätigt werden. Abbildungen 97 und 98 zeigen keine signifikant höheren Kraftwerte für die Gruppe EAPIs.

In der 52. postoperativen Woche hat sich der Lysholm-Score aller Gruppen angeglichen. Das postoperative Aktivitätsniveau ist dabei offensichtlich abhängig von der präoperativen sportlichen Leistungsfähigkeit. Niedrige präoperative Werte werden demzufolge eher wieder erreicht, hohe Werte jedoch weniger. Das subjektive Stabilitäts- und Funktionalitätsempfinden hingegen korreliert nicht mit der Höhe des Tegner-Activity-Scores (vgl. WÜLKER et al. 1991).

5.1.6. Kritische Beurteilung des Meßverfahrens und dessen Eignung für die Therapie (Köcher)

Insgesamt gesehen ist das vollständige Untersuchungsverfahren als recht aufwendig zu beurteilen. Dieses betrifft sowohl den zeitlichen als auch den apparativen Aufwand. Gerade vor dem Hintergrund der Praktikabilität stellt sich also die Frage, ob es sinnvollere Alternativen gäbe, welche für den Therapeuten nicht nur eine einfache Anwendbarkeit besitzen, sondern ebenfalls einen hohen Informationsgehalt aufweisen.

Als wesentlich kostengünstigere Alternative würde sich eine Ganganalyse auf verschiedenen Laufbandergometern anbieten. Zur Bestimmung von Stand- und Schwungphase müssen bei diesem Verfahren Fußschalter appliziert werden, kinematische Parameter werden ebenso wie im Ganglabor von einem Kamerasystem erfaßt. Ihr Nachteil ist die fehlende Möglichkeit der Bestimmung der kinetischen Parameter. Demzufolge ist fraglich, ob unter dem Aspekt des verminderten Informationsgehaltes diese Untersuchungsmethode sinnvoll ist. Letztendlich kann in einer Untersuchung von STEEGER et al. 1996 festgestellt werden, daß die biomechanischen Parameter zum Teil hochsignifikante Unterschiede zwischen dem Gehen auf dem Laufband und in der Ebene ergeben. Sämtliche in der Untersuchung registrierten Parameter (Länge von Stand- und Schwungphase, sagittaler Kniewinkel, Winkelgeschwindigkeit, Winkelbeschleunigung sowie elektromyographischer Vergleich der Muskelaktivitätszeiträume) zeigen erhebliche Unterschiede. Dieses resultiert aus der Art der Bewegung, welche auf dem Laufbandergometer weniger der natürlichen Lokomotion entspricht als in der Ebene.

Hohe Anwendbarkeit für den Therapeuten haben die in Kapitel 2.2.5 dargestellten funktionalen Tests. Jedoch geben diese zum Teil nur ungenügend ein komplexes Bild der Kniestabilität und -funktionalität wider. Diese Tests bieten zwar den Vorteil, daß sie weitgehend ohne apparative Hilfsmittel durchgeführt werden können, jedoch sind Unterschiede für den Therapeuten nur bis zu einem gewissen Grad visualisierbar. Ab einem bestimmten Zeitpunkt in der Rehabilitation sind zur Darstellung von Asymmetrien technische Hilfsmittel unerlässlich. Die Ganganalyse in der vorgestellten Form bietet sich demzufolge spätestens dann an, wenn Differenzen zwischen betroffener und nicht betroffener Extremität ohne Hilfsmittel optisch nur noch sehr schwer feststellbar sind. Ferner bietet sie die Möglichkeit, mehrere Informationen gleichzeitig zu erhalten. Funktionale Tests hingegen liefern oft nur eine Information, wobei der Mensch mit seinen Sinnesorganen schnell überfordert ist, mehrere Informationen simultan aufzunehmen. KNÜSEL et al. 1985 fordern sogar, so viele Daten wie möglich zu sammeln. Eine solche Datenkollektivierung sollte schon nach dem operativen Eingriff vorgenommen werden, um aus dem vorliegenden Datenpool auf einen bestimmten Typ von Heilungsverlauf schließen zu können. Auf Basis der Informationen über den Heilungsverlauf ist das Rehabilitationsprogramm in seiner Form abzustimmen. Als Entscheidungshilfe in der Rehabilitation sehen ebenfalls KRAMERS-DE QUERVAIN et al. 1994 die instrumentalisierte Ganganalyse als Paradebeispiel einer Funktionsdiagnostik.

Für den Therapeuten stellt die Information aus dem sagittalen Kniewinkelverlauf die beste Informationsquelle dar. Dieser zeigt ihm deutlich, in welchem Bereich Extensionsdefizite unter Last im Vergleich zur gesunden Extremität bestehen. Das FED bzw. das FED_% gibt ihm die Möglichkeit, das Therapieprogramm zum jeweiligen Untersuchungszeitpunkt für den Patienten individuell angepaßt abzustimmen. Der sagittale Kniewinkelverlauf bietet gegenüber den sagittalen Kniemomenten und den Bodenreaktionskräften den Vorteil, daß er für den Therapeuten leicht verständlich und auf seine Arbeit übertragbar ist. Die vertikalen Bodenreaktionskräfte sowie die sagittalen Kniemomente sind laut Aussage in Kapitel 5.1.1 zwar geeignet zur Visualisierung von Defiziten, gestalten sich aber nicht so anschaulich wie das FED.

Die Koordination der Gehbewegung wird durch die Verletzung nicht beeinflusst. Unter diesem Aspekt sollte auch die Gangschule nicht überbewertet werden, da das Gehen als motorisches Programm im Gehirn gespeichert ist und bestenfalls für die nächsten zwei Minuten beeinflusst werden kann (vgl. KLINGER 1990). Unter dem Gesichtspunkt der koordinativen Messung des Gehens ist das EMG in dieser Fragestellung und in dieser Form als eher ungeeignet zu betrachten. Dennoch sollte der Therapeut bemüht sein, sein Augenmerk weniger auf Ungleichgewichte bzw. Instabilitäten zu

richten als auf koordinative Eigenschaften. Unbestritten ist daher die Vorteilhaftigkeit der Oberflächenelektromyographie bei repetitiven Bewegungen an einer isokinetischen Meßstation (vgl. hierzu auch KOMI 1973). Hiermit sind Fragestellungen der Messung von Amplitude und Frequenz, wie es bei Ermüdungsstudien üblich ist, angesprochen (vgl. Kapitel 2.2.3).

Die isokinetische Meßmethode bietet auch dem Therapeuten den Vorteil, muskuläre Dysbalancen verständlich sichtbar zu machen. In hoher Übereinstimmung mit der Literatur eignet sich hierfür das maximale Drehmoment während der Flexion und besonders der Extension (vgl. Kapitel 2.2.3). Dies ist v.a. dann der Fall, wenn eine Atrophie der Oberschenkelmuskulatur nicht mehr meßbar ist, Defizite aufgrund mangelnden Rekrutierungsverhaltens der betroffenen Extremität aber noch vorhanden sind.

Hiermit ist es dem Therapeuten möglich, dem Patienten objektiv bestehende Dysbalancen aufzuzeigen, obwohl er seiner Meinung nach ein hohes Stabilitätsgefühl entwickelt hat (vgl. Abb. 112 sowie v.a. die Werte der Extension in der 52. postoperativen Woche in den Abb. 92 bis 95).

Des weiteren ist der Parameter FEV gut geeignet, muskuläre Dysbalancen innerhalb einer Extremität sichtbar zu machen. Es hat sich gezeigt, daß auch noch ein Jahr nach der Operation auf der betroffenen Seite die Flexoren überproportional verstärkt sind. Dies bedeutet jedoch nicht zwingend, die Flexoren beim Training zu vernachlässigen, vielmehr gilt es, den noch von einer Atrophie betroffenen M. quadriceps gezielt zu fördern.

Demgegenüber hat sich gezeigt, daß die Variable Explosive Arbeit nicht ausreichend sensibel ist, das Schnellkraftvermögen des Patienten genügend zu visualisieren. Auch dies bestätigt die vorherrschende Meinung der Literatur (vgl. Kapitel 2.2.3).

Unter therapeutischen Gesichtspunkten ist es zwar sinnvoll, eine Verbesserung der konditionellen Eigenschaften (hier insbesondere die Ausdauer) anzustreben, jedoch ist eine Überprüfung der Ausdauerfähigkeit immer vor dem Hintergrund des jeweiligen Patienten zu sehen. Bei Fragestellungen, in denen die schnelle Wiedererlangung der sportlichen Leistung im Vordergrund steht, bietet sich eine atemgasanalytische Untersuchung zur Überprüfung der kardio-pulmonalen Leistungsfähigkeit an. Unter einer solchen Fragestellung ist es möglich festzustellen, wann die größten Leistungszuwächse nach einer Verletzung der unteren Extremität resultieren. Die hinreichende Genauigkeit und Reliabilität dieses Untersuchungsinstruments ist dabei unbestritten. Bei wenig bis mäßig sportlichen Patienten macht es jedoch wenig Sinn, die kardio-pulmonale Leistungsfähigkeit zu überprüfen. Letztendlich muß auch jeder

Therapeut abwägen, ob der Zeitaufwand für einen durchgeführten Stufentest sinnvoll erscheint. In seiner einfachsten Art und Weise, nämlich in der Bestimmung der kardialen Leistungsfähigkeit mittels Registrierung der Herzfrequenz, ist eine Überprüfung des konditionellen Zustands für den Therapeuten jedoch ratsam, da eine solche Messung weder zeit- noch kostenaufwendig ist. Bei definierter Leistung kann er recht einfach Veränderungen des Leistungsvermögens aufgrund der sich ändernden Herzfrequenz feststellen.

Eine zielgerichtete Erfassung und Dokumentation des subjektiven Stabilitätsempfindens erscheint für den Therapeuten nicht erstrebenswert, d.h. jedoch nicht, daß das subjektive Empfinden des Patienten als unwichtig erachtet wird, vielmehr erfaßt der Therapeut dieses situativ. Die Wichtigkeit des subjektiven Wohlfühlens schlägt sich letztendlich in der Motivation des Patienten wider und diese wiederum beeinflusst positiv das Rehabilitationsergebnis.

Grundsätzlich muß die statistische Auswertproblematik angesprochen werden und Beachtung finden. Zwar erfolgte die Untersuchung anhand einer randomisierten Stichprobe mit ausreichender Größenordnung, jedoch ist das vorgestellte Verfahren insgesamt als Experimentalstudie zu betrachten (vgl. hierzu KEDZIORA 1993). Die Randomisierung ist jedoch nur für die vorgestellten Einflußvariablen garantiert. Es ist aber zu berücksichtigen, daß bestimmte Einflußgrößen nicht statistisch erfaßt und somit randomisiert werden können. Hierzu zählt insbesondere die Motivation des Patienten. Wie bereits mehrfach hervorgehoben, ist diese mindestens genauso entscheidend für den Therapieerfolg wie die Therapie selbst. Zwar wäre das häusliche Training statistisch erfaßbar, jedoch ethisch nicht randomisierbar. Es wäre unverantwortlich, eine von Patientenseite her vorhandene Motivation aufgrund von Bedürfnissen des Untersuchers zu manipulieren.

Letztendlich muß bei jeder Untersuchung die Individualität des Patienten gewahrt bleiben und sein Wohl im Vordergrund stehen. Individualität und Wohl des Patienten dürfen nie irgendwelchen Untersuchungserfordernissen zum Opfer fallen. Dies ist auch insofern zu berücksichtigen, als statistische Mittelwertbildungen oft den Anschein erwecken, daß statistisch keine Differenzen zwischen betroffener und nicht betroffener Extremität vorliegen. Im Einzelfall kann dies jedoch sehr wohl so sein.

Folgende Tabelle faßt die o.g. Aussagen zusammen (vgl. hierzu auch Kapitel 5.1.1):

Tabelle 4: Erfüllung der Gütekriterien ausgewählter Meßparameter unter vorliegender Fragestellung

	Objektivität	Reliabilität	Validität	Sensibilität	Eignung für den Therapeuten
Länge Standphase	✓	✓	✓	↔	✓
FED	✓	✓	✓	✓	✓
rel. DF_{XMIN}	✓	✓	✓	↔	↔
rel. DF_{XMAX}	✓	✓	✗	✗	✗
rel. DF_{ZMAX1}	✓	✓	✓	✓	↔
rel. DF_{ZMAX2}	✓	✓	✓	↔	↔
rel. DM_{ZMIN}	✓	✓	↔	↔	↔
rel. DM_{ZMAX}	✓	✓	✓	✓	↔
DtF_{XMIN}	✓	✓	✓	✓	↔
DtF_{XMAX}	✓	✓	✗	✗	✗
DtF_{ZMAX1}	✓	✓	✓	✓	↔
DtF_{ZMAX2}	✓	✓	↔	↔	↔
EMG	↔	✓	✓	↔	✗
PWC	✓	✓	✓	↔	✗
rel. $\dot{V}O_2$, rel. $\dot{V}CO_2$	✓	✓	✗	✗	✗
$D\%M_{60^\circ EXT, MAX}$	✓	✓	✓	✓	✓
$D\%M_{60^\circ FLEX, MAX}$	✓	✓	↔	✗	↔
$FEV_{\%60^\circ}$	✓	✓	✓	✓	✓
$EA_{\%180^\circ EXT}$	✓	✓	✗	✗	✗
$EA_{\%180^\circ FLEX}$	✓	✓	✗	✗	✗
LS	↔	↔	✓	↔	↔
TAS	↔	↔	✓	✓	↔

Erläuterung:

✓ = Gütekriterium erfüllt

↔ = Gütekriterium bedingt erfüllt

✗ = Gütekriterium nicht erfüllt

5.2. Rehabilitative Verfahren im gesundheitspolitischen Kontext (Ludwig)

5.2.1. Evaluation des Therapieerfolges

Wie in Kapitel 2.1.2.1 dargestellt, konnte anhand einer Vielzahl von Untersuchungen gezeigt werden, daß die EAP scheinbar deutliche Vorteile gegenüber einer krankengymnastischen Therapie besitzt. Diese Aussagen sind jedoch nur dann haltbar, wenn nicht mehr als die in den Untersuchungen betrachteten Variablen begutachtet werden. Eine komplexe Betrachtung, so wie sie in dieser Untersuchung durchgeführt wurde, kommt demzufolge zu einer differenzierteren Aussage, welche pauschale Wertungen bewußt vermeiden soll.

Die Vorteilhaftigkeit einer Therapieform ist grundsätzlich unter zwei Gesichtspunkten zu betrachten:

- Zeitpunkt der Betrachtung,
- betrachtete Variable.

Demzufolge ergeben sich Unterschiede zwischen den Behandlungstherapien nicht zu allen Zeitpunkten bei allen Variablen.

Den stärksten Einfluß auf den Therapieerfolg hat die Variable ‚Komplexität der Verletzung‘, d.h. isolierte Rupturen des LCA führen zu eindeutig besseren Rehabilitationsergebnissen als komplexe Verletzungsmuster. Dieses macht sich in folgenden Variablen bemerkbar:

- erste Phase der horizontalen Bodenreaktionskräfte (rel. DF_{XMIN} und rel. $D\%F_{XMIN}$),
- vertikale Bodenreaktionskräfte (rel. DF_{ZMAX1} , rel. DF_{ZMAX2} , rel. $D\%F_{ZMAX1}$ und rel. $D\%F_{ZMAX2}$),
- Länge der Standphase,
- maximales Drehmoment in der Extension ($D\%M_{60^{\circ}EXT,MAX}$),
- Flexor-Extensor-Verhältnis (FEV).

Einen weniger starken aber trotzdem eindeutig nachweisbaren Einfluß auf den Therapieerfolg besitzt die Therapieform. Die komplexe Behandlungstherapie führt bei Betrachtung innerhalb einer Verletzungsart zum Teil zu signifikant besseren Ergebnissen als eine rein krankengymnastisch ausgerichtete Therapie. Wie zu beobachten war, liegen die Vorteile besonders bei den Variablen vor, die aufgrund des hohen Anteils am Therapiekonzept Vorteile erwarten lassen. Hiermit ist besonders die isokinetische Untersuchung angesprochen. Deutlich höhere maximale Drehmomente

(vgl. Abb. 96, 100, 102) sowie ein harmonischeres Verhältnis von Flexoren zu Extensoren (vgl. Abb. 104 bis 107) konnten den komplex therapierten Gruppen nachgewiesen werden.

Auch bei Betrachtung der zeitlichen Abweichungen der bremsenden horizontalen Bodenreaktionskräfte zeigen die komplex therapierten Patienten bessere Ergebnisse als die krankengymnastisch therapierten (vgl. Abb. 51). Gerade bei der zuletzt genannten Variable wird die Wichtigkeit des Zeitpunktes der Betrachtung ersichtlich. Die dargestellten Unterschiede zwischen den Gruppen lassen sich nur bis zur 26. postoperativen Woche finden. Nach einem Jahr zeigen alle Gruppen ein identisches Ergebnis.

Keinen Einfluß übt die Komplexität der Verletzung und die Therapie auf die Variablen FED, sagittales Kniemoment, Schrittlänge, EMG, Explosive Arbeit und die Variablen der atemgasanalytischen Untersuchung aus.

Zwar konnte bei vielen Variablen isoliert betrachtet nicht die Vorteilhaftigkeit einer Therapieform oder eines Verletzungsmusters nachgewiesen werden, so führte die Kombination der Faktoren ‚EAP‘ und ‚isolierte Verletzung‘ zu einem hervorragenden Rehabilitationsergebnis. So zeigen beispielsweise die bremsenden horizontalen Bodenreaktionskräfte (vgl. Abb. 39) und die vertikalen Bodenreaktionskräfte bis zur 26. postoperativen Woche (vgl. Abb. 53, 54, 59, 60) sowie die Länge der Standphase (vgl. Abb. 29) für die Gruppe EAPIs die größten Symmetrieerscheinungen. Diese Werte korrelieren mit einem erhöhten Tegner-Activity-Score über den gesamten Untersuchungszeitraum (vgl. Abb. 113).

Um erneut noch einmal den zeitpunktbezogenen Gedanken in den Vordergrund zu stellen, läßt sich abschließend zusammenfassen, daß ab der 26. postoperativen Woche, spätestens aber nach einem Jahr alle Gruppen gute Rehabilitationsergebnisse in fast allen Untersuchungsvariablen zeigen. Zu diesen Zeitpunkten können alle Patienten als voll rehabilitiert gelten. Sie sind nicht nur voll alltags- bzw. berufstauglich, sondern ebenfalls eingeschränkt sportfähig. Dennoch lassen sich zu den frühen Untersuchungszeitpunkten noch erhebliche Defizite zwischen den Gruppen attestieren. Hier zeigt die Gruppe EAPIs bei vielen Variablen die besten Untersuchungsergebnisse, die Gruppe KGKo die schlechtesten. Unter dem Aspekt der schnellen beruflichen Wiedereingliederung besitzt die Therapieform EAP demzufolge uneingeschränkte Berechtigung. Sie hat ihre Vorteile aufgrund eines vermehrten zeitlichen Trainingsumfanges gegenüber der Krankengymnastik. Die Ergebnisse sollen aber dazu anregen, bei komplexen Verletzungen der unteren

Extremität erneut über eine stationäre Behandlung nachzudenken. Dennoch zeigt die oftmals geringe Differenz zu den rein krankengymnastisch therapierten Patienten, daß auch hier hervorragende Arbeit geleistet wird. Die Erfahrungen dieser Untersuchung haben ferner gezeigt, daß keine Therapieform erneute Verletzungen oder weniger positive Rehabilitationsergebnisse ausschließt. Pauschalisierend kann deshalb zwar von besseren Rehabilitationsergebnissen einer kompletten Gruppe gesprochen werden, jedoch führen individuelle Gegebenheiten unter Umständen nicht zum gewünschten Rehabilitationsergebnis.

Folgende Tabellen sollen einen Überblick über die gefundenen Irrtumswahrscheinlichkeiten im Rechts-Links-Vergleich ausgewählter Parameter geben:

Tabelle 5: Irrtumswahrscheinlichkeiten ausgewählter Parameter zur 6.-8. postoperativen Woche

	KGIs	KGKo	EAPIs	EAPKo
Länge Standphase	***	***	n.s.	***
FED	***	***	***	***
rel. DF _{XMIN}	***	***	**	***
rel. DF _{XMAX}	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
rel. DF _{ZMAX1}	***	***	n.s.	***
rel. DF _{ZMAX2}	n.s.	***	n.s.	n.s.
rel. DM _{ZMIN}	**	***	n.s.	***
rel. DM _{ZMAX}	***	***	***	***
EMG	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Erläuterung:

Irrtumswahrscheinlichkeiten des Student-t-Tests mit:

*** = $p < 1\%$ (0.01) = hoch signifikant

** = $p < 2.5\%$ (0.025) = signifikant

* = $p < 5\%$ (0.05) = schwach signifikant

n.s. = $p > 5\%$ = nicht signifikant

Tabelle 6: Irrtumswahrscheinlichkeiten ausgewählter Parameter zur 12. postoperativen Woche

	KGIs	KGKo	EAPIs	EAPKo
Länge Standphase	n.s.	***	n.s.	***
FED	***	***	***	***
rel. DF _{XMIN}	***	***	n.s.	***
rel. DF _{XMAX}	n.s.	**	n.s.	n.s.
rel. DF _{ZMAX1}	**	***	n.s.	***
rel. DF _{ZMAX2}	n.s.	***	n.s.	n.s.
rel. DM _{ZMIN}	*	***	n.s.	***
rel. DM _{ZMAX}	**	***	***	***
EMG	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Erläuterung vgl. Tabelle 5

Tabelle 7: Irrtumswahrscheinlichkeiten ausgewählter Parameter zur 26. postoperativen Woche

	KGIs	KGKo	EAPIs	EAPKo
Länge Standphase	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
FED	***	***	***	***
rel. DF _{XMIN}	***	***	n.s.	***
rel. DF _{XMAX}	**	n.s.	*	n.s.
rel. DF _{ZMAX1}	n.s.	***	n.s.	***
rel. DF _{ZMAX2}	n.s.	***	n.s.	n.s.
rel. DM _{ZMIN}	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
rel. DM _{ZMAX}	**	n.s.	**	***
EMG	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
D _{%M_{60°EXT,MAX}}	***	***	**	***
D _{%M_{60°FLEX,MAX}}	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
FEV _{%60°}	***	***	n.s.	***
EA _{%180°EXT}	*	n.s.	n.s.	n.s.
EA _{%180°FLEX}	n.s.	n.s.	**	n.s.

Erläuterung vgl. Tabelle 5

Tabelle 8: Irrtumswahrscheinlichkeiten ausgewählter Parameter zur 52. postoperativen Woche

	KGIs	KGKo	EAPIs	EAPKo
Länge Standphase	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
FED	**	***	**	*
rel. DF _{XMIN}	n.s.	**	n.s.	n.s.
rel. DF _{XMAX}	**	*	n.s.	n.s.
rel. DF _{ZMAX1}	n.s.	**	n.s.	***
rel. DF _{ZMAX2}	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
rel. DM _{ZMIN}	n.s.	**	n.s.	n.s.
rel. DM _{ZMAX}	*	n.s.	n.s.	*
EMG	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
D _{%M} _{60°EXT,MAX}	**	***	n.s.	***
D _{%M} _{60°FLEX,MAX}	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
FEV _{%60°}	n.s.	**	n.s.	**
EA _{%180°EXT}	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
EA _{%180°FLEX}	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Erläuterung vgl. Tabelle 5

5.2.2. Einzel- und gesamtwirtschaftliche Betrachtung

Die Erweiterte Ambulante Physiotherapie zeigt ihre Vorteilhaftigkeit v.a. in einem schnell abbauenden Muskeldefizit, d.h. einer sich schnell verringernden Dysbalance auf der betroffenen Seite. Die muskuläre Situation trägt wie beschrieben in großem Maße zur Gesamtstabilität des Knies bei und schützt somit vor erneuten Verletzungen. Alle wesentlichen Gangparameter, das EMG und die Atemgasanalyse zeigen im großen und ganzen keine Auffälligkeiten gegenüber einer krankengymnastisch therapierten Gruppe. Vorteile der EAP ergaben sich insbesondere zu frühen Untersuchungszeitpunkten, zum Teil waren diese Defizite nach einem Jahr noch hoch signifikant. Diese Ergebnisse bestätigen STURM/CASSIM 1994a. Den genannten Vorteilen stehen aber die aufgewendeten Kosten gegenüber. Eine einfache Rechnung soll die Problematik verdeutlichen:

Die durchschnittliche pro Therapieeinheit aufgewendete Behandlungsdauer der krankengymnastisch therapierten Patienten betrug 30 Minuten. Demgegenüber verbrachten die Patienten der EAP ca. 2,6 Stunden in der Therapieeinrichtung. Wie bereits in Kapitel 3 erwähnt absolvierten beide Patientengruppen im Durchschnitt

31 Therapieeinheiten. Somit entspricht die Anzahl der empfohlenen Therapieeinheiten den Vorgaben der Kostenträger (vgl. IKK 1994). Daraus resultiert für die krankengymnastische Gruppe eine Nettobehandlungszeit von durchschnittlich 15,5 Stunden. Abweichend hiervon geben STURM/CASSIM 1994a eine Nettobehandlungszeit 22,9 Stunden an. Die komplextherapierten Patienten erreichen durchschnittlich eine Nettobehandlungszeit von 80,6 Stunden (STURM/CASSIM 1994a geben hier 94 Stunden an). Somit ist die Diskrepanz hinsichtlich des zeitlichen Aufwands beider Gruppen noch größer als bei vorgenannten Autoren. Diese führen an, daß die EAP viermal zeitaufwendiger als die Krankengymnastik sei, die Zahlen der vorliegenden Untersuchung zeigen jedoch einen fünfmal höheren Zeitaufwand für die EAP. Dieser höhere Zeitaufwand schlägt sich in den anfallenden direkt meßbaren Kosten nieder. Eine krankengymnastische Rehabilitation führt demnach zu einem Kostenaufwand von 1395,00 DM gegenüber einem Kostenaufwand von 3410,00 DM für komplex rehabilitierte Patienten. Die Behandlungskosten für letztgenannte Patienten sind demnach um 2015,00 DM höher als bei krankengymnastisch therapierten Patienten.

Laut STURM/CASSIM 1994a stehen den erhöhten Kosten der EAP jedoch wesentlich geringere Arbeitsausfallzeiten gegenüber. Die Patienten der EAP konnten durchschnittlich nach 3,2 Monaten ihre berufliche Tätigkeit wieder aufnehmen, die krankengymnastisch therapierten Patienten jedoch erst wieder nach 5,2 Monaten. Die durchschnittlich zwei Monate längere Arbeitsunfähigkeit führt zu einem volkswirtschaftlichen Ausfall bzw. Krankengeldaufwand von ca. 6500,00 DM. Eine Verrechnung der zusätzlich anfallenden Kosten bringt für die vorliegende Untersuchung nun das Ergebnis, daß die krankengymnastisch rehabilitierten Patienten einen Mehraufwand von 4485,00 DM benötigen.

Die Kostenproblematik soll nochmals anhand folgenden Zitats verdeutlicht werden:

„Die Kosten für die Behandlungen sind bei vierfacher Trainingszeit der BiTh-Therapiegruppe um 54% höher. Addiert man jedoch die Kosten für die längere Arbeitsunfähigkeit hinzu, ergibt sich unter volkswirtschaftlichen Gesichtspunkten ein deutlicher Vorteil für die ambulante physikalische Rehabilitation. Da die Kostenträger für die ambulante Nachbehandlung jedoch unterschiedlich sind, ist es manchmal schwer, einen solchen ‚gesamt-volkswirtschaftlichen Vorteil‘ als Argument zu verwenden“ (STURM/CASSIM 1994b, S. 478).

Zwar zeigt dieses das bestehende Kostendilemma, jedoch sollte nie vergessen werden, daß das Wohl des Menschen im Mittelpunkt jeder ärztlichen und rehabili-

tativen Behandlung stehen sollte. In Zeiten knapper öffentlicher finanzieller Ressourcen hat die Diskussion dieser Problematik durchaus ihre Berechtigung. Es ist deshalb überlegenswert, ob der Indikationenkatalog zur EAP nicht eine Erweiterung um die Bedürfnisse und Notwendigkeiten des Patienten erfahren sollte. So ist es zum einen beispielsweise nicht zwingend erforderlich, einem nicht am Erwerbsleben teilnehmenden Patienten eine EAP zu verordnen. Zum anderen wird ein junger Mensch, der zwar auch nicht am Berufsleben teilnimmt, aber sportlich aktiv ist, eine EAP verordnet bekommen. Solche Überlegungen führen zwar zu genaueren Indikationen, jedoch auch zu einer vermehrten Eigenverantwortlichkeit des behandelnden Arztes, da Bedürfnisse wie z.B. sportliche Aktivität nicht exakt faßbar sind und immer der argumentativen Geschicklichkeit des Patienten überlassen bleiben.

Die Ergebnisse dieser Untersuchung bei bestehender Kostenproblematik scheinen die Indikationsnotwendigkeit für die EAP auf ein rein zeitliches Problem zu minimieren. Es könnte der Eindruck entstehen, daß vor dem Hintergrund der Notwendigkeit der Minimierung der volkswirtschaftlichen Kosten diejenigen Patienten eine EAP verordnet bekommen, die eine schnelle Erwerbsfähigkeit erlangen müssen. Auch die Patienten, die dem Arzt die Notwendigkeit einer frühen Genesung aufgrund privater Bedürfnisse nahe bringen können, könnten hiernach eine EAP verordnet bekommen. Das bedeutet jedoch nicht, daß eine Zwei-Klassen-Gesellschaft hinsichtlich der Therapie angestrebt werden soll, vielmehr obliegt es dem Arzt und den Kostenträgern individuell abzuwägen, für wen eine EAP sinnvoll erscheint. Hierbei muß es möglich sein, auch über den Kostenfaktor und die Indikationskataloge hinwegsehen zu können. Dennoch besitzt die krankengymnastische Therapieform weiterhin uneingeschränkte Berechtigung, da auch sie zum großen Teil nach einem halben Jahr zu sehr guten Rehabilitationsergebnissen führt.

5.3. *Potentiale und Desiderate* (Köcher)

Die vorgestellte Untersuchungsmethode versucht, der Komplexität der vorderen Kreuzbandverletzung in allen Belangen gerecht zu werden. Erstrebenswert wäre jedoch, diese durch eine klinische Untersuchung der Bandlaxität zu ergänzen. Hierzu bieten sich die in Kapitel 2.1.1.2 vorgestellten Methoden der klinischen Untersuchung an (KT-1000-Kniearthrometer sowie beispielsweise Lachmann- oder Pivot-Shift-Test). Dieses macht v.a. dann Sinn, wenn das betroffene Gelenk muskulär sehr gut abgesichert ist, aber noch Instabilitäten aufgrund der ligamentären Situation bestehen. Hinsichtlich der klinischen Untersuchung ist besonders darauf zu achten, entweder die Subjektivität des Untersuchers auszuschalten oder diese zu standardisieren.

In Kapitel 4.3 wurde gezeigt, daß die Koordination des Gehens verletzungs- und operationsbedingt wenig beeinflußt wird. Ein anderes Bild zeigt sich bei stärker belastenden Bewegungen wie z.B. einer isokinetischen Belastung. Unterschiede machen sich hier v.a. in einem veränderten Rekrutierungsverhalten der beteiligten Muskelfasern bemerkbar. Es ist demzufolge durchaus erstrebenswert, auch beim Gehen den EMG-Ausschlag in bezug zum maximal möglichen EMG-Ausschlag zu setzen. Hierfür ist jedoch die Bestimmung der maximalen willkürlichen Kontraktion (MVC) notwendig. Aufgrund dieser Information ist es dann möglich, Veränderungen der muskulären Aktivität festzustellen, die über die hier vorgestellten Phasen hoher bzw. niedriger Aktivität hinausgehen. Auch das IEMG bietet sich in diesem Fall als Visualisierungsmöglichkeit an, Unterschiede in der Amplitudenhöhe darzustellen.

Wie bereits erwähnt ist eine komplette Seitengleichheit zwischen betroffener und nicht betroffener Extremität nicht in jedem Fall erstrebenswert, da eine auf seitengleiche Verhältnisse zielende Therapie verkennt, „[...] daß ein Gelenk massiv traumatisiert wurde und veränderte biomechanische und sensibel-afferente Voraussetzungen vorliegen“ (FREIWALD/ENGELHARDT 1994, S. 135-136). Es stellt sich daher die Frage, ob die nicht betroffene Extremität immer als Referenzgröße angesehen werden kann. Zweifelsohne bedeutet die Minimierung von Differenzen zwischen den beiden Extremitäten und zwischen zwei Untersuchungszeitpunkten eine Verbesserung der Kniestabilität und -funktionalität, jedoch ist eine völlige Übereinstimmung nicht anzustreben. Aus diesem Grund könnte eine präoperative Messung Auskunft über die Bedingungen vor dem operativen Eingriff und damit vor den massiven Schädigungen aufgrund der Operation geben. Ideal wäre eine prätraumatische Untersuchung, die aber wegen mangelnder Erfassungsmöglichkeiten nicht durchzuführen ist.

Es erscheint nicht nur sinnvoll, die Untersuchung vor der Operation zu beginnen, sondern den Untersuchungszeitraum auch auf eine Länge von mehr als einem Jahr postoperativ zu verlängern. BARBER-WESTIN/NOYES 1993 zeigen in einer klinischen Untersuchung, daß noch 37 Monate nach der Operation erhebliche Defizite hinsichtlich des tibialen Vorschubs auf der operierten Seite vorliegen. Die Autoren sprechen davon, daß ein Drittel des defizitären Verhaltens sogar erst nach mehr als zwei Jahren auftritt. Auch OTT et al. 1998 weisen noch fünf Jahre nach der Operation bei einseitig patellasehnenversorgten LCA-Patienten erhebliche im folgenden näher differenzierte Unterschiede nach. 45% von 80 Patienten haben nach fünf Jahren noch geringe Schmerzen bei der Ausübung schwerer Tätigkeiten. 8% weisen eine Muskelatrophie von mehr als einen Zentimeter auf, 5% zeigen ein Extensionsdefizit

von mehr als 3°. Insgesamt kann bei 33 Patienten ein chronisches LCA-Defizit festgestellt werden.

Nach einer Rehabilitation bestehende Defizite normalisieren sich demzufolge nicht durch die alltäglichen Bewegungen, sondern sie bleiben bestehen und verstärken sich noch. Langfristige Schädigungen sind also nicht auszuschließen.

Die hohe Sensibilität der Atemgasanalyse ist zwar generell bewiesen, jedoch zeigte sich in dieser Untersuchung, daß bei wenig bis mäßig sportlich aktiven Patienten keine Unterschiede aufgrund verschiedener Therapiemöglichkeiten festgestellt werden konnten. Auch bestand bei einer fahrradergometrischen Untersuchung die Einschränkung, daß eine recht hohe Belastung erst nach ca. sechs bis acht Wochen von den Patienten zu bewältigen war. Zudem stand die schnelle sportliche Regeneration bei diesem Patientenkontinuum nicht im Mittelpunkt der Rehabilitation. Für Patienten mit hoher prätraumatischer Aktivität hat die schnelle Wiedererlangung der kardio-pulmonalen Leistungsfähigkeit mit Sicherheit einen anderen Stellenwert. Eine Dokumentation der kardio-pulmonalen Leistungsfähigkeit würde sich für eine solche Patientengruppe anbieten. Sie sollte postoperativ lückenlos sein und in kürzeren Abständen durchgeführt werden. Dieses schließt für eine solche Untersuchung die Auswahl eines kreuzbandschonenden Untersuchungsinstruments ein (z.B. ein Handkurbelergometer).

Betrachtet man zum Abschluß die individuelle Effizienz, so sollten nicht nur Therapieerfolge, sondern ebenfalls direkt anfallende Kosten erfaßt werden. Dieses schließt nicht nur die Bereitschaft der Patienten und der beteiligten Therapieeinrichtungen ein, sondern setzt auch eine minimale Kooperationsbereitschaft der Kostenträger voraus. Ein Einblick in die Kostenstrukturen der Kostenträger ist hierbei unerlässlich. Letztendlich könnten dadurch nicht nur die Kosten von den an der Untersuchung beteiligten Patienten erfaßt werden, auch wäre die Bestimmung von Arbeitsausfallzeiten hierdurch erst möglich. Dies ist v.a. deshalb nötig, da die Bereitschaft der Patienten, auch nach der Untersuchung noch Informationen zur Verfügung zu stellen, erheblich nachläßt. In der Praxis scheitert dieses oft an der mangelnden Bereitschaft der verschiedenen Kostenträger, diese Einblicke zu gewähren.

5.4. Zusammenfassung (Köcher/Ludwig)

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war die Entwicklung eines Untersuchungsdesigns mit dem Zweck, Rehabilitationsverfahren nach Rupturen des vorderen Kreuzbandes zu evaluieren. Hierzu wurden 56 Patienten ein Jahr lang postoperativ untersucht. Es wurden vier homogene Gruppen gebildet, die sich in den Variablen ‚Komplexität der Verletzung‘ und ‚Komplexität der rehabilitativen Maßnahme‘ unterschieden. Die Untersuchungszeitpunkte verteilten sich in der Form auf das Jahr, daß eine erste Untersuchung nach Belastungsfreigabe durch den Therapeuten stattfand (6.-8. Woche), eine zweite am Schluß der Rehabilitation (12. Woche), eine dritte zum Zeitpunkt der vollen muskulären Belastung der Kniemusculatur (26. Woche) und eine letzte nach einem Jahr. Diese Untersuchungen umfaßten neben einer Ganganalyse mit synchroner Registrierung der muskulären Aktivität, eine Atemgasanalyse, eine isokinetische Messung und die Erfassung von subjektiven Aktivitäts- und Kniescores. Kinematische Evaluationsvariablen waren Schrittlänge, Länge der Standphase und sagittaler Kniewinkel. Unter kinetischen Gesichtspunkten wurden horizontale und vertikale Komponenten der Bodenreaktionskräfte sowie Sagittalmomente des Kniegelenks registriert. Zur Abschätzung der muskulären Ansteuerung wurde die myoelektrische Aktivität mittels eines Oberflächen-EMGs registriert, mit Hilfe dessen Zeiträume hoher und niedriger Aktivität berechnet werden konnten. Bei der Atemgasanalyse wurde eine beanspruchungssensible Sichtweise angenommen, indem die Herzfrequenz Grundlage bei der Berechnung von Kenngrößen war. Die Auswertung der isokinetischen Meßparameter beschränkte sich auf das durchschnittliche maximale Drehmoment, das Flexor-Extensor-Verhältnis und die Explosive Arbeit. Das subjektive Stabilitäts- und Funktionalitätsempfinden wurde mittels des Lysholm-Scores registriert, die sportliche Aktivität mit dem Tegner-Activity-Score. In den meisten Fällen geschah die Evaluation des Rehabilitationserfolges anhand eines Vergleiches der Werte von betroffener zu nicht betroffener Extremität. Ausdrücklich wurde darauf hingewiesen, daß eine Seitengleichheit nicht primäres Ziel einer Rehabilitation ist, eine Angleichung im Laufe der Zeit gilt jedoch als wesentlicher Parameter für Rehabilitationserfolge.

Die Ergebnisse sollen helfen, die Vielzahl der in der Literatur vorliegenden z.T. nur sehr eindimensional betrachtenden Untersuchungen einordnen und relativieren zu können. Im Mittelpunkt stand die objektive Bewertung zweier Therapieformen anhand vorher eindeutig festgelegter Merkmale. Es erfolgten daraufhin Aussagen zur Eignung der verschiedenen Parameter für die Visualisierung von Defiziten nach Ligamentverletzungen sowie Empfehlungen an den Therapeuten hinsichtlich des Einsatzes in der therapeutischen Praxis. Es hat sich gezeigt, daß (zum Teil in Übereinstimmung mit der angeführten Literatur) der kinematische Bewertungspara-

meter FED für den Therapeuten den höchsten Informationsgehalt besitzt. Zwar besitzen die Bewertungsparameter rel. DF_{ZMAX1} , rel. DM_{ZMAX} , DtF_{XMIN} und DtF_{ZMAX1} ebenfalls eine hohe Sensibilität, gestalten sich aber weniger anschaulich für den Therapeuten und für den Patienten. Die elektromyographische Untersuchung zeigte sich in der hier dargestellten Form und unter der hier vorliegenden Fragestellung als weniger geeignet zur Visualisierung von Ungleichgewichten. Ähnlich verhält es sich mit den Parametern der atemgasanalytischen Untersuchung. Es mußte attestiert werden, daß das sportliche Niveau der untersuchten Patienten und somit die erbrachte Ergometerleistung nicht ausreichend zwischen den Untersuchungsgruppen differenziert werden konnte. Als hochsensible und für den Therapeuten anschauliche Bewertungsparameter stellten sich ebenfalls die Variablen $D\%M_{60^{\circ}EXT,MAX}$ und $FEV_{\%60^{\circ}}$ heraus. Weniger geeignet zeigte sich die subjektive Bewertung der Kniefunktionalität und -stabilität sowie des sportlichen Aktivitätsniveaus durch den Patienten.

Des weiteren wurde der Versuch unternommen, mögliche Ursachen für bestehende Defizite aufzuzeigen und diese mit der vorliegenden Literatur als auch mit eigenen Ergebnissen anderer Variablen zu vergleichen. Am Ende wurden die Ergebnisse in einen ökonomischen Kontext eingebettet, um von einer Ertragsrechnung im Sinne von therapeutischem Erfolg auf eine Effektivitätsrechnung zu schließen.

Die dargestellten Ergebnisse zeigen zum Teil erhebliche Differenzen zwischen den Therapieformen. Gleichzeitig kann jedoch nicht die generelle Vorteilhaftigkeit einer Therapieform gegenüber der anderen attestiert werden, da wesentliche Meßparameter in ihrer Merkmalsausprägung nicht differieren. Einen stärkeren Einfluß auf den Rehabilitationserfolg übt zweifelsohne die Komplexität der Verletzung aus. Weniger stark ist demzufolge der Einfluß der Komplexität der Rehabilitationsmaßnahme. Es wurde jedoch gezeigt, daß die Kombination der Merkmalsausprägung ‚EAP‘ und ‚isolierte Ruptur des LCA‘ zum Teil zu hervorragenden Rehabilitationsergebnissen führt. Des weiteren wurde dargelegt, daß eine zeitpunktbezogene Betrachtung (besonders zu frühen Untersuchungszeitpunkten) Vorteile für komplextherapierte Patienten bringt. Dieses impliziert eine Angleichung sämtlicher Gruppen nach einem Jahr. Zu diesem Zeitpunkt zeigen die Gruppen in fast allen Untersuchungsparametern keine statistisch signifikanten Unterschiede mehr auf. Es ist damit gelungen, relevante von weniger relevanten Kenngrößen abzugrenzen und deren Eignung für die therapeutische Praxis darzulegen. Ferner hat sich gezeigt, daß eine komplexe Betrachtung dieser Verletzungsform bei definierten Rehabilitationsmaßnahmen zu weniger eindeutigen Ergebnissen führt als eindimensionale Betrachtungsweisen, die nur wenige Meßparameter berücksichtigen.

In den ökonomischen Kontext eingebettet bedeutet dies, daß je nach Schwere der Verletzung und nach sportlichem Hintergrund des Patienten unterschiedliche Rehabilitationsmaßnahmen mit den daraus resultierenden Kosten ergriffen werden sollten. Die Ergebnisse sollen anregen, über den bestehenden Maßnahmen- und Indikationskatalog nachzudenken, um optimale Versorgungsleistungen sowohl in rehabilitativer als auch ökonomischer Hinsicht erbringen zu können. Es ist ausdrücklich nicht das Ziel dieser Arbeit, Empfehlungen für oder wider eine Therapie auszusprechen, vielmehr zeigen die Ergebnisse, daß beide Therapieformen uneingeschränkte Berechtigungen genießen. Demzufolge wird nicht eine rehabilitative Zweiklassen-Gesellschaft angestrebt, sondern es gilt, individuelle Lösungen zu finden, die ein Optimum in jeder Hinsicht für den Patienten bedeuten. Dieses Optimum orientiert sich an den Bedürfnissen des Patienten, d.h. vor allem an seiner zeitlichen Flexibilität und Motivation hinsichtlich einer schnellen Genesung. Unter dieser Prämisse wird ersichtlich, daß Empfehlungen des Arztes oder der Kostenträger von Indikationskatalogen abweichen können und abweichen sollten.

Hiermit nähert man sich zwar keinesfalls dem aus der Ökonomie bekannten Minimax-Prinzip an, jedoch soll die Differenz zwischen der Maximalforderung nach bestmöglicher medizinischer Versorgung einerseits und der Minimalforderung nach geringstem Verbrauch finanzieller Mittel andererseits optimiert werden. Hierdurch ist es möglich, daß nicht nur der Nutzen der Rehabilitationsmaßnahmen von den Betroffenen, sondern ebenfalls von den Kostenträgern erkannt wird. Von diesen wird in Zukunft eine weniger individuelle Sichtweise der Kosten erwartet, als vielmehr das Denken in gesamtwirtschaftlichen Zusammenhängen. Ist dieses geschehen, kann zumindest von dieser Seite zwar nicht eine Minimierung der Kostenexplosion im Gesundheitswesen erfolgen, jedoch findet ein Beitrag zur Reduzierung der Kosten statt. Wesentlicher erscheint jedoch, daß ein Umdenken auf Seiten der Kostenträger und der Ärzte stattfinden muß, d.h. der langfristige Erfolg einer rehabilitativen Maßnahme muß gesichert sein. Es ist weder vom Patienten noch vom Kostenträger gewollt, wenn Rerupturen des LCA oder anderweitige Verletzungen zu erneuten stationären Aufenthalten führen, an welche sich erneut eine unter Umständen ebenso kostenintensive Rehabilitation anschließt.

Literaturverzeichnis

- 1) ÄBERSOLD, P./STÜSSI, E./DEBRUNNER, H.: Computerunterstützte Bestimmung der Gangvariabilität beim Menschen anhand der Bodenkräfte. In: Biomedizinische Technik. Jg. 24, 1979, S. 341-342.
- 2) AITKENS, S./LORD, J./BERNAUER, E./MCCRORY, M.: Analysis of the validity of the Lido digital isokinetic system. In: Physical therapy. Jg. 67, 1987, Heft 5, S. 757 ff.
- 3) ANDERSSON, A.: Knee laxity and function after conservative treatment of anterior cruciate ligament injuries. In: International journal of sports medicine. Jg. 14, 1993, S. 150-153.
- 4) ANDREWS, J.: On the relationship between resultant joint torques and muscular activity. In: Medicine and science in sports and exercise. Jg. 14, 1982, S. 361-367.
- 5) ANDRIACCHI, T.: Dynamics of pathological motion: applied to the anterior cruciate deficient knee. In: Journal of biomechanics. Jg. 23, 1990, Heft 1, S. 99-105.
- 6) ANDRIACCHI, T./BIRAC, D.: Functional testing in the anterior cruciate ligament deficient knee. In: Clinical orthopaedics and related research. Jg. 288, 1993, S. 40-47.
- 7) ANDRIACCHI, T./HURWITZ, D./BUSH-JOSEPH, C./BACH, B.: Clinical implications of functional adaptations in patients with ACL deficient knees. In: Sportorthopädie, Sporttraumatologie. Jg. 13, 1997, Heft 3, S. 153-160.
- 8) ANDRIACCHI, T./OGLE, J./GALANTE, J.: Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. In: Journal of biomechanics. Jg. 10, 1977, S. 261-268.
- 9) APPELL, H.: Die Morphologie der immobilisierten Muskulatur und der Effekt von prä- und postoperativen Trainingsprogrammen. In: Zichner, L./Engelhardt, M./Freiwald, J. (Hrsg.): Die Muskulatur. Sensibles, integratives und meßbares Organ. Wehr 1994, S. 53-58.
- 10) APPELL, H.: Can experimental immobilization studies predict the clinical process after orthopedic surgery? In: International journal of sports medicine. Jg. 14, 1993, S. 291-293.
- 11) APPELL, H.: Muscular atrophy following immobilization: A review. In: Sports medicine. Jg. 10, 1990, Heft 1, S. 42-58.
- 12) APPELL, H.: Skeletal muscle atrophy during immobilization. In: International journal of sports medicine. Jg. 7, 1986, S. 1-5.
- 13) APPELL, H./VERDONCK, A./DUESBERG, F./WINDECK, P.: Fehlende Ermüdung der Muskulatur bei Patienten nach Immobilisation - ein Paradoxon? In: Sportverletzung, Sportschaden. Jg. 5, 1991, S. 205-207.
- 14) ARSENAULT, A./WINTER, D./MARTENIUK, R.: Is there a 'normal' profile of EMG activity in gait? In: Medical and biological engineering and computing. Jg. 24, 1986, S. 337-343.
- 15) ARVIDSON, I./ERIKSSON, E./HÄGGMARK, T./JOHNSON, R.: Isokinetic thigh muscle strength after ligament reconstruction in the knee joint: Results from a 5-10 year follow up after reconstruction of the anterior cruciate ligament in the knee joint. In: International journal of sports medicine. Jg. 2, 1981, S. 7-11.

- 16) BALLREICH, R.: Modellierung in der Biomechanik. In: Willimczik, K. (Hrsg.): Biomechanik der Sportarten. Reinbek 1989, S. 101-125.
- 17) BALLREICH, R./KUHLOW, A.: Beiträge zur Biomechanik des Sports. Schorndorf 1980.
- 18) BALZOPOULOS, V./BRODIE, D.: Isokinetic dynamometry. Applications and limitations. In: Sports Medicine. Jg. 8, 1989, S. 101-116.
- 19) BARATTA, R. et al.: Muscular coactivation: The role of the antagonist musculature in maintaining knee-stability. In: American journal of sports medicine. Jg. 16, 1988, Heft 2, S. 113-122.
- 20) BARBER, S./NOYES, F./MANGINE, R./MCCLOSKEY, J./HARTMAN, W.: Quantitative assessment of functional limitation in normal and anterior cruciate ligament-deficient knee. In: Clinical orthopaedics. Jg. 189, 1990, S. 204-214.
- 21) BARBER-WESTIN, S./NOYES, F.: The effect of rehabilitation and return to activity on anterior-posterior knee displacement after anterior cruciate ligament reconstruction. In: American journal of sports medicine. Jg. 21, 1993, S. 264-270.
- 22) BARRETT, D.: Proprioception and function after anterior cruciate reconstruction. In: Journal of bone and joint surgery. Jg 73 [B], 1991, Heft 5, S. 833-837.
- 23) BARTONIETZ, K.: Isokinetik in der Leistungsdiagnostik - ein Überblick. In: Leistungssport. Jg. 26, 1996, Heft 1, S. 5-12.
- 24) BARTONIETZ, K.: Effektivität im Krafttraining. In: Leistungssport. Jg. 22, 1992, Heft 5, S. 5-14.
- 25) BASMAJIAN, J./DE LUCA, C.: Muscles alive: their functions revealed in electromyography. 5. Ausg. Baltimore 1985.
- 26) BATTYE, C./JOSEPH, J.: Investigation by telemetering of activity of some muscle in walking. In: Medical and biological engineering and computing. Jg. 4, 1966, S. 125-134.
- 27) BAUERS, G.: Die Besonders indizierte Therapie (BiTh). In: ZAT-Journal, Jg. 1, 1993, Heft 1, S. 10-13.
- 28) BAUGHER, W./WARREN, R./MARSHALL, J./JOSEPH, A.: Quadriceps atrophy in the anterior cruciate insufficient knee. In: American journal of sports medicine. Jg. 12, 1984, Heft 3, S. 192-195.
- 29) BAUMANN, W.: Die Bewegungsanalyse als Hilfsmittel in der Sportwissenschaft. In: Boenick, U./Näder, M./Mainka, C. (Hrsg.): Gangbildanalyse. Duderstadt 1991, S. 198-203.
- 30) BEARD, D./KYBERD, P./FERGUSON, C./DODD, C.: Proprioception after rupture of the anterior cruciate ligament. In: Journal of bone and joint surgery. Jg. 75 [B], 1993, Heft 2, S. 310-315.
- 31) BEINECKE, H./FUNKE, E.: Begleitende Krankengymnastik nach operativer Behandlung von Knieband-Instabilitäten insbesondere kombinierten Kniebandverletzungen. In: Krankengymnastik, Jg. 38, 1986, Heft 6, S. 405-410.
- 32) BENNINGHOFF, A./GOERTTLER, K.: Lehrbuch der Anatomie des Menschen. Band 1-3. Berlin, Wien 1985.
- 33) BERCHUK, M./ANDRIACCHI, T./BACH, B./REIDER, B.: Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. In: Journal of bone and joint surgery. Jg. 72 [A], 1990, Heft 6, S. 871-877.

- 34) BERTHOLD, F./DIETRICH, L.: Die Zwei-Waagen-Probe - eine Methode zur Einschätzung des Rehabilitationsverlaufs nach einseitigen Kniegelenkverletzungen. In: Medizin und Sport. Jg. 28, 1988, Heft 4, S. 116-118.
- 35) BEYER, L.: Der motorische Lernprozeß aus physiologischer Sicht. In: Theorie und Praxis der Körperkultur. 1988, Heft 4, S. 252-258.
- 36) BEYNNON, B./FLEMING, B./ JOHNSON, R./NICHOLS, C./RENSTRÖM, P./POPE, M.: Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo. In: American journal of sports medicine. Jg. 23, 1995, S. 24-34.
- 37) BEYNNON, B./HOWE, J./POPE, M./JOHNSON, R./FLEMMING, B.: The measurement of anterior cruciate ligament strain in vivo. In: International orthopaedics. Jg. 16, 1992, S. 1-12.
- 38) BEYNNON, B./JOHNSON, R./TOYAMA, H./RENSTRÖM, P./ARMS, S./FISCHER, R.: The relationship between anterior-posterior knee laxity and the structural properties of the patellar tendon graft. In: American journal of sports medicine. Jg. 22, 1994, Heft 6, S. 812-820.
- 39) BIEDERT, R.: Postoperative Belastbarkeit des Bewegungsapparates. In: Ow, D. von/Hüni, G. (Hrsg.): Muskuläre Rehabilitation. Erlangen 1997. S. 18-27.
- 40) BIENER, K.: Sport und Fitness im Alter. In: Sport Praxis. Jg. 2, 1992, S. 50-51.
- 41) BLASER, P.: Der motorische Lernvorgang unter den Bedingungen des sportlichen Übens. In: Theorie und Praxis der Körperkultur. 1988, Heft 6, S. 378-384.
- 42) BLUMENTRITT, S./SCHERER, H./WELLERSHAUS, U.: Biomechanisch-ganganalytische Bewertung von Prothesenfüßen. In: Medizinisch-orthopädische Technik. Jg. 114, 1994, Heft 6, S. 287-292.
- 43) BOCCARDI, S./PEDOTTI, R./SANTAMBROGIO, R./SANTAMBROGIO, G.: Evaluation of muscular moments at the lower limb joints by an on-line processing of kinematic data and ground reaction. In: Journal of biomechanics. Jg 14, 1981, S. 35-34.
- 44) BOLAND, A.: Rehabilitation des verletzten Athleten. In: Strauss, R. (Hrsg.): Sportmedizin und Leistungsphysiologie. Stuttgart 1983, S. 228-235.
- 45) BOLLEN, S./SEEDHOM, B.: A comparison of the Lysholm and the Cincinnati knee scoring questionnaire. In : American journal of sports medicine. Jg. 19, 1991, S. 189-190.
- 46) BONIFACE, R./FU, F./ILKHANIPOUR, K.: Objective anterior cruciate ligament testing. In: Orthopaedics. Jg. 9, 1986, 391-393.
- 47) BÖS, K.: Handbuch sportmotorischer Tests. Göttingen 1987.
- 48) BOUISSET, S.: EMG and muscle force in normal motor activities. In: Desmedt, J. (Hrsg.): New developments in electromyography and clinical neurophysiology. Basel 1973, S. 547-583.
- 49) BRAND, D./BUCHGRABER, A./PÄSSLER, H.: Veränderungen des Koordinationsvermögens vor und nach einer Kreuzbandoperation. In: Arthroskopie. 1996, S. 91-95.
- 50) BRÄUER, G./QUIES, W./MEUSER, K./WITTER, G.: Untersuchungen zur Standardisierung der Stufentestmethodik. In: Medizin und Sport. Jg. 19, 1979, S. 176-177.
- 51) BRINGMANN, W.: Sport in der Prävention, Therapie und Rehabilitation. Sportmedizinische Schriftenreihe 22, Leipzig 1984.

- 52) BRINGMANN, W.: Die Einschätzung der kardiopulmonalen Leistungsfähigkeit für die Beurteilung der Sportfähigkeit und Trainingseffektivität. In: *Medizin und Sport*. Jg. 20, 1980, S. 104-113.
- 53) BRUCKER, J.: Frühfunktionelle krankengymnastische Behandlung nach chirurgischen Eingriffen am vorderen Kreuzband. In: *Krankengymnastik*. Jg. 46, 1994, Heft 5, S. 598 ff.
- 54) BUHMANN, H.: Elektromyostimulation und isokinetisches Training in der Rehabilitation nach Operationen des vorderen Kreuzbandes. Diss. Göttingen 1994.
- 55) BUHMANN, H./SCHLEICHER, W./URBACH, D./SCHULTZ, W.: Elektromyostimulation und isokinetisches Training in der Rehabilitation nach Operationen des vorderen Kreuzbandes - eine randomisierte, prospektive Studie. In: *Physikalische Rehabilitation und Kurative Medizin*. 1998, Heft 8, S. 13-16.
- 56) BUNC, V./HELLER, J./NOWAK, J./LESO, J.: Determination of the individual anaerobic threshold. Kongreßband Proceedings of XXII. World Congress on sports medicine. Wien. 1982.
- 57) CABRI, J./CLARYS, J./LAUBE, W.: Zur Spezifität der isokinetischen Belastung im Sport. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*. Jg. 45, 1994, Sonderheft, S. 52-53.
- 58) CAIOZZO, V./DAVIS, J./ELLIS, J./AZUS, J./DAGRIFF, R. VAN: Comparison of gas exchange indices used to detect the anaerobic threshold. In: *Journal of applied physiology*. Jg. 53, 1982, Heft 5, S. 1184-1189.
- 59) CAPPOZZO, A.: Gait analysis methodology. In: *Human movement science*. Jg. 3, 1984, S. 27-50.
- 60) CAVANAGH, P.: *Biomechanics of distance running*. Champaign 1990.
- 61) CAVANAGH, P./GREGOR, R.: Knee joint torque during swing phase of normal treadmill walking. In: *Journal of biomechanics*. Jg. 8, 1975, S. 337-344.
- 62) CAVANAGH, P./GRIEVE, D.: Biomechanik sportlicher Bewegungen. In: Strauss, R. (Hrsg.): *Sportmedizin und Leistungsphysiologie*. Stuttgart 1983, S. 115-131.
- 63) CHAO, E./LAUGHMAN, R./SCHNEIDER, E./STAUFFER, R.: Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. In: *Journal of biomechanics*. Jg. 16, 1983, S. 219-233.
- 64) CICCOTTI, M./KERLAN, R./PERRY, J./PINK, M.: An electromyographic analysis of the knee during functional activities. I The normal profile. In: *American journal of sports medicine*. Jg. 22, 1994a, Heft 5, S. 645-650.
- 65) CICCOTTI, M./KERLAN, R./PERRY, J./PINK, M.: An electromyographic analysis of the knee during functional activities. II The anterior cruciate ligament-deficient and -reconstructed profiles. In: *American journal of sports medicine*. Jg. 22, 1994b, Heft 5, S. 651-658.
- 66) CLARKSON, P./JOHNSON, J./DEXTRADEUR, D./LESZCZYNSKI, W./WAI, J./MELCHIONDA, A.: The relationship among isokinetic endurance, initial strength level, and fiber type. *Research quarterly for exercise and sports*. Jg. 53, 1982, Heft 1, S. 15-19.
- 67) CLAUß, G./EBNER, H.: *Grundlagen der Statistik*. 7. Auflage, Berlin 1983.
- 68) COAST, J./COX, R./WELCH, H.: Optimal pedalling rate in prolonged bouts of cycle ergometry. In: *Medicine and science in sports and exercise*. Jg. 18, 1986, Heft 2, S. 225-230.

- 69) COAST, J./WELCH, H.: Linear increase in optimal pedal rate with increased power output in cycle ergometry. In: European journal of applied physiology. Jg. 53, 1985, S. 339-342.
- 70) COCHRAN, G.: Orthopädische Biomechanik, Band 51, Stuttgart 1988.
- 71) COOPER, R.: Alterations during immobilization and regeneration of skeletal muscle in cats. In: Journal of bone and joint surgery. Jg. 54 [A], 1972, S. 919-951.
- 72) CORRIGAN, J./CASHMAN, W./BRADY, M.: Proprioception in the cruciate deficient knee. In: Journal of bone and joint surgery. Jg. 74 [B], 1992, S. 247-250.
- 73) CROISANT, P./BOILEAU, R.: Effect of pedal rate, brake load and power on metabolic responses to bicycle ergometer work. In: Ergonomics, Jg. 27, 1984, Heft 6, S. 691-700.
- 74) DARBY, T.: The results of early and late management of anterior cruciate ligament tears. In: Journal of bone joint surg. Jg. 65 [B], 1983, S. 99.
- 75) DAUBE, J.: Clinical neurophysiology. Contemporary neurology series, Band 46. Portland 1995.
- 76) DAVIES, G.: A compendium of isokinetics in clinical usage. Onalaska 1992.
- 77) DE VRIES, H.: Efficiency of electrical activity as a physiological measure of the functional state of muscle tissue. In: American journal of physiology. Jg. 47, 1968, S. 10-22.
- 78) DEHN, A.: Die Verbesserung des Gangbildes bei Patienten nach Kreuzbandoperationen. In: Krankengymnastik. Jg. 46, 1994, Heft 5, S. 606-608.
- 79) DELUCA, C.: The use of surface electromyography in biomechanics. In: Journal of applied biomechanics. Jg. 13, 1997, S. 135-163.
- 80) DELUCA, C./KNAFLITZ, M.: Surface electromyography: What's new? Turin 1992.
- 81) DEVITA, P.: The selection of standard convention for analyzing gait data based on the analysis of relevant biomechanical factors. In: Journal of biomechanics. Jg. 27, 1994, Heft 4, S. 501-508.
- 82) DIETL, H./KAITAN, R./PAWLIK, R./FERRARA, P.: C-Leg – ein neues System zur Versorgung von Oberschenkelamputationen. In: Orthopädie-Technik 1998, Heft 3, Sonderdruck.
- 83) DIETZ, V.: Neuronale Kontrolle automatischer funktioneller Bewegungsabläufe: Wechselbeziehung zwischen zentraler Programmierung und afferenter Information. In: Zichner, L./Engelhardt, M./Freiwald, J. (Hrsg.): Muskuläre Dysbalancen. Wehr 1997.
- 84) DRAGANICH, L./JAEGER, R./KRAJL, A.: Coactivation of the hamstrings and quadriceps during extension of knee. In: Journal of bone and joint surgery. Jg. 71 [A], 1989, S. 1075-1081.
- 85) DRAGANICH, L./VAHEY, J.: An in-vitro study of anterior cruciate ligament strain induced by quadriceps and hamstrings forces. In: Journal of orthopaedic research. Jg. 8, 1990, S. 57-63.
- 86) DSB: Informationen zum Training: Die Beurteilung der konditionellen Leistungsfähigkeit bei Leistungssportlern durch ergometrische Untersuchungen. In: Beiheft zu Leistungssport. 29, 1982a.
- 87) DSB: Informationen zum Training: Trainerbriefe zur Beurteilung der konditionellen Leistungsfähigkeit bei Leistungssportlern durch ergometrische Untersuchungen. In: Beiheft zu Leistungssport. 30, 1982b.

- 88) DUBO, H./PEAT, M./WINTER, D./QUANBURY, A./HOBSON, S./STEINKE, T./REIMER, E.: Electromyographic temporal analysis of gait: Normal human locomotion. In: Arch. phys. med. rehabil. Jg. 57, 1976, S. 415-420.
- 89) DUESBERG, F./VERDONCK, A.: Aspekte isokinetischer Test- und Diagnoseverfahren in der Sportmedizin. In: Spintge, R./Droh, R. (Hrsg.): Schmerz und Sport. Berlin, Heidelberg 1988, S. 26-32.
- 90) DVIR, Z./KOREN, E./HALPERIN, N.: Knee joint position sense following reconstruction of the anterior cruciate ligament. In: Journal of orthopaedic and sports physical therapy. Jg. 10, 1988, S. 117-120.
- 91) DYE, S./CANNON, W.: Anatomy and biomechanics of the anterior cruciate ligament. In: Clinical sports medicine. Jg. 7, 1988, Heft 4, S. 715-724.
- 92) EASTLOCK, M./ARVIDSON, J./SNYDER-MACKLER, L./DANOFF, J./MCGARVEY, C.: Interrater reliability of videotaped observational gait-analysis assessments. In: Physical therapy. Jg. 71, 1991, S. 465-472.
- 93) ECKERMANN, P./MILLAHN, H.: Der Einfluß der Drehzahl auf die Herzfrequenz und die Sauerstoffaufnahme bei konstanter Leistung am Fahrradergometer. In: Internationale Zeitschrift für angewandte Physiologie einschließlich Arbeitsphysiologie. 1967, Jg. 23, S. 340-344.
- 94) ECKHARDT, R./SCHARF, H./PUHL, W.: Die Bedeutung der neuromuskulären Koordination für die sportliche Belastbarkeit des Kniegelenkes nach vorderen Kreuzbandverletzungen. In: Sportverletzung, Sportschaden. Jg. 8, 1994, S. 16-24.
- 95) EGGLI, D.: Maßvolles Training. Einsatz isokinetischer Systeme. In: Ow, D. von/Hüni, G. (Hrsg.): Muskuläre Rehabilitation. Erlangen 1997, S. 117-124.
- 96) EGGLI, D.: Training und Messung an isokinetischen Systemen - Das Problem der Gelenkeinheit. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 45, 1994, Sonderheft, S. 22-24.
- 97) EGGLI, D.: Training und Diagnostik mit Isokinetik. Magglingen 1986.
- 98) EHRICH, D./GEBEL, R.: Aufbautraining nach Sportverletzungen. Münster 1985.
- 99) EHRICH, G./SCHULZ, H.: Isokinetisches Krafttraining und seine Anwendung in der Rehabilitation. In: Sporttherapie in Therapie und Praxis. Jg. 1, 1985, S. 8-12.
- 100) EINSINGBACH, T.: Muskuläres Aufbautraining in der Krankengymnastik und Rehabilitation. München 1990.
- 101) EINSINGBACH, T.: Funktionelle Behandlung bei Knieinstabilitäten. In: Krankengymnastik. Jg. 38, 1986, Heft 6, S. 411-430.
- 102) EISELE, R./KÖLLMANN, F./HUTSTEINER, H./SIMON, G.: Sauerstoffaufnahme während Fahrrad- und Laufbandergometrie. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 47, 1996, Heft 2, S. 54-60.
- 103) ELMQVIST, L./LORENTZON, R./JOHANSSON, C./FUGL-MEYER, A.: Does a torn anterior cruciate ligament lead to change in the central nervous drive of the knee extensors? In: European journal of applied physiology. Jg. 58, 1988, S. 203-207.

- 104) ENGELHARDT, M.: Neuromuskuläre Veränderungen nach Kniegelenkstraumen und Operationen. Habil. Frankfurt 1997.
- 105) ENOKA, M.: Neuomechanical basis of kinesiology. Champain 1994.
- 106) FARIA, I.: Applied physiology of cycling. In: Sports medicine. 1984, S. 187-204.
- 107) FELDER, H.: Bestimmung der Antagonistentätigkeit am Beispiel der Kniestreckung: Eine neue Möglichkeit zur muskulären Zustandsdiagnostik und zur Krafttrainingssteuerung. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 45, 1994a, Sonderheft, S. 24-25.
- 108) FELDER, H.: Trainingswissenschaftlich-konzeptionelle Überlegungen zur Therapiesteuerung - interdisziplinärer Ansatz zur Optimierung des Rehabilitationsverlaufes. In: Krankengymnastik. Jg. 46, 1994b, Heft 10, S. 1295-1300.
- 109) FERRELL, W./GANDEVIA, S./MCCLOSKEY, D.: The role of joint receptors in human kinaesthesia when intramuscular receptor cannot contribute. In: Journal of Physiology. Jg. 386, 1987, S. 63-71.
- 110) FIGONI, S./CHRIST, C./MASSEY, B.: Effects of speed, hip and knee angle, and gravity on hamstring and quadriceps torque ratios. In: Journal of orthopaedic and sports physical therapy. Jg. 6, 1988, Heft 2, S. 287-291.
- 111) FINK, C./HOSER, C./BENEDETTO, K./JUDMAIER, W.: (Neuro)Muskuläre Veränderungen der kniegelenkstabilisierenden Muskulatur nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes. In: Sportverletzung, Sportschaden. Jg. 8, 1994, S. 25-30.
- 112) FRANZ, I./MELLEROWICZ, H.: Methodische und leistungsphysiologische Grundlagen der Ergometrie. In: Herz. Jg. 7, 1982, S. 29-41.
- 113) FREIWALD, J.: Neuromuskuläre Veränderungen des M. quadrizeps femoris nach akuten und chronischen Kniegelenksschädigungen. Habil. Dortmund 1996.
- 114) FREIWALD, J.: Veränderungen von Umfangsmaßen, isometrischen und isokinetischen Kraftwerten nach Schädigung des Kniegelenkes unter besonderer Berücksichtigung neurophysiologischer Ursachen. Diss. Dortmund 1992.
- 115) FREIWALD, J.: Prävention und Rehabilitation im Sport. Reinbek 1989.
- 116) FREIWALD, J./ENGELHARDT, M.: Postoperative Behandlung der vorderen Kreuzbandverletzung. Apparativ gestütztes medizinisches Aufbautraining. Teil 3b. In: Physikalische Therapie. Jg 18, 1997, S. 19-25.
- 117) FREIWALD, J./ENGELHARDT, M.: Die vordere Kreuzbandverletzung. In: Physikalische Therapie. Jg. 17, 1996a, Heft 5, S. 380-382.
- 118) FREIWALD, J./ENGELHARDT, M.: Vordere Kreuzbandruptur-Aspekte der Propriozeption und der nervösen Versorgung. In: Physikalische Therapie. Jg. 17, 1996b.
- 119) FREIWALD, J./ENGELHARDT, M.: Postoperative Behandlung der vorderen Kreuzbandverletzung. Apparativ gestütztes medizinisches Aufbautraining. In: Physikalische Therapie. Jg. 17, 1996c, S. 553-556.

- 120) FREIWALD, J./ENGELHARDT, M.: Neuromuskuläre Dysbalancen in Medizin und Sport. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 47, 1996d, Heft 3, S. 99-106.
- 121) FREIWALD, J./ENGELHARDT, M.: EMG-gestützte Funktionsanalysen nach vorderen Kreuzbandplastiken. In: Schmidtbleicher, D./Müller, A. (Hrsg.): Leistungsdiagnostische und präventive Aspekte der Biomechanik. Sankt Augustin 1994, S. 123-136.
- 122) FREIWALD, J./ENGELHARDT, M./REUTER, I./KONRAD, P./GNEWUCH, A.: Die nervöse Versorgung der Kniegelenke. In: Wien. med. Wschr. Jg. 147, 1997a, S. 531-541.
- 123) FREIWALD, J./JÄGER, A./STARKER, K.: EMG-gestützte Funktionsanalyse im Rahmen einer Nachuntersuchung nach arthroskopisch versorgten vorderen Kreuzbandverletzungen. In: Sportverletzung, Sportschaden Jg. 7, 1993a, Heft 3, S. 122-128.
- 124) FREIWALD, J./STARISCHKA, S./ENGELHARDT, M.: Rehabilitatives Krafttraining. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 44, 1993b, Heft 3, S. 368-378.
- 125) FREIWALD, J./STARISCHKA, S./STARKER, M./ROSBACH, G.: Isokinetische und isometrische Funktionsdiagnostik zur Konkretisierung von Therapie- und Trainingsplänen. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 45, 1994, Sonderheft, S. 26-27.
- 126) FRIEDRICHS, J.: Methoden empirischer Sozialforschung. Reinbek 1977.
- 127) FRISCH, H.: Programmierte Therapie am Bewegungsapparat. Berlin 1995.
- 128) FROBÖSE, I.: Isokinetisches Training in Sport und Therapie. Schriften der Deutschen Sporthochschule Köln. Band 28, Sankt Augustin 1993.
- 129) FROBÖSE, I./DUESBERG, F./VERDONCK, A./GÖDEKEN, C.: Muskuläre Adaptationen eines submaximalen isokinetischen Trainings nach vorderer Kreuzbandruptur. In: Orthopädische Praxis. Jg. 5, 1992, S. 341-345.
- 130) FROMM, B./SCHÄFER, B./KUMMER, W.: Die Nervenversorgung des vorderen Kreuzbandes und des Kreuzband-Allotransplantates. In: Sportverletzung, Sportschaden. Jg. 7, 1993, S. 101-108.
- 131) FUSS, F.: Anatomy of the cruciate ligaments and their functions in extension and flexion of the human knee joint. In: American journal of anatomy. Jg. 184, 1989, S. 165-176.
- 132) GALWAY, R./BEAUPRE, A./MACINTOSH, D.: Pivot-shift: A clinical sign of symptomatic anterior cruciate insufficiency. In: Journal of bone and joint surgery. Jg. 54 [B], 1972, S. 763 ff.
- 133) GEESE, R.: Mikrotraumatisierung bei isokinetischer Muskelarbeit. Göttingen 1998 (unveröff. Manuskript).
- 134) GERBER, C./MATTER, P./CHRISMAN, O./LANGHANS, M.: Funktionelle Rehabilitation nach komplexen Knieverletzungen. In: Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 28, 1980, Heft 2, S. 37-56.
- 135) GIEBEL, W.: Der Begriff ‚sportliche Leistung‘ als Kategorie in der Sportmedizin. In: Theorie und Praxis der Körperkultur. Jg. 37, 1988, Heft 1, S. 17-18.
- 136) GOERTZEN, M.: Therapieübersicht nach vorderer Kreuzbandruptur. In: Krankengymnastik, Jg. 46, 1994, Heft 6, S. 763-769.

- 137) GÖHNER, U.: Kraftkurven verstehen können. In: Sportunterricht. Jg. 42, 1993, Heft 4, S. 139-147.
- 138) GOLDKAMP, O.: Telemetric recording of gait phase activity in muscle. In: Arch. phys. med. rehabil. Jg. 49, 1968, S. 349-352.
- 139) GOLLHOFER, A./SCHMIDTBLEICHER, D./QUINTERN, J./DIETZ, V.: Compensatory movements following gait perturbations: changes in kinematic and muscular activation patterns. In: International journal of sports medicine. Jg. 7, 1986, S. 325-329.
- 140) GRIMBY, G.: Quadriceps function and training after knee ligament surgery. In: Medicine and science in sports and exercise. Jg. 12, 1980, S. 70-75.
- 141) GRYZLO, S./PATEK, R./PINK, M./PERRY, J.: Electromyographic analysis of the knee rehabilitation exercise. In: Journal of orthopaedic and sports physical therapy. Jg. 20, 1994, Heft 1, S. 36-43.
- 142) GUELI, D./SHEPHARD, R.J.: Pedal frequency in bicycle ergometry. In: Canadian journal of applied sport sciences. Jg. 1, 1976, S. 137-141.
- 143) HACKER, R.: Isokinetische Untersuchungen von Patienten nach arthroskopisch durchgeführter vorderer Kreuzbandplastik. Diss. Frankfurt/Main 1994.
- 144) HAGBERG, J./MULLIN, J./GIESE, M./SPITZNAGEL, E.: Effect of pedalling rate on submaximal exercise responses of competitive cyclists. In: Journal of applied physiology. Jg. 51, 1981, S. 447-451.
- 145) HÄGGMARK, T.: Skelettmuskeleränderungen bei Verletzungen und Immobilisierung. In: Groher, W./Noack, W. (Hrsg.): Sportliche Belastungsfähigkeit des Halte- und Bewegungsapparates. Stuttgart, New York 1982, S. 116-122.
- 146) HALD, R./BOTTJEN, E.: Effect of visual feedback on maximal and submaximal isokinetic test measurements of normal quadriceps and hamstrings. In: Journal of orthopaedic and sports physical therapy. Jg. 13, 1987, S. 86-93.
- 147) HAMILL, J./BATES, B./KNUTZEN, K.: Ground reaction force symmetry during walking and running. In: Research quarterly for exercise and sport. Jg. 55, 1984, Heft 3, S.289-293.
- 148) HANNAH, R./CHAPMAN, A./MORRISON, J.: Kinematics symmetry of lower limbs. In: Human Locomotion II – proceedings of special conference of Canadian Society of biomechanics. 1982, S. 14-15.
- 149) HARNER, C./IRRGANG, J./PAUL, J. et al.: Loss of motion after anterior cruciate ligament reconstruction. In: American Journal of sports medicine. Jg. 20, 1992, S. 499-506.
- 150) HARRIS, G./WERTSCH, J.: Procedures for gait analysis. In: Archives physical medicine and rehabilitation. Jg. 75, 1994, S. 216-225.
- 151) HARTER, R./OSTERING, L./SINGER, K./JAMES, S./LARSON, R./JONES, D.: Long-term evaluation of knee stability and function following surgical reconstruction for anterior cruciate ligament insufficiency. In: American journal of sports medicine. Jg. 16, 1988, Heft 5, S. 434-443.
- 152) HARTL, F.: Vergleich der Effektivität von Krankengymnastik und isokinetischem Gerätetraining im Rahmen der Rehabilitation nach operativen Eingriffen am Kniegelenk. München 1988.

- 153) HAUPT, P./DUSPIVA, W.: Krankengymnastische Behandlung bei Kniebandverletzungen. In: Krankengymnastik. Jg. 39, 1987, Heft 9, S. 626-633.
- 154) HAUS, J./HALATA, Z./REFIOR, H.: Propriozeption im vorderen Kreuzband des menschlichen Kniegelenkes - morphologische Grundlagen. In: Zeitschrift für Orthopädie, Jg. 130, 1992, S. 484-494.
- 155) HECK, H./HEISS, G./MADER, A.: Vergleichende Untersuchungen zu verschiedenen Laktat-Schwellenkonzepten. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. 1985a, Heft 1, S. 19-25.
- 156) HECK, H./HEISS, G./MADER, A.: Vergleichende Untersuchungen zu verschiedenen Laktat-Schwellenkonzepten. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. 1985b, Heft 2, S. 40-52.
- 157) HEERS, H.: Posttraumatische Instabilitäten des Kniegelenks. In: Krankengymnastik. Jg. 35, 1983, Heft 9, S. 500-504.
- 158) HEGLUND, N./TAYLOR, C.: Speed, stright frequency and energy cost per stride: How do they change with body size and gait? In: Journal of experimental biology. Jg. 138, 1988, S. 301-318.
- 159) HEHL, G./HOELLEN, I./WISSMEYER, TH./ZIEGLER, U.: Isokinetisches Muskeltraining mit hohen Bewegungsgeschwindigkeiten in der Rehabilitation nach operativer Versorgung frischer vorderer Kreuzbandrupturen. In: Zeitschrift für Orthopädie. Jg. 133, 1995, S. 306-310.
- 160) HENSSGE, C.: Die Untersuchung der Sauerstoffaufnahme bei Fahrradergometer- und Laufbandbelastungen im maximalen und submaximalen Bereich, Wertigkeit und Bewertung im Sport. In: Medizin und Sport. Jg. 18, 1978, Heft 8, S. 225-235.
- 161) HERRMANN, J.: Primas precision motion analysis system - a short description. In: Boenick, U./Näder, M./Mainka, C. (Hrsg.): Gangbildanalyse. Duderstadt 1991. S. 60-65.
- 162) HERRMANN, R.: Gute Information verbessert den motorischen Lernprozeß, Teil 1. In: Körpererziehung. 1986a, Heft 7, S. 277-284.
- 163) HERRMANN, R.: Gute Information verbessert den motorischen Lernprozeß, Teil 2. In: Körpererziehung. 1986b, Heft 8/9, S. 354-360.
- 164) HERZOG, W.: The relation between the resultant moments at a joint and the moments measured by an isokinetic dynamometer. In: Journal of biomechanics. Jg. 21, 1988, Heft 1, S. 5-12.
- 165) HINRICHS, H.: Sportverletzungen. Reinbek 1986.
- 166) HIRSCHFELD, P.: Die Bedeutung der Anamnese in der klinischen Basis-Untersuchung des Kniegelenks. In: Krankengymnastik. Jg. 35, 1983, Heft 9, S. 497-501.
- 167) HISLOP, H./PERRINE, J.: The isokinetic concept of exercise. In: Physical therapy. Jg. 47, 1967, S. 114-117.
- 168) HÖHER, J./BACH, T./KLEIN, J./NEUGEBAUER, E./TILING, T.: Wissenschaftliche Kriterien zur Beurteilung von Nachuntersuchungen nach vorderer Kreuzbandoperation. In: Arthroskopie. 1994, Heft 7, S. 208-214.
- 169) HOLLMANN, W.: Altern - Beweglichkeit - Training. In: Zeitschrift für Gerontologie. Jg. 26, 1993, Heft 1, S. 8-12.

- 170) HOLLMANN, W.: The relationship between pH, lactic acid, potassium in the arterial and venous blood, the ventilation PoW and pulse frequency during increasing spiro-ergometric work in endurance-trained and untrained persons. Pan-american congress for sports medicine. Chicago 1959.
- 171) HOLLMANN, W./BARG, W./WEYER, G./HECK, H.: Der Alterseinfluß auf spiroergometrische Meßgrößen im submaximalen Arbeitsbereich. In: Medizinische Welt. 1970, S. 1280-1288.
- 172) HOLLMANN, W./HETTINGER, T.: Sportmedizin, Arbeits- und Trainingsgrundlagen. 2. neu bearb. Aufl., Stuttgart, New York 1980.
- 173) HOLZNER, R.: Gangbild und Psyche. München 1990.
- 174) HOPF, T./GLEITZ, M./HESS, T./MIELKE, U./MÜLLER, B.: Propriozeptives Defizit nach Kreuzbandschädigung - afferente Störung oder kompensatorischer Mechanismus? In: Zeitschrift für Orthopädie. 1995, S. 347-351.
- 175) HÖRSTER, G.: Die Muskulatur in Sport und Medizin. In: Zichner, L./Engelhardt, M./Freiwald, J. (Hrsg.): Die Muskulatur. Sensibles, integratives und meßbares Organ. Wehr 1994.
- 176) HORVATH, E.: Zur Phänomenologie des Gangbildes. In: Boenick, U./Näder, M./Mainka, C. (Hrsg.): Gangbildanalyse. Duderstadt 1991. S. 1-11.
- 177) HÜLLEMANN, K. (Hrsg.): Leistungsmedizin, Sportmedizin für Klinik und Praxis. Stuttgart 1976.
- 178) HUNDHAUSEN, E.: Über vier Millionen Beschäftigte im deutschen Gesundheitswesen. In: Orthopädie-Technik. Heft 3, S. 223-225.
- 179) IKK LANDESVERBAND NIEDERSACHSEN: Vertrag über die Erbringung der komplexen ambulanten Rehabilitation als ergänzende Leistung zur Rehabilitation nach § 43 Nr. 2 SGBV. Hannover 1994.
- 180) ILIEV, I.: Body weight and the evaluation of the spiroergometric test criteria. In: Löllgen, H./Mellerowicz, H. (Hrsg.): Progress in ergometry: Quality control and test criteria. Berlin, Heidelberg, New York, Tokio 1984, S. 180-187.
- 181) INMAN, V./RALSTON, H./SAUNDERS, J./FEINSTEIN, B./WRIGHT, E.: Relation of human electromyogram to muscular tension. In: Electroencephalogr. clin. neurophysiol. Jg. 4, 1952, S. 187-194.
- 182) INSALL, J./DORR, L./SCOTT, R./SCOTT, W.: Rationale of the knee society clinical rating system. In: Clinical orthopaedics and related research. Jg. 248, 1989, S. 13-14.
- 183) ISRAEL, S.: Zum Normbegriff in der Medizin. In: Zeitschrift für ärztliche Fortbildung. Jg. 78, 1984, Heft 11, S. 457-460.
- 184) ISRAEL, S.: Möglichkeiten und Grenzen sportmedizinischer Leistungsprüfungen zur Erfassung von Adaptationen. In: Medizin und Sport. Jg. 22, 1982, S. 97-102.
- 185) ISRAEL, S.: Die Proportionalität von Herzfrequenz- und Belastungsanstieg. In: Medizin und Sport. Jg. 16, 1976a, Heft 2, S. 53-55.
- 186) ISRAEL, S.: Die Nachbelastungs-Herzfrequenz. In: Medizin und Sport. Jg. 16, 1976b, Heft 8, S. 249-257.

- 187) ISRAEL, S./BRENKE, H.: Die Beziehung zwischen Körpergewicht und Sauerstoffaufnahmevermögen. In: Medizin und Sport. Jg. 5, 1965, S. 90-95.
- 188) ISRAEL, S./JUNKER, D./MICKEIN, D.: Die Energiemobilisation bei unterschiedlichen Tretfrequenzen bei der Fahrradergometrie. In: Medizin und Sport. Jg. 16, 1976, Heft 8, S. 272-276.
- 189) JACOBS, N./SKORECKI, J./CHARNLEY, J.: Analysis of the vertical component of force in normal and pathological gait. In: Journal of biomechanics. Jg. 5, 1972, S. 11-34.
- 190) JARIC, S./RISTANOVIC, D./CORCOS, M.: The relationship between muscle kinetic parameters and kinematic variables in a complex movement. In: European journal of applied physiology. Jg 5, 1989, S. 370-376.
- 191) JEROSCH, J.: Isokinetische Trainingssysteme - Möglichkeiten und Probleme. In: Krankengymnastik. Jg. 41, 1989, S. 868-874.
- 192) JEROSCH, J./DRESCHER, H./SCHRÖDER, M./LEWEJOHANN, B.: Aktuelle Konzepte bei der Behandlung der vorderen Kreuzbandruptur - Ergebnisse einer bundesweiten Befragung. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 45, 1994, Heft 2, S. 48-59.
- 193) JOHANSSON, H.: Role of knee ligaments in proprioception and regulation of muscle stiffness. In: Journal of elektromyography and kinesiologie. Jg. 1, 1991, Heft 3, S. 158-179.
- 194) JOHANSSON, H./SJÖLANDER, P./SOJKA, P.: A sensory role for the cruciate ligaments. In: Clinical orthopaedics and related research. 1991a, S. 161-178.
- 195) JOHANSSON, H./SJÖLANDER, P./SOJKA, P.: Receptors in the knee joint ligaments and their role in the biomechanics of the joint. In: Critical reviews in biomedical engineering. Jg. 18, Heft 5, 1991b, S. 341-368.
- 196) JOHNSON, R./ERIKSSON, E./HÄGGMARK, T./POPE, M.: Five- to ten-year follow-up evaluation after reconstruction of the anterior cruciate ligament. In: Clinical orthopaedics. Jg. 183, 1984, S. 122-140.
- 197) JONSSON, H./KARRHOLM, J./ELMQVIST, L.: Kinematics of active knee extension after tear of the anterior cruciate ligament. In: American journal of sports medicine. Jg. 17, 1989, Heft 17, S. 796-802.
- 198) KAALUND, S./LASS, P./LEFEVRE, S./SINKJAER, T./ARENDR-NIELSEN, L./SIMONSEN, O.: Clinical significance of altered gastrocnemius muscle coordination in anterior cruciate ligament-deficient knees. In: Scandinavian journal of med. sci. Sports. Jg. 2, 1992, Heft 2, S. 79-83.
- 199) KADABA, M./RAMAKRISHNAN, H./WOOTTEN, M.: Measurement of lower extremity kinematics during level walking. In: Journal of orthopaedic research. Jg. 8, 1990, S. 383-392.
- 200) KADABA, M./RAMAKRISHNAN, H./WOOTTEN, M./GAINEY, J./GORTON, G./KOCHRAN, G.: Repeatability of kinematic, kinetic and electromyographic data in normal adult gait. In: Journal of orthopaedic research. Jg. 7, 1989, S. 849-860.
- 201) KAHLE, W./LEONHARDT, H./PLATZER, W.: Taschenatlas der Anatomie. Band 1-3. Stuttgart 1986.

- 202) KAIRENTO, A./HELLEN, G.: Biomechanical analysis of walking. In: Journal of biomechanics. Jg. 14, 1981, S. 671-678.
- 203) KANNUS, P./JÄRVINEN, M.: Nonoperative treatment of acute knee ligament injuries. In: Sports medicine. Jg. 9, 1990, Heft 4, S. 244-258.
- 204) KANNUS, P./LATVALA, K./JÄRVINEN, M.: Thigh muscle strengths in anterior cruciate ligament deficient knee; isokinetic and isometric long-term results. In: Journal of orthopaedic and sports physical therapy. Jg. 11, 1987, Heft 6, S. 223-226.
- 205) KAPANDJI, I.: Funktionelle Anatomie der Gelenke, Band 2: Untere Extremität. Bücherei des Orthopäden 47. Stuttgart 1984.
- 206) KEDZIORA, O.: Kraftverlust und -regeneration der Oberschenkelstreckmuskulatur nach Verletzungen und Operationen am Kniebandapparat. Diss. Münster 1993.
- 207) KEIDEL, W.: Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie. Stuttgart 1985.
- 208) KENNEDY, J./ALEXANDER, I./HAYES, K.: Nerve supply of the human knee and its functional importance. In: American journal of sports medicine. Jg. 10, 1982, S. 329-335.
- 209) KEUL, J./KINDERMANN, W./SIMON, G.: Die aerobe und anaerobe Kapazität als Grundlage für die Leistungsdiagnostik. In: Leistungssport. 1978, S. 22-32.
- 210) KEUL, J./SIMON, G./BERG, A./DICKHUTH, H./GOERTLER, I./KÜBEL, R.: Bestimmung der individuellen anaeroben Schwelle zur Leistungsbewertung und Trainingsgestaltung. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 30, 1979, Heft 7, S. 212-218.
- 211) KIM, S./KIM, H.: Reliability of the anterior drawer test, the pivot shift test and the lachman test. In: Clinical orthopaedics and related research. Jg. 317, 1995, S. 237-242.
- 212) KINDERMANN, W./SIMON, G./KEUL, J.: The significance of the aerobic-anaerobic transition for the determination of work load intensities during endurance training. In: European journal of applied physiology. Jg. 42, 1979, S. 25-34.
- 213) KLEIN-VOGELBACH, S.: Funktionelle Bewegungslehre. Band 1: Rehabilitation und Prävention. 4. überarb. Aufl., Berlin, Heidelberg, New York, London, Paris, Tokio, Hongkong 1990.
- 214) KLEMME, B.: Effizienzüberprüfung krankengymnastischer Techniken am Beispiel der vorderen Kreuzbandruptur. Bielefelder Beiträge zur Sportwissenschaft, Band 19. Diss. Bielefeld 1994.
- 215) KLINGER, H.: Stabilität und funktionelles Ergebnis nach vorderer Kreuzbandverletzung am Kniegelenk. In: Krankengymnastik. Jg. 42, 1990, S. 770-773.
- 216) KLINGER, H./ROSEMEYER, B.: Spätergebnisse nach muskulärer Rehabilitation nach Kapselbandläsionen am Kniegelenk. In: Krankengymnastik. Jg. 42, 1990, Heft 7, S. 766-769.
- 217) KNÜSEL, O./WYSS, U./FREY, O.: Die Ganganalyse als eine Kontrollmöglichkeit der Rehabilitation des Bewegungsapparates. In: Schweiz. Ztschr. Sportmed. Jg. 33, 1985, Heft 4, S. 137-141.
- 218) KÖCHER, L./LUDWIG, H./WILDENAU, G.: Evaluation von Relationen zwischen Trittfrequenzen und kardiopulmonalen Funktionsgrößen beim Radfahren - Ein Vergleich belastungs- und beanspruchungssensibler Kenngrößen. In: Leipziger Sportwissenschaftliche Beiträge. Jg. 40, 1999, Heft 1, S. 59-72.

- 219) KOHN, D./WIRTH, C.: Grundsätze zur Nachbehandlung nach autoplastischer Kreuzbandrekonstruktion. In: Sportverletzung, Sportschaden. Jg. 3, 1989 S. 67-73.
- 220) KOINZER, K.: Methodische Untersuchung zur herzfrequenzgesteuerten Fahrradergometerbelastung im Kindesalter. 2. Mitteilung: Ermittlung der W_{130} , W_{150} , W_{170} und W_{190} . In: Medizin und Sport. Jg. 17, 1977, Heft 8, S. 258-266.
- 221) KOMI, P.: Relationship between muscle tension, EMG and velocity of contraction under concentric and eccentric work. In: Desmedt, J. (Hrsg.): New developments in electromyography and clinical neurophysiology. Basel 1973, S. 596-606.
- 222) KOMI, P./BUSKIRK, E.: Reproducibility in electromyographic measurements with inserted wire electrodes and surface electrodes. In: Electromyography. 1970, S. 357-367.
- 223) KOMI, P./VIITASALO, J.: Signal characteristics of EMG at different levels of muscle tensions. In: Acta physiol. scand. 1976, S. 267-276.
- 224) KRABBE, B./BAUMANN, W.: Gait analysis of a patient with an ACL reconstructed knee - a longitudinal approach. In: Sloten, J. van der/Lowet, G./Anderercke, G. van/Perre, G. van der (Hrsg.): 10th Conference of the European Society of Biomechanics. Leuven 1996, S. 200.
- 225) KRAMERS-DE QUERVAIN, I./MÜLLER, R./STACOFF, A./ATTINGER BENZ, D./STÜSSI, E.: Die Bedeutung der 3D-Vermessung der menschlichen Lokomotion. In: Krankengymnastik. Jg. 46, 1994, Heft 12, S. 1636-1646.
- 226) KRAUSE, H./EWERT, G./JUNG, F./KAPLONEK, W./SCHMIDT, W.: Gesundheit für alle bis zum Jahr 2000. Informations- und Argumentationsmaterial zur Gesundheitserziehung, Folge I, Nr. 6. Dresden 1981.
- 227) KRAUSPE, R./SCHMIDT, N./SCHAIBLE, H.: Sensory innervation of the anterior cruciate ligament. In: Journal of bone and joint surgery. Jg. 74 [A], 1992, S. 390-397.
- 228) KREBS, D./EDELSTEIN, J./FISHMAN, S.: Reliability of observational kinematic gait analysis. In: Physical therapy. Jg. 65, 1985, S. 1027-1033.
- 229) KRÜGER, A.: 20 Jahre isokinetisches Krafttraining. In: Leistungssport. Jg. 16, 1986, Heft 3, S. 39-45.
- 230) KRÜGER, A.: Isokinetisches Krafttraining. In: Leistungssport. Jg. 1, 1971, Heft 1, S. 22-31.
- 231) KURTH, A.: Computergestützte Analyse der Kinematik des oberen Sprunggelenkes. Frankfurt/Main 1994.
- 232) LARUE, J./BARD, C./FLEURY, M.: Is proprioception important for the timing of motor activities? In: Canadian journal of physiology and pharmacology. Jg. 73, 1995, S. 255-261.
- 233) LASS, P./KAALUND, S./LEFEVRE, S./ARENDRT-NIELSEN, L./SINKJAER, T./SIMONSEN, O.: Muscle coordination following rupture of the anterior cruciate ligament. Electromyographic studies of 14 patients. In: Acta orthop. Scand. Jg. 62, 1991, Heft 1, S. 9-14.
- 234) LAURIG, W.: Elektromyographie. In: Willimczik, K. (Hrsg.): Forschungsmethoden in der Sportwissenschaft. Grundkurs Datenerhebung 1. Bad Homburg 1983, S. 67-94.

- 235) LAWRENCE, J./DELUCA, C.: Myoelectric signal versus force relationship in different human muscle. In: Journal of applied physiology. Jg. 54, 1983, S. 1653-1659.
- 236) LEPHART, S./PERRIN, D./FU, F./GIECK, F./IRRGANG, J.: Relationship between selected physical characteristics and functional capacity in anterior cruciate ligament-insufficient athlete. In: Journal of orthopaedic and sports physical therapy Jg. 16, 1992, Heft 4, S. 174-181.
- 237) LETZELTER, M.: Möglichkeiten und Grenzen der sportmethodischen Leistungsdiagnostik. In: DVS-Protokoll 22. Clauthal-Zellerfeld 1986. S. 143-178.
- 238) LIMBIRD, T./SHIAMI, R./FRAZER, M./BORRA, H.: EMG profiles of knee joint musculature during walking: changes induced by anterior cruciate ligament deficiency. In: Journal of orthopaedic research. Jg. 6, 1988, Heft 5, S. 630-638.
- 239) LIPPOLD, O.: The relationship between integrated action potentials in the human muscle and its isometric tension. In: Journal of physiology. Jg. 117, 1952, S. 492-499.
- 240) LÖLLGEN, H.: Kardiopulmonale Funktionsdiagnostik. Wehr 1990.
- 241) LÖLLGEN, H.: Quality control and test criteria in ergometry. In: Löllgen, H./Mellerowicz, H. (Hrsg.): Progress in ergometry: Quality control and test criteria. Berlin, Heidelberg, New York, Tokio 1984, S. 11-19.
- 242) LORENZ-HEBENSTREIT, A./IWANOFF, I.: Herzfrequenzverhalten während submaximaler Belastung. In: Medizin und Sport. Jg. 15, 1975, Heft 8, S. 242-246.
- 243) LUDWIG, M.: Funktionsanalytische Untersuchungen des rehabilitativen Krafttrainings nach vorderer Kreuzbandplastik und ihre Konsequenzen. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 48, 1997, Heft 5, S. 193-200.
- 244) LYSHOLM, J./GILLQUIST, J.: Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale. In: American Journal of sports medicine. Heft 10, 1982, S. 150-153.
- 245) LYSHOLM, J./GILLQUIST, J./LITJEDAHL, S.: Long-term results after early treatment of knee injuries. In: Acta orthop. scand. Jg. 53, 1982, S. 109-118.
- 246) MADER, A./LIESEN, H./HECK, H./PHILIPPI, P./SCHÜRCH, M./HOLLMANN, W.: Zur Beurteilung der sportartspezifischen Ausdauerleistungsfähigkeit, Teil 1. In: Sportarzt und Sportmedizin. Jg. 27, 1976a, Heft 4, S. 80-88.
- 247) MADER, A./LIESEN, H./HECK, H./PHILIPPI, P./SCHÜRCH, M./HOLLMANN, W.: Zur Beurteilung der sportartspezifischen Ausdauerleistungsfähigkeit, Teil 2. In: Sportarzt und Sportmedizin. Jg. 27, 1976b, Heft 5, S. 109-112.
- 248) MAIER, P./SCHARF, H./NOACK, W.: Möglichkeiten und Grenzen bei der Interpretation unterschiedlicher Krankheitsbilder und Trainingszustände mit isokinetischen Systemen. In: Puhl, W./Noack, W./Scharf, H./Sedunko, F. (Hrsg.): Isokinetisches Muskeltraining in Sport und Rehabilitation. Interdisziplinäre Physiotherapie und Rehabilitation, Band 4. Erlangen 1988, S. 43-48.
- 249) MARÉE, H. DE/MESTER, J.: Sportphysiologie. Band 1-3. Frankfurt am Main 1991.

- 250) MARKUSAS, F.: Die Bestimmung des PWC₁₇₀ durch einen submaximalen Belastungstest mit Hilfe des Nomogramms von Åstrand-Ryhming. In: *Medizin und Sport*. Jg. 17, 1977, Heft 11, S. 362-363.
- 251) MARTIN, P./MORGAN, D.: Biomechanical considerations for economical walking and running. In: *Medicine and science in sports and exercise*. Jg. 24, 1991, Heft 4, S. 476-477.
- 252) MAURITZ, K.: Die Bewegungsanalyse als Hilfsmittel in der Neurologie – gegenwärtige und zukunftsweisende Fragestellungen. In: Boenick, U./Näder, M./Mainka, C. (Hrsg.): *Gangbildanalyse*. Duderstadt 1991, S. 204-210.
- 253) MAWDSLEY, R./KNAPIK, J.: Comparison of isokinetic measurements with test repetitions. In: *Physical therapy*. Jg. 62, 1982, Heft 2, S. 169-172.
- 254) MAYER, F./HORSTMANN, T./KÜSSWETTER, W./DICKHUTH, K.: Isokinetik - eine Standortbestimmung. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*. Jg. 45, 1994, Heft 7/8, S. 272-286.
- 255) MCHUGH, M./SPITZ, A./LOREL, M./NICHOLAS, S./HERSMAN, E./GLEIM, G.: Effect of anterior cruciate ligament deficiency on economy of walking and jogging. In: *Journal of orthopaedic research*. Jg. 12, 1994, S. 592-597.
- 256) MECHLING, H.: Lerntheoretische Grundlagen von Feedback-Prozeduren bei sportmotorischem Techniktraining. In: Daus, R. (Red.): *Die Steuerung des Technik-Trainings durch Feedback-Medien*. 2. Berliner Workshop: „Medien im Sport“ vom 9. bis 11.11.1984. Schriftenreihe der Führungs- und Verwaltungsakademie Berlin des DSB, *Akademieschrift* 37. Frankfurt/Main 1986, S. 9-33.
- 257) MEDICAL GRAPHICS CORPORATION (Hrsg.): *Systems User's Manual*. St. Paul, Düsseldorf 1990.
- 258) MELLEROWICZ, H.: *Ergometrie*. 3. Aufl., München, Wien, Baltimore 1979.
- 259) MENSE, S.: Verhalten von Nozizeptoren im normalen und im entzündeten Muskel. In: Spintge, R./Droh, R. (Hrsg.): *Schmerz und Sport*. Berlin 1988, S. 199-206.
- 260) MILNER, M./BASMAJIAN, J./QUANBURY, A.: Multifactorial analysis of walking by electromyography and computer. In: *American journal of physical medicine*. Jg. 50, 1971, S. 235-258.
- 261) MONTGOMERY, L./DOUGLAS, L./DEUSTER, P.: Reliability of an isokinetic test of muscle strength and endurance. In: *Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. Jg. 13, 1989, S. 315-322.
- 262) MORE, R./KARRAS, B./NEIMAN, R./FRITSCHY, D./WOO, S./DANIEL, D.: Hamstrings - an anterior cruciate ligament protagonist. An in vitro study. In: *American journal of sports medicine*. 1993, Jg. 21, S. 231-238.
- 263) MÜHLEMANN, D.: Diagnostik der Gelenkbeweglichkeit: Voraussetzung und Methodik: In: Ow, D. von/Hüni, G. (Hrsg.): *Muskuläre Rehabilitation*. Erlangen 1997. S. 30-41.
- 264) MÜLLER, K./ERNST, J./STRASSER, H.: Statische und dynamische Komponenten des EMG bei repetitiven Bewegungsabläufen. In: Daus, R./Leist, K./Ulmer, H. (Hrsg.): *Motorikforschung aktuell*. Clausthal-Zellerfeld 1989, S. 21-26.

- 265) MÜLLER, S.: Akute und chronische Kreuzbandläsionen - ein Behandlungskonzept. In: Krankengymnastik. Jg. 42, 1990, Heft 7, S.788-789.
- 266) MÜLLER, W.: Das Knie. Form, Funktion und ligamentäre Wiederherstellungschirurgie. Berlin, Heidelberg, New York 1982.
- 267) MUNZINGER, U.: Die funktionelle Nachbehandlung des Kniegelenks nach Bandplastiken bei globaler vorderer Instabilität. In: Krankengymnastik. Jg. 35, 1983, Heft 9, S. 507-510.
- 268) MURRAY, M./MOLLINGER, L./GARDNER, G./SEPIC, S.: Kinematic and EMG patterns during slow, free and fast walking. In: Journal of orthopaedic research. Jg. 2, 1984, S. 272-280.
- 269) NELSON, S./DUNCAN, P.: Correction of isokinetic and isometric torque recordings for the effects of gravity. In: Physical therapy. Jg. 63, 1983. S. 674-676.
- 270) NENE, A./MAYAGOITA, R./VELTINK, P.: Assessment of rectus femoris function during initial swing phase. In: Gait and posture. Jg. 9, 1999, Heft 1, S. 1-9.
- 271) NEUMANN, G./PFÜTZNER, A./HOTTEHROTT, K.: Alles unter Kontrolle - Ausdauertraining. Aachen 1993.
- 272) NIETERT, M.: Das Kniegelenk des Menschen als biomechanisches Problem. In: Biomedizinische Technik. Jg. 22, 1977, S. 13-21.
- 273) NIKLAS, A.: Entwicklungsergebnisse zur Ermittlung der aeroben Kraftausdauer mittels verschiedener Methoden der sportmedizinischen Spiroergometrie. Habil. Magdeburg 1989.
- 274) NIKLAS, A.: Zum Begriff ‚Leistung‘ in der sportmedizinischen Diagnostik. In: Medizin und Sport. Jg. 27, 1987, Heft 8, S. 225-226.
- 275) NIKLAS, A./WALTHER, G.: Aerobe Kraftausdauer und sportartspezifische Spiroergometrie. In: Medizin und Sport. Jg. 29, 1989, H. 3-4, S. 71-74.
- 276) NISELL, R./ERICSON, M./NEMETH, G./EKHOLM, J.: Tibiofemoral joint forces during isokinetic knee extension. In: American journal of sports medicine. Jg. 17, 1989, Heft 1, S. 49-54.
- 277) NÖDING, R./MENDE, R.: Über Erfahrungen beim Einsatz der Nachbelastungsherzfrequenz zur Diagnostik von Veränderungen der Ausdauerleistungsfähigkeit im obligatorischen Studentensport. In: Medizin und Sport. Jg. 19, 1979, Heft 7, S. 212-216.
- 278) NOWACKI, P.: CO₂-Bildung und respiratorischer Quotient bei ergometrischer Leistung. In: Mellerowicz, H.: Ergometrie. 3. Aufl., München, Wien, Baltimore 1979, S. 260-272.
- 279) NOWACKI, P.: Die Spiroergometrie im neuen Untersuchungssystem für den Spitzensport. In: Leistungssport. Jg. 1, 1971, Heft 2, S. 37-51.
- 280) NOYES, F./KELLER, C./GROOD, E./BUTLER, D.: Advances in the understanding of knee ligament injury, repair and rehabilitation. In: Medicine and science in sports and exercise. Jg. 16, 1984, Heft 5, S. 427-443.
- 281) ODAKA, B.: Evaluation of specific physiotherapeutic techniques: a review. In: Mauritz, K./Hörnberg, V. (Hrsg.): Neurologische Rehabilitation. 1992, S. 232-237.
- 282) OEHL, M.: Die Beobachtungskriterien des normalen Gangs aus Sicht der Funktionellen Bewegungslehre Klein-Vogelbach. In: Krankengymnastik. Jg. 43, 1991, Heft 10, S. 1098-1101.

- 283) OLNEY, S./WINTER, D.: Predictions of knee and ankle moments of force in walking from EMG and kinematic data. In: Journal of biomechanics. Jg. 18, 1985, S. 9-20.
- 284) OTTO, D./PINCZEWSKI, L./CLINGELEFFER, A./ODELL, R.: Five-year results of singel-incision arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon autograft. In: American Journal of sports medicine. Jg. 26, 1998, Heft 2, S. 181-188.
- 285) OW, D. VON: Koordination. In: Ow, D. von/Hüni, G. (Hrsg.): Muskuläre Rehabilitation. Erlangen 1997a. S. 42-50.
- 286) OW, D. VON: Fahrradergometrie in der Rehabilitation. In: Ow, D. von/Hüni, G. (Hrsg.): Muskuläre Rehabilitation. Erlangen 1997b. S. 57-61.
- 287) PÄSSLER, H./SHELBOURNE, K.: Biologische, biomechanische und klinische Konzepte zur Nachbehandlung nach Bandeingriffen am Knie. In: Der Orthopäde. Jg. 22, 1993, S. 421-435.
- 288) PATTERSON, L./SPIVEY, W.: Validity and reliability of the LIDO active isokinetic system. In: Journal of orthopaedic and sports physical therapy. Jg. 15, 1992, Heft 1, S. 32-36.
- 289) PEIL, J.: Erweiterte Ambulante Physiotherapie/Ambulante Rehabilitation. In: ZAT-Journal, Jg. 4, 1996, Heft 1-2, S. 33-35.
- 290) PERRY, J: Gait analysis. Normal and pathological function. New York 1992.
- 291) PERRY, J./IRELAND, M./GRONELY, J. et al.: Predictive values of manual muscle testing and gait analysis in normal ankles by dynamic electromyography. In: Foot ankle. 1986, S. 254-259.
- 292) PERRY, J./SUTHERLAND, D.: Symposiumsband: ‚Interpretation of gait analysis data‘ vom 13.-16. November 1995. San Diego 1995.
- 293) PESSENHOFER, H./SCHWABERGER, G./SAUSENG, N./SCHMID, P.: Methodische Grundlagen zur Bestimmung des individuellen aerob-aneroben Übergangs. In: Mellerowicz, H./Franz, I. (Hrsg.): Kalibrierung, Standardisierung und Methodik in der Ergometrie. Erlangen 1983.
- 294) PESSENHOFER, H./SCHWABERGER, G./SAUSENG, N./SCHMID, P.: Zur Bestimmung einer individuellen Schwelle. In: Kindermann, W./Hort, W. (Hrsg.): Sportmedizin für Breiten- und Leistungssport. Kongreßband Deutscher Sportärztekongreß, Saarbrücken 1980. Gräefeling 1981.
- 295) PETERSEN, J.: Rehabilitation und Dokumentation nach Kreuzbandverletzungen. In: Krankengymnastik. Jg. 42, 1990, Heft 1, S. 15-24.
- 296) PETERSON, L./RENSTRÖM, P.: Verletzungen im Sport. 2. völlig neu bearb. Aufl. Köln 1987.
- 297) POPE, M./STANKWICH, C./BEYNNON, B./FLEMMING, B.: Effect of knee musculature from anterior cruciate ligament strain in vivo. In: Journal of electromyography and kinesiology. Jg. 1, 1992, Heft 3, S. 191-198.
- 298) PRASSLER, R./GLATZEL, M.: Der W-150-Test in der arbeitsmedizinischen Praxis. In: Arbeitsmedizin, Sozialmedizin, Präventivmedizin. Jg. 23, 1988, S. 97-103.
- 299) QUIGLEY, T.: Ausgewählte muskuloskeletale Verletzungen. In: Strauss, R. (Hrsg.): Sportmedizin und Leistungsphysiologie. Stuttgart 1983, S. 201-225.

- 300) RAMAKRISHNAN, H./KADABA, M.: On the estimation of joint kinematics during gait. In: Journal of biomechanics. Jg. 24, 1991, Heft 10, S. 969-977.
- 301) RAUCH, G./WIRTH, T./DÖRNER, P./GRISS, P.: Ist die konservative Behandlung der partiellen oder kompletten vorderen Kreuzbandruptur noch gerechtfertigt? In: Zeitschrift für Orthopädie. Jg. 129, 1991, S. 438-446.
- 302) REDFERN, M.: Electromyographic (EMG) signal processing and biomechanical modeling of lower leg muscles. Diss. Michigan 1988.
- 303) REINHOLT, D./EDEL, H.: Probleme der Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit mit Belastungstests. Zeitschrift für Physiotherapie. Jg. 27, 1975, S. 107-115.
- 304) RENSTROEM, P.: Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity. In: American journal of sports medicine. Jg. 14, 1987, S. 83-88.
- 305) RIEDEL, A.: Mittelfristige Ergebnisse des transarthroskopisch kontrollierten vorderen Kreuzbandersatzes mittels des Ligamentum patellae. Diss. Göttingen 1995.
- 306) RISBERG, M./EKELAND, A.: Assessment of functional tests after anterior cruciate ligament surgery. In: Journal of orthopaedic and sports physical therapy Jg. 19, Heft 4, 1994, S. 212-217.
- 307) RÖCKER, K./DICKHUTH, H.: Spiroergometrische Meßgrößen in der sportartspezifischen Leistungsdiagnostik und Trainingssteuerung. In: Leistungssport. 1996, Heft 6, S. 44-48.
- 308) ROHEN, J.: Funktionelle Anatomie des Menschen. Stuttgart, New York 1987.
- 309) ROSENROT, P.: Asymmetrie of gait and the relationship to lower limb dominance. In: Human locomotion I – proceedings of special conference of Canadian Society of biomechanics. 1980, S. 26-28.
- 310) ROST, R./HOLLMANN, W.: Belastungsuntersuchung in der Praxis. Stuttgart, New York 1982.
- 311) ROTHSTEIN, J./LAMB, R./MAYHEW, T.: Clinical use of isokinetic measurements. Critical issues. In: Physical therapy. Jg. 67, 1987, S. 1840-1844.
- 312) RÜHL, H./WITTEKOPF, G./SCHIER, G.: Auswertemöglichkeiten des Oberflächen-EMG unter leistungsphysiologischen Fragestellungen bei zyklischen Bewegungen. In: Medizin und Sport. Jg. 21, 1981, Heft 8, S. 231-236.
- 313) RUPP, S./TEMPELHOF, S.: Belastbarkeit des menschlichen Patellasehnentransplantates in den ersten Wochen nach VKB-Plastik - Bedeutung des Faktors Avaskularität. In: Kindermann, W./Schwarz, L. (Hrsg.): Bewegung und Sport - eine Herausforderung der Medizin. Wehr 1995, S. 306 ff.
- 314) RÜTER, A./PLANK, E./BURRI, C.: Das verletzte Kniegelenk. In: Medizinische Klinik. Jg. 73, 1978, Heft 46, S. 1610-1620.
- 315) RÜTHER, D.: Computergestützte Ganganalyse. In: Krankengymnastik. Jg. 43, 1991, Heft 10, S. 1102-1112.
- 316) SACHS, M.: Physikalische Maßnahmen zur Unterstützung der Krankengymnastik bei der frühfunktionellen Behandlung operativ versorgter Kreuzbandschäden. In: Krankengymnastik. Jg. 46, 1994, Heft 5, S. 604-606.

- 317) SAWHILL, J.: Biomechanical characteristics of rotational velocity and movement complexity in isokinetic performance. Unveröff. Manuskript. o.O. 1981.
- 318) SAZIORSKI, W.: Biomechanische Grundlagen der Ausdauer. Berlin 1987.
- 319) SAZIORSKI, W./ARUIN, A./SELUJANOW, W.: Biomechanik des menschlichen Bewegungsapparates. Berlin 1984.
- 320) SCHARF, H. et al.: Das Atrophiemuster der Oberschenkelstreckmuskulatur nach Sportverletzungen und seine Konsequenzen für die Rehabilitation. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 43, 1992, Heft 2, S. 61-68.
- 321) SCHARF, H./NOACK, W./STUBER, B.: Rehabilitationskontrolle von Kreuzbandverletzungen mit isokinetischen Systemen. In: Puhl, W./Noack, W./Scharf, H./Sedunco, F. (Hrsg.): Isokinetisches Muskeltraining in Sport und Rehabilitation. Interdisziplinäre Physiotherapie und Rehabilitation, Band 4. Erlangen 1991, S. 67-74.
- 322) SCHARF, H./NOACK, W./STUBER, B.: Die Bedeutung isokinetischer Kraftmessung in Sport und Rehabilitation. In: Sportverletzung, Sportschaden. Jg. 1, 1987, Heft 3, S. 142-149.
- 323) SCHAUER, J./SCHNEIDER, D./GÜNTHER, K./PANKAU, H.: Beurteilung der kardiopulmonalen Funktion bei Gesunden unter Berücksichtigung des Altersablaufs. In: Medizin und Sport. Jg. 18, 1978, Heft 2, S. 55-59.
- 324) SCHIEBLER, T.: Lehrbuch der gesamten Anatomie des Menschen. Berlin, Heidelberg, New York 1987.
- 325) SCHILDBACH, D./ZIEGLER, E.: Berechnung und Standardisierung spiroergometrischer Kenngrößen. In: Medizintechnik. Jg. 23, 1983, Heft 3, S. 80-86.
- 326) SCHLEGEL, M./FRANKE, K./SCHLABITZ, U./PIRRWITZ, A.: Ergebnisse des aktiven Herz-Kreislauf-Trainings im Rahmen der primären Prävention unter stationären und ambulanten Bedingungen. In: Medizin und Sport. Jg. 17, 1977, Heft 7, S. 227-231.
- 327) SCHLEPKOW, P.: Richtlinien der krankengymnastischen Behandlung nach Kreuzbandersatzoperationen. In: Krankengymnastik. Jg. 39, 1987, Heft 12, S. 879-884.
- 328) SCHMALZ, T.: Biomechanik: Möglichkeiten und Bedeutung der Dynamischen Analyse. In: Blickhan, R./Kirchner, G. (Hrsg.): Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, Band 75. Hamburg 1997, S. 23-39.
- 329) SCHMALZ, T.: Biomechanische Modellierung menschlicher Bewegung. Schorndorf 1993.
- 330) SCHMALZ, T./BLUMENTRITT, S./WAGNER, R./GOKELER, A.: Ganganalytische Verlaufsuntersuchung patellasehnenversorgter Rupturen des vorderen Kreuzbandes. In: Physikalische Rehabilitation und Kurative Medizin. Jg 8, 1998, 1, S. 1-8.
- 331) SCHMALZ, T./BLUMENTRITT, S./WAGNER, R./JUNGE, R.: Biomechanisch-ganganalytische Bewertung verschiedener Behandlungsmethoden nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes. Unveröff. Manuskript. o.O., o.J.
- 332) SCHMALZ, T./WEISS, T.: Anwendung der HILLschen Relation zur Lösung sportwissenschaftlicher Probleme. In: Sportwissenschaft. Jg. 25, 1995, Heft 4, S. 405-416.

- 333) SCHOLICH, M.: Kreistraining. Berlin 1982.
- 334) SCHÖLLKOPF, A.: Frühfunktionelle postoperative Rehabilitation nach vorderen Kreuzbandrupturen unter besonderer Berücksichtigung offener isokinetischer Übungsgeräte. Diss. München 1996.
- 335) SCHOMBURG, E.: Spinale Mechanismen zur Steuerung neuromuskulärer Balance. In: Zichner, L./Engelhardt, M./Freiwald, J. (Hrsg.): Muskuläre Dysbalancen - das neuromuskuläre System. Wehr 1996. S. 2-16.
- 336) SCHOMBURG, E.: Zur Funktion nozirezeptiver Afferenzen in der spinalen Motorik. In: Spintge, R./Droh, R. (Hrsg.): Schmerz und Sport. Berlin, Heidelberg 1988. S. 207-219.
- 337) SCHÖNPFLUG, W.: Beanspruchung und Belastung bei der Arbeit. In: Kleinbeck, U./Rutenfranz, J. (Hrsg.): Arbeitspsychologie. Göttingen 1987, S. 130-184.
- 338) SCHÜLE, K.: Effektivität und Effizienz in der Rehabilitation. Schriften der Deutschen Sporthochschule Köln. St. Augustin 1987.
- 339) SCHULTZ, R./MILLER, D./KERR, C. et al.: Mechanoreceptors in human cruciate ligaments. In: Journal of bone and joint surgery. Jg. 66 [A], 1984, S. 1072-1076.
- 340) SCHUTTE, M./DABEZIES, E./ZIMNY, M. et al.: Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament. In: Journal of bone and joint surgery. Jg. 69 [A], 1987, S. 243-247.
- 341) SCHUTTE, M./HAPPEL, L.: Joint innervation in joint injury. In: Clinical sports medicine. Jg. 9, 1990, Heft 2, S. 511-516.
- 342) SEABURY, J./ADAMS, W./RAMEY, M.: Influence of pedalling rate and power output on energy expenditure during bicycle ergometry. In: Ergonomics. Jg. 20, 1977, Heft 5, S. 491-498.
- 343) SEGESSER, B./MICHEL, P./ACKERMANN, R./JENOURE, P.: Die Rehabilitation nach Kreuzbandplastik mit dem mittleren Drittel des Lig. Patellae beim Sportler. In: Sportverletzung, Sportschaden. Jg. 7, 1993, S. 18-21.
- 344) SEIDENSPINNER, D.: Einordnung isokinetischer Test- und Trainingsgeräte in das krankengymnastische Leistungsspektrum. In: Puhl, W./Noack, W./Scharf, H./Sedunko, F. (Hrsg.): Isokinetisches Muskeltraining in Sport und Rehabilitation. Interdisziplinäre Physiotherapie und Rehabilitation, Band 4. Erlangen 1988, S. 30-42.
- 345) SETO, J./OROFINO, A./MORRISSEY, M./MEDEIROS, J./MASON, W.: Assessment of quadriceps/hamstring strength, knee ligament stability, functional and sport activity levels five years after anterior cruciate ligament reconstruction. In: American journal of sports medicine. Jg. 16, 1988, Heft 2, S. 170-180.
- 346) SHEFFIELD, F./GERSTEN, J./MASTELLONE, A.: Electromyographic study of muscles of foot in normal walking. In: American journal of physical medicine. Jg. 35, S. 1956, S. 223-236.
- 347) SHELBOURNE, K./NITZ, P.: Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. In: American journal of sports medicine. Jg. 18, 1990, S. 292-299.

- 348) SHIAVI, R./BORRA, H./FRAZER, M./LIMBIRD, T.: EMG envelopes from normal and anterior cruciate ligament deficient individuals. In: Proceedings of the North American Congress of Biomechanics. 1986, S. 99-100.
- 349) SHIAVI, R./ZANG, L./LIMBIRD, T./EDMONDSTONE, M.: Pattern analysis of electromyographic linear envelopes exhibited by subjects with uninjured and injured knees during free and fast speed walking. In: Journal of orthopaedic research. Jg. 10, 1992, S. 226-236.
- 350) SILBERNAGL, S./DESPOPOULOS, A.: Taschenatlas der Physiologie. Stuttgart 1989.
- 351) SIMON, G./BERG, A./DICKHUTH, H./SIMON-ALT, A./KEUL, J.: Bestimmung der anaeroben Schwelle in Abhängigkeit vom Alter und von der Leistungsfähigkeit. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 32, 1981, Heft 1, S. 7-14.
- 352) SINGH, I.: Functional asymmetrie in the lower limbs. In: Acta anatomica. Jg. 77, 1970, S. 131-138.
- 353) SINKJAER, T./ARENDR-NIELSEN, L.: Knee stability and muscle coordination in patients with anterior cruciate ligament injuries: an electromyographic approach. In: Journal of electromyography and kinesiology. Jg. 1, 1991, Heft 3, S. 207-217.
- 354) SNYDER-MACKLER, L./DELUCA P./WILLIAMS, P.: Reflex inhibition of the quadriceps femoris muscle after injury or reconstruction of the anterior cruciate ligament. In: Journal of bone and joint surgery. Jg. 76 [A], 1994, S. 555-560.
- 355) SOBOTTA, J./BECHER, H.: Atlas der Anatomie des Menschen. Band 1-3. Berlin, Wien 1988.
- 356) SOLOMONOW, M.: The synergistic action of anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. In: American journal of sports medicine. Jg. 15, 1987, S. 207-213.
- 357) SOLOMONOW, M./BARATTA, R./D'AMBROSIA, R.: The role of the hamstrings in the rehabilitation of the anterior cruciate ligament-deficient knee in athletes. In: Sports Medicine. Jg. 7, 1989, S. 42-48.
- 358) STACHOWIAK, H.: Allgemeine Modelltheorie. Wien 1973.
- 359) STACHOWIAK, H.: Gedanken zu einer allgemeinen Theorie der Modelle. In: Studium generale. Jg. 18, 1965, S. 432-463.
- 360) STEGER, D./BLÜMLEIN, H./BODEM, F./MENKE, W.: Stellt die Ganganalyse des menschlichen Gangbildes auf dem Rollergotest eine Alternative zur Untersuchung auf der ebenen Laufstrecke dar? In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 47, 1996, Heft 5, S. 328-336.
- 361) STEGELMANN, K.: Ganganalysen nach Plastik des vorderen Kreuzbandes im Rahmen einer Ambulanten Rehabilitation. In: Krankengymnastik. Jg. 46, 1994, Heft 10, S. 1302-1308.
- 362) STEGEMANN, J.: Leistungsphysiologie: Physiologische Grundlagen der Arbeit und des Sports. 4. überarb. Aufl., Stuttgart, New York 1991.
- 363) STEGMANN, H./KINDERMANN, W.: Modell zur Bestimmung der individuellen aneroben Schwelle. In: Kindermann, W./Hort, W. (Hrsg.): Sportmedizin für Breiten- und Leistungssport. Kongreßband Deutscher Sportärztekongreß, Saarbrücken 1980. Gräfeling 1981.

- 364) STEINAU, M.: Trainingsgrundlagen und ihre Anwendung bei der Kniegelenksrehabilitation. In: Medizin und Sport. Jg. 31, 1991, Heft 3/4, S. 72-75.
- 365) STEINBRÜCK, K./NICOLAUS, C.: Prinzipien der Rehabilitation nach Sportverletzungen - Rehabilitation nach vorderem Kreuzbandersatz. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 47, 1996, Sonderheft, S. 268-272.
- 366) STEUER, M.: Ground reaction forces of patients with an operativeley treated rupture of ACL. In: Kongreßband ISBS 1998. S. 352-355.
- 367) STOBOY, H.: Das Muskeltraining und seine Bedeutung für den athrophierten und normalen Muskel. In: Puhl, W./Noack, W./Scharf, H.P./Sedunko, F. (Hrsg.): Isokinetisches Muskeltraining in Sport und Rehabilitation. Interdisziplinäre Physiotherapie und Rehabilitation, Band 4. Erlangen 1988, S. 7-22.
- 368) STOBOY, H.: Die Elektromyographie und ihre Anwendbarkeit zur Beurteilung von Muskelkontraktionen und Bewegungsabläufen. In: Witt, A./Rettig, H./Schlegel, K./Hackenbroch, M./Hupfauer, W. (Hrsg.): Orthopädie in Praxis und Klinik. Band 1: Allgemeine Orthopädie. Stuttgart, New York 1980.
- 369) STRAATEN, J. VAN DER/LOHMAN, A./LINGE, B. VAN: A combined electromyographic and photographic study of the muscular control of the knee during walking. In: Journal of human movement studies. Jg. 1, 1975, Heft 1, S. 25-32.
- 370) STROBEL, U.: Der diagnostische Wert von atemgasanalytischen Untersuchungen mit dem Spirolyt II auf submaximalen fahrradergometrischen Belastungsstufen. In: Medizin und Sport. Jg. 22, 1982, Heft 1, S. 20-25.
- 371) STURM, J./CASSIM, A.: Kosten-Nutzen-Analyse der Erweiterten Ambulanten Physiotherapie. In: ZAT-Journal. Jg. 2, 1994a, Heft 3, S.21-23.
- 372) STURM, J./CASSIM, A.: Kosten-Nutzen-Analyse der intensivierten ambulanten Rehabilitationsbehandlung. In: Hefte zu ‚Der Unfallchirurg‘. 1994b, Heft 241, S. 474-479.
- 373) STÜSSI, E.: Was heißt Ganganalyse? In: Swiss Med. Jg. 9, 1987, Heft 3b, S. 8-31.
- 374) STÜSSI, E./MÜLLER, R.: Vergleichende Bewertung kommerziell erhältlicher 3-D-Kinematik-Systeme für die Gangbildanalyse. In: Boenick, U./Näder, M./Mainka, C. (Hrsg.): Gangbildanalyse. Duderstadt 1991. S. 86-97.
- 375) SUTHERLAND, D.: Electromyographic study of plantar flexors of ankle in normal walking on level. In: Journal of bone and joint surgery. Jg. 48 [A], 1966, S. 66-71.
- 376) TEGNER, Y.: Strength training in the rehabilitation of cruciate ligament tears. In: Sports Medicine. Jg. 9, 1990, Heft 2, S. 129-136.
- 377) TEGNER, Y./LYSHOLM, J.: Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. In: Clin. Orthop. 1985, S. 43-49.
- 378) TEGNER, Y./LYSHOLM, J./LYSHOLM, M./GILLQUIST, J.: A performance test to monitor rehabilitation and evaluate anterior cruciate ligament insufficiency. In: American journal of sports medicine. Jg. 14, 1986, HEFT 2, S. 156-159.

- 379) TEGNER, Y./LYSHOLM, J./ODENSTEIN, M.: Evaluation of cruciate ligament injuries. In: Acta Orthop. Scand. Jg. 59, 1988, Heft 3, S. 336-341.
- 380) THEWS, G./MUTSCHLER, E./VAUPEL, P.: Anatomie, Physiologie, Pathophysiologie des Menschen. 3. völlig neu bearb. u. erw. Auflage. Stuttgart 1989.
- 381) THISTLE, H./HISLOP, H./MOFFROID, M./LOWMAN, E.: Isokinetic contraction: a new concept of resistive exercise. In: Arch. phys. med. rehabil. Jg. 48, 1967, S. 279-288.
- 382) TIBONE, J./ANTICH, T./FANTON, G./MOYNES, D./PERRY, J.: Functional analysis of anterior cruciate ligament instability. In: American journal of sports medicine. Jg. 14, 1986, S. 276-284.
- 383) TIMONEY, J./INMAN, W./QUESADA, P./SHARKEY, P./BARRACK, R./SKINNER, H./ALEXANDER, A.: Return of normal gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction. In: American Journal of sports medicine. Jg. 21, 1993, Heft 6, S. 887-889.
- 384) TITTEL, K.: Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. Stuttgart, New York 1989.
- 385) TITTEL, K.: Funktionelle Anatomie und Biomechanik des Kniegelenks. In: Medizin und Sport. Jg. 17, 1977, Heft 3, S. 65-74.
- 386) TOWNSEND, M./IZAK, M./JACKSON, R.: Total motion knee goniometry. In: Journal of biomechanics. 1977, S. 183-193.
- 387) TREDINNICK, T./DUNCAN, P.: Reliability of measurements of concentric and eccentric isokinetic loading. In: Physical therapy. Jg. 66, 1988, S. 656-659.
- 388) U.S.-DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES: Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: expert perspectives. o.O. 1992.
- 389) VERDONCK, A./DUESBERG, F.: Möglichkeiten und Grenzen in der isokinetischen Trainingssteuerung in der Sport-Rehabilitation. In: Spintge, R./Droh, R. (Hrsg.): Schmerz und Sport. Berlin, Heidelberg 1988. S. 239-245.
- 390) VIITASALO, J./KOMI, P.: Signal characteristics of EMG with special reference to reproducibility of measurements. In: Acta physiol. scand. 1975, S. 531-539.
- 391) VREDENBERG, J./RAU, G.: Surface electromyography in relation to force, muscle length and endurance. In: Desmedt, J. (Hrsg.): New developments in electromyography and clinical neurophysiology. Basel 1973, S. 607-622.
- 392) WAHL, B./MEINECKE, F./AWISZUS, F./NEUMANN, H.: Gangbildanalyse und arthrogene Muskelinhibition bei vorderer Kreuzbandruptur. In: Orthopädische Praxis. Jg. 33, 1997, Heft 8, S. 531-534.
- 393) WAHLUND, H.: Determination of physical working capacity. In: Acta med. scand. suppl. Jg. 215, 1948.
- 394) WALDEYER, A./MAYET, A.: Anatomie des Menschen. Band 1 und 2. Berlin 1987.
- 395) WALLA, D./ALBRIGHT, J./MCCAULEY, E./MARTIN, R./ELDRIGE, V.: Hamstring control and the unstable anterior cruciate ligament-deficient knee. In: American journal of sports medicine. Jg. 13, 1985, S. 34-39.

- 396) WASSERMANN, K./MCILROY, M.: Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise. In: American journal of cardiology. Jg. 14, 1964, S. 844.
- 397) WEINECK, J.: Sportanatomie. Band 9, 6. Aufl., Erlangen 1990.
- 398) WEINHART, H./BERNETT, P.: Rehabilitationssport in Gruppen nach Verletzungen des vorderen Kreuzbandes. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 43, 1992, Heft 4, S. 148-159.
- 399) WEISE, K.: Sportverletzungen am Kniegelenk. In: Krankengymnastik. Jg. 44, 1992, Heft 2, S. 148-157.
- 400) WILLIAM, F./CHARLES, F.: Clinical Electromyography. Portland 1993.
- 401) WILLIMCZIK, K./DAUGS, R./OLIVIER, N.: Belastung und Beanspruchung als Einflußgrößen der Sportmotorik. In: Olivier, N./Daug, R. (Hrsg.): Sportliche Bewegung und Motorik unter Belastung. DVS-Protokolle, Band 44. Clausthal-Zellerfeld 1991, S. 6-28.
- 402) WILLIMCZIK, K./LAURIG, W./NIGG, B./ROTH, K./RUTENFRANZ, J./KLIMMER, F.: Forschungsmethoden in der Sportwissenschaft, Grundkurs Datenerhebung 1. Bad Homburg 1997.
- 403) WILMS, K.: Allgemeinmedizinische Probleme des alternden Menschen. In: Zeitschrift für Gerontologie. Jg. 24, 1991, Heft 4, S. 198-202.
- 404) WINTER, D.: Biomechanics and motor control of human gait. Waterloo 1991.
- 405) WINTER, D.: Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. In: Journal of human movement science. Jg. 3, 1984a, S. 51-76.
- 406) WINTER, D.: Pathologic gait diagnosis with computer-averaged electromyographic profiles. In: Arch. phys. med. rehabil. Jg. 65, 1984b, S. 393-398.
- 407) WINTER, D.: Biomechanics of human movement New York 1979. Waterloo 1979.
- 408) WINTER, D./YACK, H.: EMG profiles during normal human walking: stride to stride and intersubject variability. In: Electroencephalogr. clin. neurophysiol. Jg. 67, 1987, S. 402-411.
- 409) WIRTH, C.: Kreuzbandverletzungen des Kniegelenkes. In: Der Orthopäde. Jg. 18, 1989, S. 302-314.
- 410) WITTEKOPF, G./RÜHL, H.: Beispiele oberflächenelektromyographischer Untersuchungen zur Beurteilung der muskulären Koordination sportlicher Bewegungsabläufe. In: Medizin und Sport. Jg. 24, 1984, Heft 8, S. 229-232.
- 411) WORMS, F./KOZARISZCZUK, G./HUNGER, K.: Untersuchungen zur Herzschlagfrequenz im aerob-anaeroben Übergang bei der Fahrradergometrie im mittleren und höheren Lebensalter. In: Medizin und Sport. Jg. 25, 1985, Heft 3, S. 85-92.
- 412) WÜLKER, N./KOHN, D./SIEBERT, W./WIRTH, C.: Die Bedeutung der Aktivitäts-Scores bei der Bewertung der Kniebandrekonstruktion. In: Sportverletzung, Sportschaden. Jg. 5, 1991, S. 130-134.
- 413) YANG, J./WINTER, D.: Surface EMG Profiles during different walking cadences in humans. In: Electroencephalogr. clin. neurophysiol. Jg. 65, 1985, S. 485-491.

- 414) YANG, J./WINTER, D.: Electromyographic amplitude normalization methods: Improving their sensitivity as a diagnostic tools in gait analysis. In: Arch. phys. med. rehab. Jg. 65, 1984, S. 517-521.
- 415) YANG, J./WINTER, D.: Electromyography reliability in maximal and submaximal contractions. In: Arch. phys. med. rehab. Jg. 64, 1983, Heft 9, S. 417-420.
- 416) YOUNG, A./STOKES, M./ILES, J.: Effects of joint pathology on muscle. In: Clinical orthopaedics and related research. Jg. 219, 1987, S. 21-27.
- 417) ZIPP, P.: Leitregeln für die Oberflächen-Myographie: Ausgewählte Beispiele. In: Daug, R./Leist, K./Ulmer, H. (Hrsg.): Motorikforschung aktuell. Clausthal-Zellerfeld 1989, S. 68-73.
- 418) ZIPP, P.: Optimierung der Oberflächen-Ableitung bioelektrischer Signale. Reihe 17: Biotechnik Nr. 45. Düsseldorf 1988.
- 419) ZIPP, P.: Recommendations for the standardization of lead positions in surface electromyography. In: European journal of applied physiology. Jg. 50, 1982, S. 41-54.
- 420) ZIPP, P./AHRENS, H.: A model of bioelectrode motion artifact and reduction of artifact by amplifier input stage design. In: Journal of biomedical engineering. Jg. 1, 1979, S. 273-276.
- 421) ZIPP, P./FABER, S.: Rückwirkungsarme Ableitung bioelektrischer Signale bei arbeitswissenschaftlichen Langzeituntersuchungen am Arbeitsplatz. In: European journal of applied physiology. Jg. 42, 1979, S. 105-116.
- 422) ZIPP, P./GESSNER, H./AHRENS, H.: Methoden zur Verringerung von Bewegungsstörungen bei der Ableitung von bioelektrischen Signalen mittels Oberflächenelektroden. In: Biomedizinische Technik. Jg. 23 (Ergänzungsband), 1978, S. 38.
- 423) Zschorlich, V.: Der integrative Einsatz der Elektromyography und Dynamometrie zur Bewegungsanalyse. In: Daug, R./Leist, K./Ulmer, H. (Hrsg.): Motorikforschung aktuell. Clausthal-Zellerfeld 1989, S. 27-31.
- 424) Zschorlich, V.: Elektromyographie und Dynamometrie in der Bewegungsforschung. Ahrensburg 1987.
- 425) Zwick, E./Konrad, P.: EMG-Fibel. Kongreßbeilage zum Noraxon EMG Meeting 1994 Berlin. Berlin 1994.

Abbildungsverzeichnis

	Seite
Abbildung 1: Kostenentwicklung	1
Abbildung 2: Anatomie des Kniegelenks	6
Abbildung 3: Das Therapeutenteam in der EAP	26
Abbildung 4: Rehabilitationszeiten	27
Abbildung 5: Funktionsgeflecht der EAP	30
Abbildung 6: Sagittaler Hüft-, Knie- und Sprunggelenkwinkel (Neutral-Null-Methode)	39
Abbildung 7: Winkelgeschwindigkeit Knie	50
Abbildung 8: Bodenreaktionskräfte	52
Abbildung 9: Drehmomente in der Sagittalebene	56
Abbildung 10: Hauptmuskeln beim Gehen	62
Abbildung 11: Berechnung von Zeiträumen hoher und niedriger Aktivität	64
Abbildung 12a, b, c, d: Zeiträume hoher und niedriger Aktivität	65-66
Abbildung 13: Verletzungsursachen	96
Abbildung 14: Zeitliche Abfolge der Untersuchungen	98
Abbildung 15: Gruppenbildung	101
Abbildung 16: Schema des Ganglabors	103
Abbildung 17: Sagittaler Kniewinkelverlauf	105
Abbildung 18: Horizontale Komponente der Bodenreaktionskräfte	107

Abbildung 19: Vertikale Komponente der Bodenreaktionskräfte	109
Abbildung 20: Sagittales Kniemoment	111
Abbildung 21a: Gemitteltes und rektifiziertes Roh-EMG des M. tibialis anterior	113
Abbildung 21b: Gemitteltes und rektifiziertes Roh-EMG des M. gastrocnemius	114
Abbildung 21c: Gemitteltes und rektifiziertes Roh-EMG des M. vastus lateralis	115
Abbildung 21d: Gemitteltes und rektifiziertes Roh-EMG des M. biceps femoris	116
Abbildung 22: Zeiträume hoher und niedriger Aktivität auf Grundlage von Abb. 18 bis 21	117
Abbildung 23: Angewandte Stufentestmethodik bei der atemgasanalytischen Untersuchung	119
Abbildung 24: Exemplarischer Drehmomentverlauf bei 60°/sec	124
Abbildung 25: Schrittlänge [m] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen	129
Abbildung 26: Gehgeschwindigkeit [m/sec] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen	130
Abbildung 27: Länge der Standphase [%] der Gruppe KGIs	131
Abbildung 28: Länge der Standphase [%] der Gruppe KGKo	132
Abbildung 29: Länge der Standphase [%] der Gruppe EAPIs	133
Abbildung 30: Länge der Standphase [%] der Gruppe EAPKo	134
Abbildung 31: FED [°] im Untersuchungslängsschnitt	135
Abbildung 32: FED _% [%] im Untersuchungslängsschnitt	136
Abbildung 33: FED [°] der Gruppe KGIs im Untersuchungslängsschnitt	137
Abbildung 34: FED [°] der Gruppe KGKo im Untersuchungslängsschnitt	138

Abbildung 35: FED [°] der Gruppe EAPIs im Untersuchungslängsschnitt	138
Abbildung 36: FED [°] der Gruppe EAPKo im Untersuchungslängsschnitt	139
Abbildung 37: Individuelle Längsschnittdarstellung anhand des sagittalen Kniewinkels [°] für einen Patienten mit geringem FED [°] nach einem Jahr	140
Abbildung 38: Individuelle Längsschnittdarstellung anhand des sagittalen Kniewinkels [°] für einen Patienten mit ausgeprägtem FED [°] nach einem Jahr	141
Abbildung 39: rel. DF_{XMIN} [N/kg] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen	142
Abbildung 40: rel. $D_{\%}F_{XMIN}$ [%] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen	143
Abbildung 41: rel. DF_{XMIN} [N/kg] der Gruppe KGIs	144
Abbildung 42: rel. DF_{XMIN} [N/kg] der Gruppe KGKo	145
Abbildung 43: rel. DF_{XMIN} [N/kg] der Gruppe EAPIs	145
Abbildung 44: rel. DF_{XMIN} [N/kg] der Gruppe EAPKo	146
Abbildung 45: rel. DF_{XMAX} [N/kg] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen	147
Abbildung 46: rel. $D_{\%}F_{XMAX}$ [%] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen	147
Abbildung 47: rel. DF_{XMAX} [N/kg] der Gruppe KGIs	148
Abbildung 48: rel. DF_{XMAX} [N/kg] der Gruppe KGKo	149
Abbildung 49: rel. DF_{XMAX} [N/kg] der Gruppe EAPIs	149
Abbildung 50: rel. DF_{XMAX} [N/kg] der Gruppe EAPKo	150
Abbildung 51: DtF_{XMIN} [%] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen	151
Abbildung 52: DtF_{XMAX} [%] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen	152

Abbildung 53: rel. DF_{ZMAX1} [N/kg] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen	153
Abbildung 54: rel. $D_{\%}F_{ZMAX1}$ [%] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen	154
Abbildung 55: rel. DF_{ZMAX1} [N/kg] der Gruppe KGIs	155
Abbildung 56: rel. DF_{ZMAX1} [N/kg] der Gruppe KGKo	156
Abbildung 57: rel. DF_{ZMAX1} [N/kg] der Gruppe EAPIs	156
Abbildung 58: rel. DF_{ZMAX1} [N/kg] der Gruppe EAPKo	157
Abbildung 59: rel. DF_{ZMAX2} [N/kg] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen	158
Abbildung 60: rel. $D_{\%}F_{ZMAX2}$ [%] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen	159
Abbildung 61: rel. DF_{ZMAX2} [N/kg] der Gruppe KGIs	160
Abbildung 62: rel. DF_{ZMAX2} [N/kg] der Gruppe KGKo	161
Abbildung 63: rel. DF_{ZMAX2} [N/kg] der Gruppe EAPIs	161
Abbildung 64: rel. DF_{ZMAX2} [N/kg] der Gruppe EAPKo	162
Abbildung 65: DtF_{ZMAX1} [%] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen	163
Abbildung 66: DtF_{ZMAX2} [%] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen	164
Abbildung 67: rel. DM_{ZMIN} [Nm/kg] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen	165
Abbildung 68: rel. $D_{\%}M_{ZMIN}$ [%] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen	166
Abbildung 69: rel. DM_{ZMIN} [Nm/kg] der Gruppe KGIs	167
Abbildung 70: rel. DM_{ZMIN} [Nm/kg] der Gruppe KGKo	168
Abbildung 71: rel. DM_{ZMIN} [Nm/kg] der Gruppe EAPIs	168

Abbildung 72: rel. DM_{ZMIN} [Nm/kg] der Gruppe EAPKo	169
Abbildung 73: rel. DM_{ZMAX} [Nm/kg] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen	170
Abbildung 74: rel. $D_{\%}M_{ZMAX}$ [%] im Untersuchungslängsschnitt über alle vier Gruppen	171
Abbildung 75: rel. DM_{ZMAX} [Nm/kg] der Gruppe KGIs	172
Abbildung 76: rel. DM_{ZMAX} [Nm/kg] der Gruppe KGKo	173
Abbildung 77: rel. DM_{ZMAX} [Nm/kg] der Gruppe EAPIs	173
Abbildung 78: rel. DM_{ZMAX} [Nm/kg] der Gruppe EAPKo	174
Abbildung 79: Motorische Aktivitätszeiträume der Gruppe KGIs im Untersuchungslängsschnitt	175
Abbildung 80: Motorische Aktivitätszeiträume der Gruppe KGKo im Untersuchungslängsschnitt	176
Abbildung 81: Motorische Aktivitätszeiträume der Gruppe EAPIs im Untersuchungslängsschnitt	177
Abbildung 82: Motorische Aktivitätszeiträume der Gruppe EAPKo im Untersuchungslängsschnitt	178
Abbildung 83: Vergleichende Darstellung der nicht betroffenen Extremität mit einem 'Normbein' aller vier Gruppen zum ersten postoperativen Untersuchungszeitpunkt	179
Abbildung 84: $PWC_{150\%ti}$ [%] der Gruppe KGIs im Untersuchungslängsschnitt	180
Abbildung 85: $PWC_{150\%ti}$ [%] der Gruppe KGKo im Untersuchungslängsschnitt	181
Abbildung 86: $PWC_{150\%ti}$ [%] der Gruppe EAPIs im Untersuchungslängsschnitt	182
Abbildung 87: $PWC_{150\%ti}$ [%] der Gruppe EAPKo im Untersuchungslängsschnitt	182

Abbildung 88: rel. $\dot{V}O_2$ (PWC150) und rel. $\dot{V}CO_2$ (PWC150) [ml*kg ⁻¹ *W ⁻¹ *min ⁻¹] der Gruppe KGIs im Untersuchungslängsschnitt	184
Abbildung 89: rel. $\dot{V}O_2$ (PWC150) und rel. $\dot{V}CO_2$ (PWC150) [ml*kg ⁻¹ *W ⁻¹ *min ⁻¹] der Gruppe KGKo im Untersuchungslängsschnitt	185
Abbildung 90: rel. $\dot{V}O_2$ (PWC150) und rel. $\dot{V}CO_2$ (PWC150) [ml*kg ⁻¹ *W ⁻¹ *min ⁻¹] der Gruppe EAPIs im Untersuchungslängsschnitt	186
Abbildung 91: rel. $\dot{V}O_2$ (PWC150) und rel. $\dot{V}CO_2$ (PWC150) [ml*kg ⁻¹ *W ⁻¹ *min ⁻¹] der Gruppe EAPKo im Untersuchungslängsschnitt	187
Abbildung 92: D%M _{60°EXT,MAX} [%] und D%M _{60°FLEX,MAX} [%] der Gruppe KGIs zur 26. und 52. postoperativen Woche	189
Abbildung 93: D%M _{60°EXT,MAX} [%] und D%M _{60°FLEX,MAX} [%] der Gruppe KGKo zur 26. und 52. postoperativen Woche	190
Abbildung 94: D%M _{60°EXT,MAX} [%] und D%M _{60°FLEX,MAX} [%] der Gruppe EAPIs zur 26. und 52. postoperativen Woche	191
Abbildung 95: D%M _{60°EXT,MAX} [%] und D%M _{60°FLEX,MAX} [%] der Gruppe EAPKo zur 26. und 52. postoperativen Woche	192
Abbildung 96: rel. M _{60°EXT} [N/kg] männlicher Patienten aller Gruppen zur 26. postoperativen Woche	193
Abbildung 97: rel. M _{60°FLEX} [N/kg] männlicher Patienten aller Gruppen zur 26. postoperativen Woche	194
Abbildung 98: rel. M _{60°EXT} [N/kg] weiblicher Patienten aller Gruppen zur 26. postoperativen Woche	195
Abbildung 99: rel. M _{60°FLEX} [N/kg] weiblicher Patienten aller Gruppen zur 26. postoperativen Woche	196
Abbildung 100: rel. M _{60°EXT} [N/kg] männlicher Patienten aller Gruppen zur 52. postoperativen Woche	197

Abbildung 101: rel. $M_{60^{\circ}\text{FLEX}}$ [N/kg] männlicher Patienten aller Gruppen zur 52. postoperativen Woche	198
Abbildung 102: rel. $M_{60^{\circ}\text{EXT}}$ [N/kg] weiblicher Patienten aller Gruppen zur 52. postoperativen Woche	199
Abbildung 103: rel. $M_{60^{\circ}\text{FLEX}}$ [N/kg] weiblicher Patienten aller Gruppen zur 52. postoperativen Woche	200
Abbildung 104: $\text{FEV}_{\%60^{\circ}}$ [%] der Gruppe KGIs zur 26. und 52. postoperativen Woche	201
Abbildung 105: $\text{FEV}_{\%60^{\circ}}$ [%] der Gruppe KGKo zur 26. und 52. postoperativen Woche	202
Abbildung 106: $\text{FEV}_{\%60^{\circ}}$ [%] der Gruppe EAPIs zur 26. und 52. postoperativen Woche	203
Abbildung 107: $\text{FEV}_{\%60^{\circ}}$ [%] der Gruppe EPKo zur 26. und 52. postoperativen Woche	204
Abbildung 108: $\text{EA}_{\%180^{\circ}}$ [%] der Gruppe KGIs zur 26. und 52. postoperativen Woche	205
Abbildung 109: $\text{EA}_{\%180^{\circ}}$ [%] der Gruppe KGKo zur 26. und 52. postoperativen Woche	206
Abbildung 110: $\text{EA}_{\%180^{\circ}}$ [%] der Gruppe EAPIs zur 26. und 52. postoperativen Woche	207
Abbildung 111: $\text{EA}_{\%180^{\circ}}$ [%] der Gruppe EAPKo zur 26. und 52. postoperativen Woche	208
Abbildung 112: Lysholm-Score aller vier Gruppen im Untersuchungslängsschnitt	209
Abbildung 113: Tegner-Activity-Score aller vier Gruppen im Untersuchungslängsschnitt	211

Tabellenverzeichnis

	Seite
Tabelle 1: Alter und Größe der Gesamtpopulation	96
Tabelle 2: Altersverteilung der Patienten	99
Tabelle 3: Verteilung des TAS vor Trauma	100
Tabelle 4: Erfüllung der Gütekriterien ausgewählter Meßparameter unter vorliegender Fragestellung	235
Tabelle 5: Irrtumswahrscheinlichkeiten ausgewählter Parameter zur 6.-8. postoperativen Woche	238
Tabelle 6: Irrtumswahrscheinlichkeiten ausgewählter Parameter zur 12. postoperativen Woche	239
Tabelle 7: Irrtumswahrscheinlichkeiten ausgewählter Parameter zur 26. postoperativen Woche	239
Tabelle 8: Irrtumswahrscheinlichkeiten ausgewählter Parameter zur 52. postoperativen Woche	240

Anhang

Exemplarisches krankengymnastisches Therapiekonzept

Erste postoperative Woche

Die Wundheilung ist primäres Ziel in den ersten Tagen der Rehabilitation. Erst wenn diese erreicht ist, kann eine krankengymnastische Behandlung erfolgen.

2.-3. Tag

Aufstehen mit Gehstützen, Thromboseprophylaxe mit geschaltem Liegegips.

3.-5. Tag

Beginn der Mobilisation auf der Bewegungsschiene (CPM) im schmerzfreien Bereich.

4.-6. Tag

Beginn der Elektrostimulation des M. quadriceps mit dem Mikrostim; anfangs wird zwei- bis viermal täglich mit einer Länge von 30 Minuten stimuliert.

Die Kryotherapie wird ebenfalls schon früh eingesetzt, vor allem in Verbindung mit der Bewegungsschiene.

Die viel umstrittene Endstreckung wird nicht mehr limitiert, es sei denn, es liegt eine komplexe Kniebandrekonstruktion mit Beteiligung des hinteren Kreuzbandes und der dorsalen Kapselschale vor. In der Anfangsphase der Mobilisation ist die Streckung ganz natürlich durch den Schmerz limitiert. Durch das frühe passive Erarbeiten der Kniestreckung vermeidet man die früher oft auftretenden Extensionsdefizite, die man häufig über Monate behandeln mußte.

Zweite postoperative Woche

Bei guten Wundverhältnissen wird das Bewegungsausmaß der Motorschiene auf 90/0/0° erweitert. Die exakte Einstellung der Bewegungsschiene auf die Beinlänge ist von großer Bedeutung. Die aktive Mobilisation mit geführten Bewegungen beginnt im Gymnastikraum im Sitzen auf fester Unterlage (Therapiebank). Der Gipsabdruck für die Knieorthese wird erstellt, die der Patient im Laufe dieser Woche erhält.

Krankengymnastische Übungen sind:

- assistives Üben von Flexion und Extension,
- Flexion gegen dosierte Widerstände,
- Extension gegen die Schwerkraft (auch bis zur Endstreckung),

- Kryotherapie in den Erholungsphasen oder auch während der Behandlung,
- der Patient belastet axial mit einer dorsalen Gipsschale (anfangs mit Gehstützen, sobald der Schmerz es zuläßt auch ohne Gehstützen).

Spätestens am 14. Tag werden die Klammern bzw. Fäden entfernt. In den meisten Fällen erfolgt nun die Entlassung aus der stationären Behandlung.

Dritte postoperative Woche

Der Patient kommt nach Möglichkeit täglich zur Behandlung, um im Gymnastikraum sämtliche Einrichtungen zu nutzen, die ihm zu diesem Zeitpunkt schon erlaubt sind.

Folgende therapeutische Möglichkeiten werden durchgeführt:

- Narbenmassage,
- Muskelpflege durch Massage, warme Packung und später auch Fango (unter Ausschluß des Kniegelenks),
- Dehnung des M. Quadriceps und der ischiokruralen Muskulatur,
- Patellamobilisation,
- Beginn mit Stabilisations- und Koordinationsübungen.

Vierte postoperative Woche

Das Kniegelenk darf nun zunehmend belastet werden, anfangs bei größeren Gehstrecken unter Zuhilfenahme von Gehstützen.

Zur weiteren Mobilisation und Kräftigung der gesamten Beinmuskulatur sowie zur Koordinationsschulung werden folgende Übungen praktiziert:

- Laufband mit Spiegelkontrolle (als Gangschulung),
- Üben des Treppensteigens,
- Dehntechniken, um Flexion und Extension am Ende dieser Woche auf mindestens 100/10/0°, maximal 120/0/0° zu erarbeiten,
- die Kryotherapie zwischen den einzelnen Behandlungs- und Trainingsphasen wird weiterhin angewendet.

Fünfte und sechste postoperative Woche

Folgende Übungen werden zunehmend eingesetzt, wobei es dem Einfühlungsvermögen des Therapeuten überlassen ist, herauszufinden, wie hoch die Erwartung des einzelnen Patienten an eine optimale frühfunktionelle Behandlung ist:

- Kniemobilisation (manuelle Therapie),
- Stabilisation,

- Koordination,
- Dehntechniken,
- Krafttraining.

Ab der siebten postoperativen Woche

Fortführung der vorhergenannten Übungen hinsichtlich Wiedererlangung der Alltags- und Sporttauglichkeit in Abhängigkeit vom Rehabilitationszustand des einzelnen Patienten. Im Durchschnitt Aufnahme der beruflichen Tätigkeit nach 20 Wochen.

Exemplarisches Therapiekonzept der Erweiterten Ambulanten Physiotherapie

	Physikalische Therapie	Maßnahmen der Krankengymnastik	Medizinische Trainings-therapie
1. Phase (ca. 1.-8. Woche)	<ul style="list-style-type: none"> vgl. krankengymnastisches Therapiekonzept 	<ul style="list-style-type: none"> vgl. krankengymnastisches Therapiekonzept 	<ul style="list-style-type: none"> monopedales Radfahren Mattentraining in Rücken- und Seitenlage Isokinetik für Waden- und Hüftmuskulatur
2. Phase (ca. ab der 8. Woche)	<ul style="list-style-type: none"> abnehmend 	<ul style="list-style-type: none"> aktiv assistive Bewegungen evtl. modifizierte PNF manuelle Therapie Übungen aus Phase 1 	<ul style="list-style-type: none"> dynamische Flexionsübungen für das Knie im limitierten Bereich zunehmendes Gerätetraining für die gesamte Extremität bipedales Radfahren (Beginn eines Ausdauertrainings)
3. Phase (ca. ab der 12. Woche)	<ul style="list-style-type: none"> evtl. Eingreifen bei erneuten Reizzuständen 	<ul style="list-style-type: none"> abnehmend 	<ul style="list-style-type: none"> Isokinetik im limitierten Extensionsbereich Zielgerichtetes Ausdauertraining Weichboden, Koordination, Mattenbahn, Traben, Laufübungen sportart- bzw. arbeitsspezifische Belastungen Rückenschule Ernährungsberatung
(ca. ab der 16. Woche)			Entlassung

Lysholm-Score

	Funktion	Kreuz	Punkte
Hinken	Nein		5
	Leicht oder ab und zu		3
	Sehr und immer		0
Gehhilfen	Nein		5
	Stock- oder Gehstützen		2
	Keine Belastung möglich		0
Blockierungen	Keine		15
	Einklemmungen aber keine Blockierungen		10
	Blockierungen gelegentlich		6
	Blockierungen häufig		2
	Blockierungen während Untersuchung		0
Instabilität	Kein Wegknickereignis		25
	Selten beim Sport oder schwerer Arbeit		20
	Oft beim Sport oder schwerer Arbeit		15
	Gelegentlich beim Alltag		10
	Oft beim Alltag		5
	Bei jedem Schritt		0
Schmerzen	Keine		25
	Zeitweise bei schwerer Arbeit		20
	Merklich bei schwerer Arbeit		15
	Merklich bei > 2 km Wegstrecke		10
	Merklich bei < 2 km Wegstrecke		5
	Immer		0
Schwellung	Keine		10
	Bei schwerer Tätigkeit		6
	Bei normaler Tätigkeit		2
	Immer		0

Treppensteigen	Keine Probleme		10
	Leichte Beeinträchtigungen		4
	Immer und nur eine Stufe möglich		2
	Unmöglich		0
In die Hocke gehen	Keine Probleme		5
	Leichte Beeinträchtigungen		4
	Nicht über 90°		2
	Unmöglich		0

Tegner-Activity-Score

Kreuz	Aktivitätsgrad	Tätigkeit	Punkte
	Leistungssport	Fußball	10
	Leistungssport	Eishockey, Ringen, Gymnastik, Fußball (untere Klassen)	9
	Leistungssport	Skifahren, Badminton, Squash, Leichtathletik (Weitsprung)	8
	Leistungssport	Handball, Tennis, Basketball, Leichtathletik (Laufen), Querfeldeinlauf	7
	Freizeitsport	Eishockey, Fußball, Squash, Weitsprung, Querfeldeinlauf	
	Freizeitsport	Badminton, Tennis, Handball, Basketball, Skifahren, Joggen bis 5 x die Woche	6
	Leistungssport	Radfahren, Skilanglauf	5
	Freizeitsport	Joggen auf unebenem Boden mind. 2 x pro Woche	
	Arbeit	Schwerarbeit (Bauarbeiter)	
	Freizeitsport	Skilanglauf, Radfahren, Joggen auf ebenem Boden mind. 2 x pro Woche	4
	Arbeit	Zeitweise schwere Arbeit, z. B. LKW-Fahrer	
	Leistungssport	Schwimmen	3
	Freizeitsport	Schwimmen	
	Arbeit	Leichte körperliche Arbeiten	
	Gehen	Gehen auf unebenem Boden, z. B. im Wald	
	Arbeit	Kaum körperliche Arbeit	2
	Gehen	Gehen im Wald unmöglich	
	Arbeit	Überwiegend sitzend	1
	Gehen	Gehen nur auf ebenem Boden möglich	
	Arbeit	Arbeitsunfähigkeit aufgrund der Kniegelenksverletzung	0
	Gehen	Normales Gehen nicht möglich	

Lebenslauf

Name: Lars Köcher

Geburtsdatum: 29.05.1969

Geburtsort: Arolsen, jetzt Bad Arolsen

Staatsangehörigkeit: deutsch

1975 - 1979 Grundschole in Diemelstadt-Wrexen

1979 - 1988 Christian-Rauch-Gymnasium in Arolsen

1988 Allgemeine Hochschulreife

1988 bis 1989 Wehrdienst in Wolfhagen

1990 bis 1995 Studium der Wirtschaftspädagogik II/Sportwissenschaften an der Georg-August-Universität in Göttingen

Sommersemester 1992 Auslandsstudiensemester in Cheltenham/England im Rahmen des Erasmusprogramms

18.10.1995 Prüfung zum Diplom-Handelslehrer

seit November 1995 Promotion an der Georg-August-Universität in Göttingen

Göttingen, im Juni 1999

Lebenslauf

Name:	Holger Ludwig
Geburtsdatum:	19.03.1969
Geburtsort:	Wiesbaden
Staatsangehörigkeit:	deutsch
1975 - 1979	Hermann-Löns-Grundschule in Wiesbaden-Bierstadt
1979 - 1988	Oranien-Gymnasium in Wiesbaden
1988	Allgemeine Hochschulreife
1988 bis 1989	Wehrdienst in Lorch/Rhein
1990 bis 1995	Studium der Wirtschaftspädagogik II/Sportwissenschaften an der Georg-August-Universität in Göttingen
Sommersemester 1992	Auslandsstudiensemester in Cheltenham/England im Rahmen des Erasmusprogramms
18.10.1995	Prüfung zum Diplom-Handelslehrer
seit November 1995	Promotion an der Georg-August-Universität in Göttingen

Göttingen, im Juni 1999

Erklärung nach § 14 der Promotionsordnung der Sozialwissenschaftlichen Fakultät der Georg-August-Universität Göttingen

„Ich versichere, daß ich die eingereichte Dissertation ‚Evaluation von Maßnahmen der postoperativen Versorgung von Patienten mit vorderen Kreuzbandrupturen unter sportwissenschaftlichen Gesichtspunkten‘ selbständig und ohne unerlaubte Hilfsmittel verfaßt habe. Anderer als der von mir angegebenen Hilfsmittel und Schriften habe ich mich nicht bedient. Alle wörtlich oder sinngemäß den Schriften anderer Autoren entnommenen Stellen habe ich kenntlich gemacht.“

(Lars Köcher)

Erklärung nach § 14 der Promotionsordnung der Sozialwissenschaftlichen Fakultät der Georg-August-Universität Göttingen

„Ich versichere, daß ich die eingereichte Dissertation ‚Evaluation von Maßnahmen der postoperativen Versorgung von Patienten mit vorderen Kreuzbandrupturen unter sportwissenschaftlichen Gesichtspunkten‘ selbständig und ohne unerlaubte Hilfsmittel verfaßt habe. Anderer als der von mir angegebenen Hilfsmittel und Schriften habe ich mich nicht bedient. Alle wörtlich oder sinngemäß den Schriften anderer Autoren entnommenen Stellen habe ich kenntlich gemacht.“

(Holger Ludwig)