

**Längsschnittliche Veränderungen von Muskelfunktionsvariablen vor
dem Hintergrund bewegungstherapeutischer Interventionen nach
operativer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor philosophiae (Dr. phil.)

genehmigt durch die Fakultät

für Geistes-, Sozial- und Erziehungswissenschaften

der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

von: M.A. Astrid Zech
geb. am: 24.März 1976 in Magdeburg

Gutachter: Prof. Dr. Klaus Pfeifer
Gutachterin: PD Dr. Kerstin Witte
Gutachter: Prof. Dr. Friedemann Awiszus

Eingereicht am: 21. November 2006
Verteidigung der Dissertation am: 18. Juni 2007

1	Einleitung	6
2	Theoretische Einordnung	8
2.1	Überblick Therapieansätze zur Aktivitätsförderung	8
2.2	Erklärungsmodelle	11
2.2.1	Modell der Pathokinesiologie (nach Hislop)	12
2.2.2	Modell der orthopädischen Funktionsstörungen	13
2.2.3	Theoriemodell der Physiotherapie.....	13
2.2.4	Movement Continuum Theory of Physical Therapy	13
2.2.5	Neues Denkmodell der Physiotherapie	14
2.3	Bewegungstherapie als zentraler Begriff der therapeutischen Aktivitätsförderung	15
2.3.1	Ziele der Bewegungstherapie.....	16
	2.3.1.1 Modelle physiologischer Anpassungsreaktionen in der Therapie.....	17
2.3.2	Problemfelder in der Bewegungstherapie	19
	2.3.2.1 Probleme der ganzheitlichen Betrachtungsweise in der medizinischen Rehabilitation	19
	2.3.2.2 Geringe Evidenzbasierung von Verfahren der Bewegungstherapie	20
2.3.3	Defizite therapeutischer Trainingsprinzipien	21
	2.3.3.1 Leistungssportliche vs. Trainingstherapeutische Orientierung	21
	2.3.3.2 Fehlende Belastungsnormative	22
2.3.4	Konsequenzen für die bewegungstherapeutische Forschung und die Ausrichtung der vorliegenden Arbeit	23
2.4	Funktionelle Einschränkungen und Nachbehandlungskonzepte nach operativem Ersatz des vorderen Kreuzbandes.....	24
2.4.1	Vorderes Kreuzband, Kreuzbandverletzungen und operative Therapie	24
2.4.2	Forschungsstand funktioneller Einschränkungen nach operativen Kreuzbandersatz.....	25
2.4.3	Persistenz muskulärer Defizite nach Kreuzbandersatz.....	26
	2.4.3.1 Maximalkraft	27
	2.4.3.2 Willkürliche Aktivierbarkeit.....	28
	2.4.3.3 Muskelreaktionsverhalten	28
	2.4.3.4 Muskelausdauer und Elektromyografische Aktivität ...	29
2.4.4	Ursachen postoperativer muskulärer Veränderungen.....	29
	2.4.4.1 Immobilisationsbedingte Veränderungen	29
	2.4.4.2 Ischämie und Reperfusion.....	31
	2.4.4.3 Veränderungen der muskulären Ansteuerung.....	31
2.4.5	Wiederherstellung und Trainierbarkeit muskulärer Defizite.....	33
2.4.6	Forschungsstand und Forschungsdefizite von Nachbehandlungskonzepten in der postoperativen Rehabilitation nach Kreuzbandersatz.....	35

	2.4.6.1 Ausrichtung der Nachbehandlungskonzepte.....	35
	2.4.6.2 Therapieschwerpunkte und ihre Evidenzbasierung....	36
	2.4.6.3 Auswirkungen des Fehlens einheitlicher Richtlinien auf die Therapiepraxis	41
	2.4.6.4 Forschungsproblematik hinsichtlich der Eignung von Untersuchungsverfahren zur Erfassung neuromuskulärer Adaptationen.....	42
3	Zielsetzungen.....	44
4	Fragestellungen	45
5	Empirischer Teil	46
	5.1 Methodik.....	46
	5.1.1 Stichprobe	46
	5.1.2 Untersuchungszeitpunkte	47
	5.1.3 Kontrollgruppe	48
	5.1.4 Rehabilitation und Therapiemaßnahmen	48
	5.1.4.1 Postoperative Nachbehandlung in der frühen Rehabilitationsphase	48
	5.1.4.2 Rehabilitationsrichtlinien und Therapiemaßnahmen ..	49
	5.1.4.3 Alltags- und Sportaktivitäten im fortgeschrittenen Rehabilitationsverlauf	53
	5.1.5 Untersuchungsdesign.....	53
	5.1.5.1 Aufbau des Messplatzes.....	53
	5.1.5.2 Kraftmessungen und oberflächenelektromyografische Ableitungen.....	55
	5.1.5.3 Stimulation des N. femoralis	55
	5.1.6 Untersuchungsverfahren	56
	5.1.6.1 Zeitlicher Ablauf der Untersuchungen	56
	5.1.6.2 Maximalkraftmessung (MVC)	56
	5.1.6.3 Erfassung des willkürlichen Aktivierungsverhaltens (VA) des M. quadriceps mittels Stimulation des N. femoralis	56
	5.1.6.4 Reaktionstest	57
	5.1.6.5 Kraftausdauertest	57
	5.1.7 Datenauswertung	58
	5.1.7.1 Maximalkraft und überlagernde Stimulation	58
	5.1.7.2 Reaktionstest	59
	5.1.7.3 Muskelausdauertest.....	60
	5.1.8 Statistik	62
	5.2 Evaluation der Messverfahren	65
	5.2.1 Untersuchungsdesign.....	65
	5.2.2 Datenanalyse und Statistik.....	65
	5.2.3 Ergebnisse der Evaluation.....	66
	5.2.3.1 Komplex I (Reliabilität).....	66
	5.2.3.2 Komplex II (Leistungsspezifische Unterschiede).....	68
	5.3 Ergebnisse der Untersuchung der Kreuzbandpatienten....	70

5.3.1	Veränderungen der Variablen über den Längsschnitt (n=8)	70
	5.3.1.1 <i>Maximales Drehmoment</i>	70
	5.3.1.2 <i>Willkürliche Aktivierbarkeit</i>	71
	5.3.1.3 <i>Reaktion</i>	72
	5.3.1.4 <i>Kraftausdauer</i>	74
	5.3.1.5 <i>Medianfrequenzen</i>	75
5.3.2	Persistenz neuromuskulärer Defizite der operierten Extremität (n=14) im Vergleich zu den Kontrollvariablen.....	76
5.3.3	Einfluss der ambulanten Rehabilitation auf die postoperative Veränderung der Muskelfunktionsvariablen (n=12)	79
	5.3.3.1 <i>Maximales Drehmoment</i>	80
	5.3.3.2 <i>Willkürliche Aktivierbarkeit</i>	82
	5.3.3.3 <i>Elektromechanische Antwortzeit</i>	83
	5.3.3.4 <i>Kraftausdauer</i>	85
5.3.4	Einzelfallanalytische Auswertung der Muskelfunktionsvariablen im Längsschnitt.....	86
	5.3.4.1 <i>MVC und VA</i>	86
	5.3.4.2 <i>Reaktionsverhalten</i>	92
	5.3.4.3 <i>Kraftausdauer</i>	94
	5.3.4.4 <i>Medianfrequenzen</i>	95
5.4	Diskussion	98
5.4.1	Diskussion der angewandten Methoden	98
	5.4.1.1 <i>Maximales Drehmoment und willkürliche Aktivierbarkeit des M. quadriceps femoris</i>	98
	5.4.1.2 <i>Reaktionsverhalten</i>	100
	5.4.1.3 <i>Kraftausdauer</i>	103
	5.4.1.4 <i>Medianfrequenzen des Oberflächen-EMG`s</i>	104
	5.4.1.5 <i>Eignung der Untersuchungsvariablen zur Diagnostik von Muskelfunktionsdefiziten</i>	106
5.4.2	Diskussion der Ergebnisse der Kreuzbandpatienten	107
	5.4.2.1 <i>Veränderungen der Variablen im Längsschnitt</i>	107
	5.4.2.2 <i>Veränderungen infolge des Operationstraumas</i>	108
	5.4.2.3 <i>Muskelfunktionsdefizite im Vergleich zu den Kontrollvariablen</i>	110
	5.4.2.4 <i>Postoperative Veränderung der Variablen in Abhängigkeit der ambulanten Rehabilitation</i>	119
5.4.3	Diskussion der Fragestellungen	123
5.4.4	Konsequenzen für die Bewegungstherapie von Kreuzbandpatienten	124
	5.4.4.1 <i>Konservativ vs. Operativ</i>	124
	5.4.4.2 <i>Ausrichtung des Therapietrainings</i>	126
6	Weiterführende Forschungsfragen	127
7	Zusammenfassung.....	129
8	Literatur.....	131

Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand im Rahmen meiner Doktorandentätigkeit am Institut für Sportwissenschaft (Strukturbereich Training und Gesundheit, Leiterin: Dr. habil. Barb Heinz) der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg. Sie wurde dank der finanziellen Förderung des Landes Sachsen-Anhalt und des Bundesinstituts für Sportwissenschaft ermöglicht.

Bei all denen, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben, möchte ich mich an dieser Stelle bedanken.

Für die fortwährende Unterstützung der Arbeit sowie für die richtungsweisenden und motivierende Anregungen danke ich meinen wissenschaftlichen Betreuern Herrn Prof. Dr. Klaus Pfeifer und Frau PD Dr. Kerstin Witte herzlich. Besonders danken möchte ich auch Herrn Prof. Dr. Friedemann Awiszus für die wertvollen inhaltlichen Anregungen und Fachgespräche.

Ich danke zudem Herrn PD Dr. R. Becker, Frau Dr. M. Rudolf und Frau Dr. B. Hoffmeyer von der Orthopädischen Universitätsklinik Magdeburg sowie den Mitarbeitern der MD Reha GmbH für ihre Kooperation, ohne die die Durchführung der Untersuchungen nicht möglich gewesen wäre.

Weiterhin möchte ich nennen: Herrn Prof. Dr. J. Edelmann-Nusser, Frau Dr. habil. B. Heinz, Herrn Dr. M. Heller, Herrn Dipl.-Sporting. N. Ganter, Herrn Dipl.-Sporting. A. Krüger, Frau Dipl. Ing. H. Schliefske, Herrn MA M. Engel, Herrn MA S. Richter, Herrn MA M. Weddemar sowie Herrn D. Hamacher.

Ein besonderer Dank gilt allen Patienten, die sich bereit erklärt haben die aufwendigen Untersuchungen über einen Zeitraum von einem Jahr zu absolvieren sowie allen anderen Personen die als Probanden teilgenommen haben.

1 Einleitung

Bewegungstherapie nach chronischen und akuten Erkrankungen und/oder operativen Eingriffen ist ein wichtiger Bestandteil der Rehabilitation betroffener Personen. Insbesondere die Wiederherstellung körperlicher Leistungsfähigkeit und die Kompensation funktioneller Schäden gelten als eine essentielle Voraussetzung für die Wiedereingliederung des Patienten in den Alltag und den Beruf.

Umso erstaunlicher ist, dass bis heute kaum gesicherte Erkenntnisse zur Evidenzbasierung von Bewegungstherapie und deren spezifischen Behandlungsmaßnahmen existieren. Noch immer gilt die 1975 von Hislop getroffene Feststellung, nach welcher unklar ist, ob ein Therapieerfolg durch das Verfahren selbst oder möglicherweise nur durch die Interaktion mit dem Therapeuten zustande gekommen ist.

Um diesbezüglich Aussagen treffen zu können, fehlt es an geeigneten Kontrollstudien, die nicht nur die Verbesserungen der Leistungsfähigkeit durch ein Therapieverfahren überprüfen, sondern diese auch in Bezug zu anderen Maßnahmen und zur Alltagsbelastung setzen. Die wenigen, bisher existierenden Studien konnten zwar Verbesserungen durch Bewegungstherapie bei chronischen Erkrankungen beobachten, nachweisliche Effekte eines spezifischen bewegungstherapeutischen Verfahrens im Vergleich zu anderen Verfahren waren dabei allerdings nicht festzustellen (Smidt et al., 2005). Vor diesem Hintergrund kann vermutet werden, dass weniger eine spezifische Methode als vielmehr die allgemeine Erhöhung des Aktivitätsniveaus zum Therapieerfolg bei chronischen Erkrankungen führen könnte. Vergleichbare Aussagen zum Therapietraining nach akuten Verletzungen/Erkrankungen konnten aufgrund fehlender Untersuchungen bisher nicht getroffen werden.

Der Schwerpunkt dieser Arbeit liegt in der Erfassung der Einflüsse bewegungstherapeutischer Maßnahmen innerhalb eines postoperativen Längsschnitts nach einer gesundheitlichen Beeinträchtigung, bei der das therapeutische Ziel die komplette Wiederherstellung der körperlichen Leistungsfähigkeit ist. Bei der dabei untersuchten Stichprobe handelte es sich um Patienten mit operativer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes. Dieses Krankheitsbild wurde gewählt, da hier oftmals langfristige funktionelle Einschränkungen auftreten, deren Reversibilität im hohen Maße vom erfolgreichen Einsatz bewegungstherapeutischer Interventionen abzuhängen scheint.

Die Kreuzbandverletzung zählt zu den häufigsten Bandverletzungen des Kniegelenks, das wiederum die am meisten betroffene Körperregion bei Sportverletzungen ist (Köstler et al., 2002; Schneider et al., 2006). Die bewegungstherapeutische Behandlung nach Kreuzbandoperation gilt als der

wichtigste Baustein der postoperativen Rehabilitationsmaßnahmen. Deren übergeordnetes Ziel ist die möglichst schnelle Wiedereingliederung in den Berufsalltag und die funktionelle Kniestabilität, vor allem bei sportlichen Belastungen. In der Theorie und Praxis der Nachbehandlung von Kreuzbandrekonstruktion finden sich jedoch große Diskrepanzen hinsichtlich der Rehabilitationsinhalte und der Steuerung des Therapietrainings. Die diffizile Lage der Bewegungstherapie spiegelt sich in der von Snyder-Mackler et al. (1995) getroffenen Aussage wieder, nach welcher die Rehabilitation nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes in erster Linie durch Therapiemythen und subjektive Überzeugungen gesteuert wird und weniger durch wissenschaftliche Erkenntnisse. Obwohl bereits seit Jahren in zahlreichen Studien die Nachbehandlungsproblematik und die fehlende Evidenzbasierung hinsichtlich geeigneter trainingstherapeutischer Maßnahmen (vgl. Howell et al., 1996; Shelbourne & Davis, 1999; Shelbourne & Gray, 2000; Cmielewski et al., 2002) als eine Hauptursache anhaltender funktioneller Einschränkungen diskutiert wird, liegen trotz vermehrter Forschungsansätze in jüngster Zeit, noch immer relativ wenige Studien vor, die vor allem langfristige Effekte postoperativer Therapiemaßnahmen überprüfen.

Die fehlende Evidenzbasierung hinsichtlich der Effektivität von Bewegungstherapie nach Kreuzbandersatz kann aber nur schwer auf ein spezifisches Problemfeld reduziert werden. Sie ist vielmehr auf eine Kette von Forschungsproblemen zurückzuführen, deren Ausgangspunkt die geringe Kenntnis bezüglich der Eignung funktioneller Variablen ist, mit denen Therapieerfolg und Veränderungen von Defizitsituationen überhaupt dokumentiert werden können.

In dieser Arbeit soll deshalb geklärt werden, welche Variablen geeignet sind, um Veränderungen der vor allem muskulären Defizite nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes im Längsschnitt zu erfassen und inwiefern diese durch ambulante Rehabilitationsmaßnahmen beeinflusst werden können. In der Perspektive sollen die Ergebnisse eine Grundlage für mögliche Interventionsstudien liefern und zur Gestaltung effektiver Bewegungstherapie nach akuten Verletzungen/Erkrankungen, insbesondere zur Vermeidung von Langzeitdefiziten nach z.B. Kreuzbandersatz, beitragen.

2 Theoretische Einordnung

2.1 Überblick Therapieansätze zur Aktivitätsförderung

Die therapeutische Aktivitätsförderung stellt neben der Psychotherapie, der medizinischen Behandlung und der Sozialtherapie einen Hauptansatzpunkt für therapeutisches Handeln innerhalb der Rehabilitation dar. Nach Gerdes & Weis (2000) können die sozialtherapeutischen und psychologischen Verfahren dem Bereich der Förderung persönlicher Ressourcen und die traditionelle Medizin eher der direkten Behandlung des initialen Gesundheitsschadens zugeordnet werden, während das Verständnis der therapeutischen Aktivitätsförderung in der Wiederherstellung der Bewegungsfähigkeit liegt und damit der Überwindung von Partizipationshindernissen dient, die durch Aktivitätsstörungen bedingt sind.

Unter der Zielstellung der therapeutischen Aktivitätsförderung haben sich in der Vergangenheit unterschiedliche Therapieformen bzw. Behandlungsansätze etabliert. So finden sich hier Begriffe der Bewegungstherapie, Physiotherapie, Krankengymnastik, Physikalischen Therapie, Sporttherapie und Medizinischen Trainingstherapie. Einen Überblick über die theoretische Einordnung der verschiedenen Therapiebegriffe innerhalb der Literatur gibt Tabelle 1.

Tabelle 1: Therapiebegriffe und deren Einordnung im Rahmen der therapeutischen Aktivitätsförderung

Therapiebegriff	Autoren	Einordnung/Verständnis
Bewegungstherapie	Vanden-Abeele & Schüle (2004)	Ist eine ärztlich indizierte und verordnete Bewegung, die vom Fachtherapeuten geplant und dosiert, gemeinsam mit dem Arzt kontrolliert und mit dem Patienten allein oder in der Gruppe durchgeführt wird.
Sporttherapie	Vanden-Abeele & Schüle (2004); Beyer et al. (2002)	Bewegungstherapeutische Maßnahme, die mit geeigneten Mitteln des Sports gestörte körperliche, psychische und soziale Funktionen kompensiert, regeneriert, Sekundärschäden vorbeugt und gesundheitlich orientiertes Verhalten fördert. Einbezug pädagogischer, psychologischer und sozialtherapeutischer Verfahren. Ganzheitlicher Ansatz, der durch Mittel des Sports eine komplexe Förderung des Bio-Psycho-Sozialen Systems anstrebt.

Physiotherapie	Hoster & Nepper (2004)	<p>Beinhaltet Kräfte und Energieformen der klassischen Physik, die zu Heilzwecken eingesetzt werden.</p> <p>Synonym der Physikalischen Therapie.</p> <p>Setzt sich aus aktiven (z.B. Krankengymnastik, Atemtherapie, Bobath-Therapie usw.) und passiven (z.B. Massage, Elektro-, Hydro-, Balneotherapie) Behandlungsmethoden zusammen.</p>
	Hüter-Becker (2002)	<p>Integrative Physiotherapie im Sinne eines systemischen, ganzheitlichen Modells, das sich an den betroffenen Funktions- bzw. Organsystemen orientiert.</p> <p>Therapie setzt an vier übergeordneten Systemebenen an: Bewegungssystem, Verhalten- und Erlebensebene, System zur Entwicklung und Kontrolle von Bewegung (z.B. zentralnervöse Steuerung), inneres Organsystem.</p>
Krankengymnastik	Beyer et al., 2002; Gutenbrunner & Weimann, 2004	<p>Teilgebiet der Physikalischen Therapie und Teil der Bewegungstherapie.</p> <p>Beinhaltet unterschiedliche Methoden und Konzepte, die in der Rehabilitation und Prävention angewandt werden.</p> <p>Indikationsgebiete sind das Bewegungssystem, das Nervensystem, das Herz-Kreislaufsystem, das Intestinal- und Urogenitalsystem sowie die Psyche.</p>
Physikalische Therapie	Beyer et al. (2002); Gutenbrunner & Weimann (2004)	<p>Ist die Anwendung kinetischer und mechanischer sowie thermischer, elektrischer, aktinischer und physikochemischer Wirkqualitäten in Prävention, Kuration und Rehabilitation.</p> <p>Umfasst Krankengymnastik, Sporttherapie, Ergotherapie, Manuelle Therapie sowie elektro-, hydro- und balneotherapeutische Maßnahmen.</p> <p>Behandlungsplanung wird dem Arzt zugeschrieben.</p> <p>Wird von den Autoren der Sporttherapie übergeordnet.</p>

Medizinische Trainingstherapie	Gutenbrunner & Weimann (2004)	Ist die Anwendung von Körperübungen nach Grundprinzipien der Trainingslehre, die für den kranken Organismus abgewandelt wurden. Ziel ist es, gestörte körperliche, psychische und soziale Funktionen zu normalisieren bzw. zu kompensieren. Laut Autoren Synonym zur Sporttherapie.
Physiotherapy	Roberts (1994)	Ganzheitlicher Therapieansatz unter Verwendung des Bio-Psycho-Sozialen Modells, der sowohl die medizinische als auch die soziologische Sichtweise von Krankheiten bzw. Funktionsstörungen beinhaltet.
Physical Therapy	Hislop (1975)	Ganzheitliche Betrachtungsweise des Systems Mensch. Krankheiten bzw. Funktionsstörungen einer Systemebene wirken sich auch auf andere Ebenen aus. „Physical Therapy“ soll helfen, das funktionelle Gleichgewicht in allen Systemebenen wiederherzustellen.
	Harris & Dyrek (1989)	Ganzheitliche Betrachtungsweise von Erkrankungen, ihren Ursachen und den funktionellen Auswirkungen. Therapeutische Interventionen nicht nur auf der Beeinträchtigungs- oder Krankheitsebene. Berücksichtigung von Krankheitsauslösern und den unmittelbaren Gewebsreaktionen.
	Cott et al. (1995)	Der Schlüssel zum Verständnis liegt in der Bewegung/Fortbewegung unter Berücksichtigung der pathologischen Aspekte und den sozialen und psychologischen Auswirkungen der Therapie.

Gemeinsam ist den Begriffen, dass sie sich über die Bewegung als Mittel der Therapie definieren. Mittels Übungen der Gymnastik und des Sports/Trainings wird die Ausbildung körperlicher Strukturen und somit eine Verbesserung bzw. der Erhalt der körperlichen Leistungsfähigkeit angestrebt. Die verbesserte Leistungsfähigkeit soll in der Folge der Verminderung der krankheitsbedingten Einschränkungen, der Kompensation bleibender Schäden bzw. der körperlichen Wiederherstellung dienen.

Unterschiede zwischen den Therapiebegriffen lassen sich hinsichtlich der Komplexität der Therapieausrichtung finden. Während die Krankengymnastik und die Physiotherapie vor allem auf die funktionellen Restriktionen (eingeschränkte Fähigkeiten/Fertigkeiten) abzielen, verfolgt die Sporttherapie, so wie Vanden-Abeele & Schüle (2004) sie definieren, mit dem Therapieziel der physischen und psychosozialen Ausrichtung einen ganzheitlichen Ansatz.

2.2 Erklärungsmodelle

In der Literatur finden sich, unabhängig des Therapiebegriffs, nur vereinzelt Erklärungs- bzw. Theoriemodelle bezüglich der therapeutischen Aktivitätsförderung. Ein erstes Theoriekonzept der „Physical Therapy“ wurde 1975 von Hislop vorgestellt. Weitere Erklärungsmodelle finden sich bei:

- Harris & Dyrek (1989): „Modell der orthopädischen Funktionsstörungen“,
- Roberts (1994): „Theoriemodell der Physiotherapie“,
- Cott et al. (1995): „Movement Continuum Theory of Physical Therapy“,
- Hüter-Becker (2002): „Neues Denkmodell der Physiotherapie“.

Obwohl die Autoren nur selten Bezug aufeinander nehmen, basieren ihre Theoriemodelle auf ähnlichen Annahmen. Sie alle betonen die ganzheitliche Betrachtungsweise des Systems Mensch in seinen physiologischen, anatomischen, psychischen und sozialen Aspekten. Der ganzheitliche Ansatz von Therapie entspricht dem von der Weltgesundheitsorganisation (WHO) vorgestellten Konzept der „Internationalen Klassifikation der Funktionsfähigkeit, Behinderung und Gesundheit“ (ICF, vormals ICIDH-2) bzw. deren überarbeiteten Vorgängermodell, der 1980 veröffentlichten „International Classification of Impairments, Disabilities and Handicaps“ (ICIDH). Während die ICIDH noch ein lineares Krankheitsfolgen-Modell beschreibt, nach welchem Behinderung als direktes Resultat der Erkrankung verstanden wird, setzt das aktuelle ICF-Modell der WHO ihre zentralen Begriffe der Funktionsfähigkeit und Behinderung stets in Zusammenhang mit den einflussnehmenden Kontextfaktoren Person und Umwelt. Die Funktionsfähigkeit (funktionale Gesundheit) kennzeichnet dabei die positiven Aspekte der Wechselwirkung zwischen einer Person mit Gesundheitsproblemen und ihren Kontextfaktoren. Der Begriff Behinderung bezeichnet hingegen die negativen Aspekte der Wechselwirkung zwischen der Person und ihren Kontextfaktoren (Abb. 1) (WHO, 1980; WHO, 2001; Stucki, 2002; Seidel, 2005).

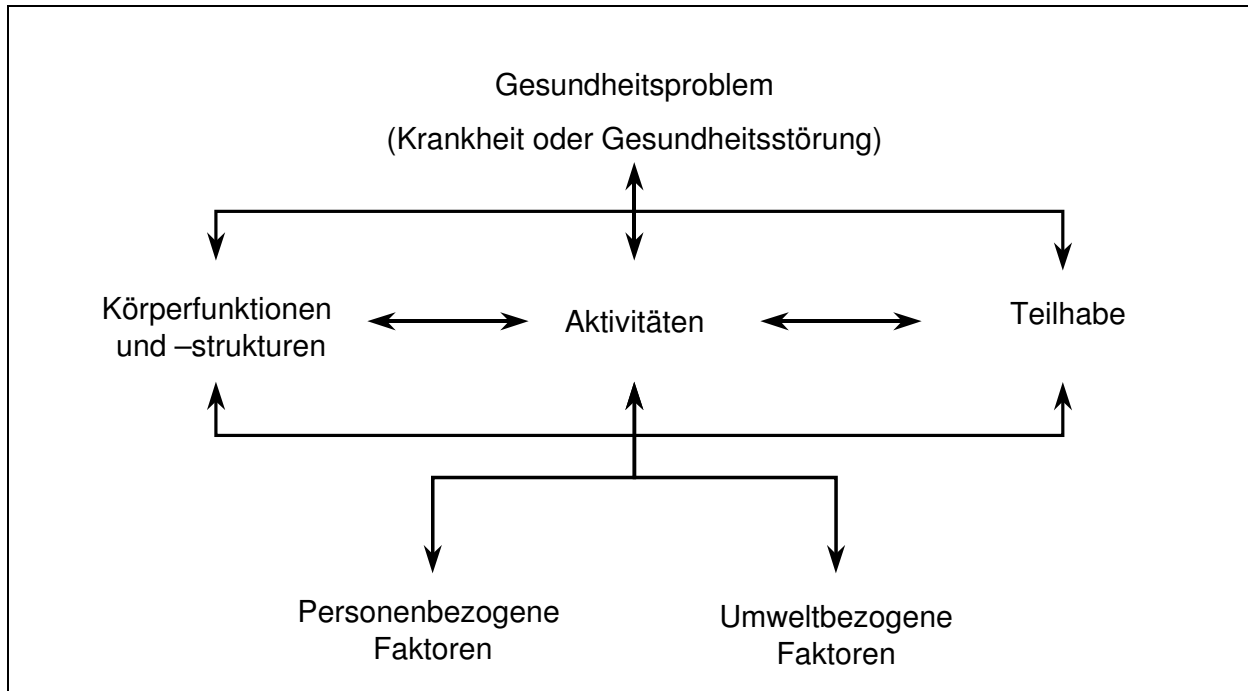


Abb. 1: Bio-Psycho-Soziales Modell der ICF

Im Folgenden werden die oben genannten Theoriemodelle zur therapeutischen Aktivitätsförderung ausführlicher vorgestellt.

2.2.1 Modell der Pathokinesiologie (nach Hislop)

Das „Modell der Pathokinesiologie“ basiert auf der Annahme, dass die Pathokinesiologie mit ihren spezifischen anatomischen und physiologischen Strukturen und deren Relation zu abnormalen Bewegungen die Wissenschaft der „Physical Therapy“ kennzeichnet. Die Kenntnis dieser pathokinesiologischen Voraussetzungen bildet die Grundlage für Behandlungsmöglichkeiten von Funktionsstörungen.

Die Anwendungen therapeutischer Maßnahmen zielen immer auf die verschiedenen Systeme des menschlichen Körpers ab, die Hislop (1975) in Anlehnung an die systemtheoretische Betrachtungsweise formuliert und deren Anordnung einem hierarchischen Muster entspricht. Die Systeme erstrecken sich von der Zelle über das Gewebe, die Organebene, die funktionellen Systeme, die Gesamtperson bis hin zur Familienebene, wobei jedes ein eigenständiges System und gleichzeitig ein Subsystem des nächsthöheren Systems darstellt. Treten in einem oder mehreren Systemen Krankheiten bzw. Funktionsstörungen auf, so beeinflusst es zum einen die Bewegung auf dieser Systemebene und zum anderen wirken sie sich, aufgrund der Wechselwirkungen zwischen den Ebenen, auch auf die anderen Systeme aus.

Ziel der „Physical Therapy“ ist es, das funktionelle Gleichgewicht von der Personenebene bis zur Gewebeebene wiederherzustellen und Anpassungen an fortschreitende Degenerierungsprozesse zu verhindern. Hislop (1975)

betont, dass zum Erreichen dieses Ziels eine ganzheitliche Betrachtungsweise des Systems Mensch notwendig ist.

2.2.2 Modell der orthopädischen Funktionsstörungen

Die ganzheitliche Betrachtungsweise von Erkrankungen, ihren Ursachen und den funktionellen Auswirkungen, liegt auch dem Modell der „orthopädischen Funktionsstörungen“ von Harris & Dyrek (1989) und deren Behandlungsmöglichkeiten in der Praxis der „Physical Therapy“ zugrunde. Das in den 80er Jahren entwickelte Theoriemodell basiert hauptsächlich auf dem damals aktuellen Krankheitsfolgemodell der WHO, der „International Classification of Impairments, Disabilities and Handicaps“ (ICIDH), in welchem eine lineare Beziehung zwischen ihren zentralen Begriffen der Beeinträchtigung/Krankheit, der Funktionsstörung und der Behinderung angenommen wurde. Zusätzlich zu diesen drei Begriffen formulieren die Autoren einen sogenannten Auslöser (Stimulus) der Erkrankung und die unmittelbare Gewebereaktion als Voraussetzung der Beeinträchtigung. Therapeutische Interventionen sollten deshalb laut Harris & Dyrek (1989) nicht nur auf der Beeinträchtigungs- oder Krankheitsebene und den daraus resultierenden Funktionsstörungen erfolgen, sondern auch immer den Auslöser und die unmittelbaren Gewebereaktionen berücksichtigen.

2.2.3 Theoriemodell der Physiotherapie

Für die „Physiotherapy“ formuliert Roberts (1994) einen ganzheitlichen Therapieansatz unter Verwendung des Bio-Psycho-Sozialen Modells, der sowohl die medizinische als auch die soziologische Sichtweise von Krankheiten bzw. Funktionsstörungen beinhaltet. Gleichzeitig betont die Autorin allerdings, dass das Verständnis der Physiotherapie über Jahrzehnte von der engen Bindung an die Medizin geprägt wurde, so dass es durchaus zu Problemen bei einer „Neuorientierung“ der Therapeuten, im Sinne der biopsychosozialen Sichtweise, kommen kann.

2.2.4 Movement Continuum Theory of Physical Therapy

Ein weiteres Theoriemodell der „Physical Therapy“ ist die „Movement Continuum Theory of Physical Therapy“ von Cott et al. (1995), das Elemente der Hislop'schen Theorie aufgreift. Kritikpunkt der Autoren am Modell von Hislop ist, dass die Interaktion zwischen Mensch und Umwelt und somit die Betrachtung des Menschen als soziales Wesen vernachlässigt wird. Für Cott et al. (1995) liegt der Schlüssel zum Verständnis der „Physical Therapy“ in der Bewegung/Fortbewegung unter Berücksichtigung der pathologischen Aspekte und den sozialen und psychologischen Auswirkungen. Sie formulieren neun

Prinzipien innerhalb ihres Theoriemodells, von denen drei als generelle und sechs als spezifische Prinzipien der „Physical Therapy“ betrachtet werden.

Zu den generellen Prinzipien der „Movement Continuum Theory“ zählen die Annahmen, dass (a) Bewegung unverzichtbarer Bestandteil des menschlichen Lebens ist, (b) von der mikroskopischen Ebene bis zur sozialen Ebene eines Individuums existiert, und dass (c) diese Bewegungsebenen von physischen, psychischen, sozialen und Umweltfaktoren beeinflusst werden.

Kernpunkt der speziellen Prinzipien ist, dass die Autoren bei jedem Menschen von einem sogenannten bevorzugten Bewegungspotenzial und einem aktuellen (tatsächlichen) Bewegungspotenzial innerhalb der Grenzen eines maximalen Bewegungspotenzials ausgehen. Durch entwicklungsbedingte und durch pathologische Einflüsse können sich das Potenzial selbst und auch die Differenz zwischen tatsächlichen und bevorzugten Bewegungspotenzial verändern. Ziel der „Physical Therapy“ ist es, durch therapeutisches Üben diese Differenz zu verringern und das maximale Bewegungspotenzial zu erhöhen.

2.2.5 Neues Denkmodell der Physiotherapie

Ein umfassendes theoretisches Erklärungsmodell zum heutigen Verständnis der Physiotherapie liefert Hüter-Becker (2002) mit dem „Neuen Denkmodell der Physiotherapie“. Die Autorin spricht sich im Sinne einer ganzheitlich und funktionell orientierten Sichtweise für eine Abkehr von der traditionellen, rein medizinischen und defizitorientierten Physiotherapie aus, die noch bis Mitte der 90er in der Lehre vorherrschte und oft noch heute das Praxisgeschehen prägt. Interventionsmaßnahmen der Physiotherapie orientieren sich dem Modell zufolge nicht mehr ausschließlich an dem Krankheitsbild, sondern in erster Linie an den jeweils betroffenen Funktions- bzw. Organsystemen. Dabei werden vier übergeordnete Systemebenen zusammengefasst: das Bewegungssystem, die Verhalten- und Erlebensebene, das System zur Entwicklung und Kontrolle von Bewegung (z.B. zentralnervöse Steuerung) und das innere Organsystem.

Mit der Ausrichtung des Therapietrainings nach der jeweils betroffenen Systemebene grenzt sich dieses Theoriemodell jedoch, trotz der Betonung der ganzheitlichen Herangehensweise, klar von den zuvor aufgelisteten Modellen ab. Während Hüter-Becker (2002) zwischen den Organ- und Funktionssystemen unterscheidet, betonen Hislop (1975) und Cott et al. (1995) gerade die Wechselwirkungen zwischen den Systemebenen, die einer isolierten Behandlung einer Ebene entgegenstehen.

2.3 Bewegungstherapie als zentraler Begriff der therapeutischen Aktivitätsförderung

Neben der Betonung der ganzheitlichen Betrachtungsweise unter Anwendung des Bio-Psycho-Sozialen Modells der ICF im Sinne einer multi- und interdisziplinären Behandlung von Funktionalität und Gesundheit ist den oben genannten Theoriemodellen der zentrale Stellenwert der Bewegung als therapeutisches Mittel gemeinsam. Vor allem Hislop (1975) und Cott et al. (1995) betonen die Wichtigkeit von Bewegungen des menschlichen Körpers von der zellulären über die funktionelle bis hin zur sozialen Ebene für das Verständnis von Bewegungstherapie. Therapeutische Interventionen basieren auf der Kenntnis pathologischer Veränderungen von Bewegungen auf allen Ebenen, der Wechselwirkung zwischen den Ebenen und deren Beeinflussbarkeit/Verbesserung durch therapeutische Maßnahmen.

Auch bei der Definition und Einordnung der verschiedenen Therapiebegriffe ordnen einige Autoren der Bewegung als Therapieform (= Bewegungstherapie) eine übergeordnete Stellung zu und sehen in ihr eine sogenannte Dachdisziplin therapeutischer Verfahren zur Aktivitätsförderung (Gutenbrunner & Weimann, 2004; Schüle & Huber, 2004).

Dementsprechend empfiehlt es sich, unter der Bewegungstherapie alle sporttherapeutischen, krankengymnastischen, physikalischen und physiotherapeutischen Maßnahmen zusammenzufassen, die entweder unter Einsatz von Bewegung eine Förderung Bio-Psycho-Sozialer Ressourcen beabsichtigen oder mit Hilfe unterschiedlichster Verfahren die Bewegung selbst verbessern wollen.

Allerdings darf „Bewegung“ hierbei nicht allein auf die Fortbewegung reduziert werden. Alle bewegungstherapeutischen Maßnahmen sollten zur Prävention, Evaluation und Behandlung von Störungen der menschlichen Bewegung beitragen.

Als Erklärungsmodelle von Bewegungstherapie empfehlen sich die Theoriemodelle von Hislop (1975) und von Cott et al. (1995), da diese sich in ihrer Komplexität weitgehend unproblematisch mit dem ICF Modell und ihrer Bio-Psycho-Sozialen Ausrichtung vereinigen lassen. Zudem liefern die beiden Theoriemodelle eine durchaus realistische Orientierungsmöglichkeit für praktisches Handeln in der Bewegungstherapie.

Einen schematischen Überblick der Rolle von Bewegungstherapie nach dem heutigen Verständnis auf Grundlage der ICF gibt Abb. 2.

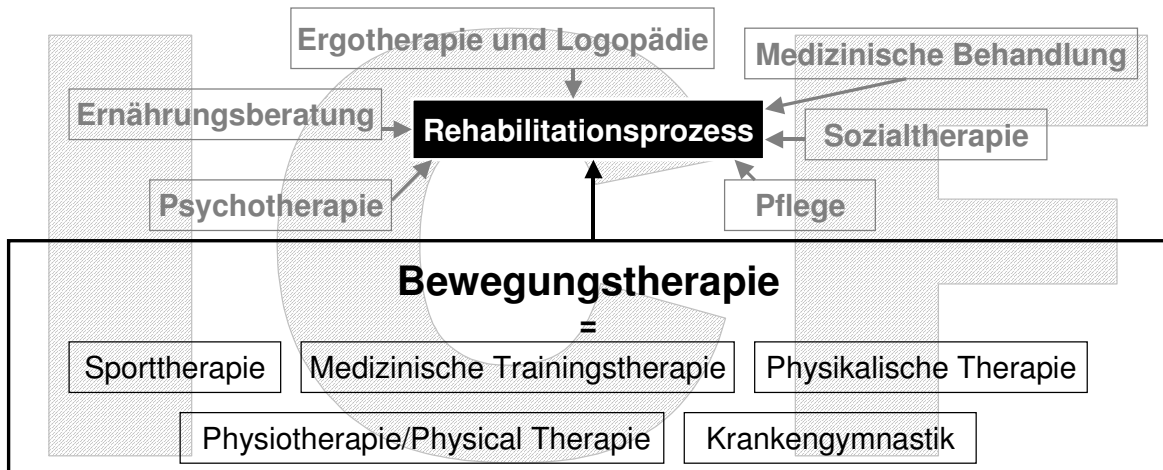


Abb. 2: Einordnung der Bewegungstherapie als zentraler Begriff aller Therapiemittel zur Aktivitätsförderung in den Gesamtprozess der Rehabilitation

2.3.1 Ziele der Bewegungstherapie

Wie bereits zuvor erwähnt wurde, soll unter Anwendung der Bewegungstherapie die Ausbildung körperlicher, psychischer und sozialer Strukturen gefördert und somit eine Verbesserung/der Erhalt der körperlichen Leistungsfähigkeit angestrebt werden. Die verbesserte Leistungsfähigkeit umfasst dabei sowohl den menschlichen Organismus in seiner Gesamtheit, als auch die Dynamik seiner Verhaltensweisen (Vanden-Abeele & Schüle, 2004).

Ein Schwerpunkt der Bewegungstherapie ist die therapeutische Einflussnahme auf physiologischer Ebene, die auf eine Verbesserung der motorischen Funktionen abzielt. Eine bedeutende Rolle spielt dabei, neben dem motorischen Lernen, das körperliche Training und die damit verbundenen strukturellen, metabolischen, vaskulären, neuronalen und respiratorischen Anpassungen. Eine direkte Einordnung der Bewegungstherapie hinsichtlich der unterschiedlichen Therapieziele wird in Tabelle 2 vorgenommen.

Tabelle 2: Einordnung der Bewegungstherapie

Ausrichtung	Einflussnahme auf Verhaltensebene	Einflussnahme auf körperliche Strukturen
Beispiel	- z.B. Therapie chronischer Erkrankungen	- z.B. Therapie akuter Verletzungen
Ziel	- Verbesserung der Partizipation (Teilhabe)	- Verbesserung motorischer Funktionen
Beanspruchte Ressourcen	- physische - psychische - soziale	- physische

Im folgenden Kapitel werden therapeutische und sportwissenschaftliche Modelle der trainingsbedingten Anpassungsreaktionen vorgestellt und miteinander verglichen. Vor allem an den sportwissenschaftlichen Erklärungsmodellen (Superkompensation sowie das Belastungs-Beanspruchungskonzept) orientiert sich derzeit die Trainingssteuerung in der therapeutischen Praxis.

2.3.1.1 Modelle physiologischer Anpassungsreaktionen in der Therapie

Ein Theoriemodell physiologischer Anpassungsreaktionen an bewegungstherapeutische Interventionen entwickelten Mueller & Maluf (2002). Ihre „Physical Stress Theory“ (Abb. 3) basiert auf der Annahme, dass biologische Adaptationen auf muskuloskelettaler, kardiopulmonaler, kardiovaskulärer sowie neuromuskulärer Ebene immer das Resultat eines vermehrten oder verminderten physiologischen Stresses (durch Belastung) ist. Diese Veränderungen sind vorhersagbar und können in zwei Richtungen verlaufen: vermehrter Stress führt zu einer Anpassung der Stress-Toleranz auf höherem Niveau (z.B. Hypertrophie) und gegebenenfalls auch zu Verletzungen, während verminderter Stress das biologische System auf einem geringeren Toleranzniveau angleichen lässt (z.B. Atrophie). Der Grad der individuellen Beanspruchung durch den Stress ist immer abhängig von der Intensität, der Dauer und der Ausrichtung der Belastung und kann sowohl zu unmittelbaren Veränderungen, als auch zu verzögerten Anpassungen führen (Mueller & Maluf, 2002).

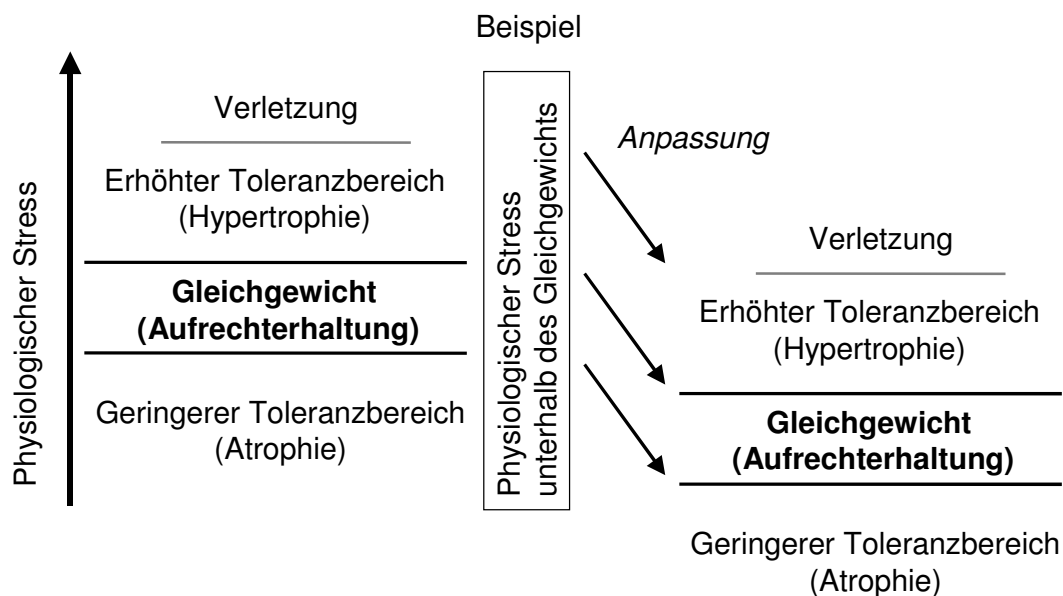


Abb. 3: Modell der „Physical Stress Theory“ nach Mueller & Maluf (2002) am Beispiel der Adaptation auf geringerem Niveau

Vergleichbare Ansätze zum Verständnis direkter physiologischer, aber auch psychischer Beanspruchung infolge von Tätigkeiten (z.B. Ermüdung nach

sportlicher Tätigkeit) finden sich in dem Belastungs-Beanspruchungs-Konzept, wie es beispielsweise auf dem Gebiet der Trainingswissenschaft angewandt wird (Willimczik et al., 1991; Schnabel et al., 2003; Hohmann et al., 2003). Der Ursprung dieses Konzeptes liegt in der Arbeitswissenschaft und beschreibt die individuell unterschiedliche Beanspruchung in Abhängigkeit von Belastung und der Belastungsbewältigung (Willimczik et al., 1991). Eine therapiebezogene Ableitung des Belastungs-Beanspruchungs-Konzepts ist bei Schega (2005) bezüglich des Rehabilitationssports bei koronaren Herzkrankheiten zu finden.

Ähnliche theoretische Ansatzpunkte hinsichtlich physiologischer Anpassungsreaktionen wie Mueller & Maluf (2002) sie formulieren, sind im Modell der Superkompensation von Jakowlew (1977) enthalten. Hier wird infolge eines überschwelligeren Trainingsreizes eine überschießende, verzögerte Adaptationsreaktion beschrieben, die über einen bestimmten Zeitraum erhalten bleibt. Bleiben ähnlich hohe bzw. höhere Trainings- oder Belastungsreize im weiteren Zeitverlauf aus, sinkt das Leistungsniveau wieder auf das ursprüngliche Ausgangsniveau ab (Schnabel et al., 2003; Hohmann et al., 2003).

Die genannten Konzepte des Belastungs-Beanspruchungsprinzips und der Superkompensation finden bei Radlinger et al. (1998) und Froböse & Fiehn (2003) bei der Erklärung physiologischer Anpassungen an Therapietraining Anwendung.

Eine plausible Erklärung biologischer und psychischer Adaptationen liefert auch das Konzept der Selbstorganisation. Hier werden selbstorganisatorische Prozesse des menschlichen Organismus vermutet, sobald dieser einem überschwelligeren Belastungsreiz ausgesetzt wird (Hohmann et al., 2003; Hohmann, 2005). Dabei wird unter Anwendung einer synergetischen Sichtweise davon ausgegangen, dass ein Trainingsreiz viele verschiedene Wirkungen haben kann, ohne dass eine spezifische Anpassungsreaktion einem adäquaten Reiz zugeordnet wird. Der menschliche Körper wird als das Zusammenwirken komplexer Systeme verstanden, die auf der Grundlage von selbstorganisatorischen Prozessen auf so genannte Kontrollparameter (Belastungen) reagieren. Eine Anwendung selbstorganisatorischer/systemtheoretischer Erklärungsmodelle trainingsbedingter Adaptationen innerhalb der bewegungstherapeutischen Rehabilitation konnte bisher jedoch nicht gefunden werden. Im Sinne der ganzheitlichen Struktur von Rehabilitation scheint allerdings die Systemtheorie und insbesondere die Selbstorganisation aufgrund ihrer Komplexität durchaus einen geeigneten Ansatzpunkt zum Verständnis von Adaptationen an Therapietraining zu liefern.

2.3.2 Problemfelder in der Bewegungstherapie

Für die Bewegungstherapie konnten aus wissenschaftlicher Sicht zwei wesentliche Problemfelder ausgemacht werden, die einem zielgerichteten Rehabilitationsablauf entgegenwirken und sich somit negativ auf den Therapieerfolg auswirken können. Zum einen betrifft das die Diskrepanzen zwischen dem theoretischen Wissen hinsichtlich der Notwendigkeit einer ganzheitlichen Therapie auf Bio-Psycho-Sozialer Ebene und der nach wie vor defizitorientierten, medizinischen Herangehensweise innerhalb der Praxis der Bewegungstherapie (Wissenssystem vs. Handlungssystem). Zum anderen gibt es nur für wenige Therapieverfahren innerhalb der Bewegungstherapie wissenschaftliche Nachweise hinsichtlich deren Wirksamkeit. Im Folgenden werden die beiden Problemfelder vor dem aktuellen Literaturstand genauer betrachtet.

2.3.2.1 Probleme der ganzheitlichen Betrachtungsweise in der medizinischen Rehabilitation

Theoretische Modelle der Rehabilitation orientieren sich an der ganzheitlichen Betrachtungsweise von Krankheiten und/oder funktioneller Einschränkungen. Neben den physiologischen Faktoren werden dabei auch die psychosozialen und umweltbedingten Faktoren im Diagnose- und Therapieprozess betont. Trotz des Wissens um die Wichtigkeit der ganzheitlichen Herangehensweise überwiegt in der Praxis der medizinischen Rehabilitation, vor allem in Bezug auf bewegungstherapeutische Interventionen, noch immer eine rein physiologisch, defizitorientierte Handlungsweise (Stucki et al., 2002). Stucki et al. (2002) begründen die Diskrepanzen zwischen dem (theoretischen) Wissenssystem und dem (praktischen) Handlungssystem mit dem problematischen Übergang vom ICDH-Modell zum mehrdimensionalen ICF-Modell. Innerhalb der Berufsgruppen der medizinischen Rehabilitation fand bisher kaum ein Umdenken von der traditionellen, krankheitsorientierten Sichtweise auf die ganzheitliche Betrachtungsweise von Funktionseinschränkungen als ein Resultat von Krankheit in Abhängigkeit von umwelt- sowie personenbedingten Einflussfaktoren, statt. So besteht den Autoren zufolge, beispielsweise bei der Beurteilung von Erkrankungen des Muskelskelettsystems, nach wie vor eine eher voraussetzungsbezogene (z.B. verletzungsorientierte) als eine funktionell orientierte (umweltbezogene) Perspektive.

Dass die bisherigen wissenschaftlichen Erkenntnisse zur Eignung bewegungstherapeutischer Mittel und der ganzheitliche Ansatz in der Praxis bisher kaum umgesetzt wurden, könnte in dem meist fehlenden Zugang zu wissenschaftlichen Fachzeitschriften, der Schwierigkeit des Therapeuten die Forschungsergebnisse hinsichtlich möglicher Behandlungskonsequenzen zu

interpretieren und in der fehlenden Bereitschaft zur Neuausrichtung des Therapietrainings, liegen (Maher et al., 2004).

Die praktische Umsetzung der ganzheitlichen Herangehensweise, die die Möglichkeit psychischer und sozialer Einflussfaktoren berücksichtigt, erscheint allerdings im Sinne einer optimalen, zielgerichteten Therapie dringend notwendig.

2.3.2.2 Geringe Evidenzbasierung von Verfahren der Bewegungstherapie

Obwohl die Verfahren der Bewegungstherapie seit Jahrzehnten anerkannte und notwendige Basisbehandlungen der Rehabilitation sind, gibt es auch heute noch Defizite hinsichtlich der Evidenzbasierung der angewandten Techniken. Bereits 1975 diskutierte Hislop die Notwendigkeit von Forschungsstudien bezüglich des „was, wann, wo und wieviel“ von bewegungstherapeutischen Interventionsmaßnahmen. Gleichzeitig betonte sie aber, dass die für Forschungszwecke oftmals angewandte Generalisierung von Krankheitsfällen/Funktionsstörungen bzw. Reaktionen auf Behandlungsmaßnahmen auf diesem Gebiet nur eingeschränkt möglich ist. Gerade deshalb ist es schwierig, die Wirksamkeit einzelner Methoden nachzuweisen und die individuell richtige Belastungsdosierung therapeutischer Interventionen festzulegen.

In jüngster Zeit sind Studien publiziert worden, die die Wirkungen von Bewegungstherapie bei unterschiedlichen Krankheitsbildern mit Hilfe von randomisierten, kontrollierten Untersuchungsdesigns überprüft haben (Maher et al., 2004; Smidt et al., 2005). So geben Smidt et al. (2005) in ihrem Review-Artikel einen umfassenden Überblick über die Evidenzbasierung und Wirksamkeit therapeutischen Trainings bei einigen chronischen Krankheitsbildern. Da dabei aber nur selten zwischen den eingesetzten Therapieübungen (Kraft-, Ausdauer- und auch Aerobictraining) und deren Therapieerfolg differenziert wurde, ist meist lediglich ein Rückschluss von der Erhöhung der körperlichen Aktivität auf die Verbesserung der Symptomatik möglich.

Der Review von Smidt et al. (2005) verdeutlicht zudem, dass es so gut wie keine gesicherten Erkenntnisse zur Evidenzbasierung von Therapieverfahren bei reversiblen Erkrankungen/Verletzungen gibt, und dass auch keine geeigneten Kontrollstudien vorliegen, die die Therapieverfahren in Bezug zu Alltagsbelastungen gesetzt haben.

Insofern kann die von Hislop`s (1975, S. 1076) aufgeworfene Frage: „Are our wondrous efforts a result of sound method or do personality and human interaction explain away or create patient improvement?“ (Therapieerfolg durch das Verfahren selbst oder durch die menschliche Interaktion mit dem Therapeuten?), trotz verbesserter Forschungssituation auch heute nicht vollständig beantwortet werden.

2.3.3 Defizite therapeutischer Trainingsprinzipien

Neben der Forschungsproblematik in der Bewegungstherapie im Allgemeinen, bestehen auch hinsichtlich therapeutischer Trainingsprinzipien noch umfassende Defizite.

Radlinger et al. (1998) und Froböse & Fiehn (2003) zufolge, basiert ein erfolgreiches Therapietraining auf einem kontinuierlichen Wechsel zwischen Behandlungsplanung, Behandlungsdurchführung und Therapiekontrolle in Form eines kybernetischem Rückkopplungssystems. Bezüglich der Inhalte dieser einzelnen Bausteine liegen jedoch so gut wie keine gesicherten Erkenntnisse vor. Es ist nach wie vor unklar, welche Variablen in der Therapiekontrolle bei spezifischen Krankheitsbildern zuverlässig einsetzbar sind und es existieren auch keine einheitlichen Richtlinien in Bezug auf Anwendung, Steuerung und Zyklisierung des therapeutischen Trainings. Mögliche Ursachen hierfür sind zum einen Diskrepanzen zwischen den leistungssportlichen Prinzipien und der besonderen therapeutischen Ausgangssituation und zum anderen Probleme bei der Festlegung von Belastungsnormativen. Auf diese beiden Ursachenbereiche wird in den folgenden beiden Kapiteln genauer eingegangen.

2.3.3.1 Leistungssportliche vs. Trainingstherapeutische Orientierung

Bestehende Trainingskonzepte innerhalb der Bewegungstherapie basieren meist auf allgemeinen trainingswissenschaftlichen Erklärungsmodellen (Froböse & Lagerström, 1991; Banzer, 1994; Schmidtbleicher, 1994; Radlinger, 1998; Froböse et al., 2003) die ursprünglich für das Training im Leistungs- oder Freizeitsport gesunder Menschen entwickelt und für die Anwendbarkeit innerhalb der Rehabilitation abgewandelt wurden. Die Übertragbarkeit der Trainingsprinzipien vom Leistungssport auf die Therapie konnte jedoch bis heute nicht nachgewiesen werden. Beispielsweise werden Defizitsituationen infolge von Erkrankungen, Verletzungen und/oder Operationen mit verminderten konditionellen und koordinativen Fähigkeiten beschrieben, deren Verbesserung das Ziel trainingstherapeutischer Maßnahmen ist, um so eine physiologische Basis zur Wiedereingliederung in das gesellschaftliche und berufliche Leben zu schaffen. Dementsprechend wurden für die Trainingstherapie Übungen entwickelt, die oft Anwendungsprinzipien des leistungsorientierten Muskel-, Ausdauer-, Beweglichkeits- sowie Koordinationstrainings beinhalten (z.B. Schmidtbleicher, 1994). Allerdings konnte bisher nicht geklärt werden, inwiefern die kurzfristige Steigerung einzelner konditioneller Fähigkeiten mittels spezieller Übungen während des zeitlich begrenzten Rehabilitationszeitraumes überhaupt Effekte auf die kurz- und langfristige Wiedereingliederung von Patienten hat. In diesem Zusammenhang wäre zu klären, ob ein alltagsspezifisches Training ohne explizite Trennung zwischen konditionellen und koordinativen Faktoren

zu ebenso hohen oder evtl. besseren Wirkungen führen könnte, wie ein auf die Steigerung einzelner Fähigkeiten orientiertes Training.

2.3.3.2 Fehlende Belastungsnormative

Nach Radlinger et al. (1998) und Froböse & Fiehn (2003) ist das Ausmaß der Trainingsreize dem Therapieprozess entsprechend abzuwandeln. Dabei sollten die gesetzten Belastungen des therapeutischen Trainings hoch genug sein, um den Organismus zu fördern, gleichzeitig jedoch gering genug, um Überforderungsschäden, wie Folgeverletzungen bzw. Therapieverzögerungen zu vermeiden. Sie empfehlen deshalb eine sensiblere Belastungssteigerung innerhalb des therapeutischen Trainings, die zunächst über die Erhöhung des Trainingsumfangs und nicht unmittelbar über die Erhöhung der Intensität erfolgen sollte.

Das Setzen geeigneter Belastungsreize unterliegt dabei allerdings dem subjektiven Einschätzungsvermögen des behandelnden Therapeuten, so dass nicht selten, z.B. um das Auftreten neuer Verletzungen zu vermeiden, unterschwellige Trainingsreize verabreicht (Radlinger et al., 1998) werden. In der Folge müssten dementsprechend hohe Belastungsumfänge gesetzt werden, um ausreichende Trainingsadaptationen hervorzurufen.

Ein variabler Belastungsumfang kann allerdings zu Problemen bei einem Training nach leistungssportlichen Prinzipien, beispielsweise zur Steigerung der Muskelkraft (Maximalkraft) und des Muskelumfanges führen. So ist ein Maximalkrafttraining nach leistungssportlichen Prinzipien an Belastungsvorgaben (hohe Intensitäten bei geringem Umfang) gebunden, die im Therapietraining nicht ohne weiteres realisiert werden können.

Die Problematik des Setzens adäquater Belastungsreize in der Therapiepraxis verdeutlicht sich unter anderem bei Radlinger et al. (1998), der für das Muskelaufbautraining in der Therapie geringere Reizintensitäten fordert und gleichzeitig die Belastungsdauer auf maximal 20-25 Sekunden (auf keinen Fall über 40 Sekunden) pro Übung festsetzt. Im Idealfall wird unter diesen Bedingungen ein überschwelliger Trainingsreiz gesetzt, ohne den Patienten zu überfordern. Wahrscheinlich ist aber, dass ein vorsichtiger Therapeut eher unterschwellig intensive Reize ansetzt, die auch nach 40 Sekunden nur zu geringfügigen muskulären Anpassungen führen.

In einem weiteren Punkt unterliegen beispielsweise Patienten mit regenerativen postoperativen bzw. posttraumatischen Zuständen einer besonderen Trainingssituation, in welcher zum einen die wiederkehrende Alltagsbewegung und zum anderen die Therapiemaßnahme selbst wirksame Trainingsreize bilden können. Hier gilt es, einen überschwellig gesetzten Trainingsreiz in der Therapie unter Berücksichtigung der „Belastungen“ des Alltags abzuwägen, um ein Übertraining und damit eine erhöhte Verletzungsgefahr bzw. ausbleibende Adaptationen zu vermeiden. Eine

genaue Definition wirksamer Reize ist allerdings nur begrenzt möglich, da a) die Belastungsnormative individuell unterschiedlich sind, b) diese zudem intraindividuellen Therapieschwankungen unterliegen und c) bisher keine Untersuchungen vorliegen, die Alltagssituation als eine mögliche „Trainingsmaßnahme“ von der Therapie differenzieren.

2.3.4 Konsequenzen für die bewegungstherapeutische Forschung und die Ausrichtung der vorliegenden Arbeit

Es konnte aufgezeigt werden, dass in der Bewegungstherapie und bei den therapeutischen Trainingsprinzipien nach wie vor deutliche Forschungsdefizite bestehen. Das betrifft im Besonderen die Wirksamkeit bewegungstherapeutischer Interventionen. Vor allem im Hinblick auf reversible Erkrankungen bzw. Verletzungen sind dringend Studien notwendig, die die Effektivität von Bewegungstherapie und deren Wechselwirkung mit reinen Alltagsbelastungen untersuchen. Nur so ist es möglich, Rückschlüsse auf die Eignung und die Einsatzmöglichkeiten einzelner Verfahren zu ziehen.

Zudem müssten im Sinne einer effektiven und zielgerichteten Rehabilitation Belastungsnormative definiert werden, die sich deutlicher von leistungssportlichen Prinzipien lösen und speziell auf die therapeutische Ausgangssituation ausgerichtet sind.

Grundlage für die Durchführung solcher Studien ist allerdings auch eine genaue Kenntnis/Formulierung der Steuergrößen bzw. Variablen mit denen ein Therapieerfolg bei spezifischen Krankheits-/Verletzungsbildern erfasst werden kann. So lange diese Voraussetzung nicht gegeben ist, können oben genannte Forschungsziele nur schwer erreicht werden.

In dieser Arbeit soll deshalb versucht werden, für ein Verletzungsbild, das zu reversiblen Einschränkungen von Muskelfunktionen führt (operative Versorgung nach vorderer Kreuzbandruptur), adäquate Steuergrößen zu formulieren, mit denen ein Therapieerfolg dokumentiert werden kann. Eine gleichzeitige Betrachtung der bewegungstherapeutisch bedingten Auswirkungen auf den Rehabilitationsfortschritt soll in der Formulierung von Arbeitshypothesen und weiterführenden Forschungsfragen resultieren, die eine Grundlage für weitere Studien bilden und der Erarbeitung effektiver Therapierichtlinien dienen könnten.

Vor der Bearbeitung spezifischer Fragestellungen im empirischen Teil dieser Arbeit wird im Folgenden kurz auf die spezifische (bewegungstherapeutisch relevante) Forschungsproblematik von Kreuzbandverletzungen bzw. deren operativer Rekonstruktion eingegangen.

2.4 Funktionelle Einschränkungen und Nachbehandlungskonzepte nach operativem Ersatz des vorderen Kreuzbandes

2.4.1 Vorderes Kreuzband, Kreuzbandverletzungen und operative Therapie

Das vordere Kreuzband (= ligamentum cruciatum) ist im Mittel 3,9 cm lang und hat einen Durchmesser von durchschnittlich 4 mm. Es zieht vom anteromedialen Tibiaplateau diagonal nach posterolateral, zum lateralen Femurcondylus (Abb. 4). Hauptsächlichste Funktion ist die dynamische Kniegelenkstabilisierung, wo es in erster Linie die translatorische Verschiebung des Schienbeins (Tibia) nach ventral gegenüber dem Femur verhindert (Seitz et al., 1996).

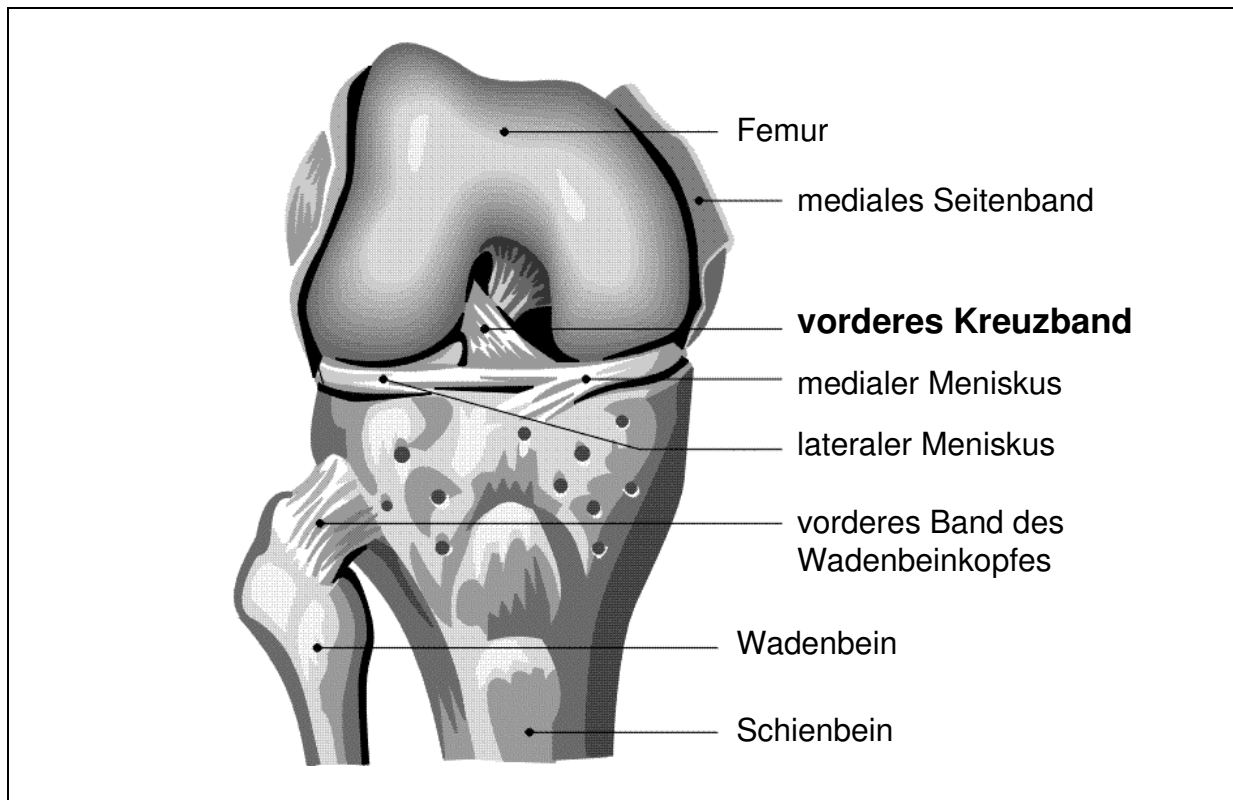


Abb. 4: Anatomische Lage und Verlauf des vorderen Kreuzbandes im Kniegelenk (die Abbildung stellt die Vorderansicht eines Kniegelenks des rechten Beines dar)

Zu Rupturen des vorderen Kreuzbandes kommt es meist durch indirekt einwirkende Kräfte, bei denen es zu einer pathologischen Verschiebung der Gelenkpartner kommt (Zug-, Scher- oder Rotationskräfte). Sie zählen zu den häufigsten ligamentären Verletzungen überhaupt und treten überwiegend im Zusammenhang mit sportlichen Aktivitäten auf (Köstler et al., 2002). Infolge von Kreuzbandläsionen kommt es oftmals zu hohen Instabilitäten des

Kniegelenks, erhöhter Verletzungsanfälligkeit sowie intraartikulär zu pathologischen Veränderungen (Übersicht bei Wilcke, 2005).

In der Therapie vorderer Kreuzbandläsionen unterscheidet man zwischen der operativen und konservativen Therapie. In der konservativen Therapie wird in erster Linie versucht, die erhöhte Knieinstabilität durch eine muskuläre Stabilisierung zu verbessern. Die operative Therapie beinhaltet nach derzeitiger Literaturlage die Rekonstruktion des Kreuzbandes unter Verwendung des mittleren Patellasehndrittels bzw. Teilen der Semitendinosussehne (ausführlich bei Wilcke, 2005).

Da ein Großteil der Kreuzbandverletzungen bei sportlich aktiven Menschen auftreten und gerade innerhalb dieser Population eine hohe Kniestabilität notwendig ist, wird derzeit häufiger eine operative, anatomiegerechte Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes angestrebt. Hier finden sich auch weitaus mehr Forschungsstudien als zur konservativen Therapie des selben Krankheitsbildes (Linko et al., 2006).

2.4.2 Forschungsstand funktioneller Einschränkungen nach operativen Kreuzbandersatz

Trotz Fortschritten in der Diagnostik, der operativen Versorgung und weiterentwickelter physio- bzw. trainingstherapeutischer Behandlung führen Rekonstruktionen des vorderen Kreuzbandes nach wie vor zu kurz- und langfristigen Einschränkungen der individuellen Leistungsfähigkeit (vgl. Übersicht bei Pfeifer, 1996; Urbach et al., 2001). Tabelle 3 fasst die in der Literatur seit 1996 beschriebenen funktionellen Defizite nach operativen Kreuzbandersatz exemplarisch zusammen:

Tabelle 3: Literaturübersicht zu Funktionsdefiziten des Kniegelenks nach Kreuzbandverletzungen und deren Untersuchungsmethoden

Funktionsdefizite	Methode	Autoren
Eingeschränkte gelenkbezogene Funktionsfähigkeit (Scores)	Lysholm Score Tegner-Score Marshall Score	Howell et al. (1996), Bizzini & Munzinger (1999), Wojtys & Huston (2000), Shelbourne & Gray (2000), Cmielewski et al. (2001), Järvelä et al. (2001)
Reduktion der Muskelkraft	Isometrische und isokinetische Maximalkraftmessung	Bizzini & Munzinger (1999), Pfeifer & Banzer (1999), Wojtys & Huston (2000), Cmielewski et al. (2001), Järvelä et al. (2001), Bisciotti (2001), Coombs & Cochrane (2001), McHugh et al. (2002), Urbach & Awiszus (2002),

Willkürliche Aktivierbarkeit	Überlagernde Muskel-/Nervenstimulation (Twitch Interpolation)	Hurley et al. (1992), Snyder-Mackler et al. (1993), Pfeifer & Banzer (1999), Wojtys & Huston (2000), Cmielewski et al. (2001), Urbach & Awiszus (2002) u.a.
Kniestabilität	Lachman-Test, Pivot-Shift-Test, KT 1000/2000	Cicciotti et al. (1994), Snyder-Mackler et al. (1997), Barber-Westin et al. (1999), Wojtys & Huston (2000)
Propriozeption	u.a. aktive und passive Winkelreproduktionstests	Jerosch et al. (1996), Bizzini & Munzinger (1999) u.a.
Gewichtsverteilung in Gang und Stand	Kraftmessplatte, Posturomed	Lysholm et al. (1998), Cmielewski et al. (2001), Lewek et al. (2002)
Veränderungen der intra- und intermuskulären Koordination	EMG bei isometrischen Kontraktionen, im Gang und bei Bewegungen in geschlossener kinetischer Kette	Cicciotti et al. (1994), Pfeifer & Banzer (1999), Wojtys & Huston (2000), Cmielewski et al. 2001, Järvelä et al (2001), Bisciotti et al. (2001), Lewek et al. (2002), McHugh et al. (2002)

2.4.3 Persistenz muskulärer Defizite nach Kreuzbandersatz

Aus vielen Studien wird deutlich, dass vor allem muskuläre Defizite nach Kreuzbandverletzungen bzw. Operationen oft über Monate oder Jahre bestehen bleiben. Beispiele dafür zeigen u.a. die Untersuchungen von Cicciotti et al. (1994), Pfeifer & Banzer (1999), Risberg et al. (1999), Wojtys & Huston (2000), Järvelä et al. (2001), Urbach et al. (2001) oder Urbach & Awiszus (2002). Diese Beobachtungen decken sich mit Erfahrungen aus der Praxis, in denen gerade nach Kreuzbandverletzungen häufig von therapieresistenten muskulären Defiziten, vor allem der Kniestreckmuskulatur (Young et al., 1987), berichtet wird. Einige Autoren konnten nachweisen, dass insbesondere die Kraftdefizite des M. quadriceps Auswirkungen auf funktionelle Einschränkungen, wie zum Beispiel veränderte Gangmuster (Torry et al., 2000; Lewek et al., 2002), haben. Dementsprechend finden sich auch im Leistungssport immer wieder Beispiele einer verzögerten Wiedereingliederung in das Trainings- und Wettkampfgeschehen. Dagegen konfliktiert die häufig gewünschte frühzeitige Rückkehr in Training und Wettkampf mit bestehen bleibenden funktionellen Defiziten und birgt ein großes Risiko von Rezidiven oder Folgeverletzungen. Nachfolgend werden häufig auftretende Muskelfunktionsdefizite des M. quadriceps femoris und deren Persistenz nach operativen Kreuzbandersatz ausführlicher beschrieben.

2.4.3.1 Maximalkraft

Tabelle 4 gibt einen Überblick über die in Forschungsstudien festgestellten Maximalkraftdefizite der Kniestreckmuskulatur des operierten Beines im Vergleich zum nicht-operierten Bein zu unterschiedlichen postoperativen Zeitpunkten. Dabei zeigt sich, dass das Maximalkraftdefizit der betroffenen Seite mit zunehmendem postoperativen Untersuchungszeitpunkt zwar abnimmt, aber auch noch Jahre später signifikante Seitendifferenzen festgestellt werden können. Anhand der dargestellten, relativ hohen Standardabweichungen einzelner Studien, vor allem im späteren postoperativen Zeitraum, ist aber auch zu erkennen, dass die gemessenen Maximalkraftdefizite interindividuell stark variierten. Aufgrund dessen erscheint es möglich, dass postoperative Maximalkrafteinschränkungen bei einigen Patienten bereits nach sechs Monaten wieder vollständig behoben sein können.

Tabelle 4: Gemittelte prozentuale Maximalkraftdefizite (\pm Standardabweichung) des operierten Beines im Vergleich zum nicht-operierten Bein zu unterschiedlichen postoperativen Untersuchungszeitpunkten anhand zurückliegender Studien. (1W = eine Woche postoperativ; 6M = sechs Monate postoperativ; 5J = fünf Jahre postoperativ)

	n	1W	4W	6W	8W	12W	6M	12M	18M	24M	5J
Shelbourne & Nitz (1990)	247					34%	25%	9%	8%		
Snyder-Mackler et al. (1993)	18		40%								
Pfeifer (1996)	39							21%			
Wojtys & Huston (2000)	25						24%	14%	10%		
Mikkelsen et al. (2000)	22						21% $\pm 12\%$				
McHugh et al. (2001)	37						13% $\pm 17\%$				
Chmielewski et al. (2001)	10	55% $\pm 14\%$		23% $\pm 17\%$		18% $\pm 11\%$					
Bisciotti et al. (2001)	10				30% $\pm 22\%$						
Urbach et al. (2001)	12									6%	
Järvelä et al. (2002)	86										10% $\pm 18\%$

2.4.3.2 Willkürliche Aktivierbarkeit

Unmittelbar postoperativ auftretende, relativ hohe Aktivierungsdefizite der Kniestreckmuskulatur beschreiben Stokes & Young (1984) und führen diese in erster Linie auf die unmittelbaren Operationsfolgen wie Ischämie, Gelenkerguss oder gestörte Afferenzen durch lokale Anästhetika zurück. Aufgrund der Ergebnisse weiterer Forschungsstudien, die beidseitig ähnlich hoch ausgeprägte Hemmungen nach Kreuzbandersatz feststellten (Hurley et al., 1992; Wojtys & Huston, 2000; Urbach et al., 2001; Urbach & Awiszus, 2002), werden jedoch überwiegend auch Veränderungen zentralnervöser und neuromuskulärer Mechanismen als Ursache von vor allem längerfristigen Aktivierungsdefiziten diskutiert.

In Bezug auf die Persistenz des willkürlichen Aktivierungsdefizits nach Kreuzbandoperationen gibt es bis heute keine eindeutigen Ergebnisse. Zahlreiche Autoren (Kannus et al., 1992; Suzuki et al., 1994; Berg et al., 1997; Vandeborne et al., 1998; Thompson, 2002) vermuten langfristige Einschränkungen der willkürlichen muskulären Aktivierbarkeit aufgrund eines festgestellten Missverhältnisses zwischen struktureller Muskelatrophie und funktionellem Kraftverlust. Allerdings existieren nur wenige Studien mit kontroversen Ergebnissen, die auch langfristige Aktivierungshemmungen mittels neuraler bzw. muskulärer Stimulation untersucht haben. So stellten Pfeifer (1996) ein hohes unilaterales Aktivierungsdefizit nach einem Jahr und Urbach et al. (2001) eine beidseitig eingeschränkte willkürliche Aktivierbarkeit zwei Jahre postoperativ fest, wohingegen Snyder-Mackler et al. (1993) bereits sechs Monate postoperativ keine Aktivierungshemmungen mehr beobachten konnten. Erklärt werden diese Diskrepanzen unter anderem mit den unterschiedlichen Ausführungen der Stimulationstechnik (Urbach et al., 2001).

Zwar konnten auch in weiteren Studien von Hurley et al. (1992) und Urbach & Awiszus (2002) hohe postoperative Aktivierungsdefizite nach Kreuzbandersatz festgestellt werden, da aber bei beiden Untersuchungen Patienten mit unterschiedlichen langen Zeiträumen zwischen Untersuchung und Operation teilnahmen, ist auf Basis dieser Untersuchungen kein expliziter Rückschluss auf die Dauer von Aktivierungshemmungen möglich.

2.4.3.3 Muskelreaktionsverhalten

Ebenfalls kontroverse Ergebnisse gibt es hinsichtlich der Dauer von Muskelreaktionsdefiziten nach einem visuellen Stimulus. Während Kaneko et al. (2002) bis acht Wochen postoperativ signifikant schlechtere Reaktionszeiten im Vergleich zur nicht-operierten Seite diagnostizierten, waren bei Nguyen et al. (2000) trotz einer stetigen Verbesserung der Werte über den gesamten Untersuchungszeitraum bereits frühzeitig keine Defizite mehr im Vergleich zur Kontrollgruppe zu erkennen.

2.4.3.4 Muskelausdauer und Elektromyografische Aktivität

Eine erhöhte Muskelausdauer der Kniestrecker der operierten Seite im lateralen Vergleich stellten Snyder-Mackler et al. (1993) unmittelbar nach der Operation und Wojtys & Huston (2000) mehrere Monate (6-18) postoperativ fest und schlossen dabei auf eine (langfristige) Reduktion von Typ II (schnell kontrahierenden) Fasern. Ebenfalls langfristige Veränderungen in der Muskelfaserzusammensetzung nach Kreuzbandersatz diskutieren McNair & Wood (1993) sowie McHugh et al. (2001) aufgrund elektromyografischer Untersuchungsergebnisse, die geringere Medianfrequenzen und nur eingeschränkte Medianfrequenzabfälle bei anhaltenden Kontraktionen aufzeigten.

2.4.4 Ursachen postoperativer muskulärer Veränderungen

Als Ursachen für die direkten posttraumatischen/postoperativen Veränderungen der Muskelfunktionen werden

- die durch *verminderte Aktivität oder Immobilisation* bedingte Atrophie,
- die Auswirkungen der perioperativen *Ischämie* sowie anschließender Blutzufuhr (*Reperfusion*) und
- die durch *veränderte propriozeptive Afferenzen* und/oder durch zentrale *Adaptationen modulierte efferente Ansteuerung* der Muskulatur beschrieben (Stokes & Young, 1984; Appell, 1997).

Im Folgenden wird der aktuelle Forschungsstand hinsichtlich des Einflusses dieser Ursachen auf die postoperativen muskulären Defizite erläutert.

2.4.4.1 Immobilisationsbedingte Veränderungen

Patienten nach Ersatz des vorderen Kreuzbandes unterliegen heute nur noch selten einer reinen postoperativen Immobilisation, die, wenn sie verordnet wird, nur noch wenige Stunden bzw. Tage umfasst. Trotz der üblichen Nicht-Immobilisierung und der meist sofort angesetzten Vollbelastung der betroffenen Extremität ist davon auszugehen, dass infolge eingeschränkter Alltagsbewegungen und durch unbewusste Minderbelastungen postoperative Muskelatrophien auftreten.

Zahlreiche Studien an gesunden Menschen bzw. Tierversuchsstudien beschrieben strukturelle Veränderungen der betroffenen Muskulatur und damit verbundene funktionelle Einbußen nach bereits kurzen Zeiträumen der Immobilisation bzw. verminderter Belastung (Appell, 1990; Adams et al., 1994; Suzuki et al., 1994; Appell, 1997; Seki et al., 2000; Hortobagyi et al., 2000; Thompson, 2002; Edgerton, 2002). Dabei werden reine Immobilisationsstudien unter mehrwöchiger Bettruhe von Teilimmobilisationsstudien, bei denen meist nur eine Extremität durch Gipsverbände ruhiggestellt wird, sowie von

Untersuchungen unter Nichtbelastung der betroffenen Seite, unterschieden (Adams et al., 2003). Der Review-Überblick von Adams et al. (2003) zeigt, dass unabhängig der Immobilisationsmethode vor allem in den ersten zwei bis drei Wochen hohe Maximalkraftreduktionen der Kniestreckmuskulatur von minimal ~15 und maximal 47% bei verhältnismäßig geringeren Muskelmasseverlusten zwischen ~6 und 11% zu erwarten sind. Als Ursache dieses Missverhältnisses struktureller und funktioneller Einbußen wird eine veränderte muskuläre Ansteuerung infolge verminderter neuronaler Aktivitäten beschrieben (Kannus et al., 1992). In längerfristigen Immobilisationsstudien konnten mit zunehmender Wochenzahl weitere Kraftverminderungen beobachtet werden, die allerdings weit geringer ausgeprägt waren als zu Beginn einer Immobilisation (Adams et al., 2003). Diese Ergebnisse decken sich mit den Erkenntnissen Appells (1997), nach welchen die Muskelatrophie vor allem in der ersten Immobilisationswoche schnell voranschreitet und in der Folgezeit bei weiterer Immobilisation langsamer abläuft.

In der Literatur gibt es bislang kontroverse Angaben, inwiefern eine Muskelatrophie zu Unterschieden der Muskelfasertypverteilung führt. Während einige Autoren mit Hilfe von Muskelbiopsien eine vermehrte Atrophie von Typ II Fasern nach einer Immobilisation beobachteten, stellten andere Autoren wiederum eine Verringerung des Anteils an Typ I Fasern oder keine Veränderungen der Faserverteilung fest. (Übersicht bei Appell, 1990 und Kannus et al., 1992). Der Nachweis der Verringerung des Typ I Faseranteils unter Immobilisation erfolgte bei den meisten Autoren anhand des überwiegend ausdauernd arbeitenden *M. soleus*. So berichtet Thompson (2002) nach Untersuchungen am Menschen und an Tieren von einer Veränderung der intramuskulären Fasertypverteilung beim *M. soleus* nach einer kurzen Periode der Inaktivität, bei der sich prozentuale Anteil an Typ I Muskelfasern verringert und der Anteil an Typ II Fasern zunimmt. Tomanek & Lund (1974) fanden bei immobilisierten Ratten in den ersten 21 Tagen der Ruhigstellung eine verhältnismäßig starke Reduktion der langsamen Muskelfasern des *M. soleus* im Vergleich zu den schnellen Muskelfasern des *M. vastus lateralis*. Diese Autoren diskutieren aufgrund der Ergebnisse eine erhöhte Anfälligkeit der langsamen Muskelfasern nach Immobilisation. Für den *M. quadriceps* hingegen konnten Hortobagyi et al. (2000) keine Veränderungen der Faserverteilung infolge einer Ruhigstellung des Kniegelenks feststellen. Ähnliches berichteten Adams et al. (2003) nach Auswertung verschiedener Immobilisationsstudien mit anschließender Teilgewebeanalyse der entsprechenden Muskulatur. Den Autoren zufolge scheinen kurzfristige Immobilisationen der Kniestreckmuskulatur sowie des *M. gastrocnemius* eine gleichermaßen ausgeprägte Verminderung des Typ I und Typ II Faseranteils zur Folge zu haben. Längerfristige Ruhigstellungen führen hingegen sogar zu einer ausgeprägteren Verminderung an Typ II Fasern der Kniestreckmuskulatur.

Wie schwierig es jedoch ist, von einzelnen Teilgewebearbeiten Rückschlüsse auf die gesamte Faserverteilung eines Muskels zu ziehen, zeigt die Untersuchung von Johnson et al. (1973). In einer Autopsiestudie von sechs Personen bestimmten sie die Muskelfaserbeschaffenheit von 36 Muskeln. Für die Kniestreckmuskulatur (M. rectus femoris, M. vastus lateralis, M. vastus medialis) stellten sie in allen untersuchten Fällen Unterschiede des prozentualen Faseranteils von Typ I und Typ II Fasern zwischen tiefen und oberflächlich gelegenen Muskelanteilen fest. So zeigte beispielsweise ein untersuchter Fall im M. vastus medialis einen oberflächlich gelegenen Muskelfaseranteil an Typ I Fasern von 32%, in tieferen Muskelregionen des selben Muskels jedoch einen Typ I Faseranteil von 66%. Somit ist nicht auszuschließen, dass Teilbiopsiestudien oder oberflächenelektromyografische Messungen zu Fehlinterpretationen hinsichtlich der Muskelfaserbeschaffenheit und deren immobilisationsbedingten Veränderungen führen können.

Neben der Reduktion von Muskelfasern, Muskelmasseverminderungen und dem Muskelkraftverlust werden in der Literatur atrophiebedingte Verschlechterungen des Kraft-Geschwindigkeits-Verhältnisses (Adams et al, 2003) sowie biochemische Veränderungen (Appell, 1990) beschrieben.

2.4.4.2 Ischämie und Reperfusion

Operationen zum Ersatz des vorderen Kreuzbandes erfolgen in der Regel unter einem Zustand der Blutsperrung, auch Ischämie genannt. Infolge einer Ischämie und der Wiederaufnahme der Blutzufuhr (Reperfusion) kommt es zu nekrotischen Veränderungen des Muskelfasergewebes. Bereits kurze Zeiträume der Blutsperrung führen zu schweren strukturellen Schäden des Muskels, die nach spätestens fünf bis sieben Stunden irreversibel sind (Appell, 1997). Die weitere strukturelle Schädigung des betroffenen Gewebes durch Reperfusion ist vermutlich auf den dabei auftretenden oxidativen Stress zurückzuführen (Grace, 1994; Appell, 1997). Die expliziten Auswirkungen dieser teilnekrotischen Gewebeschädigung des Muskels auf die Muskelkraft und anderen funktionellen Variablen waren bisher nicht Gegenstand von Forschungsstudien. Für die therapeutische Ausgangslage muss daher davon ausgegangen werden, dass Muskelatrophien und damit verbundene funktionelle Veränderungen nach Kreuzbandoperationen ein Gesamtprodukt aus alltagsbedingter Minderbelastung (in einigen Fällen auch Teilimmobilisation), verminderter Ansteuerung und Ischämie-, Reperussionsfolgen sind.

2.4.4.3 Veränderungen der muskulären Ansteuerung

In den letzten Jahren sind die neurophysiologischen Probleme der Ansteuerung der Muskulatur vermehrt Gegenstand der Muskelfunktionsforschung geworden (z.B. Pfeifer, 1996; Wojtys & Huston,

2000; Urbach & Awiszus, 2002). Infolge von Verletzungen und Operationen des vorderen Kreuzbandes kann es zu einer zumindest partiellen Zerstörung der im Kreuzband bzw. den Menisken gelegenen Rezeptoren (Schultz et al., 1984; Friden, 2001) kommen. Aber auch intakte Rezeptoren des Kniegelenkbinnenraums übertragen wahrscheinlich aufgrund der Verletzung/Eingriffe veränderte Informationen (Schutzmechanismen) (Engelhardt, 1998; Engelhardt et al., 2000 & 2002; Friden, 2001). Ein Großteil der vorliegenden Literatur bezüglich der neuromuskulären Einschränkungen sieht in diesen Mechanismen den wesentlichen Grund afferenter und efferenter Störungen (u.a. Young et al., 1987; Pfeifer, 1996; Biedert & Zwick, 1998; Wojtys & Huston, 2000; Engelhardt et al., 2000). Grundlage dieser Annahme bilden folgende Ergebnisse verschiedener Forschungsstudien:

- hoher Muskelkraftverlust bei gleichzeitig geringerer Reduktion des Muskelquerschnitts (Kannus et al., 1992; Suzuki et al., 1994; Berg et al., 1997; Vandenborne et al., 1998; Thompson, 2002),
- bilaterale Einschränkungen bei der Aktivierbarkeit der Kniestreckmuskulatur nach einseitiger Kreuzbandverletzung (Stokes & Young, 1984; Hurley et al., 1992; Wojtys & Huston, 2000; Urbach & Awiszus, 2002),
- langzeitige funktionelle Defizite trotz struktureller Wiederherstellung des Muskelgewebes (u.a. Pfeifer, 1996; Wojtys & Huston, 2000; Järvelä et al., 2002),
- verminderte kinästhetische Empfindungen bei passiven Bewegungen bzw. bei der Reproduzierbarkeit von Winkelstellungen des Kniegelenks unter Ausschaltung visueller, optischer und kutaner Afferenzen (u. a. Beynnon et al., 1999; Fremery et al., 2000),
- verzögerte Latenzzeiten der Muskelkontraktion nach einer plötzlichen mechanischen Störung des Kniegelenks (Wojtys & Huston, 2000; Oeffinger et al., 2001),
- eingeschränktes Reflexverhalten (Stokes & Young, 1984; Biedert & Zwick, 1998; Wojtys & Huston, 2000; Dyhre-Poulsen & Krogsgaard, 2000),
- Defizite in der posturalen Kontrolle (Lysholm et al., 1998; Henriksson et al., 2001; Birmingham et al., 2001),
- verminderte Kraftschnelligkeitsfähigkeiten – „time-to-peak-torque“ (Wojtys & Huston, 2000),
- verlängerte elektromechanische Verzögerungszeiten (Kaneko et al., 2002).

Einen weiteren Hinweis auf arthrogen bedingte Hemmungen der muskulären Ansteuerung nach Kreuzbandersatz liefert die verminderte willkürliche muskuläre Aktivierbarkeit der Kniestreckmuskulatur (Hurley et al., 1992; Pfeifer, 1996; Urbach & Awiszus, 2002). Allerdings betonen einige Autoren (Stokes & Young, 1984; Suter et al., 1998), dass Aktivierungsdefizite auch mit

Schmerz- oder Schwellzuständen der betroffenen Region und nicht nur mit Schädigungen gelenksnaher Rezeptorstrukturen begründet werden können.

Methodische Probleme hinsichtlich der Reliabilität und Validität werden für das häufig angewandte Verfahren der Winkelreproduktion des Kniegelenks unter Ausschaltung optischer, akustischer und kutaner Afferenzen zur Erkennung propriozeptiver Defizite beschrieben. Dementsprechend werden für dieses Verfahren auch kontroverse Ergebnisse hinsichtlich der Einschränkungen bei kreuzbandoperierten Patienten dokumentiert (Überblick bei Fridè et al., 2001).

Mögliche zentralnervöse Veränderungen bei Kreuzbandpatienten werden aufgrund verlängerter Muskelreaktionszeiten nach einem externen (optischem) Signal (Kaneko et al., 2002), vor allem jedoch aufgrund prä- und postoperativ festgestellter pathologischer Muster von kortikal gemessenen somatosensorisch evozierten Potenzialen (Valerani et al., 1999) vermutet.

2.4.5 Wiederherstellung und Trainierbarkeit muskulärer Defizite

Anhand von Untersuchungen mit gesunden Probanden und im Rahmen von Tierversuchsstudien konnte die vollständige Reversibilität funktioneller und muskulärer Strukturen nach Immobilisation ohne Verletzungshintergrund nachgewiesen werden.

So überprüften Suzuki et al. (1994) nach einer 20tägigen Immobilisation die Wiederherstellung muskulärer Funktionen innerhalb einer Gruppe, die in der Remobilisation dreimal wöchentlich über insgesamt acht Wochen ein leichtes Ergometertraining durchführte sowie innerhalb einer Gruppe ohne Trainingsmaßnahmen. In der Folgeuntersuchung acht Wochen nach Beendigung der Immobilisation erreichten die Probanden beider Gruppen in der Kniebeuge- und Kniestreckmuskulatur ähnlich hohe Maximalkraftwerte wie vor der Immobilisation. Die Autoren diskutieren aufgrund ihrer Ergebnisse, dass in der Remobilisationsphase die Alltagsbelastung auf einem gleichen Niveau wie vor der Immobilisation einen ausreichenden Trainingsreiz für die Wiederherstellung der Maximalkraft bietet. Für gesicherte Erkenntnisse war die Probandenanzahl mit neun Personen jedoch zu gering und es ist zudem unklar, ob ein intensiveres Training als das reine Ergometertraining evtl. zu einer schnelleren Wiederherstellung in der Behandlungsgruppe geführt hätte.

Den Einfluss verschiedener Trainingsformen bei der Wiederherstellung des atrophierten M. quadriceps femoris untersuchten Hortobagyi et al. (2000). Infolge einer dreiwöchigen Immobilisation stellten sie ein Kraftdefizit von 47% im Vergleich zum Ausgangswert fest, das zwei Wochen nach Beendigung der Immobilisation ohne durchgeführtes spezielles Training lediglich noch 11% betrug. Nach einer zwölfwöchigen Trainingsphase wurden bessere Kraftwerte in einer exzentrisch und exzentrisch/konzentrisch trainierenden Gruppe im Vergleich zu einer rein konzentrisch trainierenden Gruppe festgestellt.

Allerdings lagen die Maximalkraftwerte aller Gruppen nach Beendigung des Trainings weit oberhalb der vor der Immobilisation gemessenen Ausgangswerte, so dass die Ergebnisse hier eher auf ein Muskelaufbautraining eines wiederhergestellten Muskels und weniger auf ein reines Atrophietraining zurückzuführen sind.

Kannus et al. (1998) untersuchten anhand einer Tierversuchsstudie mit 42 Ratten die Einflüsse einer achtwöchigen Remobilisation nach einer dreiwöchigen Immobilisation auf die morphologischen Strukturen (z.B. Muskelfaserquerschnitt) des M. soleus und M. gastrocnemius. Sie beobachteten, dass Ratten die in der Remobilisationsphase ein hochintensives Lauftraining durchführten, ihre Ausgangswerte vollständig wiederherstellen konnten, während Ratten mit freier Bewegung aber ohne spezielles Training wesentlich schlechtere Ergebnisse erreichten. Eine Differenzierung des Trainings in hohe und niedrige Intensität führte zu einer geringfügigen Erhöhung des Querschnitts an langsamen Muskelfasern infolge des Trainings mit niedriger Intensität und einer geringfügigen Erhöhung des Querschnitts an schnellen Muskelfasern nach Training mit hoher Intensität. Die Autoren diskutieren aufgrund der Ergebnisse die vollständige Wiederherstellbarkeit muskulärer Strukturen nach Immobilisation, allerdings unter der Voraussetzung, dass ein entsprechendes Training mit hoher Intensität durchgeführt wird.

Ebenfalls eine vollständige Wiederherstellbarkeit funktioneller und struktureller Einschränkungen nach einer durch verminderte Belastung hervorgerufenen Muskelatrophie, konnten Tesch et al. (2005) nachweisen. Sie stellten bei Astronauten, die über 17 Tage nicht der Erdgravitation ausgesetzt waren, eine Maximalkraftreduktion des M. quadriceps um zehn Prozent fest, die 16 Tage nach Beendigung des Raumfluges ohne spezielles Training bereits wieder behoben war.

In der Konsequenz unterstützen die Forschungsergebnisse der Reversibilität reiner Immobilisationsfolgen ohne Verletzungshintergrund die in der Literatur (u.a. Stokes & Young, 1984; Young et al., 1987; Hurley et al., 1992; Urbach & Awiszus, 2002) vertretene Annahme, dass die nach Kreuzbandoperationen festgestellten Langzeitdefizite wahrscheinlich auf Störungen der Propriozeption (veränderte Informationen auf afferenten und efferenten Bahnsystemen) bzw. zentralnervöse Veränderungen und weniger auf strukturelle Schädigungen des Muskels zurückzuführen sind.

Die Hypothese der Therapieresistenz von Einschränkungen der neuromuskulären Ansteuerung wird zudem durch Untersuchungen von Hurley et al. (1992) gestützt, die keinen Einfluss eines intensiven Rehabilitationsprogramms auf eine Verringerung der muskulären Aktivierungshemmungen feststellten. Sie diagnostizierten sowohl vor, als auch nach einem vierwöchigen Rehabilitationstraining (sechs Stunden an fünf Tagen in der Woche) ähnlich hohe Aktivierungsdefizite der

Quadricepsmuskulatur in der betroffenen und in der nicht-betroffenen Extremität bei Patienten mit isolierter Kreuzbandruptur.

2.4.6 Forschungsstand und Forschungsdefizite von Nachbehandlungskonzepten in der postoperativen Rehabilitation nach Kreuzbandersatz

Vielfach wird im Zusammenhang mit der Aufrechterhaltung langfristiger neuromuskulärer Defizite vor allem der unzureichende Forschungsstand bezüglich bewegungstherapeutischer Versorgung diskutiert (vgl. Howell et al., 1996; Shelbourne & Davis, 1999; Shelbourne & Gray, 2000; Cmielewski et al., 2001). Ergebnisse einzelner, unspezifischer Interventionsstudien z.B. von Urbach et al. (2001), Snyder-Mackler et al. (1995), Draper (1990) oder Rutherford et al. (1990) unterstützen diese Ursachenzuschreibung. Resultat der anhaltenden Forschungsdefizite ist das Fehlen einheitlicher Richtlinien für die Nachbehandlung von Kreuzbandoperationen. Um gerade solche Richtlinien aufstellen zu können, bedarf es einer umfassenden Evidenzbasierung einzelner Interventionsmaßnahmen, vor allem in Bezug auf deren Langzeiteffekte. Für die Erfassung von Langzeiteffekten bewegungstherapeutischer Interventionen fehlt es in der wissenschaftlichen Forschung aber an geeigneten Studien, die aufzeigen, welche Outcome-Variablen überhaupt geeignet sind, um Veränderungen von funktionellen Defiziten sowie Adaptationen an Training in der Therapie zu beschreiben.

Die nachfolgenden Kapitel geben einen kurzen Überblick über bereits bestehende Nachbehandlungskonzepte nach Kreuzbandrekonstruktion und dem bisherigen Forschungsstand bzw. der daraus resultierenden Forschungsproblematik zur Trainierbarkeit bzw. Wiederherstellbarkeit der zuvor beschriebenen muskulären (Langzeit)defizite nach operativem Kreuzbandersatz.

2.4.6.1 Ausrichtung der Nachbehandlungskonzepte

Die postoperative Rehabilitation nach Ersatz des vorderen Kreuzbandes unterlag in den vergangenen 20 Jahren einem ständigen Entwicklungsprozess, der zum einen von den sich verändernden Operationstechniken und der damit verbundenen Stabilität des Transplantats, und zum anderen von der Problematik funktioneller Langzeitdefizite angetrieben wurde.

In den 80er Jahren wurde für die Behandlung nach operativer Versorgung des vorderen Kreuzbandes unter Verwendung des mittleren Drittels der Patellasehne noch eine zwölfwöchige Phase der Transplantatheilung unter Immobilisation (teilweise Gipsimmobilisation) und ohne Gewichtsbelastung festgeschrieben. Anschließend wurde mit leichten Übungen begonnen und mit

zunehmender Wochenzahl ansteigende Teilbelastungen des betroffenen Beines bis hin zur Vollbelastung verordnet. Eine Rückkehr zu den gewohnten Alltagsaktivitäten erfolgte meist nicht vor dem neunten und der Beginn sportlicher Belastung nicht vor dem zwölften Monat (Paulos et al., 1981; Elmqvist, 1989). Die langen Phasen der Immobilisation bzw. der vorsichtigen Belastungssteigerung resultierten aus der Kenntnis der langen Transplantatheilung und der damit verbundenen Überzeugung, dass früh einwirkende Kräfte bzw. Zugwirkungen die Heilungsprozesse erheblich beeinträchtigen könnten.

Zu einem Umdenken in der Nachbehandlung von Kreuzbandoperationen kam es, nachdem Shelbourne & Nitz (1990) die Effektivität einer „beschleunigten“ Rehabilitation mit sofortiger Vollbelastung, vollständiger Kniestreckung und passiven Bewegungen bis 90° Flexion des Kniegelenkes nachweisen konnten. Negativwirkungen auf das Transplantat infolge dieser aggressiveren Therapie wurden nicht beobachtet. Nachdem auch spätere Untersuchungen die Wirksamkeit eines aggressiv gestalteten postoperativen Therapieverlaufs feststellten (Howell et al., 1996; Shelbourne & Davis, 1999; Shelbourne & Gray, 2000; Barber-Westin et al., 1999), etablierte sich das Prinzip der beschleunigten Rehabilitation und wurde nach und nach in die Nachbehandlungskonzepte der Rehabilitationseinrichtungen bzw. der Krankenhäuser aufgenommen. Während Shelbourne & Nitz (1990) in ihrem Konzept eine zeitliche Orientierung für den Einsatz rehabilitativer Maßnahmen angeben, formulieren Bizzini & Munzinger (1999) statt eines festgelegten Ablaufes der einzelnen Rehabilitationsstufen bestimmte Kriterien (z.B. 60% der MVC der nicht-operierten Seite), die erfüllt werden sollten, um weitere Belastungssteigerungen nach Kreuzbandersatz einzuleiten. Andere Autoren (Meyer und Biedert, 2000; Engelhardt et al., 2002) unterstützen diese Form der individuell angepassten, kriterienbezogenen Rehabilitation, liefern allerdings auch gleichzeitig einen annähernden zeitlichen Rahmen für die einzelnen Rehabilitationsphasen.

2.4.6.2 Therapieschwerpunkte und ihre Evidenzbasierung

Die Unterschiede der inhaltlichen Gestaltung der rehabilitativen Konzepte und die fehlenden einheitlichen Prinzipien, sowohl in der zeitlich-strukturierten als auch in der kriterienorientierten Rehabilitation, spiegeln die Komplexität der Forschungsdefizite nach Kreuzbandrekonstruktion wieder. Tabelle 5 gibt einen Überblick über die einzelnen Therapieschwerpunkte in der Nachbehandlung nach operativer Kreuzbandrekonstruktion und deren wissenschaftlichen Nachweis zur Beeinflussbarkeit von Langzeitdefiziten.

Tabelle 5: Kurz- und langfristige Effekte einzelner Therapiemethoden/Richtlinien in der bewegungstherapeutischen Nachbehandlung von Kreuzbandersatz

Therapiemethode/ Richtlinie	Kurzfristige Effekte (< 6 Monate)		Langfristige Effekte (> 6 Monate)	
	ja	nein	ja	nein
sofortige Vollbelastung	Shelbourne & Nitz, 1990; Kvist, 2004			Jorgensen et al., 1995; Tyler et al., 1998
sofortige Schulung der Beweglichkeit	Kvist, 2004			Beynonn et al., 2002; Kvist, 2004
unmittelbares Quadricepstraining		Shaw et al., 2005		Shaw et al., 2005
Propriozeptives Training	Liu-Ambrose et al., 2003	Cooper et al., 2005		

Es zeigt sich, dass Forschungsstudien (z.B. Shelbourne & Nitz, 1990) zwar die Wirksamkeit einer beschleunigten Rehabilitation auf den direkten Rehabilitationsverlauf nachweisen konnten, langfristig aber bisher noch keine Auswirkungen einer speziellen Trainingsmethode im Sinne einer verbesserten Funktionalität bzw. geringeren Ausprägung von muskulären Langzeitdefiziten beobachtet wurde. Im Folgenden werden die mitunter gravierenden Unterschiede in den Therapieschwerpunkten und deren Evidenzbasierung anhand der aktuellen Literaturlage ausführlich erklärt. Dabei wurden nur Studien berücksichtigt, deren Veröffentlichungen nicht länger als zehn Jahre zurücklagen und somit auch von den Forschungsergebnissen hinsichtlich der Effektivität aggressiver Rehabilitation von Shelbourne & Nitz (1990) beeinflusst wurden.

2.4.6.2.1 Zeitliche Dauer rehabilitativer Maßnahmen

Für die zeitliche Dauer rehabilitativer Maßnahmen finden sich in der Literatur flexible und meist konzeptspezifisch unterschiedliche Richtlinien. Nahezu allen Rehabilitationsmodellen ist die initiale postoperative Krankenhausphase gemeinsam, die zwischen vier Tagen und einer Woche andauern kann. Dem schließen sich sofortige ambulante Therapiemaßnahmen an, die minimal bis zur fünften meist aber bis zur achten/zehnten/zwölften postoperativen Woche durchgeführt werden (Shelbourne et al., 1997; Bizzini & Munzinger, 1999; Meyer und Biedert, 2000; Engelhardt et al., 2002). Vereinzelt finden sich auch Programme die ein therapiegeleitetes Training darüber hinaus empfehlen. Die Rückkehr zur sportlichen Aktivität erfolgt meist erst, wenn der Patient verschiedene Kriterien hinsichtlich der Funktionalität, Stabilität und Kraftfähigkeiten erfüllt (Überblick bei Kvist, 2004). Das kann je nach Autor

bereits nach zwei Monaten (Shelbourne et al., 1997), nach sechs Monaten (Meyer & Biedert, 2000) oder auch erst nach neun Monaten (Engelhardt et al., 2002) sein.

Die wenigen Studien, die Effekte unterschiedlich langer Zeiträume rehabilitativer Maßnahmen nach Kreuzbandersatz untersucht haben, kamen zu kontroversen Ergebnissen (Überblick bei Risberg et al., 2004), so dass hierzu bisher keine eindeutigen Aussagen getroffen werden können.

2.4.6.2.2 Vollbelastung

Das Erreichen der Vollbelastung gilt innerhalb der postoperativen Rehabilitation nach operativer Versorgung des vorderen Kreuzbandes als eine Schlüsselphase, da sie die notwendige Voraussetzung für die Rückkehr zur Alltagstätigkeit sowie für weitere, fortgeschrittene Therapiemaßnahmen, wie beispielsweise Gangschule, Kraftschulung oder Koordinationstraining, ist.

Auf Basis früherer Forschungsergebnisse (Shelbourne & Nitz, 1990) empfehlen Shelbourne et al. (1997) in ihrem Rehabilitationsprogramm zwar die sofortige Vollbelastung, allerdings nur im Kombination mit einer stark eingeschränkten Alltagstätigkeit in der ersten postoperativen Woche, um so das Risiko von Schwellungen im Kniegelenk minimal zu halten. Zur Vorbeugung von pathologischen Veränderungen des Gangbildes besteht die Möglichkeit, in diesem Zeitraum zusätzlich Gehhilfen einzusetzen.

Engelhardt et al. (2002) formulieren in ihrem „Frankfurter Rehabilitationsschema“ für den ersten Operationstag eine Teilbelastung von 20kg, die dann innerhalb von wenigen Tagen in eine Vollbelastung übergeht. Voraussetzung dafür ist allerdings, dass das Kniegelenk ergussfrei und voll streckbar ist.

Bei Bizzini & Munzinger (1999) ist die Vollbelastung des operierten Beines an folgende Kriterien gebunden: 60% der Maximalkraft im operierten Bein im Vergleich zur nicht-operierten Seite, Schmerzfreiheit und volle Streckung im Kniegelenk. Im Rahmen eines zeitlich orientierten Rehabilitationsschemas legen sie gleichzeitig die Phase der Vollbelastung auf die zweite postoperative Woche fest.

Meyer und Biedert (2000) geben hingegen für den Beginn der Vollbelastungsphase einen ungefähren Zeitraum an, der im Bereich der vierten postoperativen Woche liegt. Gleichzeitig formulieren sie als Bedingungen genügendes Bewegungsausmaß, ergussfreies Kniegelenk und volle muskuläre Kontrolle.

Ähnliche Differenzen hinsichtlich der zeitlichen Strukturierung der Vollbelastungsphase nach Kreuzbandersatz innerhalb der Literatur dokumentiert Kvist (2004) in ihrem Review-Artikel. Allerdings präsentierten zumindest rund zwei Drittel der ausgewerteten Studien (21 von 34)

Rehabilitationsprogramme mit einer einheitlichen Festlegung der Vollbelastung auf den ersten postoperativen Tag.

Die Effekte einer sofortigen Vollbelastung im Vergleich zu einer Vollbelastung ab der zweiten postoperativen Woche auf Knieschmerz, Funktionalität, elektromyografische Aktivität des M. vastus medialis, Knielaxität und Beweglichkeit untersuchten Tyler et al. (1998). Sieben Monate postoperativ konnten von den Autoren bezüglich der untersuchten Variablen keine Unterschiede zwischen den Gruppen festgestellt werden. Diese Ergebnisse sind ähnlich denen von Jorgensen et al. (1995), die in einer zwei Jahre postoperativ durchgeführten Untersuchung von Patientengruppen mit sofortiger und mit fünf Wochen postoperativ angesetzter Vollbelastung nahezu gleiche Funktionalität und Laxität im Kniegelenk beobachteten. Somit scheint der Zeitpunkt der Vollbelastung keinen Einfluss auf mögliche Spätzustände zu haben. Endgültige Aussagen hinsichtlich kurzfristiger Wirkungen können hingegen aufgrund des Mangels an Forschungsstudien bisher nicht getroffen werden, obwohl im Allgemeinen davon ausgegangen wird, dass sich eine frühe Vollbelastung positiv auf den unmittelbaren Verlauf der weiteren Rehabilitation auswirkt.

2.4.6.2.3 Beweglichkeit

Eine sofortige Förderung der Beweglichkeit des Kniegelenks nach operativen Kreuzbandersatz wird in nahezu allen Rehabilitationsprogrammen beschrieben (Kvist, 2004). Shelbourne et al. (1997) und Meyer & Biedert (2000) formulieren beispielsweise eine Beweglichkeit von bis zu 90° Flexion und in die volle Extension des Kniegelenkes noch während der Krankenhausphase. Engelhardt et al. (2002) empfehlen ab dem ersten postoperativen Tag eine Knieflexion bis zur Schmerzgrenze und die volle Extension ohne dabei jedoch eine Überstreckung zu provozieren. Ein überwiegender Teil der Rehabilitationskonzepte betont die Notwendigkeit einer möglichst frühen Beweglichkeitsschulung um weitere Immobilisationsschäden wie z.B. Muskelkraftverluste zu vermeiden.

Langfristig konnten allerdings keine Unterschiede zwischen einer sofortigen und einer verzögerten Bewegung im Kniegelenk hinsichtlich späterer Kniefunktionalität bzw. Gewebeanpassungen festgestellt werden (Beynon et al., 2002; Kvist, 2004).

2.4.6.2.4 Muskelaufbautraining des M. quadriceps femoris

Für die initiale Phase nach operativer Versorgung der vorderen Kreuzbandruptur beschreiben nahezu alle Konzepte ein dosiertes Training des M. quadriceps femoris, um weiterer Muskelatrophie vorzubeugen. Trainiert wird dabei meist mit Hilfe von isometrischen Anspannungsübungen (Engelhardt et al., 2002) bzw. langsamen Bewegungen des Beines mit

gestrecktem Kniegelenk gegen die Schwerkraft (Shelbourne et al., 1997). Engelhardt et al. (2002) unterscheiden das Training zum Erhalt der langsamen Muskelfasern (Typ I Fasern) von einem Training zum Erhalt der schnellen Muskelfasern (Typ II Fasern). Da die für den Erhalt von schnellen Muskelfasern notwendigen explosivkräftigen Bewegungen nicht durchgeführt werden können, empfehlen die Autoren den Einsatz elektromuskulärer Stimulation um strukturelle Veränderungen so gering wie möglich zu halten.

Shaw et al. (2005) konnten bei einer randomisiert-kontrollierten Untersuchung von insgesamt 103 Patienten nach Kreuzbandersatz nur geringe, nicht-signifikante und kurzfristige Effekte eines frühzeitigen Quadricepstrainings während der ersten beiden postoperativen Wochen nachweisen. Mittel- (drei Monate postoperativ) und langfristig (sechs Monate) wies die Gruppe mit dem frühen Krafttraining ebenso hohe Maximalkraftwerte auf, wie die Gruppe ohne frühzeitiges Training.

Im fortgeschrittenen Rehabilitationsverlauf werden für ein Aufbautraining des M. quadriceps femoris Übungen in der geschlossenen kinetischen Kette (Kniebeuge), aber auch an Geräten bzw. Freihanteln empfohlen (Shelbourne, 1990; Meyer & Biedert, 2000; Engelhardt et al., 2002). Die Belastungsdosierung und Belastungssteigerung sollte dabei individuell unterschiedlich und nach Einschätzungskriterien des Therapeuten erfolgen. Obwohl im Zusammenhang mit dem Muskelaufbautraining der Kniestreckmuskulatur nach Kreuzbandersatz vor allem Übungen in der geschlossenen kinetischen Kette empfohlen werden, stellten sowohl Kvist (2004) als auch Risberg et al. (2004) bei der Auswertung verschiedener Studien keine Vorteile gegenüber Übungen in der offenen kinetischen Kette fest. Zwischen beiden Trainingsformen konnten hinsichtlich der Belastungen auf die translatorische Verschiebung der Tibia oder der Trainierbarkeit des Quadriceps keine Unterschiede beobachtet werden.

2.4.6.2.5 Propriozeptives Training

Aufgrund der Annahme, dass geschädigte Rezeptorstrukturen bzw. eingeschränkte propriozeptive Fähigkeiten für die muskulären Langzeitdefizite verantwortlich zu sein scheinen, wurden in den letzten Jahren spezielle neuromuskuläre/propriozeptive Trainingsprogramme entwickelt. Ihr Hauptaugenmerk liegt vor allem auf einem dynamisch, koordinativen Training, beispielsweise unter Verwendung von Balanceübungen (Risberg et al., 2001). Untersuchungen zur Effektivität solcher neuromuskulären Trainingsprogramme kamen bisher zu kontroversen Ergebnissen. So konnten Liu-Ambrose et al. (2003) die Wirksamkeit eines neuromuskulären Trainingsprogramms im Vergleich zu einem normalen Krafttraining nach Kreuzbandersatz nachweisen. Nach Beendigung eines zwölfwöchigen Trainings zeigte die Gruppe mit dem neuromuskulären Training eine deutlich bessere Entwicklung des isokinetischen Drehmoments. Keine Unterschiede

zwischen einem propriozeptiv und einem muskelkräftigend ausgelegten Therapieprogramm über sechs Wochen, stellten hingegen Cooper et al. (2005) hinsichtlich der Ergebnisse von Einbein-Sprung-Tests (one-leg hop test) fest.

Anhand kreuzbandverletzter Patienten ohne operative Wiederherstellung konnte die Effektivität eines speziell angelegten neuromuskulären Trainings hinsichtlich Verbesserung der Schnellkraftfähigkeit (Ihara & Nakayama, 1986) und der Reflexlatenz der Kniebeuger (Beard et al., 1994) nachgewiesen werden. Fitzgerald et al. (2000) beschrieben ebenfalls die Wirksamkeit eines neuromuskulären Trainings mit dem Schwerpunkt auf Übungen unter dem Einfluss von Störsignalen hinsichtlich der Verbesserung der Alltagsaktivitäten und der Kniefunktionalität. Zwar zeigte die Kontrollgruppe, die ein Standardprogramm absolvierte, ähnlich ausgeprägte Verbesserungen unmittelbar nach Beendigung der Rehabilitation, langfristig (sechs Monate nach Beendigung des Trainings) waren jedoch für die neuromuskuläre Trainingsgruppe bessere Werte festzustellen.

Keinen Einfluss eines normalen vierwöchigen Rehabilitationstrainings konservativ behandelter Kreuzbandverletzungen auf die Reproduzierbarkeit von Kniegelenkstellungen stellten hingegen Carter et al. (1997) fest.

2.4.6.3 Auswirkungen des Fehlens einheitlicher Richtlinien auf die Therapiepraxis

Marx et al. (2003) erfassten die Therapierichtlinien von 261 Orthopäden der „American Academy of Orthopaedic Surgeons“ für die Nachbehandlung postoperativen Kreuzbandersatzes und stellten teilweise deutliche Differenzen bezüglich der Vollbelastung, des Bewegungsausmaßes, dem Wiedereinstieg in die sportliche Tätigkeit und der notwendigen Dauer therapeutischer Maßnahmen fest. Beispielsweise sprachen sich zwar 54% der Befragten für die volle Belastbarkeit unmittelbar nach der Operation des vorderen Kreuzbandes aus, 32% setzten allerdings die Vollbelastung drei Wochen postoperativ und 13% sogar erst sechs Wochen postoperativ an. Als eine mögliche Ursache diskutieren die Autoren den fehlenden Forschungsstand von Nachbehandlungsprinzipien nach Kreuzbandrupturen, da eine hohe Übereinstimmung unter den befragten Personen immer dann festgestellt wurde, wenn eine Behandlungsstrategie bereits zuvor anhand wissenschaftlicher Studien abgesichert werden konnte. Bei geringen Übereinstimmungen, beispielsweise bei der Dauer physio- bzw. bewegungstherapeutischer Maßnahmen, konnte hingegen ein Zusammenhang zu fehlenden Studien dieser Problematik beobachtet werden. Ähnliche, wenn auch nicht ganz so ausgeprägte Unterschiede, dokumentierten Feller et al. (2001) für die postoperative Nachbehandlung von Kreuzbandverletzungen nach einer vergleichbaren Umfrage unter 40 Mitgliedern der „Australian Knee Society“.

Allerdings kann im deutschsprachigen Raum die Problematik des Fehlens einheitlicher Strukturen in der Therapiepraxis nicht ausschließlich mit dem Defizit an aussagekräftigen Interventionsstudien erklärt werden. Die Zulassungen und Bestimmungen über den Umfang von Rehabilitationsmaßnahmen unterliegen in der Regel dem jeweiligen Kostenträger (Krankenkassen, Rentenversicherung etc.), so dass trotz ähnlicher Voraussetzungen der Patienten meist interindividuelle Unterschiede hinsichtlich des Beginns und der Dauer der rehabilitativen Therapiemaßnahmen zu finden sind. In der Praxis lassen sich mitunter Patienten finden, die nach Kreuzbandersatz über acht bis zehn Wochen intensiv rehabilitiert werden, während andere Patienten maximal drei Wochen oder gegebenenfalls auch keine ambulanten Rehabilitationsmaßnahmen erhalten. Die Unterschiede in den Verordnungen sind wahrscheinlich einerseits mit den fehlenden Kenntnissen hinsichtlich der Effektivität von Nachbehandlungsdauer sowie Nachbehandlungsdurchführung zu erklären, andererseits aber auch auf fehlende finanzielle Mittel der Kostenträger zurückzuführen.

Auch in der Praxis des Rehabilitationstrainings finden sich, unabhängig der Differenzen zwischen den überwiegend krankenhausspezifischen Konzepten, Behandlungsunterschiede. Ursache ist, dass die Auswahl von Übungsformen und Belastungsintensitäten bzw. Belastungsnormativen auf Basis ärztlich festgelegter Indikationen und Kontraindikationen und in der Regel nach subjektiven, erfahrungsgestützten Kriterien des behandelnden Therapeuten (individuelle Ausbildungsrichtlinien, Fortbildungen und Bereitschaft zur Aneignung neuester Forschungsergebnisse) und dem Belastbarkeitsempfinden des Patienten erfolgt. So kann man auch heute noch weitgehend der Aussage von Snyder-Mackler et al. (1995, S.1172) zustimmen, die konstatieren: "Rehabilitation after reconstruction of the anterior cruciate ligament continues to be guided more by myth and fad than by science."

2.4.6.4 Forschungsproblematik hinsichtlich der Eignung von Untersuchungsverfahren zur Erfassung neuromuskulärer Adaptationen

Die Übersicht zum Forschungsstand von Nachbehandlungskonzepten und der Trainierbarkeit muskulärer Defizite zeigt, dass Studien, die die Wirksamkeit einer spezifischen Interventionsmethode untersucht haben, zu teilweise kontroversen Ergebnissen kamen. Die daraus resultierende Interpretationsproblematik bezüglich der Effektivität einzelner Maßnahmen wird zusätzlich durch die Unterschiede hinsichtlich der angewandten Untersuchungsverfahren verstärkt.

Beispielsweise haben die wenigen Studien zur Effektivität aggressiver versus nichtaggressiver Therapieprogramme am Menschen (Howell et al., 1996;

Shelbourne & Davis, 1999; Shelbourne & Gray, 2000; Barber-Westin et al., 1999) keine neuromuskulären Kennwerte untersucht, sondern sich auf die Untersuchung der Kniegelenkslaxizität (Kniearthrometer), der isokinetischen Maximalkraft sowie der durch Scores beurteilten gelenkbezogenen Funktionsfähigkeit als Outcome-Variablen beschränkt. Das aber gerade neuromuskuläre Veränderungen für die Wiederherstellung der Funktionalität des Kniegelenks von entscheidender Bedeutung sind, zeigen Untersuchungen von Urbach et al. (2000), die aufzeigen konnten, dass Patienten mit hohen Aktivierungsdefiziten von physiotherapeutischen Maßnahmen, die auf Willküraktivität beruhen, wenig profitieren, sowie Untersuchungen von Torry et al. (2000) und Lewek et al. (2002), die nachwiesen, dass veränderte Muskelfunktionen des M. quadriceps nach Kreuzbandoperationen entscheidenden Einfluss auf pathologische Gangmuster haben.

3 Zielsetzungen

Zusammenfassend konnten anhand des aktuellen Forschungsstandes folgende Forschungsdefizite der bewegungstherapeutischen Nachbehandlung nach operativen Kreuzbandersatz herausgearbeitet werden:

- Fehlende Richtlinien bezüglich der einheitlichen Gestaltung des Rehabilitationsablaufes (Beginn, Dauer, Intensität, Phasenstrukturierung).
- Notwendigkeit einheitlicher Richtlinien in der Rehabilitation ist unklar.
- Fehlende Kenntnisse hinsichtlich des Einflusses von reinen Alltagsbelastungen auf die postoperative Regeneration und deren Wechselwirkungen mit bewegungstherapeutischen Maßnahmen.
- Fehlende Kenntnisse der Beeinflussbarkeit muskulärer Langzeitdefizite durch Bewegungstherapie. Keine der untersuchten Interventionsmaßnahmen konnte eine langfristige Beeinflussung von Muskelfunktionen nach Kreuzbandersatz nachweisen.
- Es ist unklar, welche Interventionsformen zu einer frühzeitigen Wiederherstellung der Muskelaktivierung bzw. zu einer Reduktion neuromuskulärer (arthrogener) Hemmungen führen.
- Keine therapiespezifischen Belastungsnormative für das Training von Muskelfunktionen vorhanden.
- Problematik der für Interventionsstudien geeigneten Untersuchungsmethodik.

Ziel dieser Arbeit ist es, im Rahmen einer einjährigen Längsschnittstudie die operationsbedingten sowie die kurz- und langfristigen Veränderungen des M. quadriceps femoris nach operativer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes zu untersuchen. Aufgrund der geringen Forschungsbasis auf diesem Gebiet und dem daraus resultierenden Mangel an geeigneten Forschungsansätzen, soll diese Studie in erster Linie zur Formulierung von entsprechenden Hypothesen und weiterführenden Forschungsfragen führen und damit eine Grundlage für mögliche Interventionsstudien liefern. Daher wurde ein Untersuchungsdesign gewählt, dass auch Rückschlüsse auf den individuellen Verlauf der postoperativen Rehabilitation unter Berücksichtigung aller bewegungsbezogenen Einflüsse aus Therapie und Alltag auf den Patienten zulässt. Zu diesem Zweck wurden Patienten untersucht, die ein übliches, vom Kostenträger festgeschriebenes, Rehabilitationsprogramm absolvierten. Umfang, Dauer und Interventionsmaßnahmen während der ambulanten Rehabilitation wurden ebenso dokumentiert, wie Alltags- und Sportaktivitäten im Verlauf des postoperativen Jahres. Untersucht wurden Muskelfunktionsvariablen, die in der Literatur oft zur Beschreibung von muskulären Defiziten nach Kreuzbandersatz dienen.

4 Fragestellungen

Ausgehend von den oben genannten Defiziten und der abgeleiteten Zielstellung dieser Arbeit, orientiert sich der empirische Teil an der Bearbeitung der im Folgenden aufgelisteten Fragestellungen. Anhand dieser Fragestellungen soll geklärt werden, welche Variablen geeignet sind, um Adaptionsverläufe und interventionsspezifische Veränderungen in der muskulären Rehabilitation nach Kreuzbandersatz zu erfassen. Es sollen zudem Rückschlüsse auf die Eignung von Rehabilitationsmaßnahmen gezogen und gegebenenfalls Erkenntnisse hinsichtlich deren Einsatz, Dauer und Wechselwirkungen mit den Alltagsbelastungen gewonnen werden. Aufgrund der geringen Forschungsbasis wird auf die Formulierung konkreter Hypothesen verzichtet. Vielmehr soll diese Arbeit einen Beitrag zur Generierung von geeigneten Hypothesen für weiterführende Studien leisten.

- 1. Zeigen neuromuskuläre Untersuchungsvariablen, die in der Literatur zu Defizitdiagnosen nach Kreuzbandverletzungen herangezogen werden, Veränderungen über den Untersuchungszeitraum von einem Jahr und dabei einen unterschiedlichen Zeitverlauf im links/rechts Vergleich?**
- 2. Weisen die erhobenen Kenngrößen langfristig Defizite im Vergleich zu den Kontrollvariablen (gesunde Probanden; nicht operierte Extremität) auf?**
- 3. Welche der Muskelfunktionsvariablen, die Veränderungen über die Zeit und dabei einen unterschiedlichen Seitenverlauf aufwiesen, zeigen ein unterschiedliches Anpassungsverhalten während der Phasen mit und ohne Rehabilitationsmaßnahmen?**

Neben der Bearbeitung dieser Fragestellungen werden die angewandten Untersuchungsvariablen vor Beginn der Untersuchung der Kreuzbandpatienten einer Evaluation mit Messung der Test-Retest-Reliabilität und der leistungsspezifischen Ausprägung der Werte unterzogen. Dabei wurde folgende Fragestellung bearbeitet, die eine Hauptgrundlage der Methodendiskussion in der vorliegenden Arbeit bilden soll.

- 4. Zeigen die Untersuchungsvariablen eine hohe Test-Retest-Reliabilität und können sich leistungsspezifische Abstufungen in den Messwerten festgestellt werden?**

5 Empirischer Teil

5.1 Methodik

5.1.1 Stichprobe

Insgesamt nahmen 14 sportlich aktive Patienten (13 männlich, eine weiblich) mit operativ versorgter Ruptur des vorderen Kreuzbandes an der einjährigen Längsschnittstudie teil. Bei Untersuchungsbeginn lag das mittlere Alter der untersuchten Personen bei $27,5 \pm 7,6$ Jahren und die mittlere Körpermasse bei $77,5 \pm 7,9$ kg (Übersicht in Tabelle 6).

Tabelle 6: Allgemeine Patientendaten

	Alter [Jahre]	Körpermasse [kg]	Geschlecht	Verletzte Seite
Patient 1	34	74	männlich	rechts
Patient 2	21	74	männlich	rechts
Patient 3	29	75	männlich	links
Patient 4	19	84	männlich	links
Patient 5	24	72,5	männlich	links
Patient 6	41	90	männlich	rechts
Patient 7	24	72,5	männlich	rechts
Patient 8	28	74	männlich	links
Patient 9	35	90	männlich	links
Patient 10	23	84	männlich	links
Patient 11	42	81	männlich	rechts
Patient 12	22	80	männlich	links
Patient 13	20	60	weiblich	rechts
Patient 14	23	75	männlich	rechts

Die Auswahl der Kreuzbandverletzten Patienten erfolgte mit Unterstützung der behandelnden Ärzte der Orthopädischen Universitätsklinik Magdeburg. Die Kooperation mit den benannten Partnern sicherte eine geringe Variabilität bezüglich der Operationstechnik. Einschlusskriterien waren eine einseitige vordere Kreuzbandruptur ohne begleitende Meniskus- oder Seitenbandverletzungen. Es durften sowohl auf der betroffenen als auch auf der nicht-betroffenen Seite keine früheren Verletzungen oder Operationen vorliegen und radiologisch keine Fraktur oder Arthrose erkennbar sein. Bei sieben der untersuchten Patienten war die rechte Extremität und bei den anderen sieben Patienten die linke Extremität von der Kreuzbandruptur betroffen. Der Zeitraum zwischen der Verletzung und dem operativen Kreuzbandersatz betrug $3,7 \pm 3,1$ Monate, wobei das Minimum bei fünf Wochen und das Maximum bei zwölf Monaten lag. Die postoperative

physiotherapeutische Nachbehandlung und die ambulanten Rehabilitationsmaßnahmen wurden ausschließlich im Rehabilitationszentrum des Olympiastützpunktes Magdeburg (MD Reha GmbH) durchgeführt. Zwei der 14 Patienten (Patient 8 und Patient 12) absolvierten die Untersuchungen nur bis zur zwölften postoperativen Woche und vier Patienten (Patient 4, 7, 9 und 13) konnten erst vier Wochen postoperativ in das Studiendesign aufgenommen werden.

5.1.2 Untersuchungszeitpunkte

Abb. 5 gibt einen Überblick über die einzelnen Untersuchungszeitpunkte im Längsschnitt (=Untersuchungsprotokoll).

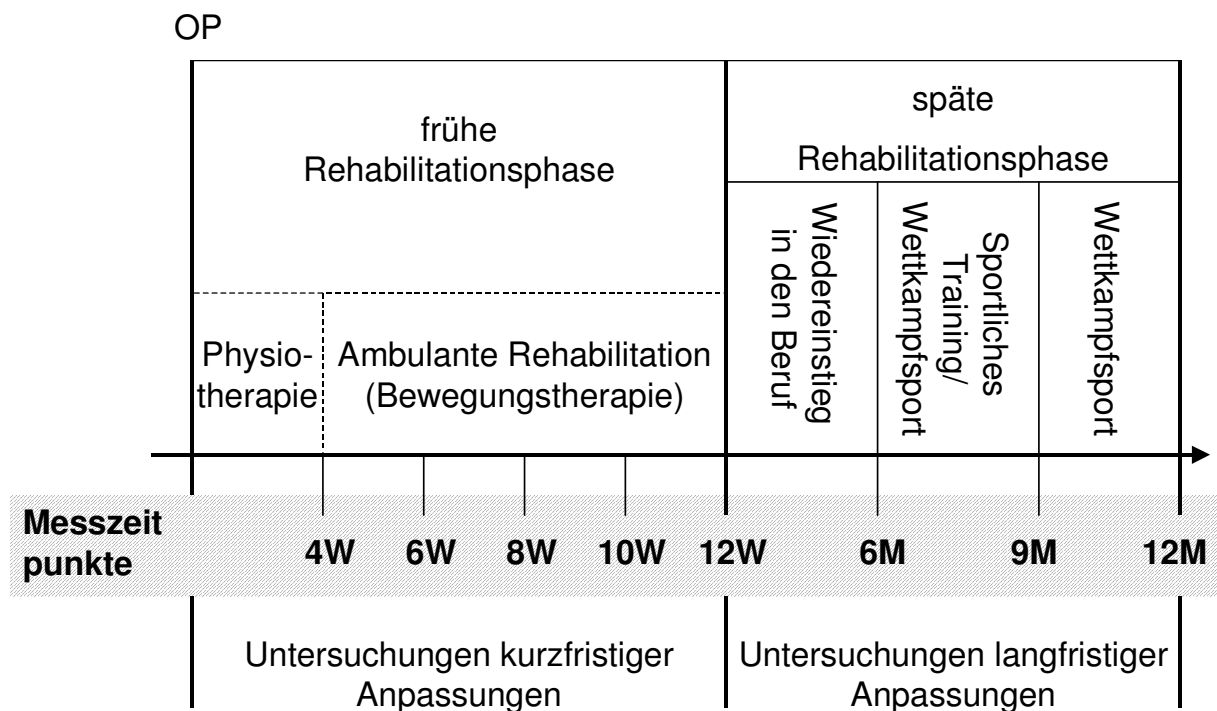


Abb. 5: Postoperative Untersuchungszeitpunkte (4W = vier Wochen postoperativ; 6M = sechs Monate postoperativ)

Die Patienten wurden präoperativ einmal und postoperativ von der vierten Woche bis zum zwölften Monat untersucht. Während der frühen postoperativen Rehabilitationsphase, deren Dauer auf drei Monate festgelegt wurde, da in diesem Zeitraum in der Praxis die bewegungstherapeutischen Maßnahmen im Rahmen der ambulanten Rehabilitation erfolgen, absolvierten die Patienten Untersuchungen der Muskelfunktionen im zweiwöchentlichen Abstand. Innerhalb der ersten vier postoperativen Wochen wurden jedoch keine Messungen durchgeführt, da in dieser Phase vor allem Schwellungen und akute Schmerzzustände die Funktionalität im Kniegelenk einschränken können. Während des fortgeschrittenen Rehabilitationsverlaufs, der vor allem durch die Rückkehr zum Arbeitsplatz, die Wiederaufnahme sportlichen

Trainings und den späteren Wiedereintritt in den Wettkampfsport geprägt war, wurden sechs, neun und zwölf Monate postoperativ weitere Messungen durchgeführt.

5.1.3 Kontrollgruppe

Um bilaterale verletzungsbedingte Funktionsdefizite sowie Differenzen zu einer verletzungsfreien Vergleichsgruppe aufdecken zu können, wurden in einem querschnittlich angelegten Design 23 kniegesunde Probanden (22 ± 2 Jahre) beidbeinig untersucht. Da die Patientengruppe fast ausschließlich aus männlichen und sportlich aktiven Personen bestand, setzte sich die Kontrollgruppe aus männlichen Sportstudenten mit vergleichbarem Umfang an sportlichen Aktivitäten zusammen. Bei späteren Kontrollgruppenvergleichen wurde die weibliche Patientin nicht berücksichtigt.

5.1.4 Rehabilitation und Therapiemaßnahmen

5.1.4.1 Postoperative Nachbehandlung in der frühen Rehabilitationsphase

Beginn und Dauer der ambulanten Rehabilitationsmaßnahmen wurde von dem jeweiligen Kostenträger (Krankenkassen) der Rehabilitationsmaßnahmen bestimmt und konnte vom Untersucher nicht beeinflusst werden. Der Umfang der ambulanten Rehabilitation eines jeden Patienten wurde in Tabelle 7 festgehalten. Hier ist zu erkennen, dass fünf (Patient 4; 7; 11; 12; 13) der 14 Patienten auf Beschluss des Kostenträgers keine ambulanten Rehabilitationsmaßnahmen durchführten. Die Dauer der ambulanten Rehabilitation der verbliebenen neun Patienten schwankte zwischen drei und acht Wochen, während der Beginn zwischen der vierten und zehnten postoperativen Woche lag.

Innerhalb der ambulanten Rehabilitation wurden meist vier Therapieeinheiten in der Woche durchgeführt, wobei eine Therapieeinheit pro Tag gezählt wurde und in der Regel vier Stunden andauerte. Die einzelnen Interventionsmaßnahmen innerhalb einer Therapieeinheit wurden vom behandelnden Therapeuten dokumentiert und anschließend dem Untersucher übergeben.

Tabelle 7: Übersicht über Einsatz und Dauer der verordneten ambulanten Rehabilitation (grau markierte Felder). Die Felder mit der dunklen Umrahmung kennzeichnen die Patienten ohne Rehabilitationsmaßnahmen

	4W	5W	6W	7W	8W	9W	10W	11W	12W
Patient 1									
Patient 2									
Patient 3									
<i>Patient 4</i>									
Patient 5									
Patient 6									
<i>Patient 7</i>									
Patient 8									
Patient 9									
Patient 10									
<i>Patient 11</i>									
<i>Patient 12</i>									
<i>Patient 13</i>									
Patient 14									

5.1.4.2 Rehabilitationsrichtlinien und Therapiemaßnahmen

Die weitgehende Standardisierung der physio- und trainingstherapeutischen Interventionen war durch die im Folgenden aufgelisteten [sic!] Behandlungsrichtlinien des Rehabilitationszentrums am Olympiastützpunkt Magdeburg gegeben:

1.-2. Woche post OP (=Operation):

- Mobilisierung
- Bewegungsschiene (70°-90° Knieflexion; 5°-10° Knieextension)
- Elektrostimulationstraining (EMS) des M. quadriceps in Rückenlage
- Patellamobilisation und Eigenmobilisation
- Achsengerechte Bewegungsübungen in verschiedenen Ausgangstellungen (kein Widerstand gegen Extension)
- Training der Kniebeugemuskulatur

2.-4. Woche post OP:

- Mobilisierung nach Bedarf
- Bewegungsübungen in allen Ausgangstellungen
- Bewegungsübungen im Wasser (je nach Narbenzustand)
- Anbahnungen (PNF = Propriozeptive Neuromuskuläre Faszilitation) in Rückenlage
- kurzer Fuß in Rückenlage und im Sitz
- Training der Kniebeugemuskulatur

- Training des M. vastus medialis und M. vastus lateralis [sic!]
- EMS im Sitz
- Medizinische Trainingstherapie (MTT) – in Verbindung mit Radfahren

4. – 6. Woche post OP:

- Steigerung der PNF (auf Kegel, Weichbodenmatte, Trampolin usw.)
- EMS im Stand
- Training der Kniestrecke (verstärktes Training des M. vastus medialis)
- Training an den Seilzügen
- Stabilisationstraining des Kniegelenkes mittels Gangschule
- Lauftraining im Wasser (nach Verträglichkeit auch leichte Sprünge)

Ab 6. Woche post OP:

- Übungen im Stand
- Stabilisationstraining auf Weichmatte, Kegel u.a.
- Leichte Laufübungen auf weichen Matten
- Leichte Sprünge
- Trampolin

Unabhängig vom Beginn der ambulanten Rehabilitationsmaßnahmen orientierten sich die Therapeuten an diesem zeitlichen Rahmen und den dazugehörigen Richtlinien. Inhalte einer Therapieeinheit waren meist folgende Maßnahmen, die den jeweiligen Therapierichtlinien und dem postoperativen Zeitpunkt entsprechend angepasst und durchgeführt wurden:

- Krankengymnastik (z.B. PNF)
- Wassergymnastik
- Elektrostimulation (EMS)
- Gehtraining (GT)
- Koordinationstraining
- Gleichgewichtstraining
- Sequenztraining
- Ergometertraining
- Stretching
- Medizinische Trainingstherapie
- Lymphdrainage
- Eistherapie

Tabelle 8 zeigt anhand des Beispiels von Patient 1 den postoperativen Verlauf bis zur Beendigung der ambulanten Rehabilitation (Ende der siebten postoperativen Woche) mit Auflistung der Interventionen innerhalb der Therapieeinheiten in der Phase der vierwöchigen ambulanten Rehabilitation unter Berücksichtigung der Anzahl der Rehabilitationseinheiten und des Trainingsumfangs.

Tabelle 8: Verlauf einer vierwöchigen ambulanten Rehabilitation am Beispiel von Patient 1 mit Auflistung der Interventionen innerhalb der Physiotherapie und der Rehabilitationseinheiten (RE) unter Berücksichtigung der Trainingsumfang (TU)

Zyklus	Montag	Dienstag	Mittwoch	Donnerstag	Freitag	RE	TU in RE
0. Woche	Präoperativer Test	Stationäre Aufnahme	Operation (Ersatz des vorderen Kreuzbandes)	Postoperative stationäre Physiotherapie (Sofortige Vollbelastung des operierten Beines)			
1. Woche	Beendigung des stationären Aufenthaltes	Allgemeine, überwiegend passive physiotherapeutische Maßnahmen; Erstbefund durch den behandelnden Arzt (Umfangsmessungen, Bewegungsausschläge)					
2. Woche	Passive Physiotherapie (Rezept)						
3. Woche	Pause	Passive Physiotherapie (Rezept)					
4. Woche	Start ambulante Rehabilitation (Einzel-KG, Elektro-stimulation, Gehtraining, Lymphdrainage, Koordination, Ergometer, Muskelaufbau)	Test Einzel-KG, Elektro-stimulation, Gehtraining, Lymphdrainage, Koordination, Ergometer, Muskelaufbau	Einzel-Neuro-KG, Wasser-gymnastik, Elektro-stimulation, Geh/Lauftraining, Lymphdrainage, Koordination, Ergometer, Muskelaufbau	Pause	Einzel-KG, Elektrostimulation, Lauftraining, Lymphdrainage, Koordination, Ergometer, Muskelaufbau	4	16 h

5. Woche	Einzel-Neuro-KG, Wassergymnastik, Elektrostimulation, Geh/Lauftraining, Lymphdrainage, Koordination, Muskelaufbau	Einzel-KG, Elektrostimulation, Lauftraining, Lymphdrainage, Koordination, Ergometer, Muskelaufbau	Wassergymnastik, Elektrostimulation, Geh/Lauftraining, Lymphdrainage, Koordination, Ergometer, Muskelaufbau	Pause	Einzel-KG, Elektrostimulation, Lauftraining, Lymphdrainage, Koordination, Ergometer, Muskelaufbau	4	16 h
6. Woche	Pause	Einzel-KG, Elektrostimulation, Lauftraining, Lymphdrainage, Koordination, Ergometer, Muskelaufbau	Test Wassergymnastik, Elektrostimulation, Geh/Lauftraining, Lymphdrainage, Koordination, Muskelaufbau	Pause	Einzel-KG, Elektrostimulation, Lauftraining, Lymphdrainage, Koordination, Ergometer, Muskelaufbau	3	13 h
7. Woche	Wassergymnastik, Elektrostimulation, Geh/Lauftraining, Lymphdrainage, Koordination, Muskelaufbau	Einzel-KG, Elektrostimulation, Lauftraining, Lymphdrainage, Koordination, Muskelaufbau	Wassergymnastik, Elektrostimulation, Geh/Lauftraining, Lymphdrainage, Koordination, Muskelaufbau	Pause	Einzel-KG, Elektrostimulation, Lauftraining, Lymphdrainage, Koordination, Muskelaufbau	4	16 h

5.1.4.3 Alltags- und Sportaktivitäten im fortgeschrittenen Rehabilitationsverlauf

Einen Überblick über die Alltags- und Sportaktivitäten der Patienten bis zum zwölften postoperativen Monat gibt Tabelle 9. Die Untersucherin nahm keinen Einfluss auf Beginn, Umfang und Intensität sportlicher Aktivitäten sondern dokumentierte diese lediglich. Der Zeitpunkt der Wiederaufnahme des Berufs bzw. der wettkampfsportlichen Tätigkeiten wurde meist vom behandelnden Arzt bestimmt, während für die einzelnen sportlichen Aktivitäten wie Jogging oder Radfahren zwar Empfehlungen ausgesprochen wurden, deren Beginn jedoch oftmals dem Patienten selbst überlassen war.

Tabelle 9: Zeitpunkt der Wiederaufnahme von Alltags- und Sportaktivitäten aller Patienten

	Wiederaufnahme beruflicher Aktivitäten (Berufsbezeichnung)		Beginn sportlichen Trainings (regelmäßiges Jogging, Radfahren)	Wiedereinstieg in den Wettkampfsport (Sportart)
	Monat	Beruf	Monate postOP	Monate postOP
Patient 1	3	Feuerwehrmann	3	8 (Fussball)
Patient 2	3	Student	3	6 (Fussball)
Patient 3	4	Polizist	8	-
Patient 4	1	Student	6,5	-
Patient 5	1	Student	6	7,5 (Handball; 2.BL)
Patient 6	3	Lehrer	4	-
Patient 7	1	Bankkaufmann	6	-
Patient 8	3	Maler	3	-
Patient 9	3	Drucker	3	-
Patient 10	1	Angestellter	4	8 (Fussball)
Patient 11	-	arbeitslos	3	-
Patient 12	-	arbeitslos	2	6 (Fussball)
Patient 13	1	Studentin	5	8 (Handball)
Patient 14	1	Student	5	-

5.1.5 Untersuchungsdesign

5.1.5.1 Aufbau des Messplatzes

Da Kniegelenksverletzungen in der Regel mit deutlichen Kräfteinbußen der Kniestreckmuskulatur und weniger der Kniebeugemuskulatur einhergehen (Übersicht bei Pfeifer, 1996), wurde in dieser Studie der M. quadriceps femoris

isoliert erfasst. Die Untersuchung der entsprechenden Muskelfunktionskenngößen erfolgte an einem mehrdimensionalen Muskelfunktionsmessplatz in 90° Kniewinkelposition in der offenen kinematischen Kette. Die Versuchspersonen befanden sich in Rückenlage auf einer Untersuchungs- liege mit einer im Oberkörper 15° ansteigenden Auflagefläche. Die Arme wurden während den Messungen auf der Brust verschränkt. Der in 90° von der Vorderkante der Liege herabhängende Unterschenkel wurde proximal der Malleolengabel mit einer Ledermanschette fixiert, die mit einem an der Liege befestigten Kraftaufnehmer verbunden war. Der Winkel von 90° Knieflexion wurde gewählt, um die anteriore Verschiebung der Tibia gegen den Femur auszuschließen (Smidt, 1973). Bei der isometrischen Kontraktion hatte der Proband die Aufgabe, gegen die Manschette in Richtung Knieextension anzuspannen (Abb. 6). Der Abstand zwischen Manschette und dem 90° gebeugten Kniegelenk wurde vor jeder Untersuchung notiert.

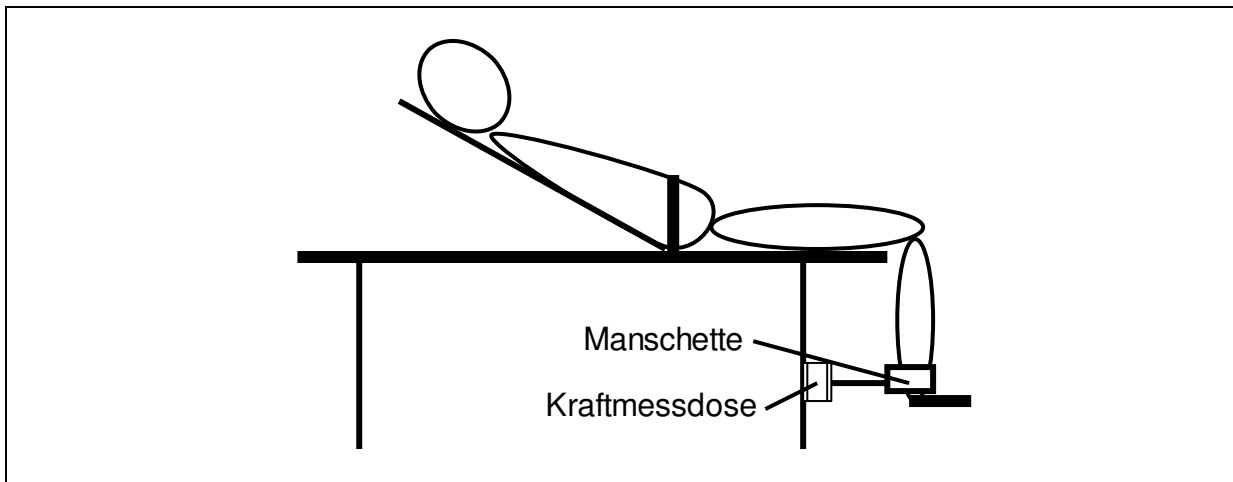


Abb. 6: Muskelfunktionsmessplatz

Zur Erwärmung und Übungsgewöhnung erfolgten zu Beginn einer jeden Messungen drei 20sekündige submaximale Kontraktionen. Die im Folgenden durchgeführten Untersuchungsverfahren setzten sich aus:

- der willkürlichen Maximalkraftmessung (MVC),
- der überlagernden Muskelstimulation (Twitch Interpolationstechnik) zur Quantifizierung der willkürlichen Muskelaktivität bzw. zur Aufdeckung neuromuskulärer Hemmungen (VA),
- einem Reaktionstest mit Bestimmung der Latenzzeit zwischen Signal und Beginn der Muskelaktivität (Premotor Time = PMT), der Elektromechanischen Verzögerungszeit (Electromechanical Delay = EMD) sowie der absoluten Latenzzeiten zwischen Startsignal und produzierter Kraft (Elektromechanische Antwortzeit = EAZ) und zur Messung zentralnervöser Veränderungen und

- einem isometrischen Kraftausdauerterest (KA) mit oberflächenelektromyografischer Ableitung der Muskelaktivität zur Erfassung von Veränderungen der neuromuskulären Ansteuerung zusammen.

5.1.5.2 Kraftmessungen und oberflächenelektromyografische Ableitungen

Die produzierte isometrische Kraft wurde bei allen Untersuchungsverfahren (MVC, VA, Reaktionstests und KA) mit Hilfe eines Kraftmessaufnehmers bestimmt, der über einen digitalen Messverstärker (Scout 55, Firma Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt) mit dem Laborrechner verbunden war. Mit Hilfe des Abstandes zwischen Kniegelenkspalt und Manschette wurde das Drehmoment berechnet und für interindividuelle Vergleiche herangezogen.

Die oberflächenelektromyografischen Signale der im Reaktionstest (EMD und PMT) und Kraftausdauerterest (KA) untersuchten Muskeln (M. vastus lateralis, M. vastus medialis und M. rectus femoris) wurden bipolar mittels einer mobilen EMG-Anlage (Firma Biovision, Filterung: RC-Glied, Bandpass 10-500 Hz, 3 dB) mit einer Abtastfrequenz von 1000 Hz aufgezeichnet. Die Applikation der Einmal-Oberflächenelektroden (ARBO Ag/AgCl-Elektroden, Firma Kendall GmbH) erfolgte entsprechend dem Standardverfahren jeweils über dem Muskelbauch in Faserrichtung. Für die Datenübertragung auf den Laborrechner wurde eine A/D-Wandlerkarte NI DAQ Card 700 (Firma National Instruments, Auflösung: 12 bit, Wertebereich: $\pm 5V$) verwendet. Die Anwendung der Elektromyografie erfolgte bei allen nachfolgend beschriebenen Messverfahren unter Beachtung der aktuellen methodischen Standards (DeLuca, 1997; Pfeifer & Vogt, 2004).

5.1.5.3 Stimulation des N. femoralis

Zur Messung der zentralen willkürlichen Aktivierbarkeit (VA) des M. quadriceps femoris wurde die Methode der überlagernden Nervenstimulation (Twitch Interpolationstechnik) angewandt (Merton, 1954; Hales & Gandevia, 1988; Allen et al., 1995; Pfeifer & Banzer, 1999; Pfeifer et al., 2001; Urbach & Awiszus, 2002 u.a.).

Dabei wurde der M. quadriceps femoris indirekt mit einer bipolaren Reizelektrode (Interelektrodenabstand: 2.5 cm) über dem N. femoralis in der Leistenbeuge stimuliert. Mit Hilfe eines Reizstromgenerators (DIGITIMER DS7A, Firma Wehking) wurde ein Stimulationsimpuls (Impulsbreite 500 μs , Impulsamplitude 90 mA) erzeugt.

5.1.6 Untersuchungsverfahren

5.1.6.1 Zeitlicher Ablauf der Untersuchungen

Die Anwendung der Untersuchungsverfahren erfolgt unter Berücksichtigung der jeweils auftretenden Belastungen zur Reduktion von Ermüdungseffekten in folgender Reihenfolge:

- 1) Kraftmessung mit überlagernder Stimulation
- 2) Reaktionstest
- 3) Kraftausdauerstest

5.1.6.2 Maximalkraftmessung (MVC)

Zur Bestimmung der willkürlichen Maximalkraft führte der Proband zwei kurze Maximalkraftkontraktionen (zwei bis drei Sekunden) gegen den Widerstand der Manschette durch. Zwischen den Kontraktionen lagen jeweils zwei Minuten Pause, die der vollständigen Erholung dienten.

5.1.6.3 Erfassung des willkürlichen Aktivierungsverhaltens (VA) des *M. quadriceps* mittels Stimulation des *N. femoralis*

Nach einer zweiminütigen Erholungspause wurden bei drei weiteren maximalen Kontraktionen und während der anschließenden Ruhephase jeweils ein Stimulus dem *N. femoralis* zugeführt (Abb. 7). Um die maximale Potenzierung der durch die Stimulation ausgelösten Twitches/Muskelzuckungen zu gewährleisten, wurde in Anlehnung an Todd et al. (2003) vor jeder maximalen Kontraktion jeweils eine Stimulation bei einer kurzen submaximalen Kontraktion (ca. 80% des zuvor gemessenen maximalen Drehmoments) durchgeführt. Die Problematik der Kurzlebigkeit der Twitchpotenzierung wurde von Rutherford et al. (1986) und Bülow et al. (1993) ausführlich beschrieben.

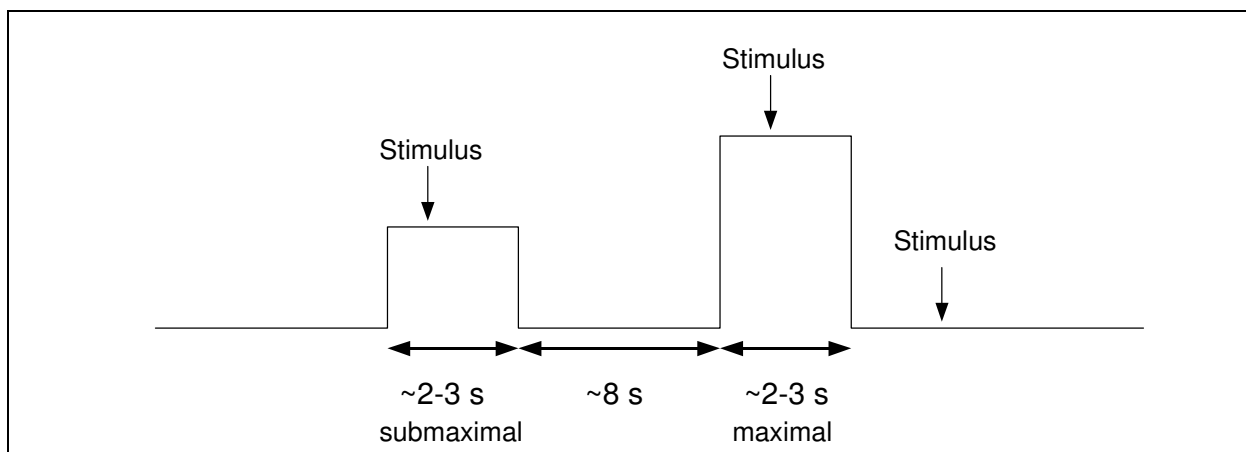


Abb. 7: Ablauf der Maximalkraftmessung mit Erfassung der willkürlichen Aktivierbarkeit

5.1.6.4 Reaktionstest

Die Erfassung der Latenzzeiten zwischen dem visuellen Stimulus und der folgenden willkürlichen Muskelkontraktion diente in Anlehnung an Kaneko et al. (2002) der Bestimmung veränderter efferenter Informationen. Dabei wurden die Probanden aufgefordert, die Kniestrecker nach einem plötzlichen Lichtsignal so schnell und so intensiv wie möglich anzuspannen. Die Anspannungszeit entsprach dabei der Dauer des Lichtsignals (maximal zwei bis drei Sekunden). Der Reaktionstest wurde sechsmalig durchgeführt, wobei der Untersuchungsleiter den Zeitabstand zwischen den Signalen manuell bestimmte. Gemessen wurden die totale Reaktionszeit vom Lichtstimulus bis zum Anstieg der Kraftkurve (Elektromechanische Antwortzeit = EAZ), der Zeitraum vom Lichtstimulus bis zur ersten registrierbaren EMG-Aktivität (Premotor Time = PMT) und die Elektromechanische Verzögerung (Elektromechanisches Delay = EMD) (Abb. 8).

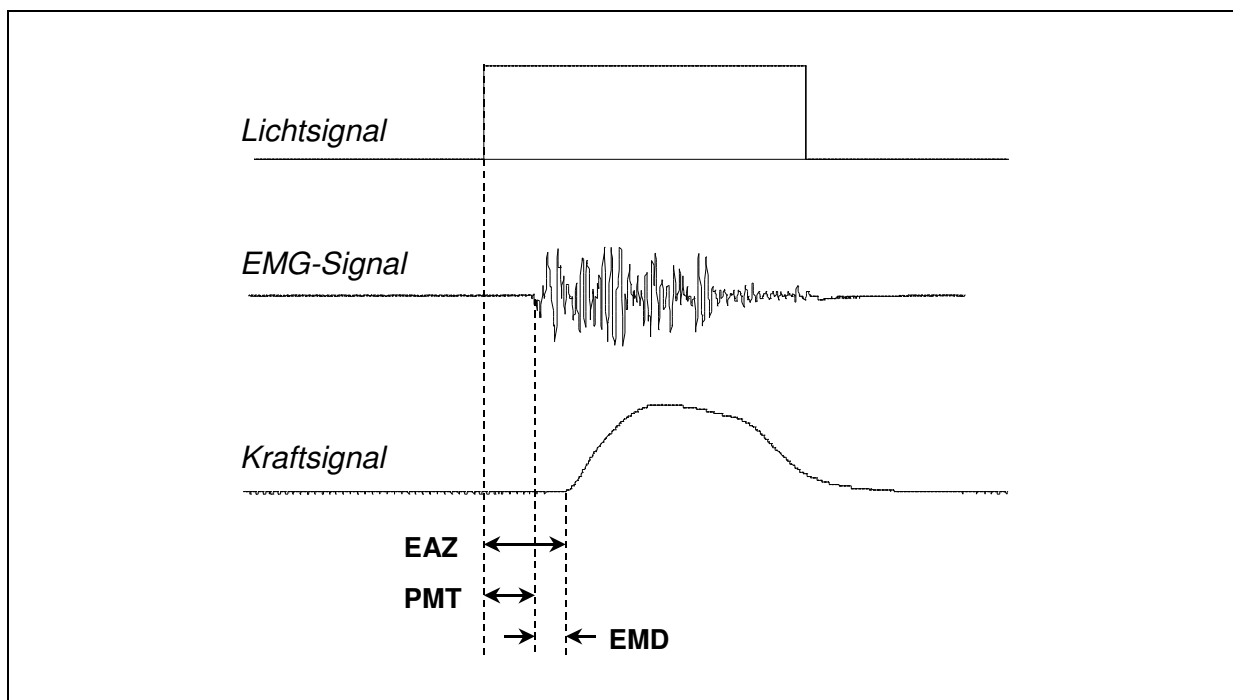


Abb. 8: Zeitintervall und berechnete Parameter zwischen Lichtsignal, EMG-Signal (*M. rectus femoris*) und Kraftkurve (EAZ = Elektromechanische Antwortzeit, PMT = Premotor Time, EMD = Elektromechanische Verzögerung; Kaneko et al. 2002)

5.1.6.5 Kraftausdauerstest

Der Kraftausdauerstest diente der Erfassung der muskulären Ermüdung und korrespondierender neuromuskulärer Veränderungen. Hierbei wurden die Probanden aufgefordert mit 50% der zu Beginn der Untersuchung gemessenen Maximalkraft so lange wie möglich anzuspannen. Die jeweils zu erreichende Kontraktionsebene wurde auf einem Kontrollmonitor dargestellt, so dass der Proband mit Hilfe der optischen Kontrolle in der Lage war, mit der

entsprechenden Intensität anzuspannen. Während der anhaltenden Kontraktion wurde der Patient verbal unterstützt. Die Messung wurde beendet, wenn die Ist-Kraftlinie durchgehend unterhalb 90% der Soll-Kraftlinie lag.

5.1.7 Datenauswertung

5.1.7.1 Maximalkraft und überlagernde Stimulation

Für die Auswertung der Maximalkraftdaten wurde aus den Kraftwerten und dem gemessenen Abstand zwischen medialen Kniegelenkspalt und Manschette das jeweilige maximale Drehmoment bestimmt.

Die Berechnung der prozentualen willkürlichen Aktivierbarkeit erfolgte mit Hilfe der gemessenen Twitch-Amplitude bei maximaler willkürlicher Kontraktion und der Twitch-Amplitude bei ruhendem Muskel unter Verwendung der in Abb. 9 dargestellten Formel (u.a. Merton, 1954; Todd et al., 2003).

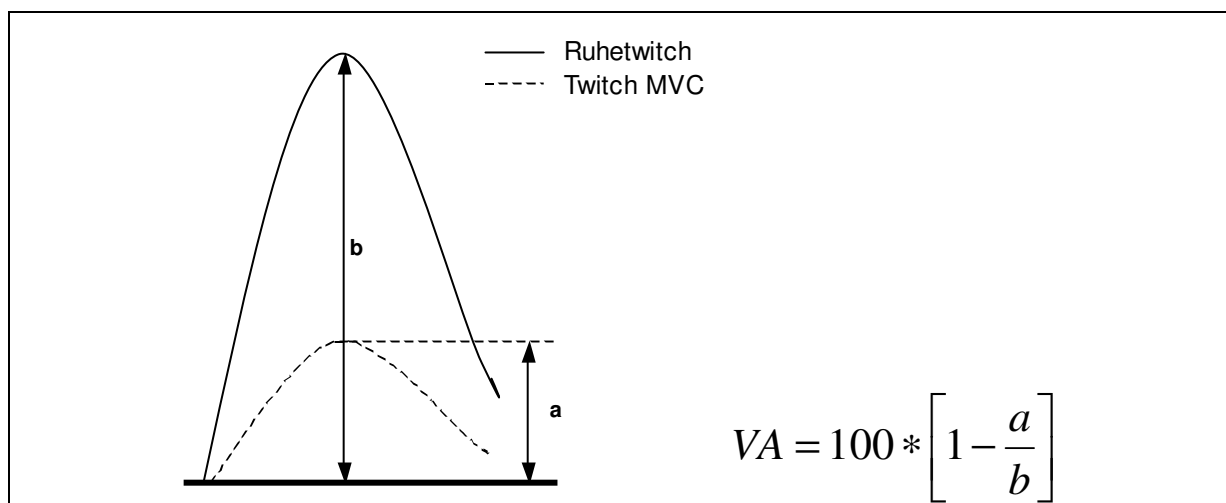


Abb. 9: Schematische Darstellung der Berechnung der willkürlichen Aktivierbarkeit (VA)

Aus dem prozentualen Aktivierungsdefizit wurde anschließend das tatsächlich vorhandene Maximalkraftpotenzial (True Maximal Force=TMF) berechnet ($TMF = MVC / VA * 100$) und zu den maximalen Drehmomentwerten der ersten beiden Willkürkontraktionen (ohne Stimulus) ins Verhältnis gesetzt (Tabelle 10). Damit wurde sicher gestellt, dass die festgestellten Aktivierungsdefizite kein Resultat methodischer Probleme oder geringerer Motivation in Erwartung des ungewohnten Stimulus sind. Erreichte eine Person während der Versuche ohne Stimulation höhere Maximalkraftwerte, wurde das „reale Aktivierungsdefizit“ unter Anwendung folgender Formel bestimmt:

$$VA_{real} = \frac{VA_{berechnet} \times MVC_{ohneStimulus}}{MVC_{mitStimulus}}$$

Gleichung 1: Berechnung des realen Aktivierungsdefizits (=VA_{real})

Tabelle 10: Beispielrechnung für die Bestimmung des realen Aktivierungsdefizits unter Berücksichtigung des zuvor ohne Stimulus gemessenen maximalen Drehmoments

	Ohne Stimulus	Mit Stimulus
MVC in Nm	249	248
Twitchamplitude MVC in Nm		3,28
Ruhetwitchamplitude in Nm		80
VA _{berechnet} in %		95,89
Maximalkraftpotenzial (TMF) in Nm		$248 \cdot 100 / 95,89 = 259,13$
VA _{real} in %	$95,89 \cdot 249 / 248 = \mathbf{96,27}$	

In der Ergebnisdarstellung wurden lediglich die berechneten VA_{real} Werte berücksichtigt.

5.1.7.2 Reaktionstest

Zur Bestimmung der Elektromechanischen Antwortzeit wurde der Zeitabstand zwischen Triggersignal (ausgelöst durch Lichtstimulus) und Beginn der Kraftkurve (quantifiziert durch Addition eines festgelegten Faktors von 0,1 auf das Ruhesignal der Kraftkurve) gemessen. Die für die Berechnung der Premotor Time und Elektromechanischen Verzögerung notwendige Bestimmung des Beginns des EMG-Signals erfolgte über ein Vierfaches der Ruheaktivität des gleichgerichteten EMG-Rohsignals (Abb. 10).

Zusätzlich wurden die Kraft- bzw. Muskelaktivitätsanstiege über die visuelle Kontrolle der Kraft- und EMG-Signale abgesichert. Die Problematik der Bestimmung von „onset“-Aktivitäten bei Muskel- und Kraftsignalen wurde ausführlich von Jöllenbeck (2002) beschrieben. Ebenfalls in Anlehnung an Jöllenbeck (2002) erfolgte die Bestimmung der PMT und des EMD anhand des abgeleiteten Muskelanteils des M. quadriceps (M. vastus lateralis, M. vastus medialis, M. rectus femoris), der zuerst aktiv an der Kontraktion beteiligt war. Für die Ergebnisse aller drei Reaktionszeiten wurden die gemittelten Werte aller sechs Versuche berücksichtigt.

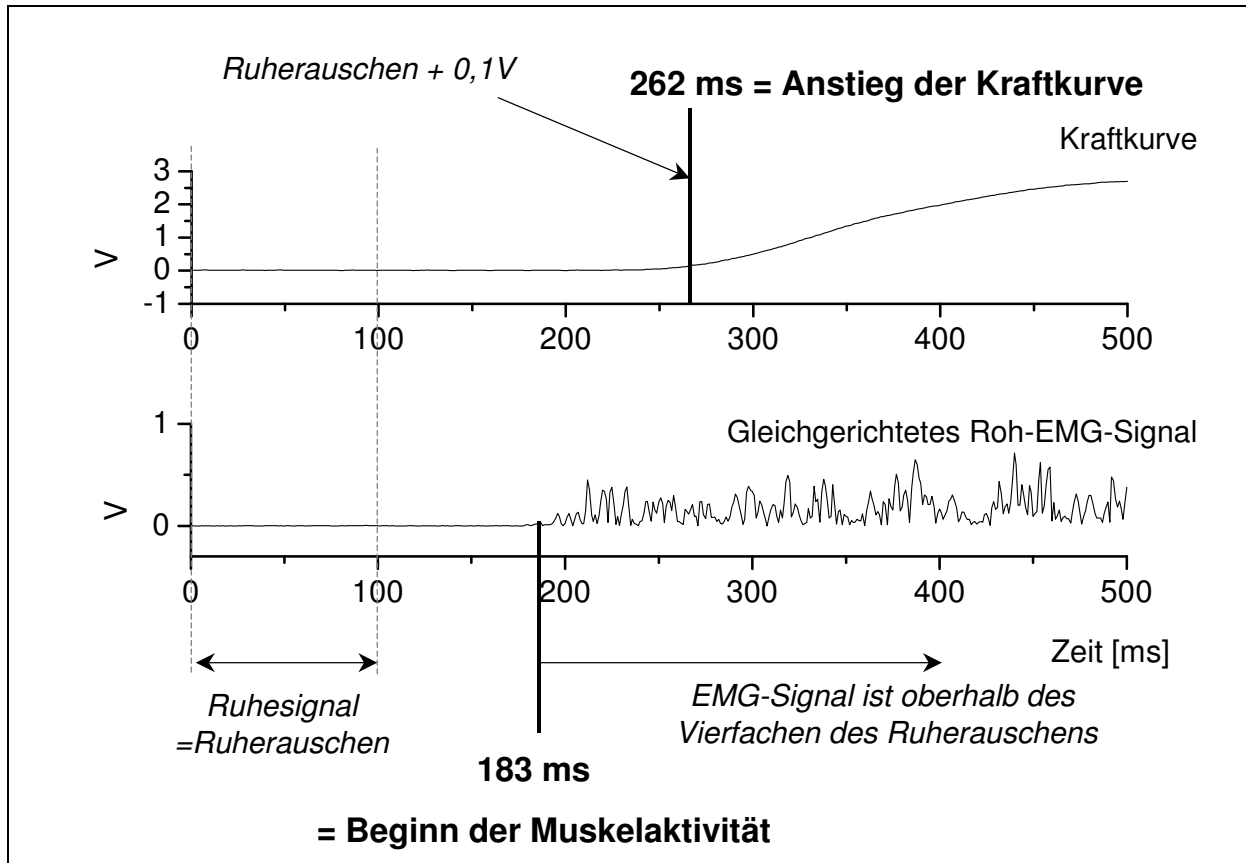


Abb. 10: Grafische Darstellung der Berechnung des Beginns der Muskelaktivität (über ein vierfaches des Ruhe-EMG-Signals) und der Berechnung des Anstiegs der Kraftkurve (Addition des Faktors 0,1 auf das Ruhesignal) anhand eines Beispiels

5.1.7.3 Muskelausdauerstest

Ausgewertet wurden der Zeitraum zwischen dem ersten Erreichen des 50% MVC-Niveaus und dem deutlichen Abfall der Kraftkurve unter die vorgegebene Kontraktionsintensität. Neben der gemessenen Kontraktionszeit wurden zu Beginn der Kontraktion ein fünfsekündiges Zeitfenster aus dem abgeleiteten Roh-EMG-Signal herausgefiltert und mit Hilfe einer AR-Modellierung (vgl. Arnold et al., 1998; Schwab, 2004) das Frequenzspektrum bestimmt und anschließend die Medianfrequenzen berechnet (Abb. 11 und Abb. 12).

Die Bestimmung der Medianfrequenzen zu Beginn der Kontraktion dienen der Erfassung neuromuskulärer Veränderungen über den Längsschnitt. Die Ermittlung von Frequenzspektren und von Medianfrequenzen hat gegenüber amplitudenbezogenen Auswertungen von EMG-Signalen den Vorteil, dass sie in Bezug auf den Vergleich der Muskelaktivierung verschiedener Muskeln oder Probanden weniger methodischen Restriktionen unterliegen sind. (Pfeifer & Vogt, 2004; Heller, 2005). Witte et al. (2001) und Heller et al. (2005; 2006) konnten die erfolgreiche Anwendung zeitvarianter Spektralanalysen, wie sie in dieser Arbeit auch verwendet wurden, auf verschiedene sportwissenschaftliche Fragestellungen nachweisen.

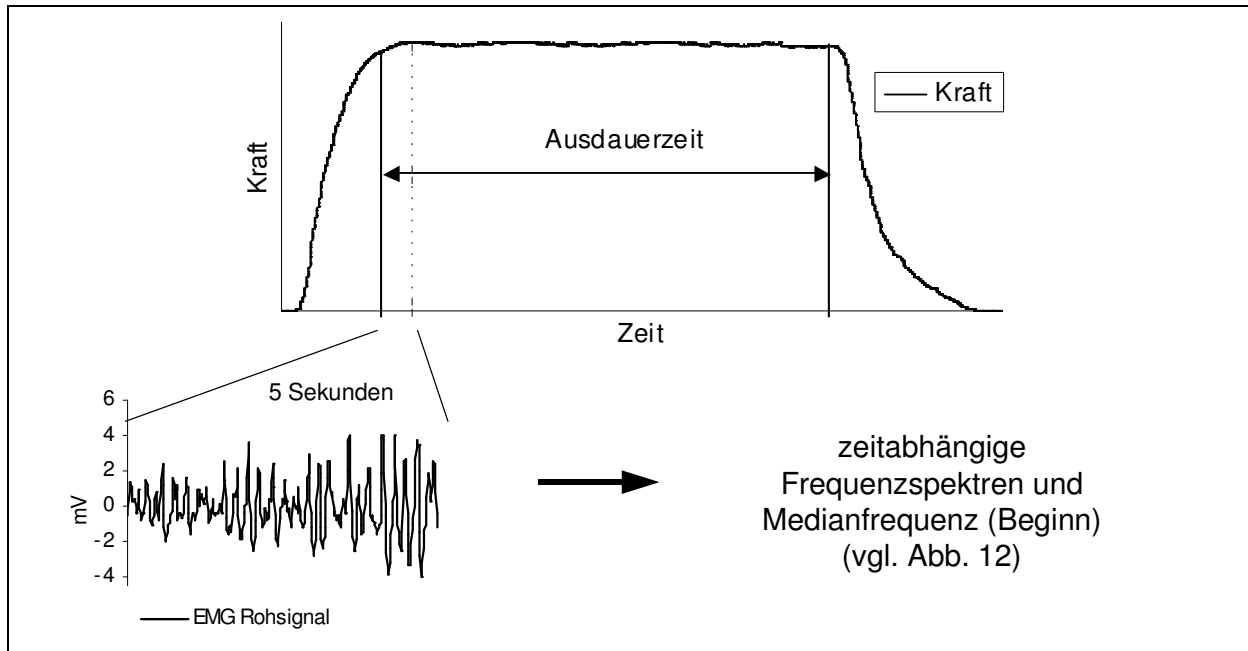


Abb. 11: Schematische Darstellung der Datenauswertung der Kraftausdauer und der EMG-Signale

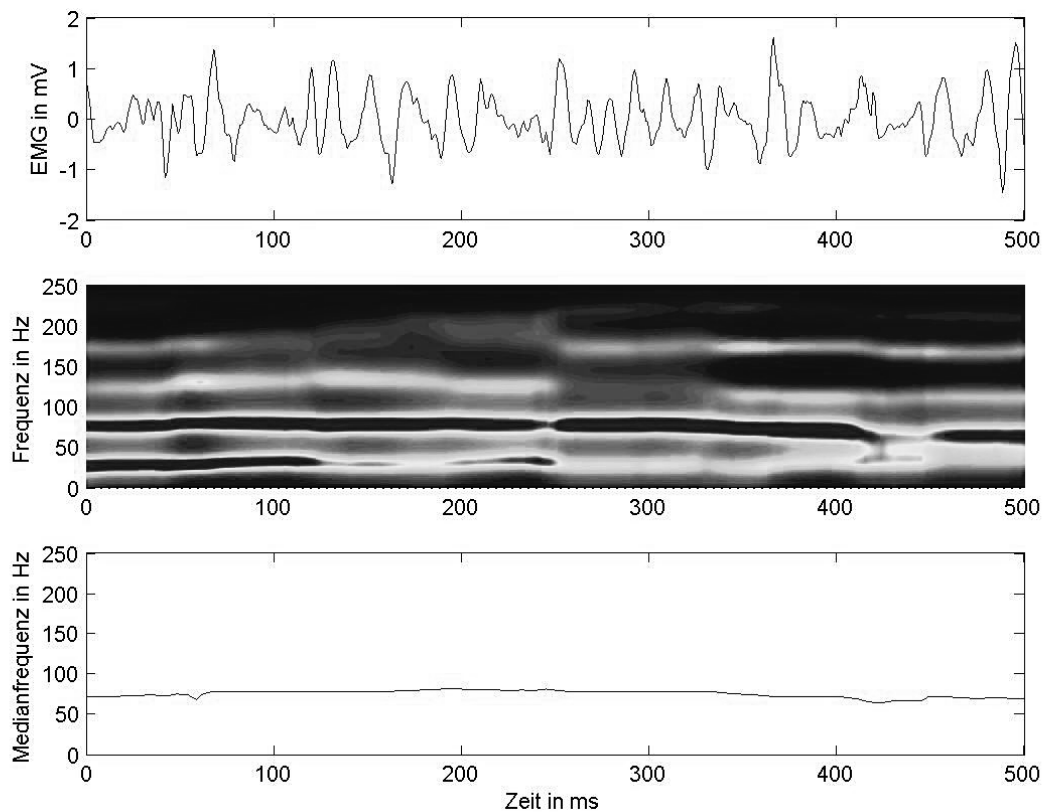


Abb. 12: Zeitlicher Verlauf über 500 ms des Roh-EMG-Signals, Frequenzspektrums und der Medianfrequenz am Beispiel des M. rectus femoris zu Beginn einer Kontraktion (die graugestufte Markierung im Frequenzspektrum variiert je nach Leistung in den Frequenzbereichen zu den jeweiligen Zeitpunkten. Dunkle Bänder stehen dabei für die hohen und helle Bänder für die niedrigen Frequenzanteile eines Kontraktionszeitpunktes)

Keine Berücksichtigung in der Datenauswertung fand der Abfall der Medianfrequenzen vom Beginn zum Ende der anhaltenden Kontraktion. Für diese Variable wurde zum einen in anderen Studien eine geringe Test-Retest-Reliabilität nachgewiesen (Mathur et al., 2005) und zum anderen liefert sie überwiegend Grundlageninformation über physiologische Veränderungen während einer Kontraktion, deren Inhalt weniger zur Bearbeitung der Zielstellung dieser Arbeit beiträgt.

5.1.8 Statistik

Für die Per-Protokoll-Analyse der Veränderungen der Untersuchungsvariablen über den gesamten Untersuchungszeitraum (präoperativ bis zwölf Monate postoperativ) wurde eine Varianzanalyse mit Messwiederholung durchgeführt. Bei Protokollabweichungen kam es zu einem listenweisen Fallausschluss (herausstreichen von Probanden, die nicht den gesamten Untersuchungszeitraum absolvierten), so dass hier insgesamt acht Probanden berücksichtigt wurden. Die Abweichungen kamen durch fehlende präoperative Messwerte in vier Fällen bzw. vorzeitiger Beendigung der Untersuchungen in zwei Fällen zustande. Für jede Variable (MVC, VA, Reaktion, KA und Medianfrequenzen) wurde die „Zeit - Seiten Interaktion“ analysiert, wobei der Faktor „Zeit“ neun Stufen (alle Messzeitpunkte) und der Faktor „Seite“ zwei Stufen (operierte und nicht-operierte Seite) umfasste. Zur Überprüfung der Sphärizität (Zirkularität; Homogenität der Varianzen) wurde der Mauchly-Test durchgeführt. Bei Abweichungen von der Sphärizität erfolgte eine Greenhouse-Geisser-Korrektur. Signifikanzen der „Zeit - Seiten Interaktion“ signalisierten einen unterschiedlichen Zeitverlauf beider Seiten (z.B. operierte Seite zeigte Anstieg der Werte und nicht-operierte Seite keine Veränderungen über den Untersuchungszeitraum). Unter dieser Voraussetzung wurde post hoc für beide Seiten isoliert eine Varianzanalyse mit Messwiederholung durchgeführt. Signifikante Zeiteffekte für die operierte und keine Veränderungen für die nicht-operierte Seite ließen auf eine Eignung der untersuchten Variable für die Erfassung postoperativer Anpassungen/Veränderungen schließen. Für die Überprüfung der Differenzen zwischen den einzelnen Messzeitpunkten wurde post hoc der LSD (Least Significant Difference) - Test durchgeführt (Abb. 13 Patienten im Bereich B).

Für die Analyse der rehabilitationsbedingten Veränderungen wurden zunächst Patienten mit und ohne Rehabilitation getrennt behandelt. Mögliche Gruppenunterschiede zu Beginn der postoperativen Phase wurden mit dem Mann-Whitney-U-Test bestimmt. Bei signifikanten Unterschieden zwischen der Gruppe mit und der Gruppe ohne Rehabilitation vier Wochen postoperativ, erfolgte kein Vergleich der weiteren Verläufe der Variablen beider Gruppen. Es wurden nur Muskelfunktionsvariablen berücksichtigt, die zuvor eine signifikante „Zeit-Seite Interaktion“ über den gesamten Untersuchungszeitraum aufwiesen. Die Per-Protokoll-Analyse beinhaltete alle

postoperativen Messzeitpunkte. Protokollabweichungen führten zum Fallausschluss, so dass in dieser Untersuchung zwölf Patienten berücksichtigt wurden. Es wurde eine Varianzanalyse mit Messwiederholung (Berechnung einer 3-Wege-Interaktion: „Zeit-Seite-Rehabilitation“) durchgeführt bei der die Innersubjektfaktoren die Seite (zwei Stufen) und die Zeit (acht Stufen) und der Zwischensubjektfaktor die Rehabilitation (mit Rehabilitation n=8 vs. ohne Rehabilitation n=4) waren. Bei Abweichungen von der Sphärizität erfolgte die Greenhouse-Geisser-Korrektur. Signifikanzen in der „Zeit–Seite–Rehabilitation Interaktion“ signalisierten eine unterschiedliche „Zeit–Seite Interaktion“ zwischen den beiden Patientengruppen. Bei signifikanten Zeiteffekten wurde die Effektgröße (mittels des partiellen η^2) geschätzt. Für die Feststellung welche der Patientengruppen die „Zeit–Seite Interaktion“ aufweisen konnte, wurde post hoc eine Varianzanalyse mit Messwiederholung für beide Gruppen getrennt durchgeführt (Abb. 13 Patienten im Bereich A).

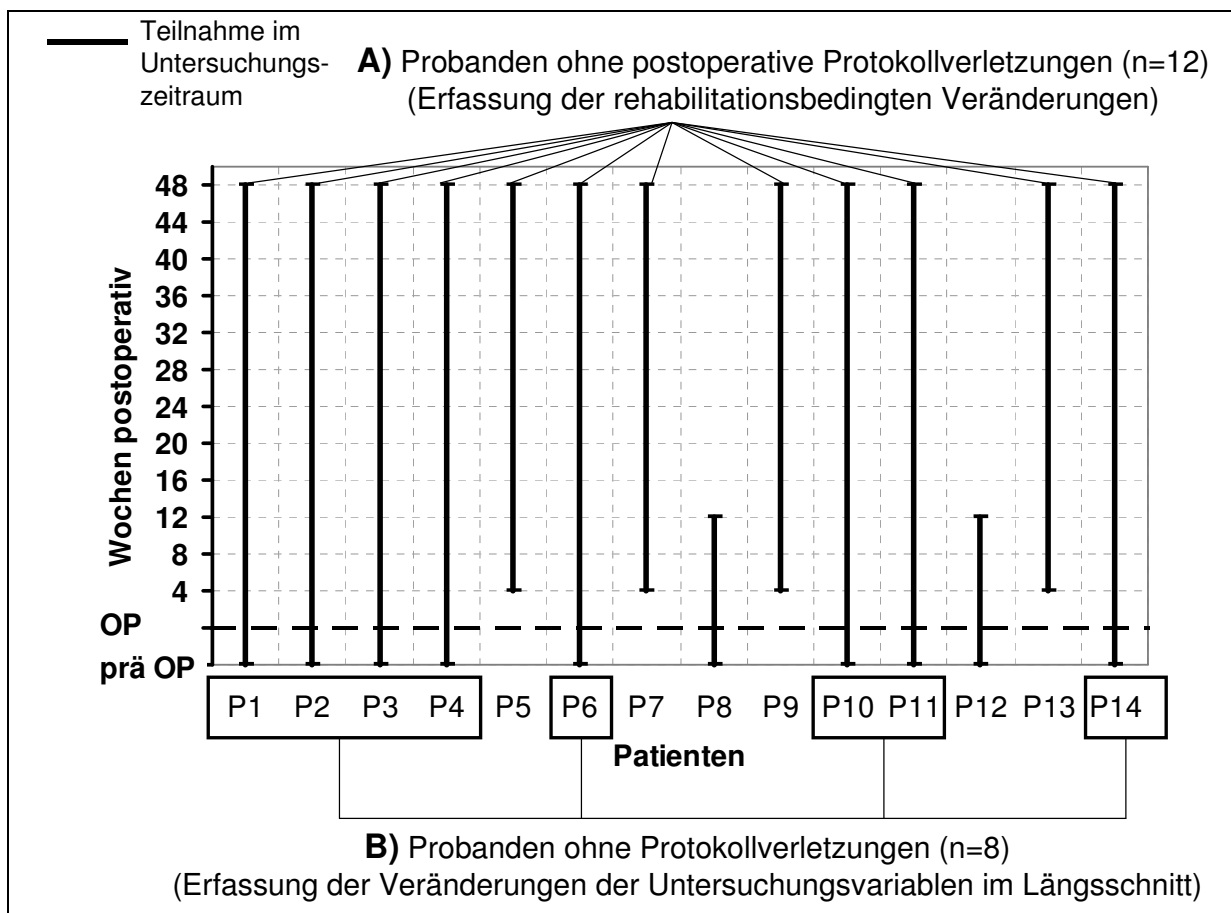


Abb. 13: Darstellung der Teilnahme eines jeden Patienten im Untersuchungszeitraum und dem listenweisen Fallausschluss bei Protokollverletzungen

Die Überprüfung des Einflusses der Trainingshäufigkeit auf die Veränderungen der Werte während des Rehabilitationsprozesses erfolgte mit Hilfe des Pearson-Korrelationskoeffizienten. Die Trainingshäufigkeit wurde dabei über die bis zur zwölften Woche postoperativ verabreichte Anzahl an Wochen mit ambulanter Rehabilitation quantifiziert und die Veränderungen der

Werte der einzelnen Variablen als prozentuale Differenz zwischen den Ergebnissen der zwölften und vierten postoperativen Woche berechnet.

Die Längsschnittdaten zur Ermittlung der Anpassungsverläufe im postoperativen Zeitraum wurden zudem einer deskriptiven Analyse zugeführt und im Hinblick auf individuelle Verläufe qualitativ betrachtet.

Zur Veranschaulichung des Trendverhaltens einzelner Variablen innerhalb der frühen Rehabilitationsphase (bis zur zwölften Woche postoperativ), wurde die Rangverteilung der Werte über diesen Zeitraum dargestellt. Dabei erhielt der jeweils geringste Wert über die fünf Messtermine den individuellen Rangplatz fünf und der jeweils beste Wert den Rangplatz eins.

Für die Analyse von Mittelwertdifferenzen der Untersuchungsvariablen zwischen der Patientengruppe und den Kontrollvariablen der gesunden Extremität und der kniegesunden Kontrollgruppe wurde der Mann-Whitney-U-Test für unabhängige Stichproben durchgeführt.

5.2 Evaluation der Messverfahren

In Vorbereitung der Untersuchungen der Kreuzbandpatienten wurden die oben genannten Untersuchungsverfahren von Muskelfunktionskenngößen evaluiert und gleichzeitig eine Referenzgruppe für die geplante Längsschnittanalyse geschaffen. Dazu wurde zum einen eine Test-Retest Reliabilitätsanalyse (*Komplex I*) durchgeführt und zum anderen wurden leistungsspezifische Ausprägungen der Muskelfunktionen (*Komplex II*) erfasst.

5.2.1 Untersuchungsdesign

Die Versuchsgruppe im *Komplex I* zur Beurteilung der Reliabilität setzte sich aus elf Sportstudenten (23 ± 1 Jahre) zusammen. Neben der Reliabilität wurde auch das Testlernen untersucht, so dass die Probanden im zweiwöchentlichen Abstand drei Messungen durchführten. Während des Untersuchungszeitraumes absolvierten die Probanden ihr gewohntes Sportprogramm ohne den Trainingsumfang und die Trainingsintensität zu verändern.

Für die Prüfung der leistungsspezifischen Unterschiede von Muskelfunktionen im *Komplex II* wurden acht Hochleistungssportler (Handballer des SC Magdeburg, 1. Bundesliga; 24 ± 5 Jahre), zwölf Sportstudenten (21 ± 3 Jahre) und zwölf Untrainierte (28 ± 8 Jahre) einmalig untersucht. Keiner der Probanden der Reliabilitätsanalyse nahm an den Untersuchungen zu den leistungsspezifischen Ausprägungen teil.

5.2.2 Datenanalyse und Statistik

Komplex I: Für die Analyse der Test-Retest Reliabilität wurden Mittelwert und Standardabweichung aller Untersuchungsvariablen zu jedem Testzeitpunkt berechnet sowie die Reproduzierbarkeit der Werte von der ersten zur zweiten und von der zweiten zur dritten Messung bestimmt. Statistische Mittel zur Beurteilung der Reproduzierbarkeit waren der Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC), der Variabilitätskoeffizient (CV) und der Standardfehler der Messungen (SEM) (Haas, 1991; Domholdt, 2005).

Der ICC wird definiert als:

$$ICC = \frac{(S_B - S_W)}{(S_B + (k - 1)S_W)}$$

Gleichung 2: Berechnung des Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC)

wobei S_B die Varianz zwischen den Personen (interindividuell), S_W die intraindividuelle Varianz der Messwerte und k die Anzahl der Probanden beschreiben. Der berechnete ICC (single; absolute agreement) liegt zwischen

dem Wert Null (keine Übereinstimmung) und plus Eins (völlige Übereinstimmung).

Der Variabilitätskoeffizient wird mit:

$$CV = \frac{100 * SD_{ind}}{\bar{X}}$$

Gleichung 3: Berechnung des Variabilitätskoeffizienten

berechnet, wobei SD_{ind} die intraindividuelle Standardabweichung ist.

Sowohl der ICC als auch der CV beschreiben in dieser Untersuchung jeweils die Reliabilität zweier aufeinanderfolgende Untersuchungen (Test 1 vs. Test 2; Test 2 vs. Test 3). Um das Ausmaß der Unterschiede zwischen allen drei Tests zu quantifizieren wurde der Standardfehler der Messungen bestimmt.

Der SEM wird definiert als

$$SEM = \sigma * \sqrt{(1-r)}$$

Gleichung 4: Berechnung des Standardfehlers der Messungen (SEM)

wobei σ die Standardabweichung der Messungen und r der ICC ist (Domholdt, 2005). Ein geringer SEM kennzeichnet eine hohe Reliabilität der Messungen. Für einen besseren Vergleich zwischen den Variablen mit den unterschiedlichen Einheiten wurden zudem der prozentuale SEM berechnet und dargestellt. Zur Bestimmung der Reproduzierbarkeit der willkürlichen Aktivierbarkeit (VA) wurde der Wert der berechneten tatsächlichen Maximalkraft (TMF) verwendet, da die VA nur dann reliabel sein kann, wenn sie immer zu der gleichen TMF bei einer Person führt.

Komplex II: Die Prüfung der leistungsspezifischen Unterschiede der Muskelfunktionsvariablen zwischen Hochleistungssportlern, moderat trainierenden Sportstudenten und Untrainierten erfolgte mit Hilfe des Kruskal-Wallis-Tests. Anschließend wurde der Mann-Whitney-U-Test durchgeführt, um festzustellen zwischen welchen einzelnen Gruppen diese Unterschiede besonders ausgeprägt waren. Zusätzlich wurden die Ergebnisse mit Hilfe des Mittelwertes und der Standardabweichung dokumentiert.

5.2.3 Ergebnisse der Evaluation

5.2.3.1 Komplex I (Reliabilität)

Tabelle 11 gibt einen Überblick über die Messwerte der Untersuchungsgruppe der Test-Retest-Reliabilität. Eine hohe Test-Retest Reliabilität über alle drei Untersuchungstermine konnte anhand eines hohen ICC für das maximale isometrische Drehmoment, die willkürliche Aktivierbarkeit (über die berechnete TMF) und die Kraftausdauerzeiten nachgewiesen werden (Tabelle 12),

während die Elektromechanische Verzögerung eine eher moderate Reliabilität aufwies. Die Elektromechanische Antwortzeit (EAZ) und die Premotor Time (PMT) zeigten hingegen zwischen der ersten und der zweiten Untersuchung eine geringe (EAZ: ICC = .23; PMT: ICC = .16) und zwischen der zweiten und der dritten Untersuchung eine moderate Reliabilität (EAZ: ICC = .74; PMT: ICC = .59). Die Veränderungen zwischen dem ersten und dem zweiten Termin waren bei nahezu allen Probanden durch eine Verringerung der Werte gekennzeichnet. Niedrige ICC's und damit eine geringe Zuverlässigkeit wurden für die Medianfrequenzen des M. vastus lateralis, M. vastus medialis und M. rectus femoris über alle Testtermine festgestellt.

Tabelle 11: Mittelwerte±Standardabweichung aller Variablen eines jeden Testtermins. (MVC=Maximale Kontraktion, VA=Willkürliche Aktivierbarkeit, TMF=Tatsächliches Maximalkraftpotenzial, EAZ=Elektromechanische Antwortzeit, PMT=Premotor Time, EMD=Electromechanical Delay, KA=Kraftausdauerzeit, VL=M. vastus lateralis, RF=M. rectus femoris, VM=M. vastus medialis)

Test	MVC [Nm]	VA [%]	TMF [Nm]	EAZ [ms]	PMT [ms]	EMD [ms]	KA [s]	Medianfrequenz		
								VL [Hz]	RF [Hz]	VM [Hz]
1	232±34	98,9±3,2	235±33	249±22	178±20	70±8	80±24	77±8	78±7	89±14
2	241±42	99,5±1,4	242±42	243±12	171±12	71±8	80±22	77±10	75±8	86±12
3	244±38	99,3±2,7	246±38	244±15	171±14	72±7	83±20	78±8	73±7	87±10

Bei nahezu allen Muskelfunktionsvariablen (Ausnahme: Medianfrequenzen des M. vastus lateralis) waren zudem zwischen der zweiten und der dritten Messung geringere Variationskoeffizienten zu beobachten als zwischen dem ersten und dem zweiten Messtermin.

Tabelle 12: Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC), Variabilitätskoeffizient (CV) aller Variablen zwischen Test 1 vs. 2 und Test 2 vs. 3 und Standardfehler der Messungen (SEM) zwischen allen Tests

	Test 1- Test 2		Test 2 - Test 3		SEM	
	ICC	CV in %	ICC	CV in %	Absolut	in %
MVC	0.92	5.0	0.97	4.2	3.45 Nm	1.44
TMF	0.93	5.3	0.95	5.3	4.24 Nm	1.76
EAZ	0.23	8.9	0.74	4.3	15.27 ms	8.78
PMT	0.16	12.0	0.59	7.3	16.74 ms	9.62
EMD	0.65	10.4	0.75	8.1	3.62 ms	5.04
KA	0.87	16.3	0.95	8.5	3.52 s	4.35
Medianfrequenz						
M. vastus lateralis	0.47	13.4	0.13	15.9	9.40 Hz	12.08
M. rectus femoris	0.42	10.9	0.46	10.1	6.87 Hz	9.13
M.vastus medialis	0.19	24.1	0.27	15.9	15.14 Hz	17.33

5.2.3.2 Komplex II (Leistungsspezifische Unterschiede)

Bis auf die willkürliche Aktivierbarkeit und die Kraftausdauerzeiten konnten bei allen Kenngrößen für die Leistungssportler (LS) die jeweils leistungsspezifisch besseren und die Untrainierten die leistungsspezifisch schlechteren Werte beobachtet werden. Dabei verzeichneten die Leistungssportler die geringste Elektromechanischen Antwortzeit, Premotor Time, Elektromechanische Verzögerung und die höchsten Maximalkraft- und Medianfrequenzwerte. Nur geringfügige Unterschiede zwischen den Gruppen wurden hingegen für die willkürliche Aktivierbarkeit festgestellt (Tabelle 13).

Tabelle 13: Mittelwerte und Standardabweichung aller untersuchten Muskelfunktionskenngrößen für die Gruppen der Leistungssportler, der Sportstudenten und der Untrainierten (LS - Leistungssportler; ST - Sportstudenten; UT - Untrainierte)

Kenngröße		LS	ST	UT
Maximales Drehmoment in Nm		327 ± 54	248 ± 45	199 ± 28
willkürliche Aktivierbarkeit in %		98 ± 4	96 ± 4	97 ± 4
Reaktionszeiten	EAZ in ms	242 ± 16	254 ± 21	280 ± 33
	PMT in ms	161 ± 19	169 ± 27	187 ± 39
	EMD in ms	81 ± 14	84 ± 12	94 ± 14
Kraftausdauerzeiten in s		80 ± 27	89 ± 25	68 ± 21
Medianfrequenzen in Hz	M. vastus lateralis	86 ± 11	81 ± 12	77 ± 12
	M. rectus femoris	80 ± 6	79 ± 9	75 ± 5
	M. vastus medialis	87 ± 10	86 ± 12	85 ± 10

Tabelle 14 zeigt das jeweilige Signifikanzniveau dieser Gruppenunterschiede. Es ist zu erkennen, dass die Gruppe der Sportstudenten nur beim maximalen isometrischen Drehmoment signifikant von der Gruppe der Leistungssportler zu unterscheiden war. Bei den anderen Kenngrößen konnte bis auf die willkürliche Aktivierbarkeit vor allem ein Unterschied zwischen der Gruppe der Trainierenden (Leistungssportler etwas deutlicher als Sportstudenten) und der Gruppe der Untrainierten festgestellt werden. Sowohl Leistungssportler als auch Sportstudenten erreichten signifikant höhere maximale Drehmomentwerte und signifikant geringere Werte bei der EAZ, der PMT und dem EMD als die untrainierten Probanden. Zudem zeigten die Leistungssportler signifikant höhere Medianfrequenzen in allen drei Muskeln und die Sportstudenten signifikant höhere Kraftausdauerzeiten im Vergleich zu den Untrainierten.

Tabelle 14: Signifikanzniveau der Unterschiede zwischen den Gruppen der Leistungssportler, der Sportstudenten und der Untrainierten (LS - Leistungssportler; ST - Sportstudenten; UT - Untrainierte)

Kenngroße		LS vs ST	ST vs UT	LS vs UT
Maximales Drehmoment		p<0,001	p<0,001	p<0,001
willkürliche Aktivierbarkeit				
Reaktionszeiten	EAZ		p<0,05	p<0,001
	PMT		p<0,05	p<0,01
	EMD		p<0,05	p<0,05
Kraftausdauerzeiten			p<0,01	
Medianfrequenzen	M. vastus lateralis			p<0,05
	M. rectus femoris			p<0,01
	M. vastus medialis			p<0,05

5.3 Ergebnisse der Untersuchung der Kreuzbandpatienten

5.3.1 Veränderungen der Variablen über den Längsschnitt (n=8)

Aufgrund von Protokollabweichungen bei sechs der untersuchten 14 Probanden (vier Probanden ohne präoperativen Messwert, zwei Probanden ohne Messwerte ab der zwölften Woche), kam es bei der Analyse der Veränderungen der Variablen über den gesamten Untersuchungszeitraum zu einem listenweisen Fallausschluss, so dass hier insgesamt acht Probanden (29 ± 9 Jahre; $78,5 \pm 7$ kg) berücksichtigt wurden. Keiner der untersuchten Probanden berichtete während der Untersuchungen von subjektiven Schmerzen, die eine maximale oder anhaltende Kontraktion der Kniestreckmuskulatur eingeschränkt hätten.

5.3.1.1 Maximales Drehmoment

Einen Überblick über den Verlauf der mittleren maximalen Drehmomentwerte (MVC) der operierten und der nicht-operierten Extremität über den gesamten Untersuchungszeitraum gibt Abb. 14. Es zeigt sich, dass die MVC der operierten Seite nach der Operation abfiel und im weiteren postoperativen Verlauf kontinuierlich anstieg. Die Varianzanalyse mit Messwiederholung ergab nach Greenhouse-Geisser-Korrektur einen signifikant ($F=31,152$; $p<0,001$; partielles $\text{Eta}^2=0,817$) unterschiedlichen Zeitverlauf der MVC für beide Seiten, wobei die operierte Seite einen signifikanten Zeiteffekt zeigte ($F=60,293$; $p<0,001$; $\text{Eta}^2=0,896$), während die nicht-operierte Seite keine Veränderungen in den Mittelwerten aufwies.

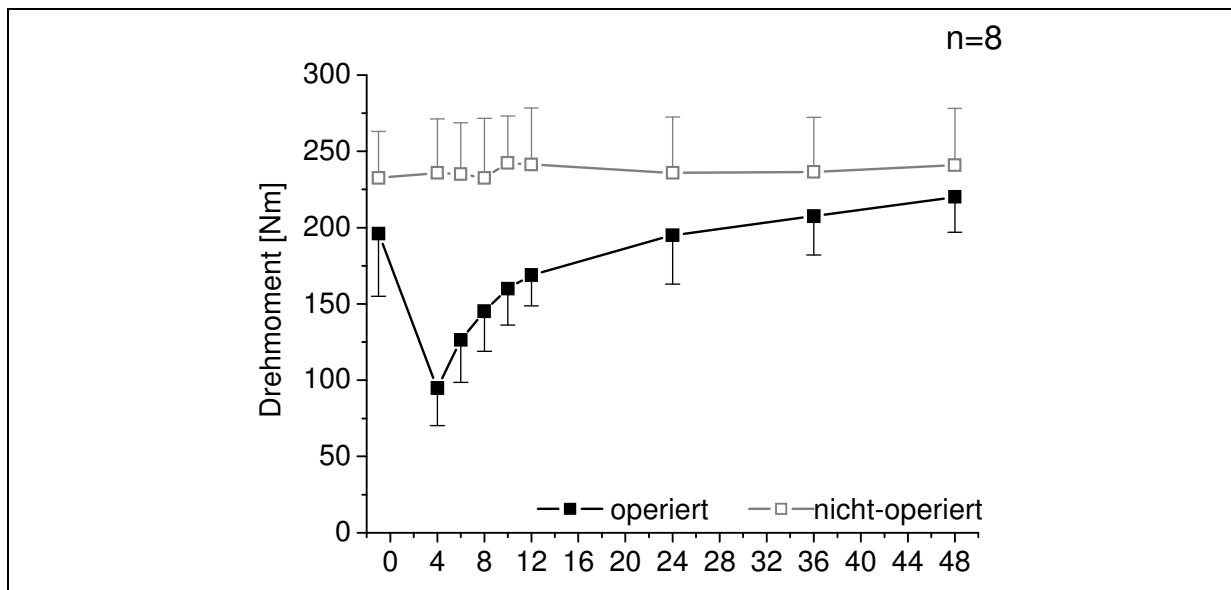


Abb. 14: Mittleres maximales Drehmoment und Standardabweichung der operierten und nicht-operierten Extremität eines jeden Messzeitpunktes über den gesamten Untersuchungszeitraum

Die Überprüfung der Mittelwertsunterschiede zwischen den einzelnen Messzeitpunkten der operierten Seite, ergab signifikante Unterschiede zwischen der präoperativen MVC und der jeweiligen MVC vier, sechs, acht, zehn und zwölf Wochen postoperativ. Keine statistisch abgesicherten Unterschiede konnten hingegen zwischen den präoperativen Messwerten und den Werten 24, 36 und 48 Wochen postoperativ festgestellt werden. Auch im postoperativen Verlauf wurden signifikante Unterschiede von einem Messtermin zum jeweils nächsten Messtermin diagnostiziert. Einzig von der Untersuchung 36 Wochen postoperativ zur Untersuchung 48 Wochen postoperativ konnten keine Messwertdifferenzen mehr nachgewiesen werden. Einen Überblick über Signifikanzniveau der Mittelwertunterschiede zwischen den einzelnen Testterminen gibt Tabelle 15.

Tabelle 15: Mittelwerte±Standardabweichung der MVC sowie das Signifikanzniveau der Mittelwertunterschiede zwischen den einzelnen Testterminen für die operierte Extremität

		Wochen postoperativ								
		Prä	4	6	8	10	12	24	36	48
	Nm	196±41	95±25	126±28	145±26	160±24	169±20	195±32	207±25	220±23
Wochen postoperativ	Prä	/	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,05	p<0,05			
	4	p<0,001	/	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001
	6	p<0,001	p<0,001	/	p<0,01	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001
	8	p<0,001	p<0,001	p<0,01	/	p<0,01	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001
	10	p<0,05	p<0,001	p<0,001	p<0,01	/	p<0,01	p<0,001	p<0,001	p<0,001
	12	p<0,05	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,01	/	p<0,01	p<0,001	p<0,001
	24		p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,01	/	p<0,05	p<0,05
	36		p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,05	/	
	48		p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,05		/

5.3.1.2 Willkürliche Aktivierbarkeit

Die Analyse der Prozentwerte der willkürlichen Aktivierbarkeit (VA) ergab bei der Varianzanalyse mit Messwiederholung nach Greenhouse-Geisser-Korrektur eine signifikant ($F=4,657$; $p<0,05$; partielles $\text{Eta}^2=0,399$) unterschiedliche Veränderung beider Extremitäten über den prä- und postoperativen Untersuchungszeitraum (Abb. 15). Dabei zeigte die operierte Seite einen signifikanten ($F=5,429$; $p<0,05$; partielles $\text{Eta}^2=0,437$) Zeiteffekt (Reduktion der Werte infolge der Operation, Anstieg im postoperativen Verlauf) und die nicht-operierte Extremität keine Änderungen. Statistisch abgesicherte Unterschiede zwischen den Messzeitpunkten waren allerdings nur im Vergleich der VA vier Wochen postoperativ und der VA nahezu aller anderen Zeitpunkte (Ausnahme: sechs Wochen postoperativ) feststellbar. Das Signifikanzniveau der Messwertdifferenzen ist in Tabelle 16 dargestellt.

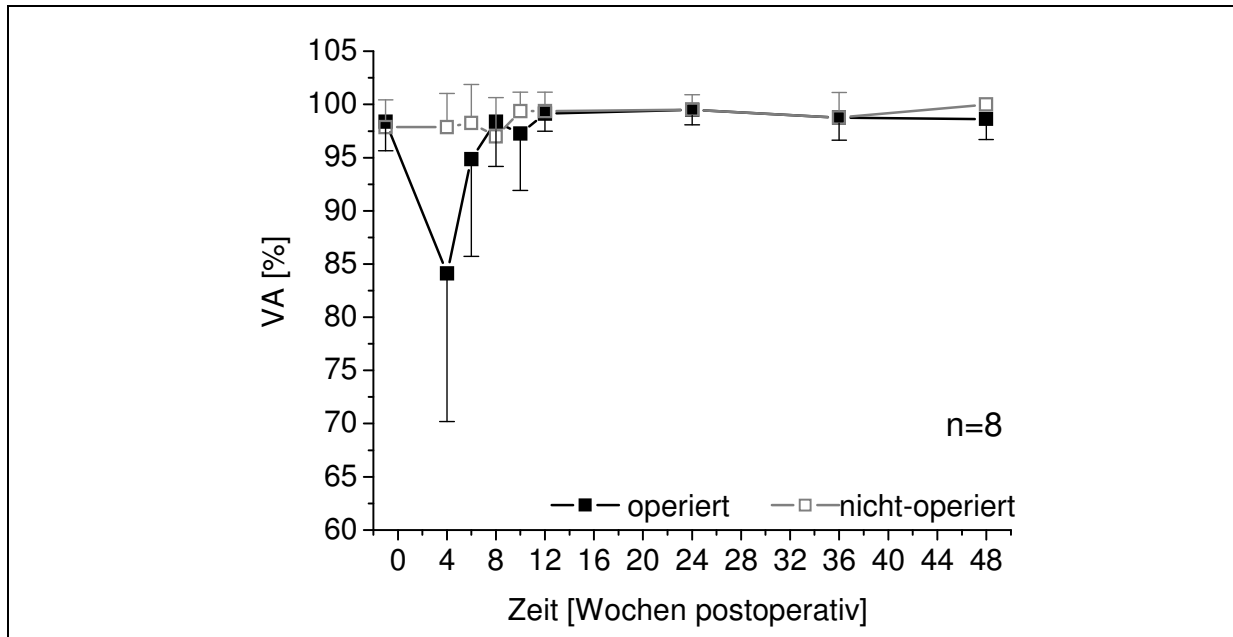


Abb. 15: Mittlere willkürliche Aktivierbarkeit und Standardabweichung der operierten und nicht-operierten Extremität eines jeden Messzeitpunktes über den gesamten Untersuchungszeitraum

Tabelle 16: Mittelwerte±Standardabweichung der VA sowie das Signifikanzniveau der Mittelwertunterschiede zwischen den einzelnen Testterminen für die operierte Extremität

		Wochen postoperativ								
		Prä	4	6	8	10	12	24	36	48
	%	98±3	84±14	95±9	98±4	97±5	99±2	99±2	98±4	98±3
Wochen postoperativ	Prä	/	p<0,05							
	4	p<0,05	/	p<0,01	p<0,01	p<0,05	p<0,05	p<0,05	p<0,05	p<0,01
	6		p<0,01	/						
	8		p<0,01		/					
	10		p<0,05			/				
	12		p<0,05				/			
	24		p<0,05					/		
	36		p<0,05						/	
	48		p<0,01							/

5.3.1.3 Reaktion

Abb. 16 zeigt die Veränderungen der Elektromechanischen Antwortzeit (EAZ), der Premotor Time (PMT) und der Elektromechanischen Verzögerung (Elektromechanical Delay = EMD) beider Extremitäten. Insbesondere die EAZ und das EMD wiesen eine postoperativ abfallende Tendenz der operierten Seite bei höheren Mittelwerten im Vergleich zur nicht-operierten Seite auf.

Eine signifikante „Zeit-Seite Interaktion“, mit der die Unterschiedlichkeit in der Verlaufstendenz zwischen beiden Extremitäten nachgewiesen werden kann, konnte jedoch nur für die EAZ ($F=4,243$; $p<0,01$; partielles $Eta^2=0,377$) festgestellt werden (operierte Seite: Anstieg der Messwerte infolge der Operation, Reduktion der Messwerte im postoperativen Verlauf). Die Überprüfung der Veränderungen der einzelnen Seiten zeigte allerdings, dass sowohl die operierte Extremität ($F=5,615$; $p<0,01$; partielles $Eta^2=0,445$) als auch die nicht-operierte Extremität ($F=3,663$; $p<0,05$; partielles $Eta^2=0,343$) hier einen signifikanten Zeiteffekt aufwiesen.

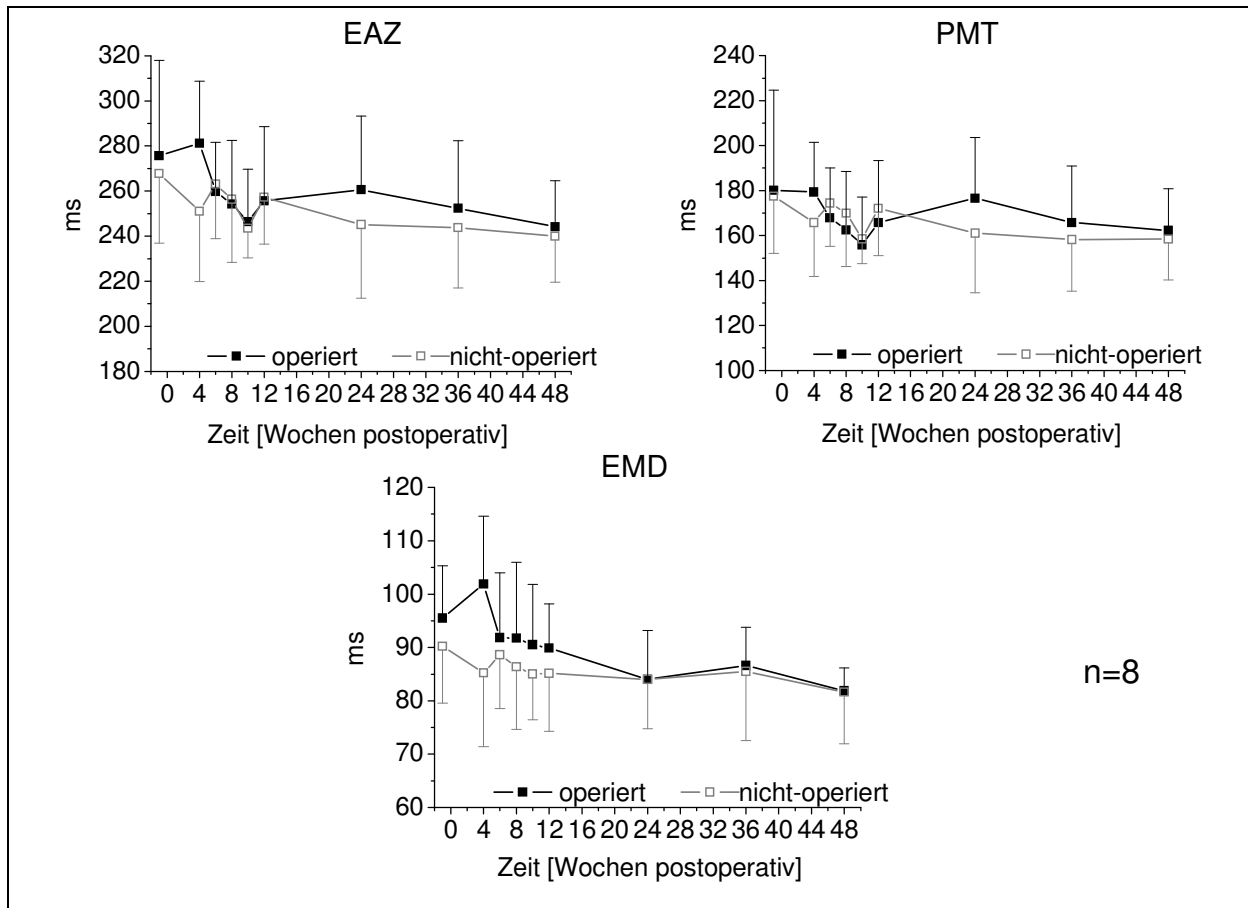


Abb. 16: Mittelwerte und Standardabweichung der EAZ, PMT und des EMD der operierten und nicht-operierten Extremität eines jeden Messzeitpunktes über den gesamten Untersuchungszeitraum

Signifikant höhere EAZ im Vergleich der Messzeitpunkte untereinander, zeigten sich vor allem von der vierten zur sechsten postoperativen Woche auf der operierten Seite. Keine Messwertdifferenzen konnten hingegen zwischen den Zeitpunkten der späten Untersuchungsphase (24, 36 und 48 Wochen postoperativ) beobachtet werden (Tabelle 17).

Obwohl das EMD keine statistische abgesicherte „Zeit-Seite Interaktion“ ($F=2,448$; $p=0,077$; partielles $Eta^2=0,259$) über den Untersuchungszeitraum aufwies, konnten signifikante Veränderungen im Zeitverlauf der operierten Extremität ($F=5,018$; $p<0,01$; partielles $Eta^2=0,418$) festgestellt werden. Der

Vergleich der Messzeitpunkte untereinander ergab signifikante Unterschiede zwischen dem EMD vier Wochen postoperativ und dem EMD aller anderen postoperativen Messzeitpunkte. Die Messwertunterschiede zwischen den anderen Zeitpunkten konnten nicht statistisch abgesichert werden.

Für die PMT wurde zwar kein signifikant unterschiedlicher Zeitverlauf der operierten und der nicht-operierten Seite festgestellt, jedoch zeigte die getrennte Auswertung beider Extremitäten einen signifikanten Zeiteffekt ($F=3,431$; $p<0,05$; partielles $\text{Eta}^2=0,329$) der nicht-operierten Seite bei gleichbleibenden Messwerten der operierten Seite.

Tabelle 17: Mittelwerte±Standardabweichung der EAZ sowie das Signifikanzniveau der Mittelwertunterschiede zwischen den einzelnen Testterminen für die operierte Extremität

		Wochen postoperativ								
		Prä	4	6	8	10	12	24	36	48
	ms	276±42	281±27	260±22	254±28	246±23	256±33	261±33	252±30	244±20
Wochen postoperativ	Prä				p<0,05				p<0,05	
	4			p<0,05	p<0,05	p<0,01	p<0,01		p<0,01	p<0,001
	6		p<0,05			p<0,05				p<0,05
	8	p<0,05	p<0,05							
	10		p<0,01	p<0,05						
	12		p<0,01							
	24									
	36	p<0,05	p<0,01							
	48		p<0,001	p<0,05						

5.3.1.4 Kraftausdauer

Eine signifikante „Zeit-Seite Interaktion“ ($F=12,178$; $p<0,01$; $\text{Eta}^2=0,635$) der Kreuzbandpatienten über den gesamten Untersuchungszeitraum konnte für die Kraftausdauerzeiten (KA) festgestellt werden (Abb. 17).

Für die operierte Seite wurde dabei ein signifikanter Zeiteffekt ($F=11,391$; $p<0,01$; partielles $\text{Eta}^2=0,619$) beobachtet (Anstieg der Kraftausdauerzeiten von der präoperativen zur ersten postoperativen Messung, Abfall der Werte im weiteren postoperativen Verlauf), während die nicht-operierte Seite keine Veränderungen aufwies. Statistisch abgesicherte Unterschiede zwischen den Messwerten im Zeitverlauf der operierten Seite konnten von der präoperativen bis zur acht Wochen postoperativ durchgeführten Untersuchung festgestellt werden. Ab der achten postoperativen Woche zeigten sich dann nur noch minimale (nicht-signifikante) Veränderungen auf einem nahezu identischen Niveau der gesunden Extremität (Abb. 17 und Tabelle 18).

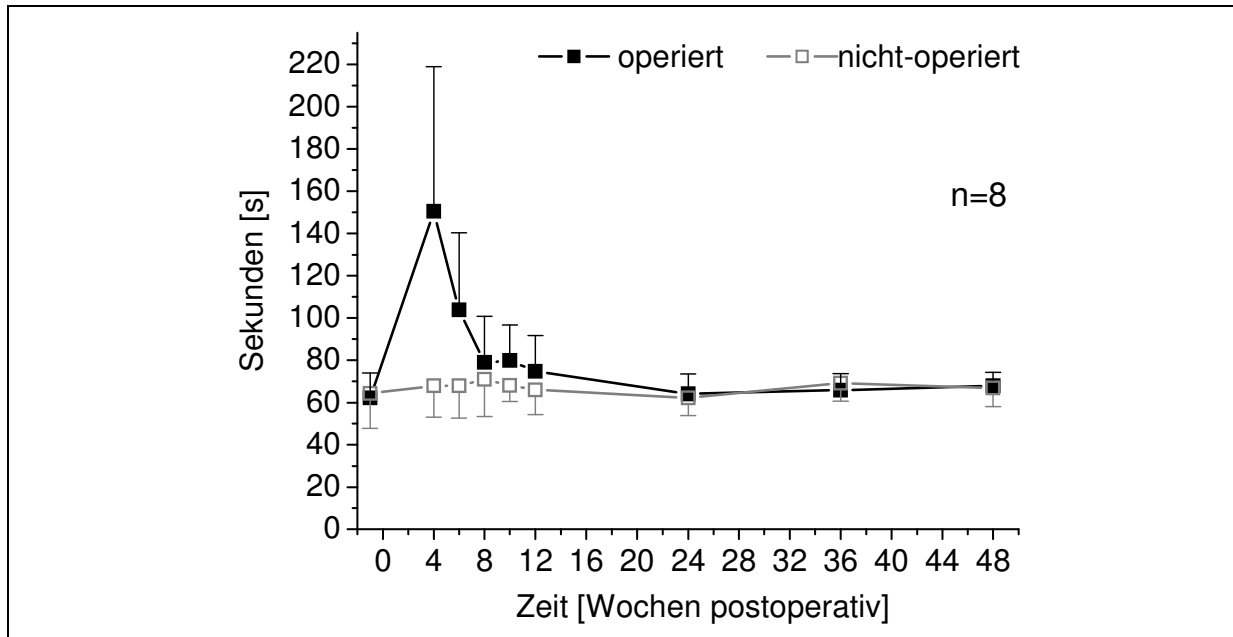


Abb. 17: Mittlere Kraftausdauerzeiten und Standardabweichung der operierten und nicht-operierten Extremität eines jeden Messzeitpunktes über den gesamten Untersuchungszeitraum

Tabelle 18: Mittelwerte ± Standardabweichung der KA sowie das Signifikanzniveau der Mittelwertunterschiede zwischen den einzelnen Testterminen für die operierte Extremität

		Wochen postoperativ								
		Prä	4	6	8	10	12	24	36	48
	s	62±12	150±68	104±37	79±22	80±17	75±17	64±9	66±8	68±6
Wochen postoperativ	Prä	/	p<0,01	p<0,01	p<0,05	p<0,05				
	4	p<0,01	/	p<0,05	p<0,01	p<0,05	p<0,01	p<0,01	p<0,01	p<0,01
	6	p<0,01	p<0,05	/	p<0,05		p<0,05	p<0,05	p<0,05	p<0,05
	8	p<0,05	p<0,01	p<0,05	/					
	10	p<0,05	p<0,05			/		p<0,05	p<0,05	p<0,05
	12		p<0,01	p<0,05			/			
	24		p<0,01	p<0,05		p<0,05		/		
	36		p<0,01	p<0,05		p<0,05			/	
	48		p<0,01	p<0,05		p<0,05				/

5.3.1.5 Medianfrequenzen

Der Verlauf der mittleren Medianfrequenzwerte der gesunden und der operierten Seite ist in Abb. 18 dargestellt. Obwohl die Medianfrequenzen des M. vastus lateralis, M. rectus femoris und M. vastus medialis der operierten Extremität an nahezu allen Messzeitpunkten unterhalb des Niveaus der gesunden Extremität waren, konnte für keinen der untersuchten Muskeln eine signifikante "Zeit-Seite Interaktion" über den Untersuchungszeitraum festgestellt werden.

Die isolierte Auswertung beider Extremitäten zeigte allerdings einen signifikanten Zeiteffekt (VL: $F=2,857$; $p<0,05$; partielles $\text{Eta}^2=0,290$; RF: $F=3,984$; $p<0,05$; partielles $\text{Eta}^2=0,363$; VM: $F=3,017$; $p<0,05$; partielles $\text{Eta}^2=0,301$) der operierten Seite (Reduktion der Werte unmittelbar nach der Operation, postoperativer Anstieg) und keine Veränderungen der gesunden Seite.

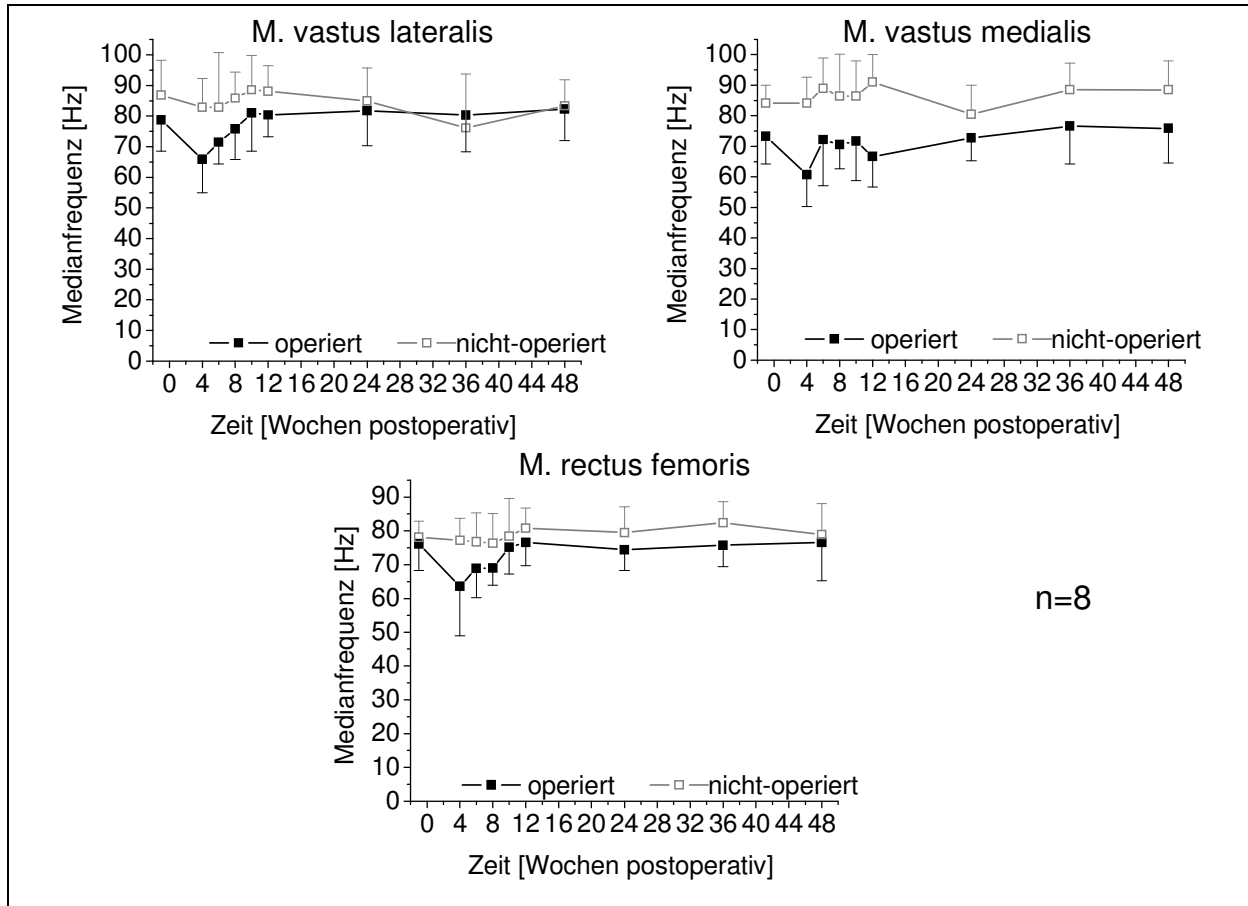


Abb. 18: Mittelwerte und Standardabweichung der Medianfrequenzen der untersuchten Muskeln der operierten und nicht-operierten Extremität eines jeden Messzeitpunktes über den gesamten Untersuchungszeitraum

5.3.2 Persistenz neuromuskulärer Defizite der operierten Extremität (n=14) im Vergleich zu den Kontrollvariablen

Tabelle 19 gibt einen Überblick über die Ergebnisse der Muskelfunktionsvariablen aller untersuchten Patienten (n=14) eines jeden Zeitpunktes. Neben den Mittelwerten und Standardabweichungen der operierten und nicht-operierten Extremität zum jeweiligen Messzeitpunkt, sind die in einer einmaligen Untersuchung gewonnenen Daten der Kontrollgruppe (kniegesunde Sportstudenten) sowie das Signifikanzniveau der Mittelwertunterschiede dargestellt.

Tabelle 19: Mittelwerte und Standardabweichung aller Variablen der operierten Seite (OP), der nicht-operierten Seite (NO) und der Kontrollgruppe (KG) sowie das Signifikanzniveau der Messwertunterschiede zwischen operierter und gesunder Seite (OP-GS) und operierter Seite und Kontrollgruppe (OP-KG)

Wochen	Prä (n=8)	4 (n=14)	6 (n=14)	8 (n=14)	10 (n=14)	12 (n=14)	24 (n=12)	36 (n=12)	48 (n=12)
MVC									
OP [Nm]	190±39	115±39	145±37	162±41	147±37	183±35	203±43	215±40	226±39
NO [Nm]	233±27	233±42	236±38	236±45	241±39	243±38	237±48	240±45	243±45
KG [Nm]	241±41								
OP - NO	p<0,05	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,01			
OP - KG	p<0,01	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,01	p<0,05	
VA									
OP [%]	98±3	90±12	96±7	99±3	97±4	99±2	99±2	99±2	99±2
NO [%]	98±2	98±3	99±3	98±3	99±2	99±1	99±1	99±2	99±1
KG [%]	97±4								
OP - NO		p<0,05		p<0,05					
OP - KG		p<0,05							
EAZ									
OP [ms]	281±41	271±30	254±23	256±29	249±22	257±28	254±29	249±25	240±19
NO [ms]	272±29	251±29	256±27	254±23	243±15	254±19	240±28	239±23	238±17
KG [ms]	251±25								
OP - NO									
OP - KG	p<0,05	p<0,05							
PMT									
OP [ms]	186±43	175±25	165±22	167±26	159±18	168±23	171±25	164±21	157±17
NO [ms]	183±25	167±24	171±23	172±19	160±14	169±18	157±23	154±20	156±15
KG [ms]	173±21								
OP - NO									
OP - KG					p<0,05				p<0,05
EMD									
OP [ms]	95±9	96±16	89±12	89±14	89±10	89±8	83±8	86±6	83±4
NO [ms]	89±11	84±12	85±9	82±10	83±7	85±10	83±8	85±11	82±8
KG [ms]	81±15								
OP - NO									
OP - KG	p<0,01	p<0,01	p<0,05		p<0,05	p<0,05			

Wochen	Prä (n=8)	4 (n=14)	6 (n=14)	8 (n=14)	10 (n=14)	12 (n=14)	24 (n=12)	36 (n=12)	48 (n=12)
KA									
OP [s]	62±13	128±58	95±31	78±19	78±15	74±15	68±10	70±9	71±8
NO [s]	65±15	71±13	69±12	71±14	71±10	70±12	67±13	73±10	70±9
KG [s]	85±25								
OP - NO		p<0,001	p<0,01						
OP - KG	p<0,01	p<0,01	p<0,05				p<0,05	p<0,05	p<0,05
Medianfrequenz VL									
OP [Hz]	76±11	66±11	68±8	74±10	74±13	75±11	79±13	79±11	80±10
NO [Hz]	85±10	82±14	79±17	83±10	83±9	82±10	83±9	77±10	82±11
KG [Hz]	80±10								
OP - NO		p<0,01	p<0,05	p<0,05					
OP - KG		p<0,01	p<0,01						
Medianfrequenz RF									
OP [Hz]	73±10	64±11	69±7	70±7	71±8	73±7	77±7	77±6	77±9
NO [Hz]	78±4	75±10	74±11	76±7	76±9	78±7	80±6	80±6	78±8
KG [Hz]	78±8								
OP - NO		p<0,05		p<0,05					
OP - KG		p<0,001	p<0,01	p<0,01	p<0,05	p<0,05			
Medianfrequenz VM									
OP [Hz]	71±10	65±11	73±12	71±9	69±11	67±9	74±12	78±12	79±12
NO [Hz]	84±6	81±12	84±13	85±13	84±13	84±11	82±9	89±9	87±10
KG [Hz]	87±14								
OP - NO	p<0,01	p<0,001	p<0,05	p<0,01	p<0,01	p<0,001	p<0,05	p<0,05	
OP - KG	p<0,01	p<0,001	p<0,01	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,01	p<0,05	p<0,05

Bei rein kreuzbandverletzten Patienten (noch vor dem operativen Eingriff) konnten für die MVC und die Medianfrequenzen des M. vastus medialis (VM) der betroffenen Seite signifikant geringere Werte sowohl im Vergleich zur Kontrollgruppe als auch zur nicht-betroffenen Seite festgestellt werden. Unterschiede zur Kontrollgruppe, nicht aber zur nicht-betroffenen Extremität wiesen die Kraftausdauer (geringere Zeiten der betroffenen Extremität) und das EMD (deutlich höhere Werte bei den Patienten) auf. Keine Unterschiede zeigten sich hingegen präoperativ für die anderen Variablen (VA, EAZ, PMT, Medianfrequenzen des M. rectus femoris und M. vastus lateralis).

In der vier Wochen postoperativ durchgeführten Untersuchung wurden für nahezu alle Muskelfunktionsvariablen (Ausnahme: PMT) signifikante Unterschiede im Vergleich zu den kniegesunden Kontrollprobanden

festgestellt. Dabei zeigten die MVC, die VA und die Medianfrequenzen der untersuchten Muskeln deutlich geringere Werte und die EAZ, das EMD und die Kraftausdauer längere Zeiten. Statistisch abgesicherte Unterschiede zur nicht-operierten Seite konnten zu diesem Messzeitpunkt für die MVC, die VA, die Kraftausdauerzeiten und die Medianfrequenzen der drei Muskeln, nicht aber für das Reaktionsverhalten (EAZ, PMT und EMD) nachgewiesen werden.

Die MVC und die Medianfrequenzen des M. vastus medialis der operierten Seite waren an den weiteren Messzeitpunkten der frühen Rehabilitationsphase im Vergleich zur nicht-operierten Seite und zur Kontrollgruppe signifikant geringer ausgeprägt. Statistisch abgesicherte Unterschiede zur kniegesunden Kontrollgruppe konnten zwölf Wochen postoperativ zudem für das EMD und die Medianfrequenzen des M. rectus femoris festgestellt werden.

In der späten Rehabilitationsphase zeigten die Patienten bei der MVC (24 und 36 Wochen postoperativ), den Medianfrequenzen (24, 36 und 48 Wochen postoperativ) und der Kraftausdauerzeit (24, 36 und 48 Wochen postoperativ) der operierten Seite signifikante Unterschiede zur kniegesunden Kontrollgruppe. Während die MVC und die Medianfrequenzen dabei wie in der frühen postoperativen Phase geringere Werte aufwiesen, waren die Kraftausdauerzeiten der Patienten im Gegensatz zu den ersten postoperativen Wochen geringer als die der Kontrollgruppe. Statistisch abgesicherte Unterschiede zur nicht-operierten Seite wiesen die Patienten in der späten Rehabilitationsphase lediglich für die Medianfrequenzen des M. vastus medialis sechs und neun Monate postoperativ auf.

5.3.3 Einfluss der ambulanten Rehabilitation auf die postoperative Veränderung der Muskelfunktionsvariablen (n=12)

Die Überprüfung des Einflusses der Rehabilitation auf die postoperativen Veränderungen erfolgte anhand der Muskelfunktionsvariablen, die zuvor auch eine signifikante „Zeit-Seite Interaktion“ über den gesamten Untersuchungszeitraum und damit eine Eignung zur Erfassung von Anpassungsverläufen aufwiesen. Demzufolge wurden hier lediglich die MVC, die VA, die EAZ und die Kraftausdauerzeiten berücksichtigt.

Von den zwölf Patienten die den gesamten postoperativen Untersuchungszeitraum von der vierten Woche bis zum zwölften postoperativen Monat absolvierten, führten acht Patienten ambulante Rehabilitationsmaßnahmen durch, während vier Patienten auf Beschluss des Kostenträgers keine therapeutischen Interventionen erhielten. Innerhalb der Patienten mit ambulanter Rehabilitation variierten Dauer und Beginn der Maßnahmen.

5.3.3.1 Maximales Drehmoment

Rehabilitation vs. keine Rehabilitation

Zur Überprüfung des Einflusses der Rehabilitation auf den postoperativen Verlauf wurden Patienten mit und ohne Rehabilitationsmaßnahmen miteinander verglichen (Mittelwerte in Tabelle 20). Für beide Patientengruppen konnten vier Wochen postoperativ keine statistisch abgesicherten MVC-Mittelwertunterschiede festgestellt werden. Die Analyse der Veränderungen im weiteren Untersuchungszeitraum ergab nach Varianzanalyse mit Messwiederholung und Greenhouse-Geisser-Korrektur einen signifikanten ($F=3,497$; $p<0,05$; $\text{Eta}^2=0,259$) Unterschied in der „Zeit-Seite Interaktion“ zwischen den Gruppen. Die Gruppe mit Rehabilitation zeigte dabei eine signifikante „Zeit-Seite Interaktion“ ($F=30,261$; $p<0,001$; $\text{Eta}^2=0,821$) und die Gruppe ohne Rehabilitation keine statistisch abgesicherten unterschiedlichen Veränderungen beider Extremitäten über die Zeit.

Tabelle 20: Mittelwerte±Standardabweichung der MVC beider Seiten für die Gruppe mit und die Gruppe ohne Rehabilitation

Wochen postoperativ	Operierte Seite in Nm		Nicht-operierte Seite in Nm	
	mit Reha (n=8)	ohne Reha (n=4)	mit Reha (n=8)	ohne Reha (n=4)
4	112±44	120±38	251±30	191±46
6	144±37	143±49	249±26	207±54
8	165±38	154±54	252±23	201±69
10	176±38	171±48	243±22	217±66
12	186±36	174±46	257±19	211±60
24	208±39	192±54	248±33	213±70
36	223±31	200±56	248±27	223±72
48	240±23	199±53	253±28	223±68

Im Zeitverlauf der maximalen Drehmomentwerte jeder einzelnen Extremität bzw. in der isolierten Auswertung der Seitendifferenzen konnten hingegen nach Varianzanalyse mit Messwiederholung und Greenhouse-Geisser-Korrektur keine Unterschiede zwischen Patienten mit ($F=20,197$; $p<0,001$; $\text{Eta}^2=0,743$) und Patienten ohne ambulante Rehabilitation ($F=10,505$; $p<0,01$; $\text{Eta}^2=0,778$) festgestellt werden. Beide Gruppen wiesen mit der operierten Seite signifikante Veränderungen über die Zeit auf. Die Verlaufsanalyse der MVC Seitendifferenz zeigte ebenfalls signifikante ($F=3,497$; $p<0,05$; $\text{Eta}^2=0,259$) Unterschiede zwischen beiden Gruppen. Abb. 19 verdeutlicht allerdings, dass die Patienten ohne Rehabilitationsmaßnahmen bereits zu Beginn der postoperativen Untersuchung deutlich geringere Differenzen zwischen operierter und nicht-operierter Extremität aufwiesen und somit eine Vergleichbarkeit der Veränderungstendenzen der absoluten MVC-Werte nur bedingt gegeben war. Ab der 36. postoperativen Woche verzeichneten beide Patientengruppen Seitendifferenzen auf einem ähnlichen Niveau.

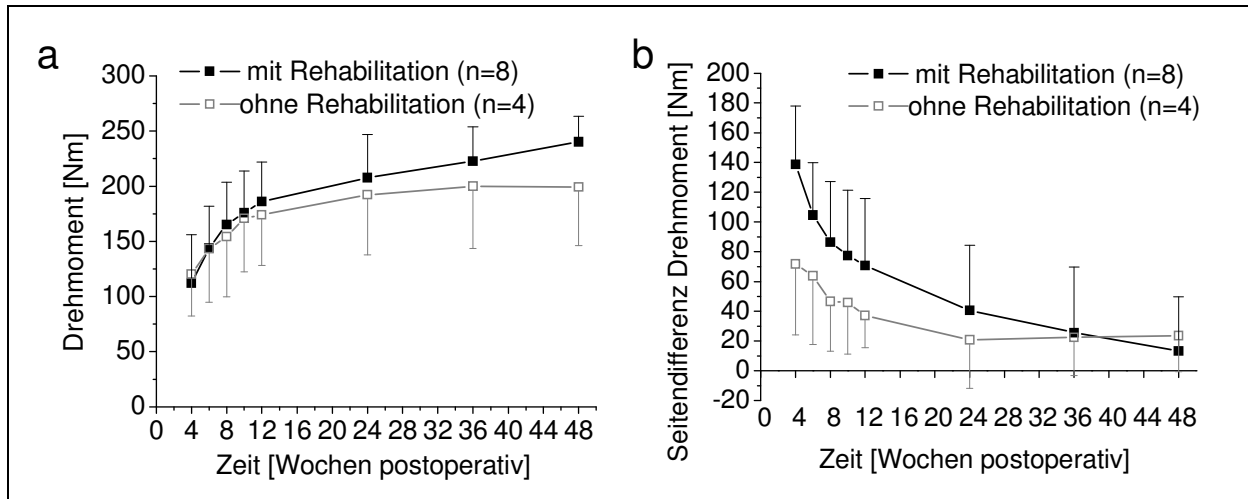


Abb. 19: Mittelwerte und Standardabweichung der MVC (a) und der MVC Seitendifferenz (b) für die Patientengruppen mit und ohne Rehabilitation über den gesamten Untersuchungszeitraum

Die Überprüfung der Messwertunterschiede zwischen den einzelnen Zeitpunkten ergab für die Gruppe mit Rehabilitation stets signifikante Unterschiede (vierte bis zehnte Woche postoperativ: $p < 0,01$; ab zwölfter Woche: $p < 0,05$). Die Gruppe ohne Rehabilitation zeigte lediglich von der vierten zur sechsten, von der zwölften zur 24. und von der 24. zur 36. postoperativen Woche einen signifikanten ($p < 0,05$) Anstieg des Drehmoments während die Unterschiede zwischen den weiteren Testterminen statistisch nicht abgesichert werden konnten (Tabelle 21).

Tabelle 21: Messwertdifferenzen im postoperativen Zeitverlauf für die Patienten mit Rehabilitation (m. Reha) und ohne Rehabilitation (o. Reha)

Wochen	4 vs. 6	6 vs. 8	8 vs. 10	10 vs. 12	12 vs. 24	24 vs. 36	36 vs. 48
m. Reha	$p < 0,001$	$p < 0,01$	$p < 0,05$	$p < 0,01$	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$
o. Reha	$p < 0,05$				$p < 0,05$	$p < 0,01$	

Obwohl für beide Gruppen ein unterschiedlicher postoperativer Verlauf festgestellt wurde, konnten weder nach Beendigung der frühen Rehabilitationsphase (zwölf Wochen postoperativ) noch nach Ablauf der gesamten Untersuchung (48 Wochen postoperativ) statistisch abgesicherte Unterschiede zwischen den beiden Patientengruppen nachgewiesen werden.

Dauer der Rehabilitation vs. Anstieg der MVC

Zwischen der individuellen Dauer der ambulanten Rehabilitationsmaßnahmen (quantifiziert über die Anzahl der Rehabilitationswochen) und dem prozentualen postoperativen Anstieg des Drehmoments von der vierten zur zwölften Woche ($r = 0,33$) bzw. bis zum zwölften Monat ($r = 0,19$) konnte nach Berechnung des Pearson-Korrelationskoeffizienten kein statistisch abgesicherter Zusammenhang festgestellt werden. Patienten mit höher

Therapiedauer zeigten demnach nicht die Tendenz, auch einen höheren Drehmomentanstieg zu verzeichnen (Abb. 20).

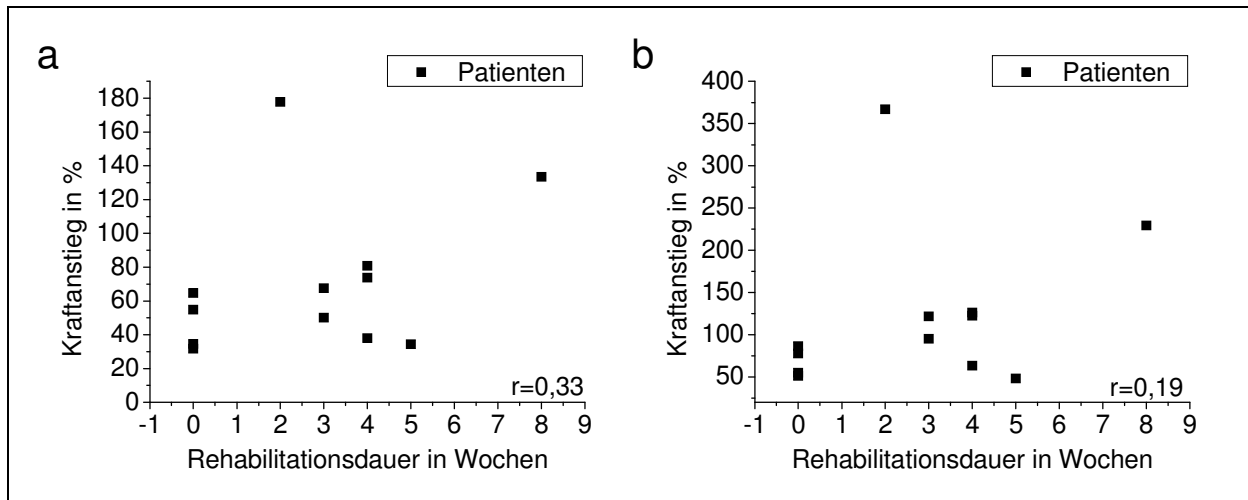


Abb. 20: Zusammenhang zwischen der Dauer der Rehabilitation (Therapiewochen) und dem Drehmomentanstieg von der vierten zur zwölften Woche (a) und von der vierten Woche zum zwölften Monat (b)

5.3.3.2 Willkürliche Aktivierbarkeit

Rehabilitation vs. keine Rehabilitation

Tabelle 22 gibt einen Überblick über die VA der Patientengruppe mit ambulanter Rehabilitation und die Gruppe ohne Rehabilitationsmaßnahmen.

Tabelle 22: Mittelwerte±Standardabweichung der VA beider Seiten für die Gruppe mit und die Gruppe ohne Rehabilitation

Wochen postoperativ	Operierte Seite in %		Nicht-operierte Seite in %	
	mit Reha (n=8)	ohne Reha (n=4)	mit Reha (n=8)	ohne Reha (n=4)
4	86±15	93±7	99±2	96±4
6	98±3	92±13	99±4	99±2
8	98±4	99±1	99±2	96±5
10	98±5	97±4	100±1	99±2
12	99±2	98±2	100±0	99±2
24	99±2	100±0	99±2	100±0
36	99±2	99±1	99±2	100±0
48	99±2	99±2	99±2	100±0

Für die willkürliche Aktivierbarkeit konnten keine Unterschiede in der „Zeit-Seite Interaktion“ zwischen Patienten mit und ohne Rehabilitation festgestellt werden. Beide Gruppen wiesen keine signifikanten Veränderungen der Prozentwerte und keine signifikanten Messwertdifferenzen zwischen den einzelnen Testterminen über den postoperativen Zeitraum auf (Abb. 21).

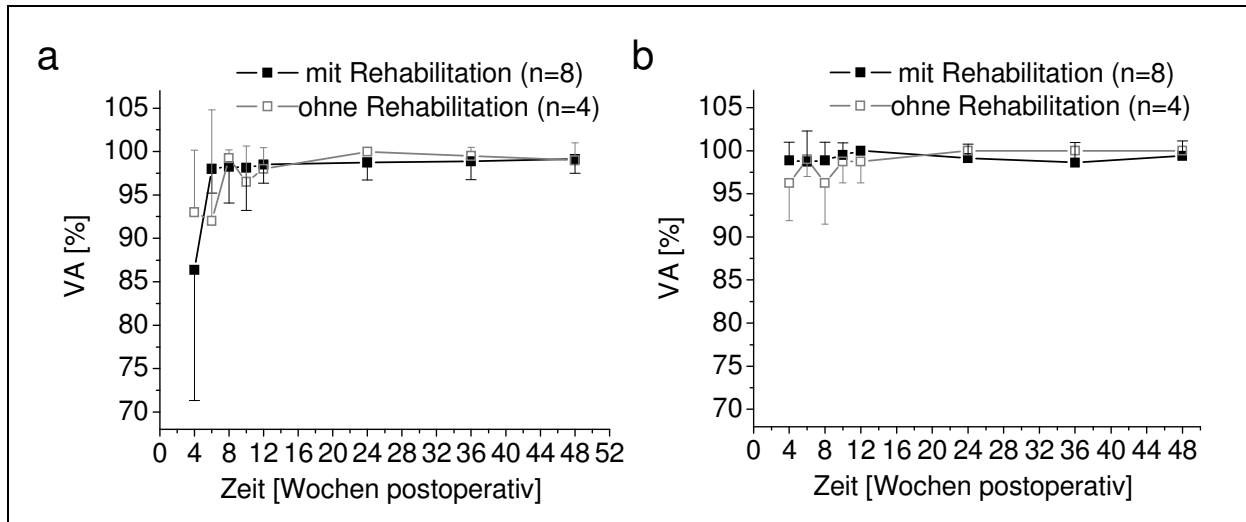


Abb. 21: Mittelwerte und Standardabweichung der VA der operierten (a) und der gesunden (b) Seite für die Patientengruppen mit und ohne Rehabilitation über den gesamten Untersuchungszeitraum

Dauer der Rehabilitation vs. Anstieg der VA

Zwischen dem Anstieg der willkürlichen Aktivierbarkeit über den postoperativen Zeitraum bis zwölf bzw. 48 Wochen postoperativ und der individuell unterschiedlichen Rehabilitationsdauer konnte nur eine geringe Korrelation (zwölf Wochen: $r=0,02$ bzw. 48 Wochen: $r=-0,02$) berechnet werden. Patienten mit einer hohen Anzahl rehabilitativer Wochen verzeichneten demzufolge keine höheren oder geringeren Anstiege der willkürlichen Aktivierbarkeit als Patienten mit einer geringen Therapiedauer.

5.3.3.3 Elektromechanische Antwortzeit

Rehabilitation vs. keine Rehabilitation

Der Vergleich der „Zeit-Seite Interaktion“ der EAZ zwischen Patienten mit und ohne Rehabilitation ergab keinen signifikanten Unterschied. Weder die Patientengruppe mit noch die Gruppe ohne Rehabilitation zeigte unterschiedliche Veränderungen über den Untersuchungszeitraum (Abb. 22, Tabelle 23) zwischen beiden Extremitäten.

Patienten mit Rehabilitationsmaßnahmen wiesen allerdings signifikante ($F=4,290$; $p<0,05$; $\text{Eta}^2=0,380$) Änderungen der operierten Extremität im Zeitverlauf auf, während für die Patienten ohne Rehabilitation keine Veränderungen nachgewiesen werden konnten.

Weder vier, zwölf noch 48 Wochen postoperativ konnte ein Unterschied zwischen den Messwerten der Gruppe der Patienten mit und den Werten der Gruppe ohne Rehabilitation festgestellt werden.

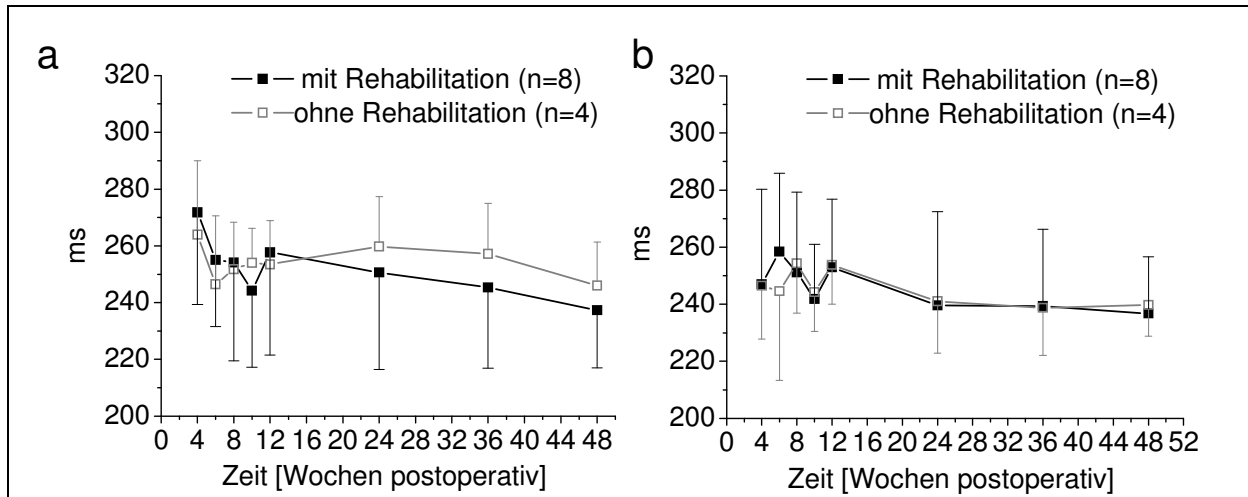


Abb. 22: Mittelwerte und Standardabweichung der EAZ der operierten (a) und der gesunden (b) Seite für die Patientengruppen mit und ohne Rehabilitation über den gesamten Untersuchungszeitraum

Tabelle 23: Mittelwerte±Standardabweichung der EAZ beider Seiten für die Gruppe mit und die Gruppe ohne Rehabilitation

Wochen postoperativ	Operierte Seite in ms		Nicht-operierte Seite in ms	
	mit Reha (n=8)	ohne Reha (n=4)	mit Reha (n=8)	ohne Reha (n=4)
4	272±32	264±26	247±33	246±18
6	255±23	247±24	258±28	245±31
8	254±34	251±17	251±28	254±17
10	244±27	254±12	242±19	244±14
12	258±36	254±15	253±24	254±14
24	251±34	260±18	240±33	241±18
36	245±28	257±18	239±27	239±17
48	237±20	246±15	237±20	240±11

Dauer der Rehabilitation vs. Abfall der EAZ

Die Überprüfung des Zusammenhangs zwischen der Dauer der Rehabilitationsmaßnahmen und dem Abfall der EAZ ergab bis zur Beendigung der frühen Rehabilitationsphase zwölf Wochen postoperativ einen Korrelationskoeffizienten von $r=0,19$. Ein höherer Korrelationskoeffizient und damit ein moderater Zusammenhang ($r=0,51$) konnte hingegen zwischen der Rehabilitationsdauer und den Werteabfall von der vierten zur 48. Woche postoperativ festgestellt werden.

5.3.3.4 Kraftausdauer

Rehabilitation vs. keine Rehabilitation

Abb. 23 und Tabelle 24 zeigen den postoperativen Zeitverlauf der Kraftausdauerzeiten (KA). Obwohl die KA der Patienten mit Rehabilitation vier Wochen postoperativ deutlich oberhalb der KA der Patienten ohne Rehabilitationsmaßnahmen lag, konnten hier keine signifikanten Mittelwertunterschiede zwischen den Patientengruppen festgestellt werden.

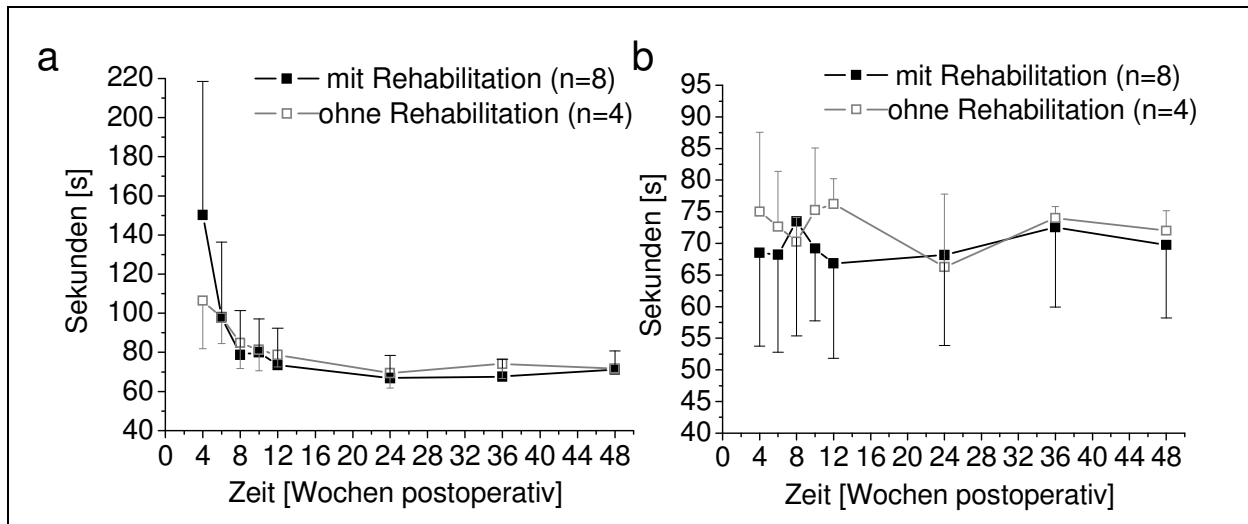


Abb. 23: Mittelwerte und Standardabweichung der KA der operierten (a) und der gesunden (b) Seite für die Patientengruppen mit und ohne Rehabilitation über den gesamten Untersuchungszeitraum

Tabelle 24: Mittelwerte±Standardabweichung der KA beider Seiten für die Gruppe mit und die Gruppe ohne Rehabilitation

Wochen postoperativ	Operierte Seite in ms		Nicht-operierte Seite in ms	
	mit Reha (n=8)	ohne Reha (n=4)	mit Reha (n=8)	ohne Reha (n=4)
4	150±68	107±25	69±15	75±13
6	98±38	98±13	68±15	73±9
8	79±23	85±13	73±18	70±4
10	80±17	81±11	69±11	75±10
12	74±19	79±6	67±15	76±4
24	67±12	69±8	68±14	66±12
36	68±9	74±7	73±13	74±2
48	71±10	72±2	70±12	72±3

Die Überprüfung der „Zeit-Seite Interaktion“ der KA ergab nach Greenhouse-Geisser Korrektur keine Gruppenunterschiede. Allerdings zeigte die isolierte Auswertung der Patientengruppen, dass Patienten mit Rehabilitation eine signifikante „Zeit-Seite Interaktion“ ($F=12,547$; $p<0,01$; $Eta^2=0,642$) und Patienten ohne Rehabilitation keine statistisch abgesicherten

unterschiedlichen Veränderungen beider Extremitäten über die Zeit verzeichneten. Die Auswertung der Patientengruppe mit Rehabilitation ergab signifikante ($F=9,717$; $p<0,01$; $\text{Eta}^2=0,581$) Veränderungen im Zeitverlauf der operierten Seite bei statistisch abgesicherten Messwertdifferenzen zwischen der vierten und sechsten postoperativen Woche ($p<0,01$).

Im Vergleich der Mittelwerte der operierten Extremität beider Gruppen konnten nach zwölf bzw. 48 Wochen keine Unterschiede zwischen den Gruppen nachgewiesen werden.

Dauer der Rehabilitation vs. Abfall der Kraftausdauerzeiten

Zwischen der Rehabilitationsdauer und dem Abfall der Kraftausdauerzeiten von der vierten zur zwölften Woche postoperativ wurde ein Korrelationskoeffizient von $r=0,48$ berechnet und somit ein gering bis moderater Zusammenhang nachgewiesen. Ein geringerer Zusammenhang ($r=0,25$) konnte hingegen zwischen der Dauer der Rehabilitationsmaßnahmen und dem Abfall der KA von der vierten Woche zur 48. Woche nach der Operation festgestellt werden.

5.3.4 Einzelfallanalytische Auswertung der Muskelfunktionsvariablen im Längsschnitt

5.3.4.1 MVC und VA

Abb. 28 zeigt die maximalen Drehmomentwerte (MVC) der einzelnen Patienten in der frühen postoperativen Rehabilitationsphase unter Berücksichtigung der individuellen ambulanten Rehabilitationszeiträume, des Aktivierungsdefizits und der Ergebnisse der gesunden Extremität. Unabhängig von Umfang und Dauer des Rehabilitationstrainings wiesen die Patienten (geringer Rehabilitationsumfang: Pat. 4; Pat. 7; Pat. 11; Pat. 12; Pat. 13; Pat. 14; hoher Rehabilitationsumfang: Pat. 3; Pat. 5) einen kontinuierlichen Anstieg des maximalen Drehmoments auf der operierten Seite auf.

Mit der gesunden Extremität erreichte nur rund die Hälfte der Patienten nahezu konstante Werte über den gesamten Zeitraum der frühen Rehabilitationsphase. Einige Patienten (Pat. 3; Pat. 7; Pat. 14) zeigten von der vierten zur zwölften Woche eine eher ansteigende Tendenz der MVC, während andere Patienten (Pat. 2; Pat. 5) hier wiederum kontinuierlich abfallende Ergebnisse erreichten.

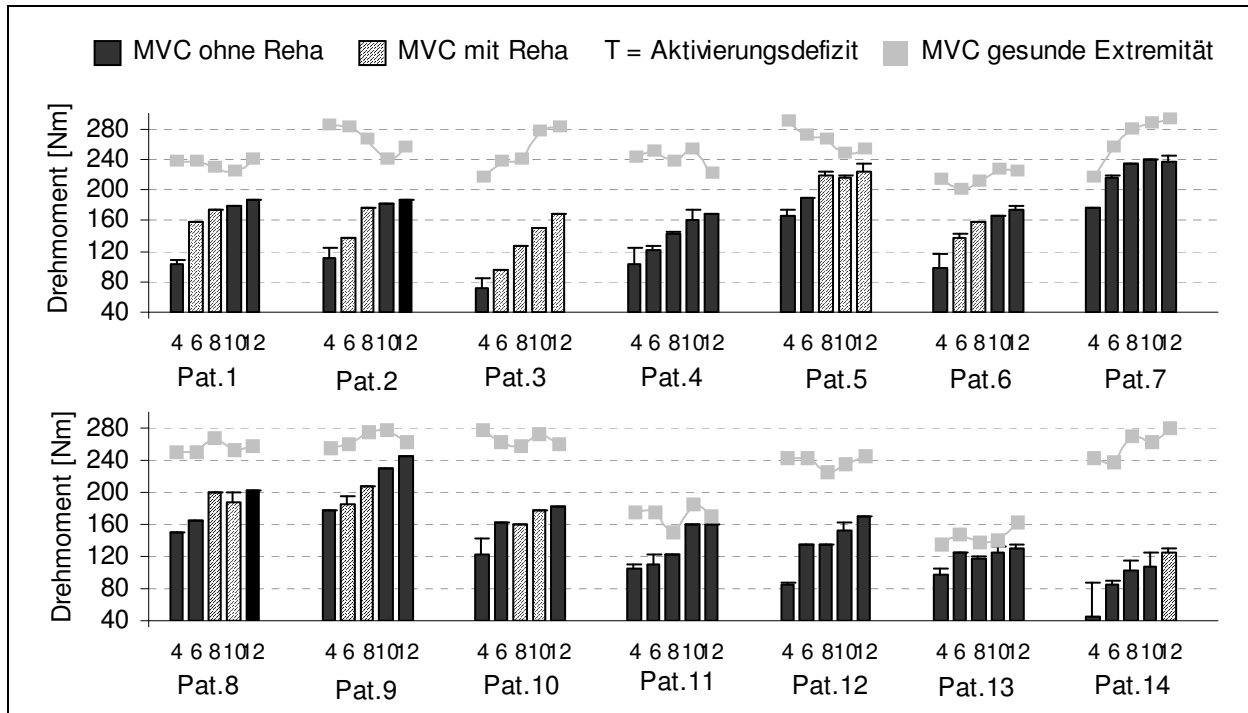


Abb. 24: Maximales Drehmoment der operierten (Balken) und der gesunden Extremität (graue Quadrate) aller Patienten von der vierten bis zur zwölften postoperativen Woche. Aktivierungsdefizit der operierten Seite (eingezeichnet als positiver Standardabweichungsbalken) und die Phasen der ambulanten Rehabilitation (hellere Balken) sind zusätzlich abgebildet

Mit Hilfe der in Abb. 25 dargestellten individuellen Rangplatzverteilung wird aufgezeigt, dass alle Patienten in der ersten postoperativen Messung (vier Wochen postoperativ) ihren jeweils geringsten Drehmomentwert und bei einem kontinuierlichen Anstieg zum Ende der frühen Rehabilitationsphase (zwölfte Woche) ihren jeweils höchsten Wert erreichten.

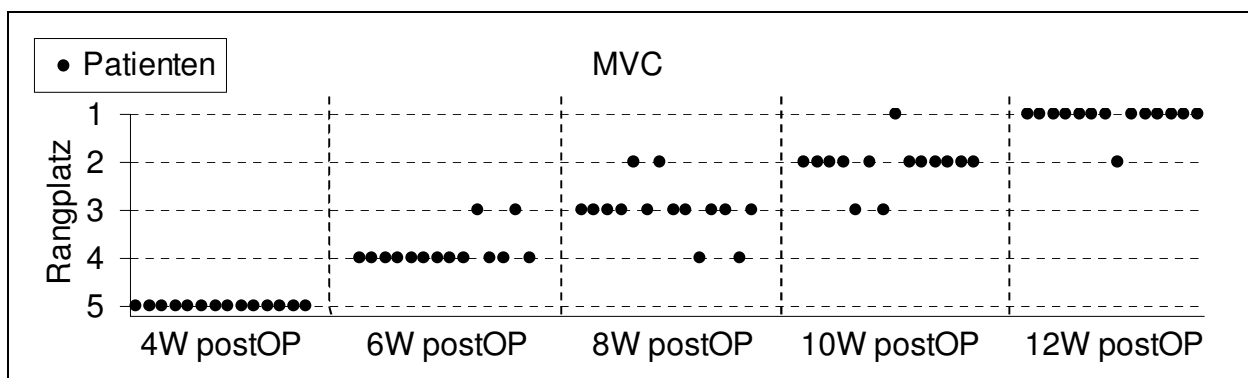


Abb. 25: Rangplatzverteilung der maximalen Drehmomentergebnisse eines jeden Patienten über die einzelnen Messzeitpunkte zwischen der vierten und der zwölften postoperativen Woche (Rangplatz eins steht dabei für den individuell höchsten und Rangplatz fünf für den geringsten Wert)

Ein weniger interindividuell übergreifender kontinuierlicher Anstieg über den gesamten Zeitraum der frühen postoperativen Rehabilitationsphase konnte für die willkürliche Aktivierbarkeit beobachtet werden. Ein Großteil der Patienten

erreichte bereits sechs Wochen postoperativ ihre individuell höchste willkürliche Aktivierbarkeit, die sich dann im weiteren Verlauf nur noch selten bzw. geringfügig veränderte (Abb. 26).

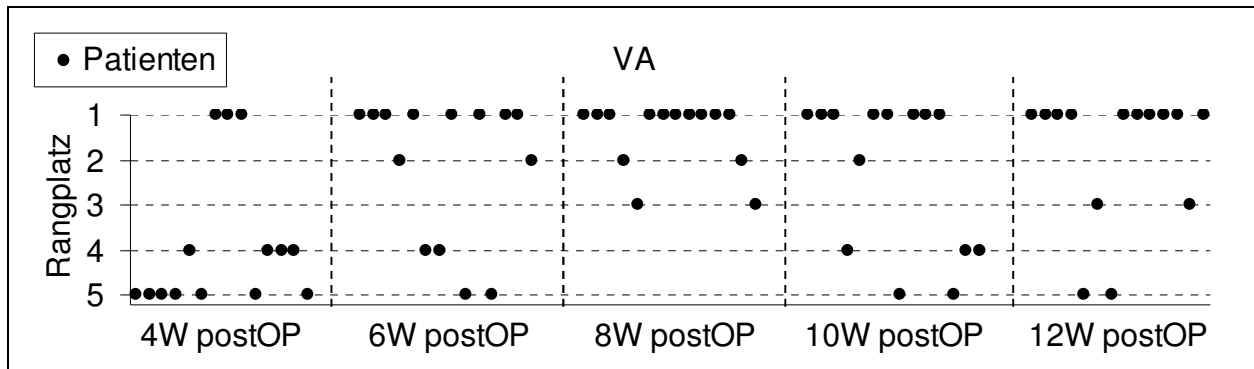


Abb. 26: Rangplatzverteilung der willkürlichen Aktivierbarkeit eines jeden Patienten an den einzelnen Messzeitpunkten zwischen der vierten und der zwölften postoperativen Woche (Rangplatz eins steht dabei für den individuell höchsten und Rangplatz fünf für den geringsten Prozentwert. Erreichte eine Person mehrmals eine VA von 100% im Längsschnitt, wurde mehrfach der Rangplatz eins vergeben)

Exemplarische Einzelfalldarstellungen für die unterschiedlichen Verläufe der maximalen Drehmomente und der willkürlichen Aktivierbarkeit über den einjährigen Messzeitraum zeigen Abb. 27, Abb. 28, Abb. 29, Abb. 30 und Abb. 31.

Patient 3 führte beispielsweise über den kompletten postoperativen Untersuchungszeitraum der frühen Rehabilitationsphase ein intensives Rehabilitationstraining durch und erreichte dabei auf der operierten Seite einen kontinuierlichen Anstieg der MVC. Ab der sechsten postoperativen Woche war für diesen Patienten keine Aktivierungsdefizite mehr festzustellen. In der späten Rehabilitationsphase von der 24. bis zur 48. Woche nach der Operation verzeichnete Patient 3 einen weiteren Anstieg der MVC. Allerdings zeigte die gesunde Extremität in der frühen und in der späten Rehabilitationsphase ebenfalls einen kontinuierlichen Anstieg der MVC, so dass für die Absolutwerte zwar eine deutliche Verbesserung festgestellt werden konnte, die laterale Differenz nach 48 Wochen allerdings noch 24% betrug (Abb. 27).

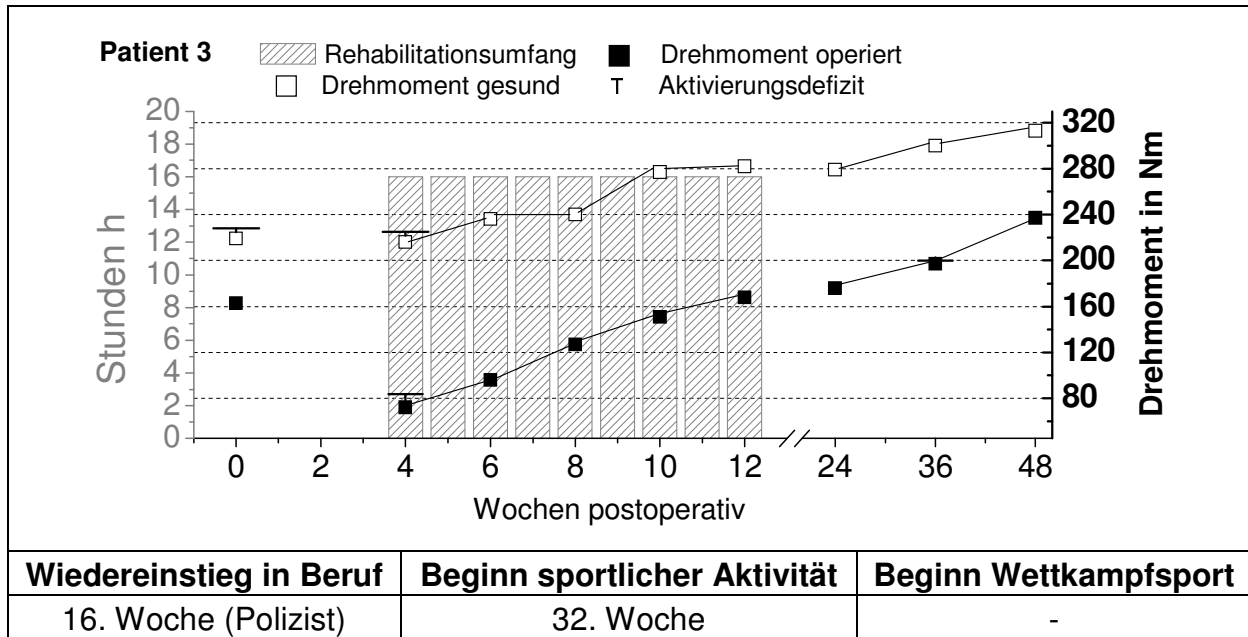


Abb. 27: Individuelles maximales Drehmoment und willkürliches Aktivierungsdefizit beider Extremitäten vor dem Hintergrund des Umfangs der ambulanten Rehabilitationsmaßnahmen über den gesamten Untersuchungszeitraum von Patient 3

Patient 4 nahm außer der unmittelbaren postoperativen Physiotherapie (bis zur 3. Woche) kein weiteres Rehabilitationsangebot wahr, so dass sich der Trainingsinput für die operierte Extremität nur aus den alltäglichen Belastungen (Treppenlaufen, ein- bis zweimal wöchentlich Discobesuch mit Tanz) zusammensetzte. Trotz der ausbleibenden Therapie zeigte Patient 4 im postoperativen Verlauf einen kontinuierlichen Anstieg der MVC. Bei der VA wies er deutlich länger Defizite als der trainierende Patient 3 auf, war allerdings in der zwölften postoperativen Woche ebenso wie alle anderen Patienten in der Lage, seinen M. quadriceps femoris willkürlich vollständig zu aktivieren. In der späten Rehabilitationsphase von der 24. bis zur 48. Woche veränderte sich die MVC bei Patient 4 trotz sportlicher Aktivitäten nur noch geringfügig und verzeichnete 48 Wochen postoperativ eine laterale Differenz von 19% (Abb. 28).

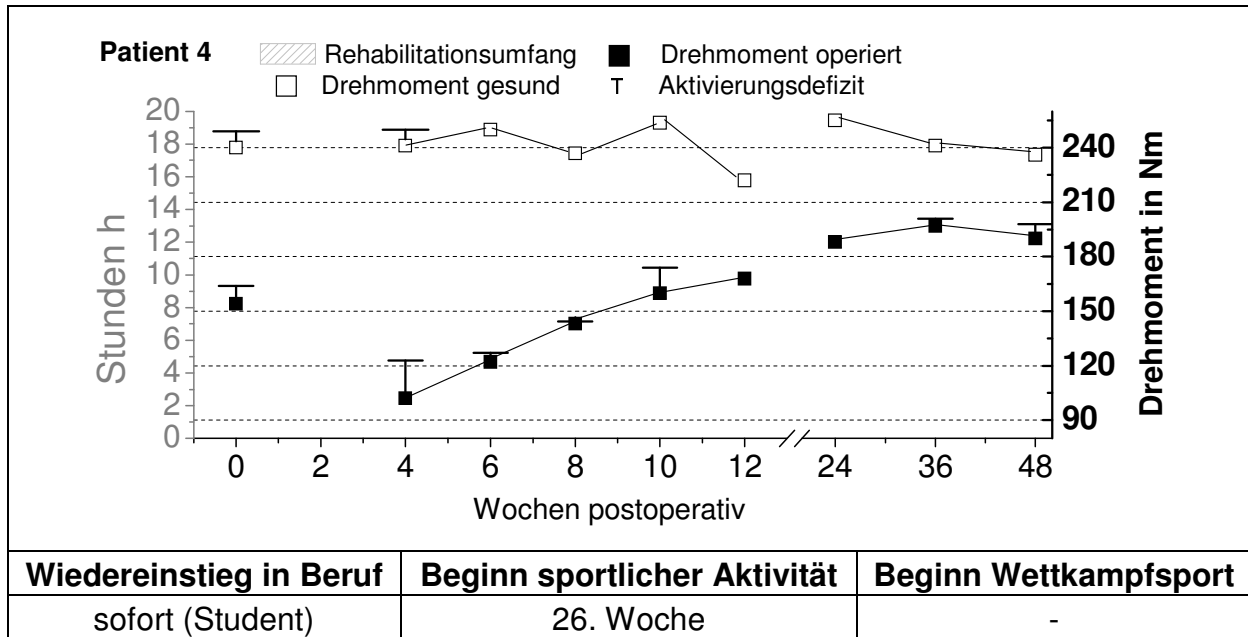


Abb. 28: Individuelles maximales Drehmoment und willkürliches Aktivierungsdefizit beider Extremitäten vor dem Hintergrund des Umfangs der ambulanten Rehabilitationsmaßnahmen über den gesamten Untersuchungszeitraum von Patient 4

Ein weiterer Patient der postoperativ keine Rehabilitationsmaßnahmen erhielt (Patient 7), wies bis zur achten postoperativen Woche einen deutlichen Anstieg der MVC auf, die sich bis zur zwölften postoperativen Woche dann nur noch geringfügig verbesserte. Eine sehr ähnliche Entwicklung der Drehmomentwerte zeigte Patient 5, der allerdings von der siebenten bis zur zwölften postoperativen Woche ein ambulantes Rehabilitationstraining durchführte. Beide Patienten verzeichneten im postoperativen Verlauf unregelmäßig geringfügige willkürliche Aktivierungsdefizite. Im späteren Rehabilitationsverlauf reduzierte sich die MVC bei Patient 5 von der zwölften zur 24. Woche wieder leicht. Mit Beginn des sportlichen Trainings und der Wiederaufnahme des Wettkampfsports (Handball) zeigten sich dann ein deutlicher Anstieg der MVC der operierten Seite und eine Reduzierung der lateralen Differenzen.

Patient 7 verzeichnete hingegen 24 Wochen postoperativ nach einer deutlichen Verbesserung der Ergebnisse ein nahezu ausgeglichenes links/rechts Verhältnis bei hoher MVC. 28 Wochen postoperativ erhielt dieser Patient nach mehreren Anfragen und mit Verspätung die Bewilligung einer vierwöchigen ambulanten Rehabilitation, bei der aufgrund der bereits erfolgten weitgehenden Wiederherstellung in erster Linie Trainingsmaßnahmen zum Muskelaufbau des M. quadriceps erfolgten. Nach Beendigung dieser Maßnahmen konnte ein weiterer Anstieg der MVC in beiden Extremitäten, vor allem aber auf der gesunden Seite beobachtet werden. Die dabei erreichte erhöhte laterale Differenz (13%) im Vergleich zu den Werten nach 24 Wochen veränderte sich nicht bis zum Abschluss der Untersuchungen ein Jahr postoperativ (Abb. 29 und Abb. 30).

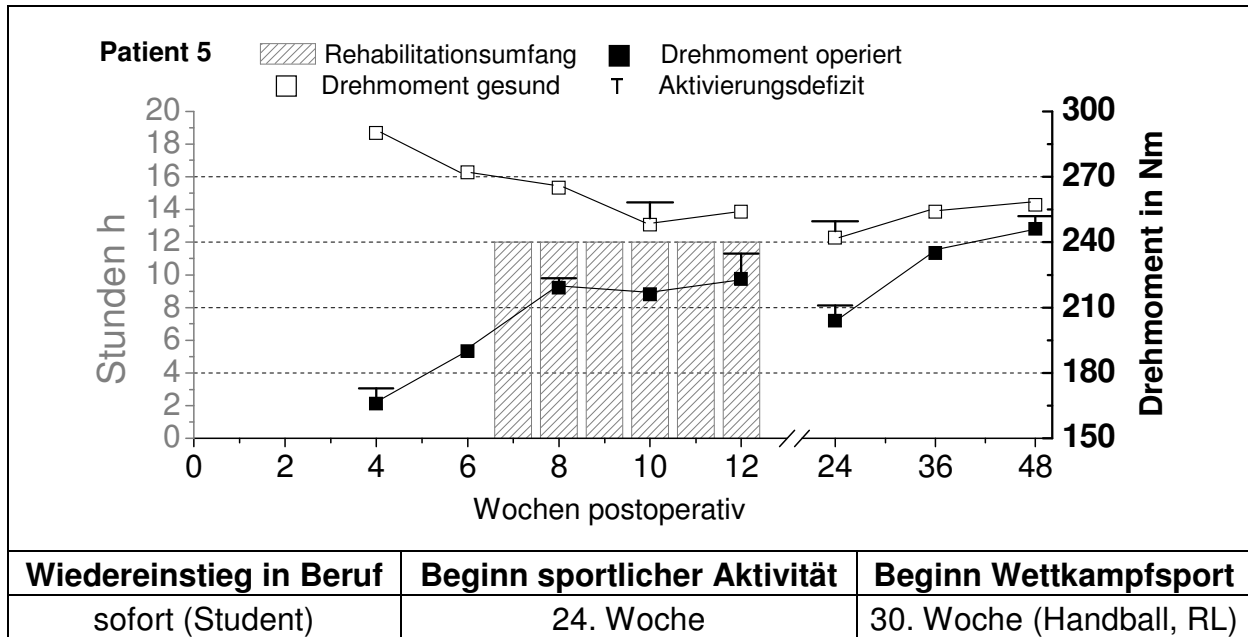


Abb. 29: Individuelles maximales Drehmoment und willkürliches Aktivierungsdefizit beider Extremitäten vor dem Hintergrund des Umfangs der ambulanten Rehabilitationsmaßnahmen über den gesamten Untersuchungszeitraum von Patient 5

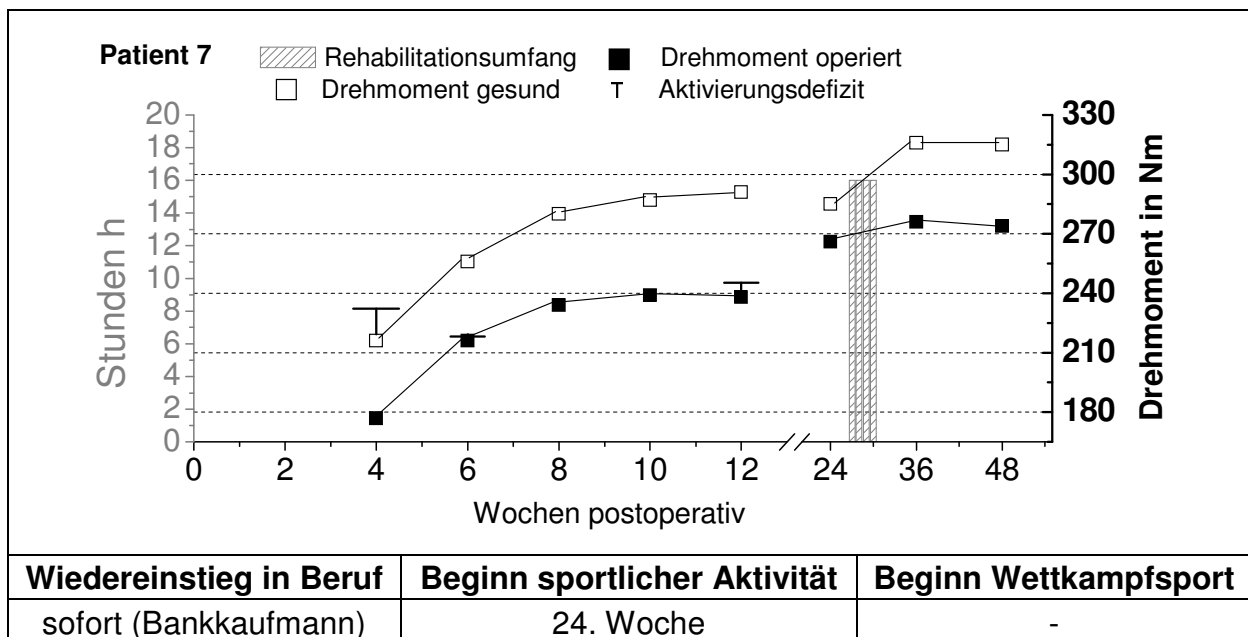


Abb. 30: Individuelles maximales Drehmoment und willkürliches Aktivierungsdefizit beider Extremitäten vor dem Hintergrund des Umfangs der ambulanten Rehabilitationsmaßnahmen über den gesamten Untersuchungszeitraum von Patient 7

Die Analyse der MVC von Patient 6 verdeutlicht den bei einigen Patienten beobachteten Trend, mit Beginn der sportlichen Aktivität einen erheblichen Anstieg des maximalen Drehmoments zu erreichen. In der frühen Rehabilitationsphase verzeichnete Patient 6 bei dreiwöchigen Rehabilitationsmaßnahmen einen kontinuierlichen Anstieg der Werte von 99

Nm auf 172 Nm bei einem Defizit von 23% nach zwölf Wochen im Vergleich zur gesunden Seite. 16 Wochen postoperativ begann der Patient mit sportlichen Aktivitäten, zu denen unter anderem auch eine zweiwöchige Bergwandertour mit täglichen mehrstündigen Belastungen zählte. Während des darauf folgenden Messtermins konnten keine lateralen Differenzen mehr bei einem deutlichen Kraftzuwachs der operierten Extremität diagnostiziert werden (Abb. 31).

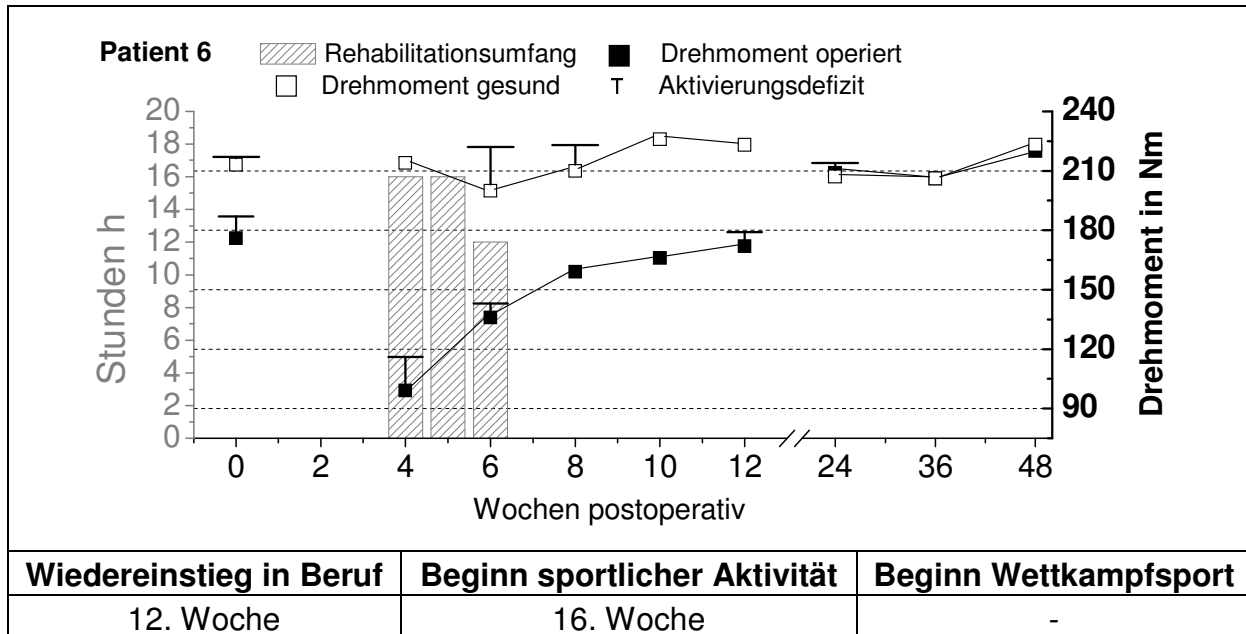


Abb. 31: Individuelles maximales Drehmoment und willkürliches Aktivierungsdefizit beider Extremitäten vor dem Hintergrund des Umfangs der ambulanten Rehabilitationsmaßnahmen über den gesamten Untersuchungszeitraum von Patient 6

5.3.4.2 Reaktionsverhalten

Einen Überblick über die individuelle Veränderung der EAZ in der frühen Rehabilitationsphase gibt Abb. 32. Der überwiegende Teil der Patienten verzeichnete vier Wochen postoperativ ihre jeweils höchste EAZ. Im weiteren postoperativen Verlauf war jedoch nicht zu erkennen, dass die Patienten zu einem einheitlichen Anstiegs- bzw. Abfallverhalten der Zeiten tendierten. Während bei einigen Patienten eine nahezu kontinuierliche Reduktion der Reaktionszeiten mit fortschreitender Rehabilitation zu beobachten war (exemplarisch Abb. 33), erreichten andere Patienten beinahe konstante Zeiten (Beispiel in Abb. 38) oder ließen sogar einen Anstieg der Reaktionszeiten (Abb. 39) erkennen. Vergleichbare Ergebnisse wurden für die PMT und das EMD festgestellt.

Ähnlich der frühen Rehabilitationsphase, wo keine Einflüsse des Therapietrainings auf die Veränderungen der Reaktionszeiten festgestellt wurden, zeigten sich auch in der späten Rehabilitationsphase keine expliziten

intraindividuellen Entwicklungstendenzen der EAZ, der PMT und des EMD infolge sportlichen Trainings, bzw. dem Wiedereintritt in den Wettkampfsport.

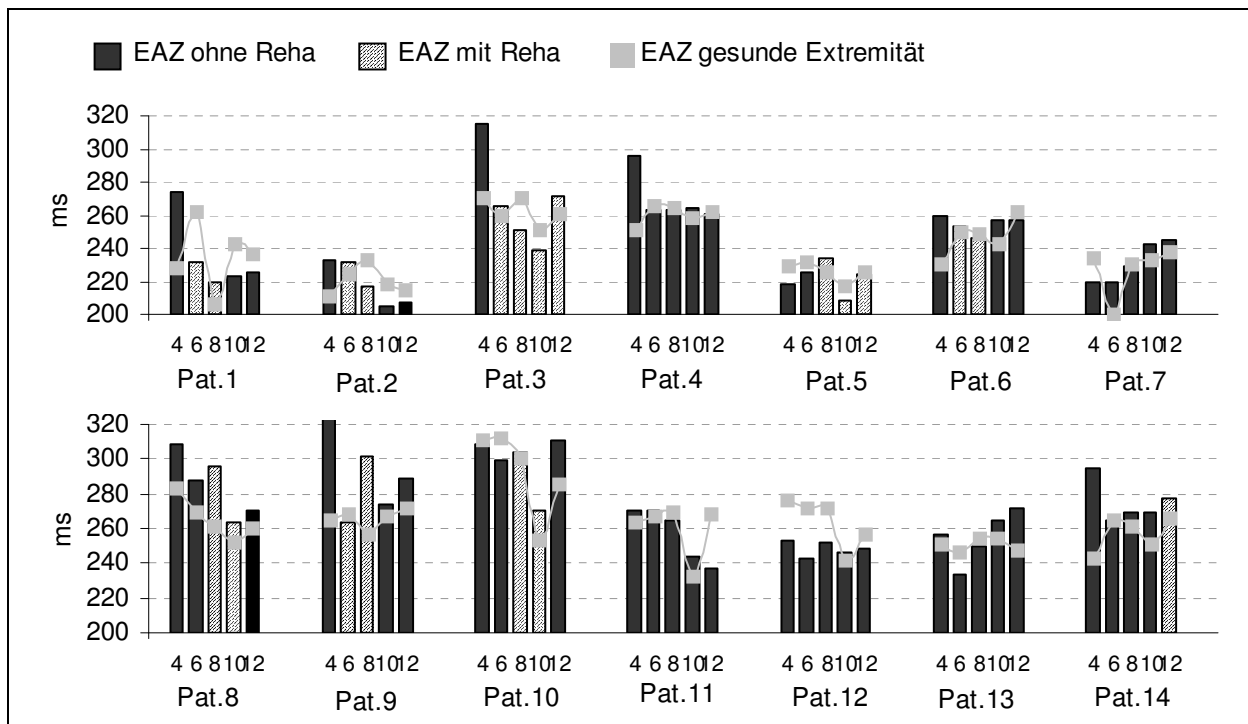


Abb. 32: EAZ der operierten (Balken) und der gesunden Extremität (graue Quadrate) aller Patienten von der vierten bis zur zwölften postoperativen Woche

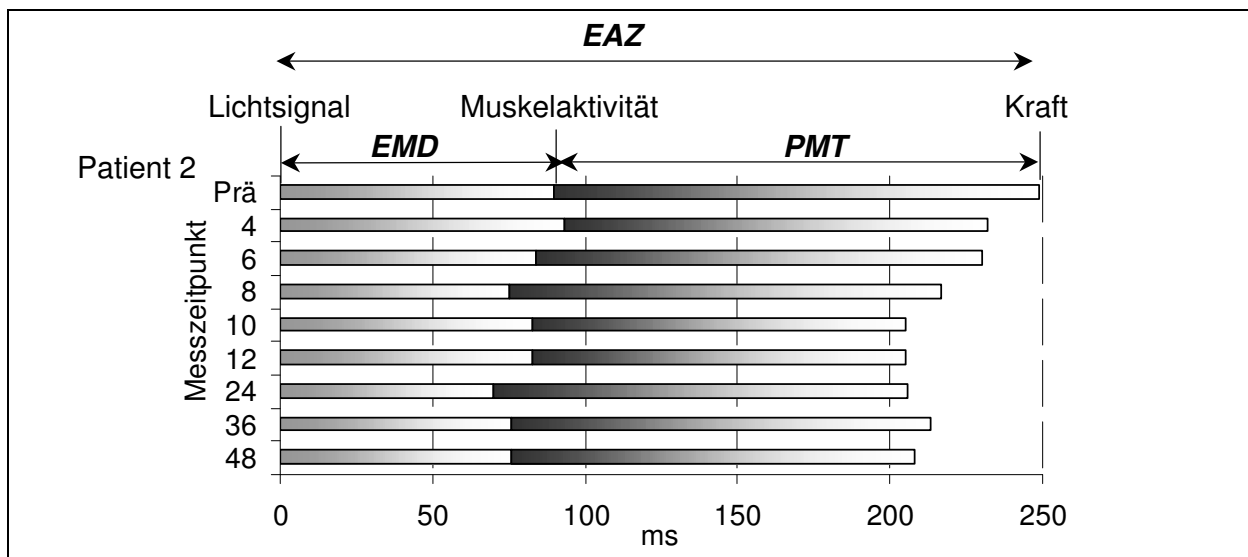


Abb. 33: Individuelle Werte der EAZ (vom Signal bis zur Kraft), der PMT (vom Signal bis zur Muskelaktivität) und des EMD (von der Muskelaktivität bis zum Kraftanstieg) von Patient 2 über den gesamten Untersuchungszeitraum

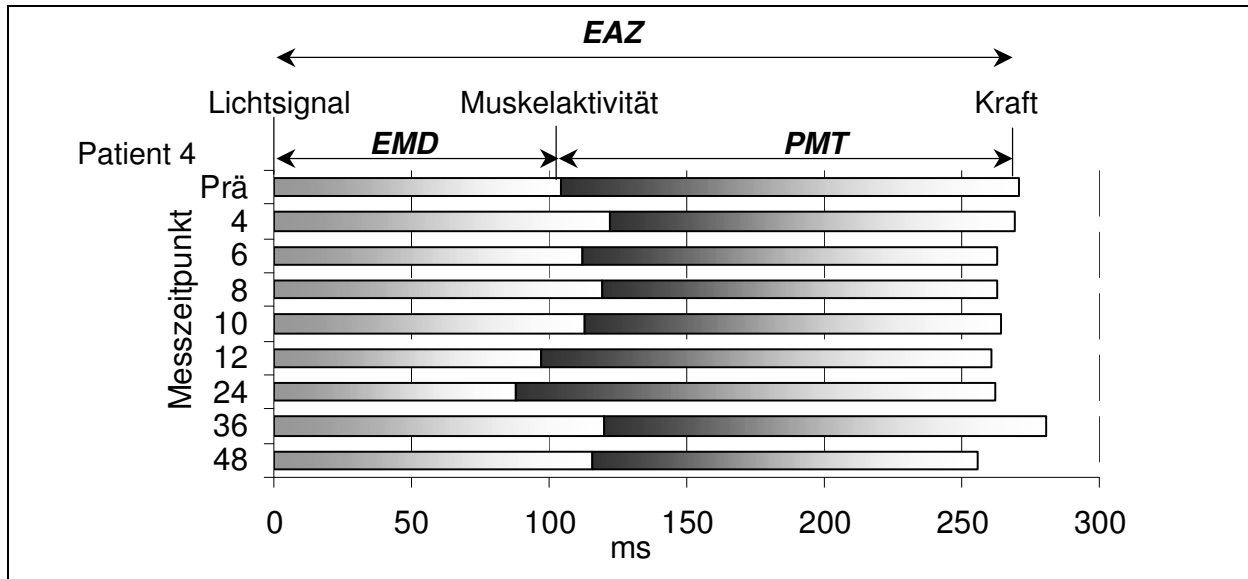


Abb. 34: Individuelle Reaktionszeiten (EAZ, PMT und EMD) von Patient 4 über den gesamten Untersuchungszeitraum

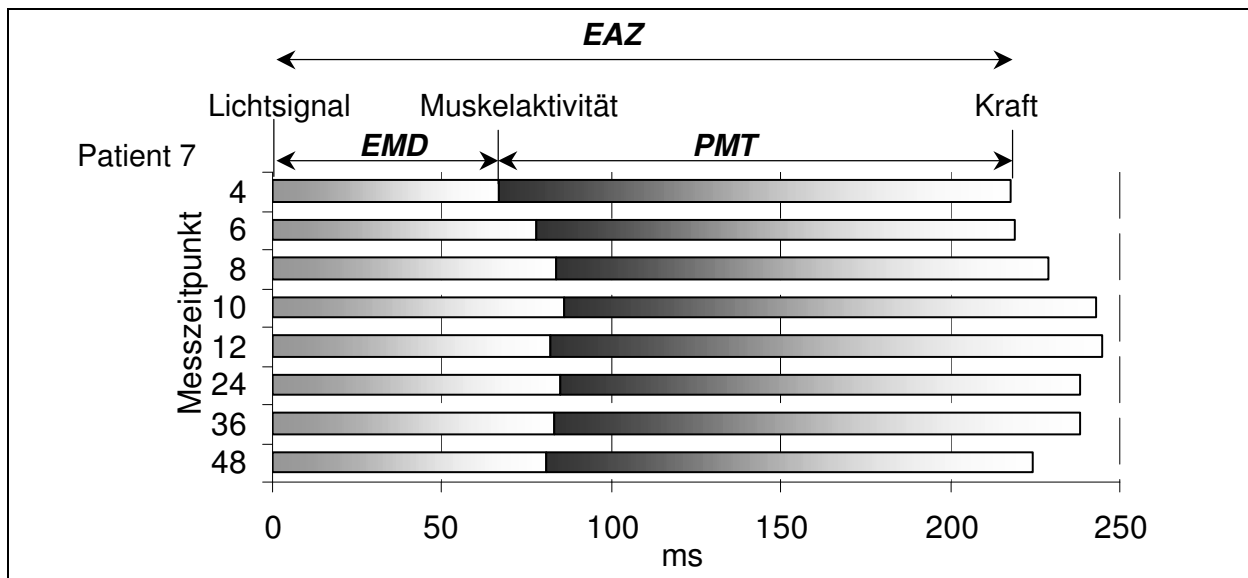


Abb. 35: Individuelle Reaktionszeiten (EAZ, PMT und EMD) von Patient 7 über den gesamten Untersuchungszeitraum

5.3.4.3 Kraftausdauer

Der postoperative Verlauf der Kraftausdauerzeiten aller Patienten von der vierten bis zur zwölften Woche in Bezug zur MVC des jeweiligen Messtermins ist in Abb. 36 dargestellt. Einige Patienten (Pat. 1, 2, 3, 6, 13 und 14) erreichten in der vierten postoperativen Woche überdurchschnittlich hohe Ausdauerzeiten, die sich im weiteren Verlauf jedoch wieder deutlich reduzierten. Bis auf wenige Ausnahmen (Pat. 5, 7 und 11) konnte bei den meisten Patienten bei ansteigender Kontraktionsintensität eine kontinuierliche Reduktion über den postoperativen Untersuchungszeitraum der Kraftausdauerzeiten beobachtet werden.

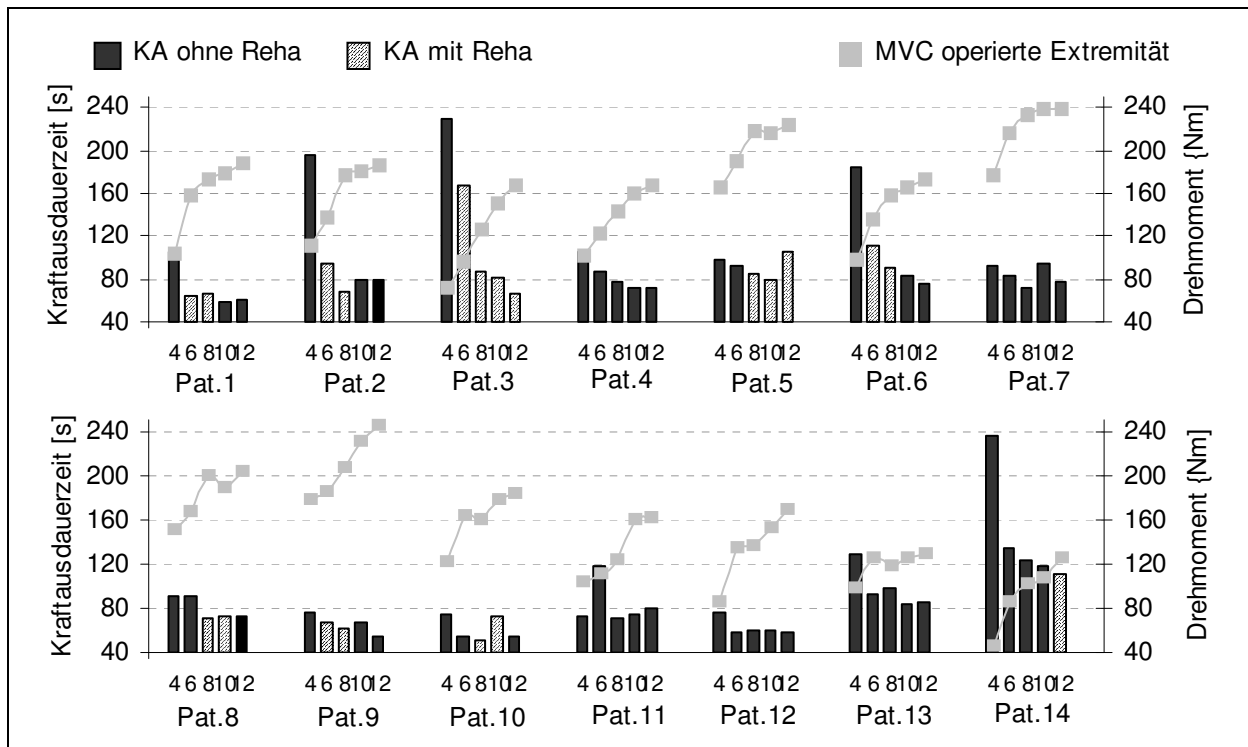


Abb. 36: Kraftausdauerzeiten der operierten Extremität (Balken) aller Patienten von der vierten bis zur zwölften postoperativen Woche. Zusätzlich wurden die MVC Werte des jeweiligen Messtermins (graue Quadrate) dargestellt, die Grundlage für die Berechnung der Kontraktionsintensität (50% der MVC) waren

5.3.4.4 Medianfrequenzen

Die postoperativen Verläufe der initialen Medianfrequenzen des M. vastus lateralis (Abb. 37), M. rectus femoris (Abb. 38) und M. vastus medialis (Abb. 39) wiesen in der frühen Rehabilitationsphase intraindividuell teilweise starke Schwankungen sowohl der operierten als auch der nicht-operierten Extremität auf. Obwohl beispielsweise die gemittelten Medianfrequenzwerte aller drei Muskeln einen signifikanten Zeiteffekt in der operierten Extremität aufwiesen (Kapitel 5.3.1.5) und dabei auf einen postoperativen, kontinuierlichen Anstieg schließen lassen würden, zeigen die individuellen Verläufe ein eher variables Anstiegs- und Abfallverhalten während der frühen Rehabilitationsphase.

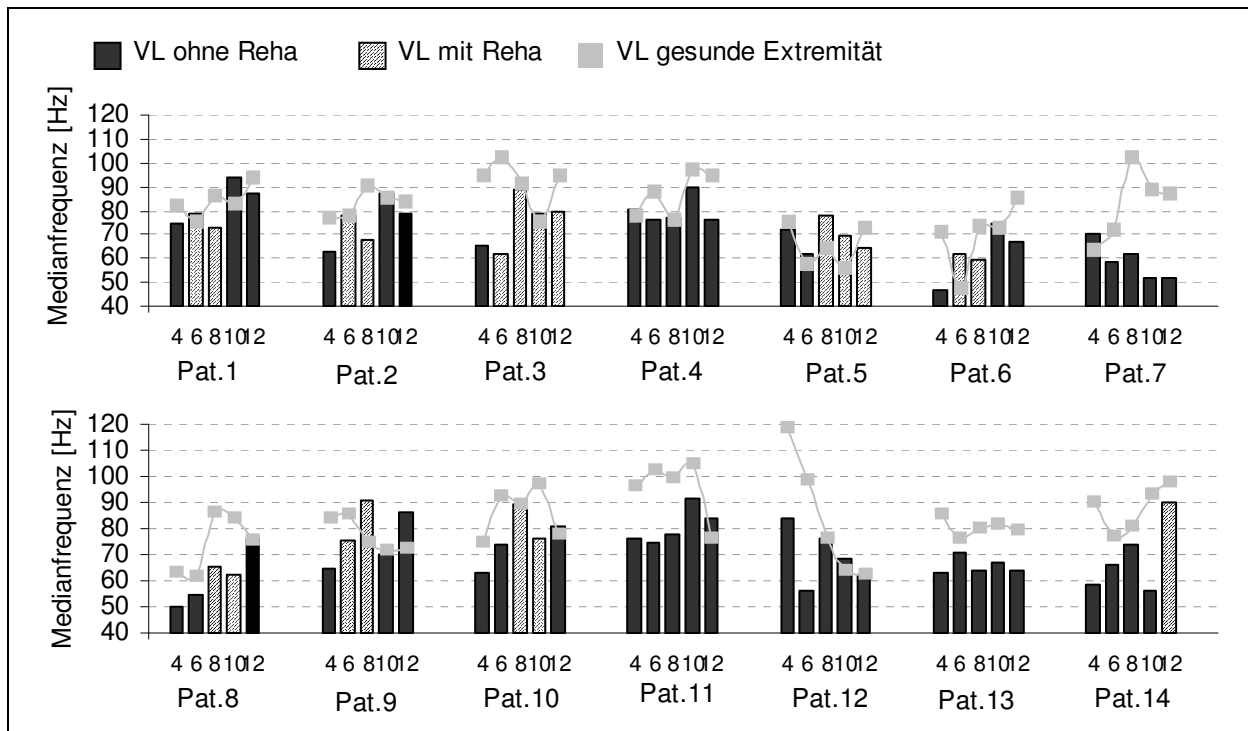


Abb. 37: Medianfrequenzen des M. vastus lateralis (VL) der operierten (Balken) und der gesunden Extremität (graue Quadrate) aller Patienten von der vierten bis zur zwölften postoperativen Woche

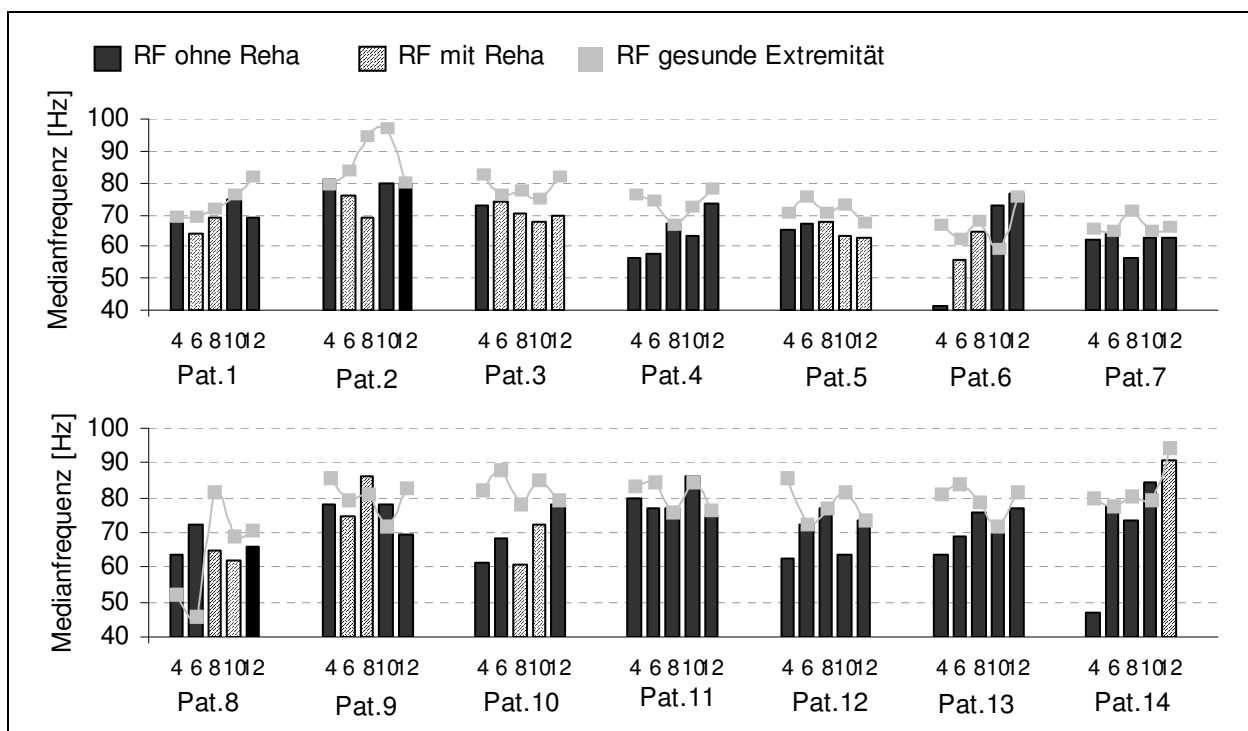


Abb. 38: Medianfrequenzen des M. rectus femoris (RF) der operierten (Balken) und der gesunden Extremität (graue Quadrate) aller Patienten von der vierten bis zur zwölften postoperativen Woche

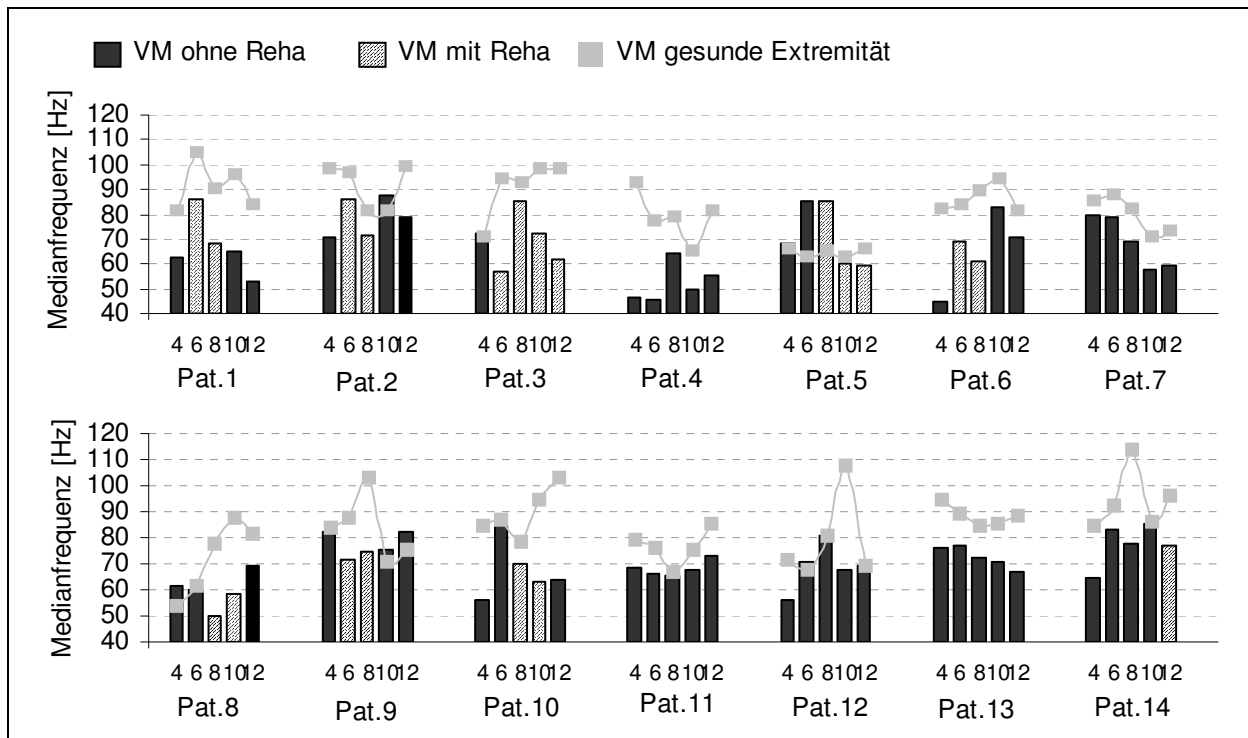


Abb. 39: Medianfrequenzen des *M. vastus medialis* (VM) der operierten (Balken) und der gesunden Extremität (graue Quadrate) aller Patienten von der vierten bis zur zwölften postoperativen Woche

Trotz der hohen intraindividuellen Variabilität der Messwerte zwischen den Messterminen in allen drei Muskeln, waren bei einem überwiegenden Anteil der Patienten über den gesamten frühen Messzeitraum deutlich geringere Medianfrequenzen (insbesondere des *M. vastus medialis*) auf der operierten Seite festzustellen als auf der nicht-operierten Seite.

5.4 Diskussion

5.4.1 Diskussion der angewandten Methoden

Im Folgenden werden die angewandten Untersuchungsverfahren dieser Studie zusammen mit dem aktuellen Literaturstand hinsichtlich der allgemeinen Methodenproblematik diskutiert. Dabei fanden die Ergebnisse der Untersuchungen der Test-Retest-Reliabilität und die der Erfassung der leistungsspezifischen Ausprägungen der Muskelfunktionsvariablen anhand kniegesunder Probanden Berücksichtigung.

5.4.1.1 Maximales Drehmoment und willkürliche Aktivierbarkeit des *M. quadriceps femoris*

Eine hohe Test-Retest-Reliabilität wurde für das maximale Drehmoment (MVC) und die willkürliche Aktivierbarkeit (VA) festgestellt. Unter Anwendung der maximalen isometrischen Drehmomentmessung und der überlagernden Stimulation zur Bestimmung der VA (unter Verwendung der kalkulierten TMF) konnte sowohl zwischen der ersten und zweiten als auch zwischen der zweiten und dritten Untersuchung ein hoher Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC) (MVC: 0.92 bzw. 0.97; TMF: 0,93 bzw. 0,95) bei einem relativ geringen Variabilitätskoeffizienten (CV) (MVC: 5.0% bzw. 2; 4.2%; TMF: 5.3% und 5.3%) bestimmt werden. Die Ergebnisse gehen mit den Resultaten anderer Untersuchungen (Oldham & Howe, 1995; Symons et al., 2004; Horemans et al., 2004; Morton et al., 2005) einher, die eine hohe Reproduzierbarkeit des isometrisch gemessenen maximalen Drehmoments der Kniestreckmuskulatur und der willkürlichen Aktivierbarkeit mittels der überlagernden Stimulation anhand gesunder Probanden festgestellt haben.

Die Untersuchungen der leistungsspezifischen Ausprägungen der Muskelfunktionsvariablen ergaben für die MVC und die VA unterschiedliche Resultate. Während bei der MVC die Leistungssportler (327 ± 54 Nm) die höchsten und die Untrainierten (199 ± 28 Nm) die geringsten Drehmomentwerte aufwiesen und damit erwartungsgemäß eine vom Trainingszustand abhängige Ausprägung nachgewiesen werden konnte, zeigten sich bei der VA keine Differenzen zwischen den Gruppen der Leistungssportler ($98 \pm 4\%$), den moderat trainierenden Sportstudenten ($96 \pm 4\%$) und den Untrainierten ($97 \pm 4\%$) hinsichtlich der Prozentwerte.

Die gruppenspezifischen Unterschiede der MVC sind auf die allgemein bekannten muskulären und metabolischen Adaptationen (Hohmann et al., 2003) infolge regelmäßigen sportlichen Trainings der Sportstudenten und im besonderen Maße der hochfrequent trainierenden Leistungssportler zurückzuführen.

Die leistungsspezifischen und damit langfristig trainingsbedingten Ausprägungen der VA waren bisher nicht Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchungen. Allerdings liegen einige wenige Studien vor, die die Veränderungen bzw. Anpassungen der VA auf kurzfristiges Training bei gesunden Probanden untersucht haben (Herbert et al., 1998; Scaglioni et al., 2002). Während Herbert et al. (1998) keine Veränderungen der VA infolge eines Krafttrainings trotz eines Anstiegs der MVC beobachteten, stellten Scaglioni et al. (2002) einen geringfügigen Anstieg der VA fest. Die Verbesserung der VA führten die Autoren jedoch nicht auf den Trainingseffekt, sondern eher auf methodische Probleme (hohes Ruherauschen des Signals) zurück. Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung und die aktuelle Literaturlage lassen daher vermuten, dass sich neuronale Anpassungen durch sportliches Training gesunder Probanden nur schwer mit der Methode der überlagernden Stimulation widerspiegeln lassen.

Neben den fehlenden unterschiedlichen Ausprägungen der VA zwischen den Gruppen wurde beobachtet, dass nahezu alle Probanden zu einer relativ hohen willkürlichen Aktivierbarkeit zwischen $96\pm 4\%$ (Sportstudenten) und $98\pm 4\%$ (Leistungssportler) tendierten. Zu ähnlichen Ergebnissen einer hohen willkürlichen muskulären Aktivierbarkeit bzw. eines geringen Aktivierungsdefizits kamen Rutherford (1986) und Jacobsen et al. (1991) hinsichtlich des M. quadriceps und Allen et al. (1994 & 1995) sowie Herbert et al. (1998) für die Ellenbogenflexoren. Vor dem Hintergrund, dass mit der Methode der überlagernden Stimulation vor allem Rekrutierungsdefizite aufgedeckt werden, unterstreichen die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung und die der zitierten Autoren die von DeLuca (1982) getroffene Aussage, dass gesunde Personen unabhängig ihres Trainingszustandes in der Lage sind, den Motoneuronenpool eines spezifischen Muskels bei bereits leicht submaximalen Kontraktionen auszuschöpfen. Die in dieser Studie festgestellten und auch von einigen anderen Autoren beschriebenen geringen bzw. minimalen Aktivierungsdefizite von bis zu fünf Prozent haben aufgrund des hohen „Ruherauschens“ des angewandten Verfahrens nur geringfügige Einflüsse auf produzierbare Maximalkraft und können demnach nicht als echte Rekrutierungsdefizite betrachtet werden (De Serres & Enoka, 1998).

Eine essentielle Voraussetzung für maximale isometrische Drehmomentmessungen und die Anwendung der überlagernden Stimulation ist eine hohe Motivation des Probanden, verbale Unterstützung während der maximalen Kontraktion durch den Untersucher und eine hohe Standardisierung der Messapparatur. Bei einigen Probanden wurden allerdings zum Teil hohe Unterschiede zwischen den Maximalkontraktionen mit und ohne Stimulation beobachtet. Mögliche Ursache der geringeren MVC und des demzufolge hohen VA-Defizits während der Tests mit Stimulation, könnten in einer schwachen Konzentration bzw. geringeren Motivation in Erwartung des unangenehmen Gefühls der überlagernden Stimulation liegen.

Um daraus resultierende Fehlinterpretationen zu vermeiden, sind die gemessenen Aktivierungsdefizite und das anschließend berechnete Maximalkraftpotenzial (TMF) immer in Bezug (Kapitel 5.1.7.1) zu den ersten beiden Maximalkraftversuchen ohne Stimulation gesetzt worden.

Im Rahmen der Methode der überlagernden Stimulation wurde das Verfahren der nervalen Stimulation (N. femoralis in der Leistenbeuge) mit einem einfachen Stimuli angewandt. Während von einigen Autoren hinsichtlich der direkten (Muskel)Stimulation und der indirekten (Nerven)Stimulation bisher keine unterschiedlichen adäquaten Auswirkungen auf Kraftanstiege beobachtet werden konnten (Rutherford et al., 1986), verweisen andere Autoren auf die bessere Wirksamkeit von Mehrfachstimuli im Rahmen der überlagernden Stimulation (De Serres & Enoka, 1998; Kent-Braun & Ng, 1999). Da die Mehrfachstimuli aber als weitaus unangenehmer empfunden werden als Einzelstimuli und vor allem kreuzbandverletzte Patienten in der frühen postoperativen Phase an den weiteren Untersuchungen teilnahmen, wurde bei der hier angewandten Untersuchungsmethodik auf die Mehrfachstimuli zugunsten der Einfachstimuli verzichtet. Zudem konnten einige Autoren (Hurley et al., 1992; Suter et al., 1998; Urbach & Awiszus, 2002) die gute Anwendbarkeit der überlagernden Stimulation unter Verwendung von Einfachstimuli zur Aufdeckung neuromuskulärer Hemmungen nach Gelenksverletzungen oder Muskelschäden nachweisen.

Die Wahl der isometrischen Kontraktionsform und der Kniewinkelposition von 90° im gesamten Untersuchungsdesign ist ebenfalls auf die besondere Ausgangslage der operativ versorgten Kreuzbandpatienten zurückzuführen. Nach Operationen des vorderen Kreuzbandes stellt die dynamische Streckung des Kniegelenks gegen Widerstand eine Kontraindikation dar, so dass hier auf das oft angewandte Messverfahren der isokinetischen Kniestreckung verzichtet wurde. Für die isometrische Drehmomentmessung wurde ein Kniebeugewinkel von 90° gewählt, da hier eine relativ geringe Zugwirkung auf das vordere Kreuzband zu erwarten ist (Smidt, 1973; Wilcke, 2005). Die individuell höchsten Maximalkraftergebnisse werden jedoch meist für exzentrische Kontraktionen und eine Kniewinkelposition von 70° beschrieben (Becker & Awiszus, 2001). Insofern muss beachtet werden, dass sich die hier beschriebenen maximalen Drehmomente explizit auf die 90° Beugstellung im Kniegelenk beziehen. Daher wurden die diagnostizierten absoluten Drehmomentwerte nur dann zu Vergleichen mit anderen Absolutwerten herangezogen, wenn diese unter ähnlichen methodischen und messplatztechnischen Voraussetzungen gewonnen wurden.

5.4.1.2 Reaktionsverhalten

Aufgabe während des Reaktionstests war, nach einem optischen Signal so schnell wie möglich mit einer hohen Intensität eine isometrische Kontraktion des M. quadriceps femoris herbeizuführen. In Anlehnung an Jöllenbeck (2002)

wurde die gesamte Zeitspanne zwischen Lichtsignal und Beginn des Kraftanstiegs als Elektromechanische Antwortzeit (EAZ) definiert. Die EAZ unterteilte sich wiederum in die Premotor Time, die sich vom Lichtsignal bis zur Änderung der EMG-Aktivität des entsprechenden Muskels erstreckt und die Elektromechanische Verzögerung, die vom Beginn der Muskelaktivität bis zum Kraftanstieg gemessen wurde.

Für die Elektromechanische Antwortzeit (EAZ) und die Premotor Time (PMT) wurde von der zweiten zur dritten Untersuchung und für die Elektromechanische Verzögerung (Electromechanical Delay = EMD) über alle Testtermine eine akzeptable Test-Retest-Reliabilität festgestellt. Der ICC der Elektromechanischen Antwortzeit war mit 0,23 zwischen der ersten und der zweiten Messung relativ gering und mit 0,74 zwischen der zweiten und der dritten Messung moderat bis hoch ausgeprägt. Der CV nahm hingegen von den beiden ersten Messterminen (8,9%) zu den beiden letzten Messterminen (4,3%) deutlich ab. Ein ähnliches Verhalten konnte für die Premotor Time (ICC: 0,16 bzw. 0,59; CV: 12,0% bzw. 7,3%) beobachtet werden. Die Ergebnisse des ICC und CV deuten auf eine geringere Reliabilität der Messungen der PMT im Vergleich zur EAZ hin. Eine methodische Ursache hierfür könnte in der Problematik der Bestimmung des exakten Beginns der bei der PMT erfassten Muskelaktivität (EMG-Aktivität) liegen (Jöllenbeck, 2002). Denkbar ist aber auch, dass motivationale Gründe einen entscheidenden Einfluss auf die PMT haben, da diese vor allem von der willkürlichen Aktivität beeinflusst wird.

Die festgestellte geringe Reliabilität der EAZ und der PMT zwischen der ersten und der zweiten Messung und die moderate Reliabilität zwischen der zweiten und der dritten Messung lassen einen Testlern-Effekt dieser Messmethode vermuten. Demzufolge scheint bei Anwendung dieser Messverfahren eine Testgewöhnungsphase, die mindestens eine Messung umfasst, notwendig, um mögliche Fehlinterpretationen der Ergebnisse zu vermeiden.

Hinsichtlich der leistungsspezifischen Ausprägungen der EAZ, der PMT und des EMD zeigte die Gruppe der Leistungssportler die kürzesten und die der Untrainierten die längsten Zeiten. Statistisch abgesichert werden konnten dabei die Unterschiede zwischen den Leistungssportlern und den Untrainierten sowie zwischen den Sportstudenten und den Untrainierten. Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass regelmäßiges sportliches Training auf moderatem bzw. hohem Niveau zu Anpassungen des Kraft- und Muskelreaktionsverhaltens zu führen scheint. Die niedrigere EAZ der leistungssportlich aktiven Handballspieler (242 ± 16 ms) bzw. der Sportstudenten mit unterschiedlichen sportlichen Aktivitäten (254 ± 21 ms) gehen mit den Ergebnissen von Wojtys et al. (1996) einher, die nach einem sechswöchigen Koordinationstraining eine signifikante Verbesserung der Reaktionszeiten des M. quadriceps femoris feststellten. Da die Autoren gleichzeitig ausbleibende Adaptationen der Reaktionszeiten auf reines

Krafttraining beobachtet, ist zu vermuten, dass vor allem der koordinative Aspekt der sportlichen Betätigung (unabhängig von der Sportart) einen Einfluss auf das Muskelreaktions- bzw. Kraftreaktionsverhalten hat.

Physiologische Grundlage der gesamten Reaktionszeit vom Lichtsignal bis zum Kraftsignal sind Prozesse der Informationsverarbeitung und efferenter Weiterleitung des zentralen Nervensystems (ZNS) auf kortikaler, spinaler und nervaler Ebene sowie die funktionellen Strukturen der serienelastischen Elemente. Dabei umfasst die Premotor Time alle zentralnervösen Prozesse sowie deren peripheren Ableitungen bis zur motorischen Endplatte und die Elektromechanische Verzögerung die physiologischen Prozesse der serienelastischen Elemente des M. quadriceps femoris (Norman & Komi, 1979; Cavanagh & Komi, 1979; Kaneko et al., 2002). Als eine weitere strukturelle Einflussgröße des EMD wird oftmals die Muskelfaserzusammensetzung genannt (Norman & Komi, 1979; Viitasalo & Komi, 1981; Taylor et al., 1997; Jöllenbeck, 2002). So beobachteten beispielsweise Viitasalo & Komi (1981) für den M. quadriceps femoris einen negativen Zusammenhang zwischen dem Anteil an schnell kontrahierenden Muskelfasern und dem EMD.

In der vorliegenden Untersuchung wurden für das EMD signifikante Unterschiede zwischen den Untrainierten und den beiden jeweils trainierenden Gruppen festgestellt. Da bisher jedoch kaum Erkenntnisse zum Einfluss eines langfristigen Trainings auf die Elektromechanische Verzögerung vorliegen und Zhou et al. (1996) keine Veränderungen des EMD infolge eines siebenwöchigen Sprinttrainings nachweisen konnten, bleibt nach wie vor unklar, ob ein geringeres EMD, wie es die Leistungssportler und Sportstudenten in dieser Studie zeigten, auf ein regelmäßiges Training über mehrere Jahre zurückzuführen ist, oder aber eher eine angeborene physiologische Grundlage von sportlich erfolgreichen Personen darstellt. In diesem Zusammenhang erscheint es notwendig im Rahmen weiterer Studien zu klären, inwiefern das EMD im Falle einer trainingsunabhängigen Ausprägung bei der Erkennung und Frühförderung von sportlichen Talenten eingesetzt werden könnte.

Der Vergleich der in dieser Studie festgestellten Absolutzeiten des EMD des M. quadriceps mit den Resultaten anderer Studien zeigt, dass in der vorliegenden Untersuchung sowohl bei den kniegesunden (z.B. Leistungssportler: 81 ± 14 ms) als auch bei den kreuzbandoperierten Probanden (z.B. sechs Monate postoperativ: 86 ± 8 ms) deutlich erhöhte Werte festgestellt wurden (vgl. Kaneko et al., 2002: EMD bei gesunden, trainierte Probanden 25 ± 15 ms; bei Kreuzbandpatienten nach acht Wochen 54 ± 27 ms). Da aber im Vergleich zu Kaneko et al. (2002) in der vorliegenden Studie eine etwas geringere PMT (Leistungssportler: 161 ± 19 ms; Trainierte bei Kaneko: 165 ± 50 ms) gemessen wurde, ist davon auszugehen, dass die Gründe für die Diskrepanzen der EMD-Werte unter anderem in der unterschiedlichen

Festlegung des Beginns der EMG Aktivität liegen. Allerdings verdeutlicht eine Übersicht bei Jöllenbeck (2002, S. 39), dass gerade für den M. quadriceps femoris bzw. dessen verschiedene Muskelköpfe in der Literatur hohe Diskrepanzen bzgl. des gemessenen EMD (minimal 31,2ms; maximal 117,9ms) zu finden sind. Als mögliche Ursache für diese Unterschiede werden von dem Autor zum einen der rein experimentelle Charakter des EMD mit hohen interindividuellen Unterschieden und zum anderen die methodischen Unstimmigkeiten bei der Festlegung des Beginn des Kraftanstieges diskutiert.

5.4.1.3 Kraftausdauer

Für die Kraftausdauerzeiten des M. quadriceps femoris wurde über alle drei Testtermine anhand des ICC (0,87 und 0,95) eine gute Test-Retest-Reliabilität bei einem allerdings hohen bzw. moderaten CV (16% und 8%) festgestellt. Ebenfalls zu dem Ergebnis einer guten Test-Retest-Reliabilität bei Messungen von Kraftausdauerzeiten auf submaximalen Kontraktionsniveau kamen Mathur et al. (2005). Zwar liegen noch weitere Studien vor, die ebenfalls die Zuverlässigkeit der Muskelkraftausdauer untersuchten, diese unterlagen allerdings unterschiedlichen Messmethoden. So stellten McDonnell et al. (1987) eine gute Reliabilität von anhaltenden isometrischen Kontraktionen, die durch Elektrostimulation hervorgerufen wurden, als Mittel zur Bestimmung der Kraftausdauer des M. quadriceps und Pincivero et al. (1997) eine geringe Reliabilität des „work fatigue index“ fest. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie und die von Mathur et al. (2005) zeigen, dass Untersuchungen der Kraftausdauerzeit auf einem submaximalen Kontraktionsniveau bis zur kompletten Erschöpfung zuverlässig sind und damit eine alternative Methode zu anderen Messverfahren, wie sie zuvor genannt wurden, darstellen.

In der Sportwissenschaft wird die Kraftausdauer als die Fähigkeit beschrieben, mit der ein Bewegungswiderstand andauernd oder wiederholt bewältigt werden kann (Hohmann et al., 2003). Dementsprechend werden zur Messung der sportlichen Kraftausdauer meist Verfahren eingesetzt, bei denen über einen festgelegten andauernden Zeitraum ein möglichst hoher Bewegungswiderstand überwunden werden muss. Die entsprechende Untersuchungsvariable ist dabei in der Regel die mittlere realisierte Widerstandsgröße (Kraft, Drehmoment etc.). Eine Anwendung dieser Methode unter den Bedingungen der isometrischen anhaltenden Kniestreckung würde voraussetzen, dass die Testpersonen bereits zum Beginn der Übung ihre Belastungsintensität so hoch bzw. so niedrig wählen müssten, dass genau zum festgelegten Ende der Kraftausdauerermessung ein vollständiger Erschöpfungszustand erreicht wird. Da nicht garantiert werden konnte, dass alle an der Studie teilnehmenden Testpersonen in der Lage sind, mit einer maximal möglichen Intensität über eine festgelegte Zeit anzuspannen, wurde ein Testverfahren gewählt, bei welchem die Kontraktionszeit eine variable Größe bei einer festgelegten Belastungsintensität (50% MVC) darstellte.

Vergleichbare Untersuchungsmethoden zur Messung von Kraftausdauer wurden zuvor von anderen Autoren beschrieben (Löscher et al., 1996; Mathur et al., 2005). Allerdings ist bei Anwendung dieser Methodik eine hohe Motivation des Probanden und die verbale Unterstützung von Seiten des Untersuchers notwendige Voraussetzung, um einen kompletten Erschöpfungszustand auf dem erforderlichen Kontraktionsniveau zu erreichen.

Die Einschätzung lokaler muskulärer Beanspruchungsreaktion bei Ausdauerbelastungen erfolgt hingegen entweder über die Oberflächenelektromyografie (Bigland-Ritchie, 1981; Heller et al., 2005) oder mit Hilfe der überlagernden Stimulation während der Muskelarbeit (Löscher et al., 1996).

5.4.1.4 Medianfrequenzen des Oberflächen-EMG's

Die Medianfrequenzen der untersuchten Muskelanteile des M. quadriceps femoris (M. vastus lateralis = VL, M. rectus femoris = RF, M. vastus medialis = VM) unterlagen einer sehr geringen Test-Retest-Reliabilität (ICC des VL: 0,47 bzw. 0,13; RF: 0,42 bzw. 0,46; VM: 0,19 bzw. 0,27). Die Ergebnisse lassen vermuten, dass die Bestimmung von Medianfrequenzen des Oberflächenelektromyogramms (EMG) aufgrund der hohen intraindividuellen Variabilität nur eingeschränkt im Rahmen von Prä-Post-Test Untersuchungen bzw. Längsschnittstudien geeignet ist. Allerdings beschreiben Mathur et al. (2005) für den RF eine gute und den VL und VM eine moderate Reliabilität unter vergleichbaren Testbedingungen (submaximale Kontraktion der Kniestrecker zwischen 20% und 80% der MVC). In der Methodik bestehen zwischen der vorliegenden Studie und der Untersuchung von Mathur et al. (2005) nur geringfügige Unterschiede. Lediglich in der Datenauswertung erfolgte bei Mathur et al. (2005) eine FFT (Fast Fourier Transformation) zur Bestimmung der Medianfrequenzen, während hier die Methode der zeitvarianten AR Modellierung für nichtstationäre (biologische) Signale angewandt wurde (Arnold et al., 1998). In beiden Studien wurden Medianfrequenzen zwischen 70 und 90 Hz bei einer geringen Variabilität der Mittelwerte und der Standardabweichungen zwischen den Messterminen bestimmt. Die geringe Reliabilität der Medianfrequenzen in der vorliegenden Untersuchung könnten demnach mit physiologischen Mechanismen oder methodischen Problemen erklärt werden. Kouzaki et al. (2002) konnten zum Beispiel nachweisen, dass sich die Anteile des M. quadriceps femoris bei anhaltender Kontraktionen der Kniestrecker mit geringer Intensität (2,5% und 10% der MVC) abwechseln und somit kein einheitlich hohes Anspannungsverhalten zeigen. Des Weiteren können trotz der Einhaltung der Standards der Elektromyografie, wie De Luca (1997) und Hermens (1999) sie beschrieben, methodische Probleme nicht vollkommen ausgeschlossen werden. So beschrieben Haig et al. (2003) beispielsweise nur eine geringe Muskel-Trefferquote bei der Applikation von Nadel-Elektroden in der

Elektromyografie. Offen ist allerdings, inwiefern diese Ergebnisse für die Anwendung von Oberflächenelektroden von Relevanz sind.

Hinsichtlich der leistungsspezifischen Ausprägungen der Medianfrequenzen wurden in allen Muskeln signifikant höhere Werte der Leistungssportler im Vergleich zu den nicht-trainierenden Probanden festgestellt. Zwar zeigten auch die Sportstudenten deutlich höhere Medianfrequenzen als die Untrainierten, jedoch konnte der Unterschied hier nicht statistisch abgesichert werden. Leistungsorientierte Handballspieler, so wie sie in dieser Studie untersucht wurden, führen sowohl im Training als auch in der Spielpraxis wiederholt maximale Kontraktionen des M. quadriceps femoris durch. Daher können die erhöhten Medianfrequenzen hier wahrscheinlich mit neuronalen Anpassungsvorgängen auf das hochintensive Training, wie sie bereits zuvor von Sale et al. (1982), Aagaard et al. (2002), Aagaard (2003) und Hakkinen et al. (2003) beschrieben wurden, erklärt werden. Einige Autoren konnten aber auch einen Zusammenhang zwischen dem Frequenzverhalten oberflächenelektromyografischer Signale und der Faserverteilung sowie der Muskelfaserleitgeschwindigkeit nachweisen (Eriksson et al., 1987; Gerdle et al., 1987; Solomonow et al., 1990). Gerdle et al. (1991) stellten beispielsweise für den M. vastus medialis, M. rectus femoris und M. vastus lateralis einen Anstieg der mittleren Frequenz mit zunehmenden Anteil an Typ II Fasern fest. Demnach könnten die geringeren Medianfrequenzen in den untersuchten drei Muskelanteilen bei den Untrainierten auf einen vergleichsweise höheren Anteil an langsamen Muskelfasern zurückzuführen sein. Johnson et al. (1973) konnten jedoch aufzeigen, dass es nicht ohne weiteres möglich ist, von oberflächlich gemessenen Muskelfaserstrukturen auf die gesamte Faserverteilung des Muskels zu schließen. In einer Autopsiestudie stellten sie beispielsweise für die Muskelanteile des M. quadriceps femoris teilweise hohe Unterschiede des prozentualen Faseranteils von Typ I und Typ II Fasern zwischen oberflächlich und tief liegenden Strukturen fest. Insofern sind nur bedingt Aussagen zur Muskelfaserbeschaffenheit aufgrund oberflächenelektromyografischer Messergebnisse möglich.

Die Bestimmung der Medianfrequenzen erfolgte in dieser Untersuchung bei 50% der zuvor gemessenen maximalen Willkürkontraktion. Verzeichneten die Probanden aufgrund einer eingeschränkten willkürlichen Aktivierbarkeit (z.B. Patientengruppe vier Wochen postoperativ) jedoch ein geringeres willkürliches maximales Drehmoment als es tatsächlich möglich wäre, so entsprachen die berechneten 50% nicht dem tatsächlichen 50% Maximalkraftniveau und führten demnach zu einer individuell geringeren muskulären Beanspruchung. Pincivero et al. (2001) wiesen allerdings nach, dass mit zunehmender Kontraktionsintensität (zwischen 10 und 90% MVC) kaum bzw. keine Veränderungen der Medianfrequenzen des M. rectus femoris und des M. vastus medialis zu erwarten sind. Lediglich für den M. vastus lateralis stellten sie einen leichten lineareren Anstieg der Medianfrequenzen mit zunehmender

Kontraktionsintensität von 20 bis 90% der Maximalkraft fest. Mannion & Dolan (1996) hingegen beobachteten einen leichten Anstieg der Medianfrequenzen des M. vastus lateralis und einen etwas stärkeren Anstieg des M. rectus femoris mit zunehmender Kontraktionsintensität (20 bis 60 % Maximalkraft). Insofern ist nicht damit zu rechnen, dass auch geringere Kontraktionsintensitäten von beispielsweise 40% der tatsächlichen Maximalkraft einen erheblichen Einfluss auf die Medianfrequenzwerte in dieser Studie hatten.

5.4.1.5 Eignung der Untersuchungsvariablen zur Diagnostik von Muskelfunktionsdefiziten

Tabelle 25 liefert unter Berücksichtigung der Ergebnisse der Test-Retest Reliabilität und der leistungsspezifischen Ausprägung der Messwerte in der vorliegenden Untersuchung sowie auf Basis der aktuellen Literaturlage, einen Überblick zur methodischen Eignung der Untersuchungsverfahren.

Tabelle 25: Übersicht über die Zuverlässigkeit (Reliabilität) der Untersuchungsvariablen sowie darüber, ob die Variablen ein Indikator einer besseren/schlechteren Leistungsfähigkeit sind (Einschätzungskriterium waren dabei die Ergebnisse der Evaluation der vorliegenden Untersuchung und die Ergebnisse anderer Studien)

Variable	Zuverlässigkeit	Indikator für Leistungsfähigkeit
MVC	Hoch	Ja
VA	Hoch	Nein
EAZ	Moderat (Testlernerneffekt)	Ja
PMT	Moderat (Testlernerneffekt)	Ja
EMD	Moderat bis Hoch	Ja
KA	Hoch	Bedingt
MF	Gering	Bedingt

Es zeigt sich, dass die MVC sehr gut und die Reaktionszeiten (EAZ und PMT), das EMD und die Kraftausdauerzeiten gut geeignet sind, um Defizitsituationen von Muskelfunktionen des M. quadriceps femoris zu erfassen. Nur bedingt bzw. eingeschränkt geeignet sind die VA aufgrund der fehlenden leistungsspezifischen Abstufungen und die Medianfrequenzen aufgrund der geringen Reliabilität in der vorliegenden Untersuchung.

5.4.2 Diskussion der Ergebnisse der Kreuzbandpatienten

5.4.2.1 Veränderungen der Variablen im Längsschnitt

Um zu beurteilen welche der Muskelfunktionsvariablen geeignet sind, um Adaptionenverläufe und interventionsspezifische Veränderungen in der muskulären Rehabilitation nach Kreuzbandersatz zu erfassen, wurden die Veränderungen der Variablen beider Extremitäten im Längsschnitt nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes dokumentiert. Unterschiedliche Verläufe über die Zeit zwischen beiden Extremitäten (=„Zeit-Seite Interaktion“), bei einem signifikanten Zeiteffekt der operierten Seite und keinen Veränderungen der nicht-operierten Seite, ließen auf eine Eignung der untersuchten Variable für die Erfassung postoperativer Anpassungen/Veränderungen schließen.

Über den gesamten Untersuchungszeitraum von der präoperativen Messung bis zur zwölf Monate postoperativ durchgeführten Messung wurden für das maximale Drehmoment (MVC), die willkürliche Aktivierbarkeit (VA), die Elektromechanische Antwortzeit (EAZ) und die Kraftausdauerzeit (KA) signifikant unterschiedliche Veränderungen beider Extremitäten festgestellt. Die MVC, VA und KA zeigten dabei signifikante Veränderungen über die Zeit auf der operierten Seite, während die Werte der nicht-operierten Seite konstant blieben. Bei der EAZ wurden hingegen trotz der nachgewiesenen lateralen Differenz, auf beiden Seiten signifikante Veränderungen über die Zeit festgestellt. Die operierte Extremität zeigte allerdings eine weitaus stärkere Veränderungstendenz als die nicht-operierte Extremität. Die Veränderungen der MVC und der VA äußerten sich zunächst in einem operationsbedingten Abfall und einem postoperativen Anstieg der Werte, während die EAZ und die KA zunächst anstiegen und sich postoperativ reduzierten. Keine signifikant unterschiedlichen Änderungen beider Extremitäten über den gesamten Untersuchungszeitraum wiesen die PMT, das EMD und die Medianfrequenzen der untersuchten Muskeln auf. Die fehlenden lateralen Unterschiede über den Untersuchungszeitraum der PMT und des EMD stehen im Gegensatz zu dem signifikant unterschiedlichen lateralen Zeitverlauf der EAZ, dass sich aus den beiden erstgenannten Variablen zusammensetzt. Diese Diskrepanz kann mit intraindividuellen Schwankungen des PMT-EMD Verhältnisses bei kontinuierlicher, postoperativer Reduktion der EAZ begründet werden.

Obwohl für das EMD und die Medianfrequenzen keine signifikanten „Zeit-Seite Interaktionen“ über den Untersuchungszeitraum festgestellt werden konnten, zeigten sich bei diesen Untersuchungsvariablen signifikante Veränderungen über die Zeit auf der operierten Seite und gleichbleibende Werte auf der nicht-operierten Seite. Demzufolge ist zu vermuten, dass sich hier postoperative Verläufe bzw. Adaptationen an Training mit Hilfe dieser Variablen zwar

dokumentieren lassen, eine eindeutige Differenz zwischen operierter und nicht-operierter Seite allerdings nicht erwartet werden kann.

Mit Hilfe des posthoc durchgeführten LSD-Tests wurden die Unterschiede zwischen den einzelnen Messzeitpunkten überprüft. Dabei zeigten sich vor allem zwischen der präoperativen Messung und der ersten postoperativen Messung deutliche Veränderungen in fast allen Variablen, die in erster Linie mit dem Operationstrauma zu begründen sind. Im nachfolgenden Kapitel werden die Veränderungen vom präoperativen reinen Verletzungszustand zum postoperativen Zustand mit rekonstruiertem Kreuzband diskutiert.

5.4.2.2 Veränderungen infolge des Operationstraumas

Mit den Therapiezielen der Restabilisierung des Kniegelenks, der Verbesserung der Gelenkfunktion, der Reduktion von Schwellungen und Schmerzen und vor allem der Wiederherstellung der vollen Leistungsfähigkeit wird gerade bei jungen, sportlich aktiven Personen die operative Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes als das Therapiemittel der Wahl beschrieben (Wilcke, 2005). Gleichzeitig führt jedoch das Operationstrauma selbst zu weiteren erheblichen Einschränkungen der Leistungsfähigkeit des Patienten, so dass hier erst nach einem längeren Zeitraum von mehreren Monaten/Jahren von einer endgültigen Wiederherstellung der beeinträchtigten Muskelfunktionen ausgegangen werden kann.

In der vorliegenden Untersuchung wurden in der ersten postoperativen Messung (vier Wochen nach der Operation) Drehmomentwerte erreicht, die mehr als 50% unterhalb der präoperativen Messwerte ($p < 0,001$) lagen. Auch im weiteren postoperativen Verlauf konnten trotz einer Verbesserung der Werte von einem Messtermin zum nächsten, noch bis zur zwölften Woche postoperativ signifikant geringere Werte als präoperativ nachgewiesen werden. Von der 24. bis zur 48. postoperativen Woche waren keine Unterschiede mehr zum präoperativen Ergebnis festzustellen. Den Ergebnissen zufolge, war somit zwar eine Besserung des operationsbedingten MVC-Defizits über die Zeit zu erkennen (präoperativ: 196 ± 41 Nm; 48 Wochen postoperativ: 220 ± 23 Nm), allerdings konnte keine signifikante Verbesserung der verletzungsbedingten Einschränkungen auch ein Jahr nach der operativen Wiederherstellung des Kreuzbandes nachgewiesen werden. Ähnlich den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung, berichteten Wojtys & Huston (2000) von einem nicht-signifikanten Unterschied zwischen der präoperativ und der zwölf Monate postoperativ gemessenen Maximalkraft bei Patienten nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes. Erst 18 Monate nach der Operation konnten von den Autoren statistisch abgesicherte Unterschiede zum präoperativen Wert festgestellt werden.

Ähnliche Ergebnisse einer erheblichen operationsbedingten Veränderung wurden für die weiteren untersuchten Muskelfunktionsvariablen beobachtet.

Bis auf das Reaktionsverhalten konnten hier für alle Variablen signifikante Unterschiede zwischen der präoperativen und der vier Wochen postoperativ durchgeführten Messung nachgewiesen werden.

Als Ursachen der operationsbedingten Muskelfunktionsverluste werden (1.) die postoperative Minderbelastung/Immobilisation der Kniestreckmuskulatur und die damit verbundenen Muskelmasseverluste, (2.) die perioperative Ischämie und (3.) die Veränderung arthrogener Rezeptorstrukturen bzw. die veränderten Propriozeption (Appell, 1997) beschrieben (vgl. Kapitel 2.4.4). Allerdings zeigen Diskrepanzen zwischen Muskelmasse/Muskelkraftverlusten wie sie nach Kreuzbandoperationen festgestellt werden und den Verlusten nach reiner Immobilisation gesunder Probanden, dass die Immobilisation bzw. Minderbelastung primär nur einen geringfügigen Einfluss auf Muskelfunktionsdefizite haben dürfte. Für das maximale Drehmoment wurde beispielsweise in der vorliegenden Untersuchung eine relativ hohe Reduktion der Werte (~50%) in der operierten Extremität zwischen der präoperativen und der vier Wochen postoperativ durchgeführten Messung beobachtet. Reine Immobilisationsstudien stellten hingegen direkt im Anschluss an mehrwöchige Ruhigstellungen des M. quadriceps femoris vergleichsweise geringere Kraftabfälle bzw. Muskelmasseverluste fest, die oftmals nach vier Wochen bereits weitgehend wieder behoben waren (Übersicht bei Adams et al., 2003). Hinzu kommt, dass bei den Kreuzbandpatienten schon präoperativ von einer geringeren Maximalkraft ausgegangen werden kann, so dass die Muskelkraftverluste in dieser Untersuchung realistisch gesehen wahrscheinlich noch höher ausgeprägt waren (mehr als 50%). Zudem unterlagen die Patienten in der vorliegenden Untersuchung zu keinem Zeitpunkt der postoperativen Phase dem Zustand der kompletten Immobilisation der betroffenen Extremität.

Vergleichbare Aussagen zum Einfluss der Ischämie auf die Dauer der Muskelfunktionsdefizite konnten aufgrund fehlender Studien nicht getroffen werden. Es erscheint allerdings plausibel, dass von den strukturellen Schädigungen durch die operationsbedingte Blutsperre (Grace, 1994; Appell, 1997) durchaus auch Rezeptorstrukturen betroffen sein könnten und eine inadäquate Ansteuerung der Muskulatur die Folge ist. Für eine genauere Klärung des Einflusses der perioperativen Ischämie auf langfristige Defizite sind jedoch weitere Untersuchungen notwendig.

Dem aktuellen Literaturstand zufolge ist derzeit also zu vermuten, dass trotz angesetzter, sofortiger Vollbelastung von einer anhaltenden, mehr oder weniger unbewussten Minderbelastung der Kniestreckmuskulatur im Alltag (möglicherweise zur Transplantatschonung) auszugehen ist. Die primäre Ursache dieser vor allem unbewussten verminderten Muskelaktivierung wird überwiegend einer veränderten Propriozeption bzw. neuromuskulären Ansteuerung zugeschrieben (Stokes & Young, 1984; Hurley et al., 1992;

Pfeifer, 1996; Dyhre-Poulsen & Krogsgaard, 2000; Engelhardt et al., 2000; Wojtys & Huston, 2000; Kaneko et al., 2002; Urbach & Awiszus, 2002).

Zwischen den präoperativen Messwerten und den Messwerten zwölf Monate postoperativ wurden in der vorliegenden Untersuchung, ähnlich den Ergebnissen der MVC, für fast alle anderen Muskelfunktionsvariablen keine signifikanten Unterschiede nachgewiesen. Einzig das EMD war 12 Monate postoperativ geringer ausgeprägt als noch vor der Operation ($p < 0,01$). Wojtys & Huston (2000) konnten ebenfalls keine Unterschiede zwischen der präoperativen Kraftausdauer bzw. des präoperativen Reaktionsverhaltens des M. quadriceps femoris und den Vergleichswerten sechs, zwölf und 18 Monate nach der Operation feststellen.

Anhand der Ergebnisse der Muskelfunktionsvariablen konnten demzufolge für die sportlich aktiven Patienten, zumindest bis ein Jahr postoperativ, keine Vorteile einer Kreuzbandrekonstruktion für die funktionelle Verbesserung des M. quadriceps femoris im Vergleich zum reinen Verletzungszustand nachgewiesen werden. Andere wissenschaftliche Untersuchungen stellten allerdings durchaus eine höhere Wirksamkeit einer operativen Therapie, vor allem in Bezug auf die Stabilität des Kniegelenks, fest (Überblick bei Wilcke, 2005). Da gerade die Kniegelenksstabilität als eine essentielle Voraussetzung für ein hohes (sportliches) Aktivitätsniveau beschrieben wird, stellt die operative Rekonstruktion nach wie vor das Therapiemittel der Wahl dar. Allerdings konnte Krämer (zitiert in Wilcke, 2005, S.87) belegen, dass selbst im Hochleistungssport Kniegelenksinstabilitäten, die auf eine Kreuzbandruptur zurückzuführen sind, mittels Muskelarbeit und Koordination auch ohne operative Wiederherstellung kompensierbar sind. Vor dem Hintergrund der vorliegenden Ergebnisse und der relativ geringen Basis an Referenzstudien (Überblick im Cochrane Review von Linko et al., 2006), die die konservative Therapie von Verletzungen des vorderen Kreuzbandes im Hinblick auf die Verbesserung von Muskelfunktionsvariablen untersucht haben, ist es nicht möglich, die Eignung einer solchen konservativen Therapie auch bei jungen sportlich aktiven Patienten auszuschließen. Eine konservative Therapie hätte den Vorteil, dass es zu keiner zusätzlichen Traumatisierung des Kniegelenks kommt, wie es beim operativen Eingriff der Fall ist, und somit eine beschleunigtere Wiederaufnahme sportlicher Aktivitäten erfolgen kann. In Zukunft sollten deshalb vermehrt Studien durchgeführt werden, die die Auswirkungen einer konservativen Therapie auf die langfristige Wiederherstellung sportlich aktiver Patienten untersuchen.

5.4.2.3 Muskelfunktionsdefizite im Vergleich zu den Kontrollvariablen

Die Kontrollvariablen in der vorliegenden Untersuchung waren zum einen die nicht-betroffene Extremität und zum anderen kniegesunde Kontrollprobanden (Sportstudenten) auf einem vergleichbaren Aktivitätsniveau.

Da die Analyse der Muskelfunktionsdefizite der operierten Seite lediglich in Bezug zur nicht-operierten Seite bzw. zur Kontrollgruppe erfolgte und die Messtermine untereinander nicht verglichen wurden, wurden in der Datenauswertung trotz der Protokollverletzungen (zwei Drop out und vier Probanden ohne präoperative Messung) alle untersuchten Probanden berücksichtigt (Tabelle 19). Nachfolgend werden die dabei festgestellten Defizite und deren Ursachen für jede der untersuchten Variablen diskutiert.

5.4.2.3.1 Drehmomentdefizit

Die Untersuchungen der MVC ergaben bereits präoperativ ein signifikantes Drehmomentdefizit von 43 ± 34 Nm im Vergleich zur gesunden Extremität und von 51 ± 40 Nm zur kniegesunden Kontrollgruppe. Infolge des Operationstraumas zeigten die Kreuzbandpatienten mit der operierten Seite (vier Wochen postoperativ: 115 ± 39 Nm) deutlich geringere maximale Drehmomente ($p < 0,001$) als mit der nicht-operierten Seite (233 ± 42 Nm) und als sie von den Kontrollprobanden (241 ± 41 Nm) erreicht wurden. Mit zunehmender postoperativer Woche konnten zwischen der operierten Extremität und den Kontrollvariablen zwar zunehmend geringere Differenzen festgestellt werden, statistisch abgesicherte Unterschiede wurden jedoch noch bis zwölf (operierte vs. nicht-operierte Seite) bzw. bis 36 Wochen (operierte Seite vs. Kontrollgruppe) nach der Operation nachgewiesen. Setzt man die prä- und postoperativen lateralen Differenzen in der vorliegenden Untersuchung in Bezug zu den in der Literatur beschriebenen Drehmomentdifferenzen (Kapitel 2.4.3.1), so ließen sich in dieser Studie ähnlich hohe bzw. leicht höhere Defizite zur nicht-operierten Seite während der frühen Rehabilitationsphase feststellen, wie sie zuvor bereits von anderen Autoren dokumentiert wurden (Shelbourne & Nitz, 1990; Snyder-Mackler et al., 1993; Biscotti et al., 2001; Chmielewski et al., 2002; Urbach & Awiszus, 2002). In der späten Rehabilitationsphase konnten hingegen verhältnismäßig geringe Drehmomentdefizite der untersuchten Kreuzbandpatienten im Vergleich zu den Ergebnissen einiger anderer Forschungsstudien beobachtet werden (Pfeifer, 1996; Mikkelsen et al., 2000; Wojtys & Huston, 2000; Urbach et al., 2000; McHugh et al., 2001; Järvela et al., 2001). So wurde in dieser Untersuchung nach sechs Monaten ein Defizit von lediglich $13\pm 15\%$ im Vergleich zur gesunden Extremität festgestellt, während andere Autoren zu dem selben Zeitpunkt Defizite zwischen 13% (McHugh et al., 2001) und 25% (Shelbourne & Nitz, 1990) diagnostizierten. Bei Beendigung der Untersuchungen ein Jahr postoperativ verzeichneten die Patienten mit $6\pm 12\%$ ein ähnlich hohes mittleres Drehmomentdefizit wie es von Shelbourne & Nitz (1990) beobachtet wurde, lagen damit aber auch gleichzeitig deutlich unterhalb der Werte von Pfeifer (1996) mit 21% bzw. Wojtys & Huston (2000) mit 14%. Allerdings verdeutlicht die hohe Standardabweichung von 12% in der vorliegenden Untersuchung die hohen interindividuellen Abweichungen

hinsichtlich der lateralen Drehmomentdifferenz zu diesem Zeitpunkt. Während einige Patienten keine Defizite mehr aufwiesen oder bereits deutlich bessere Werte mit der operierten Extremität erreichten, wurden bei der Hälfte der untersuchten Patienten noch deutlich geringere Drehmomentwerte (>10%) auf der operierten Seite festgestellt. Mit den hohen interindividuellen Unterschieden könnten auch die Ergebnisdiskrepanzen hinsichtlich der Ausprägung der bilateralen Differenzen innerhalb der wissenschaftlichen Literatur erklärt werden.

Für die langfristige Aufrechterhaltung der Maximalkraftdefizite werden die Ursachen in der veränderten Propriozeption und den damit verbundenen Aktivierungshemmungen und weniger in den immobilisations- bzw. minderbelastungsbedingten Folgen vermutet. Studien, die die Auswirkungen einer reinen Immobilisation bei gesunden Probanden untersuchten, konnten eine vollständige Reversibilität der Muskelatrophie nach bereits wenigen Wochen nachweisen (Suzuki et al., 1994; Kannus et al., 1998; Hortobagyi et al., 2000; Tesch et al., 2005). Eine anhaltende Veränderung der neuromuskulären Ansteuerung nach Operationen des vorderen Kreuzbandes konnte hingegen von einer Vielzahl von Autoren mit Hilfe unterschiedlicher Untersuchungsverfahren nachgewiesen werden (Stokes & Young, 1984; Hurley et al., 1992; Pfeifer, 1996; Dyhre-Poulsen & Krogsgaard, 2000; Engelhardt et al., 2000; Wojtys & Huston, 2000; Kaneko et al., 2002; Urbach & Awiszus, 2002). Der Einfluss der Ischämie auf die langfristigen Muskelkraftdefizite wurde nach derzeitigem Literaturstand zwar bisher nicht untersucht, allerdings ist davon auszugehen, dass Beeinträchtigungen der Rezeptorstrukturen aufgrund längerer Blutsperre, wie es bei Kreuzbandoperationen üblich ist, wahrscheinlich sind (Engelhardt et al., 2000).

Die veränderte neuromuskuläre Ansteuerung ist einerseits auf eine partielle Zerstörung kreuzbandnaher Rezeptorstrukturen, andererseits aber vor allem auf intakte Rezeptoren zurückzuführen, die aufgrund der Verletzung/Eingriffe veränderte Informationen auf intakten propriozeptiven Weg übertragen (Engelhardt, 1998; Engelhardt et al., 2000 & 2002; Friden, 2001). Während zum einen nachgewiesen werden konnte, dass Rezeptorstrukturen des Gelenkbinnenraums weitgehend intakte Informationen senden (Engelhardt, 1998), muss zum anderen mit einer zumindest partiellen Zerstörung der im Kreuzband bzw. den Menisken gelegenen Rezeptoren gerechnet werden (Friden, 2001). In beiden Fällen sind veränderte peripher-sensorische Wahrnehmungen (Afferenzen) die Folge, die zu einer veränderten Propriozeption im Sinne einer Schonung des Kniegelenks während des Heilungsprozesses führen. Solche Schutzmechanismen würden eine dauerhafte Schonbelastung der Kniestreckmuskulatur und somit die langfristigen Kraftdefizite, wie sie bei Kreuzbandpatienten festgestellt werden, erklären (Weiler et al., 2000). Laut Engelhardt et al. (2000) müssten sich die zentralen Ansteuerungsmechanismen der Muskulatur erst an die veränderten

peripheren Informationen anpassen, bevor sie wieder in der Lage sind, den Muskel adäquat zu innervieren.

Das Ausmaß des Einflusses veränderter peripherer Afferenzen auf die Kraftproduktion verdeutlichen Henningsen et al. (1997). Sie untersuchten die Auswirkungen von modifizierten visuellen, taktilen und Muskelspindelafferenzen auf feinkräftige Bewegungen des Zeigefingers und stellten für alle drei Modifizierungen Veränderungen in der resultierenden Kraft fest. Allerdings konnten sie gleichzeitig aufzeigen, dass das visuelle Feedback in der Lage ist, veränderte Afferenzen der Muskelspindel und der Haut bis zu einem bestimmten Maß zu kompensieren. Jones (2000) stellte auch für die taktilen Afferenzen eine direkte Beeinflussung der Kraftfähigkeiten der Ellenbogenflexoren fest.

Valeriani et al. (1999) konnten nachweisen, dass die veränderten peripheren Afferenzen nach Kreuzbandruptur mit kortikalen Anpassungen einhergehen, die auch nach operativer Rekonstruktion bestand haben. Sie stellten prä- und postoperativ ein pathologisches Muster kortikal gemessener somatosensorisch evozierter Potenziale bei Kreuzbandpatienten im Vergleich zu kniegesunden Kontrollprobanden fest. Kapreli & Athanasopoulos (2006) diskutieren ebenfalls eine zentralnervöse und insbesondere eine kortikale Neuorganisation nach Kreuzbandverletzungen, die eine Folge veränderter afferenter Informationen ist. Gleichzeitig betonen die Autoren, dass gerade die Möglichkeit der Beeinflussung der kortikalen Plastizität durch entsprechende Informationen über aufsteigende (afferente) Bahnsysteme, wertvolle Ansatzpunkte für den Therapie- und Trainingsprozess liefert.

Auf der Basis dieser Erkenntnisse könnte beispielsweise versucht werden, Einschränkungen des propriozeptiven Feedbacks nach Kreuzbandverletzungen durch die verstärkte Nutzung anderer Feedbacksysteme bis zu einem gewissen Grad zu kompensieren (Henningsen et al., 1997; Jones, 2000). Ziel wäre dabei eine Provokation erneuter kortikaler Veränderungen, um in der Folge eine effektivere Ansteuerung der entsprechenden Muskulatur zu erreichen (=motorisches Lernen). Dass die Nutzung alternativer Afferenzen einen Einfluss auf die Propriozeption haben kann, zeigen Untersuchungen von Perlau et al. (1995) und Kuster et al. (1999), die eine verbesserte Körperbalance, Koordination und Kniewinkelreproduktion durch das Tragen von Kniebandagen (taktile = haptische Afferenzen) nachwiesen.

5.4.2.3.2 Willkürliche Aktivierbarkeit

Die willkürliche Aktivierbarkeit wurde in dieser Untersuchung mit Hilfe der überlagernden Stimulation (Twitch Interpolationstechnik) des N. femoralis beurteilt. Die Ergebnisse zeigten lediglich vier Wochen postoperativ ($90\pm 12\%$) signifikante Defizite im Vergleich zur gesunden Seite ($98\pm 3\%$) und zur

kniesunden Kontrollgruppe ($97\pm 4\%$). Ab der sechsten Woche nach der Operation war die überwiegende Anzahl der Patienten bereits wieder in der Lage, das vorhandene Muskelpotenzial vollständig auszuschöpfen. Auch langfristig konnten in der späten Rehabilitationsphase keine Aktivierungsdefizite der Kreuzbandpatienten mittels der überlagernden Stimulation festgestellt werden.

Diese Ergebnisse stehen teilweise im Gegensatz zu den Erkenntnissen einiger zurückliegender Studien, die von anhaltenden und teilweise hohen Aktivierungsdefiziten des M. quadriceps femoris berichten. So stellten Urbach et al. (2000) bei Kreuzbandverletzten vor der operativen Rekonstruktion eine signifikant geringere willkürliche Aktivierbarkeit sowohl in der betroffenen ($78,8\%$), als auch in der nichtbetroffenen Extremität ($78,9\%$) im Vergleich zu kniesunden Kontrollprobanden fest. Ebenfalls ein beidseitiges Aktivierungsdefizit nach Kreuzbandverletzungen (verletzte Seite: $9,5\%$; unverletzte Seite: $8,7\%$) wiesen Hurley et al. (1992) nach. Auch Stokes & Young (1984) beschrieben die Problematik eines beidseitigen Defizits der Muskelaktivierung bei unilateraler Atrophie nach operativer Versorgung der Kniegelenke. In ihrem Review-Artikel berichten sie von deutlichen muskulären Hemmungen von bis zu 70% in den ersten postoperativen Tagen, welche nach 14 Tagen noch 40% betragen. Pfeifer (1996) hingegen diagnostizierte ein Jahr postoperativ bei 39 Kreuzbandoperierten ein willkürliches mittleres Aktivierungsdefizit von $21,3\%$ im Vergleich zur nicht-verletzten Seite. Ein beidseitiges Defizit der muskulären Aktivierung (operierte Seite: $85,3\pm 2,5\%$; nicht-operierte Seite: $84,0\pm 2,4\%$) im Vergleich zu kniesunden Kontrollprobanden ($90,3\pm 1,4\%$), konnte die Autorengruppe von Urbach et al. (2001) noch zwei Jahre postoperativ nachweisen.

Zahlreiche Autoren, die die willkürliche Aktivierung nicht direkt untersucht haben, begründen das Vorhandensein neuromuskulärer Hemmungen mit einem verhältnismäßig hohem Muskelkraftverlust bei gleichzeitig geringerer Reduktion des Muskelquerschnitts nach Immobilisation (Kannus et al., 1992; Suzuki et al., 1994; Berg et al., 1997; Vandenborne et al. 1998; Thompson, 2002).

Als einige der wenigen Autoren berichteten Snyder-Mackler et al. (1993), ähnlich den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung, von keinen muskulären Hemmungen sechs Monate nach Kreuzbandersatz. Sie schlossen daraus, dass eine muskuläre Hemmung nur in der ersten postoperativen Phase Bestand hat und dann komplett behoben werden kann.

Ein möglicher Grund für die hohe Ausschöpfung des muskulären Potenzials in einem relativ frühen postoperativen Stadium (sechste Woche) in dieser Untersuchung könnte in dem guten Allgemeinzustand der Probanden liegen. Alle Patienten waren vor ihrer Verletzung sportlich aktiv und bis auf drei Patienten zwischen 19 und 29 Jahren alt. Allerdings zeigten die untersuchten leistungsspezifischen Ausprägungen innerhalb der Evaluation der

Messverfahren (Kapitel 5.2.3.2), dass sich Untrainierte nicht zwangsläufig von Sporttreibenden bezüglich der willkürlichen Aktivierbarkeit unterscheiden.

Des Weiteren berichteten die Patienten kaum von subjektiven Schmerzzuständen oder anderen einschränkenden Einflussfaktoren, die eine maximale Willkürkontraktion behindert hätten. Welchen Einfluss Schmerzzustände im Kniegelenk auf die Aktivierungsfähigkeit der Kniestrecker haben, zeigten Suter et al. (1998). Patienten mit vorderen Knieschmerzen wiesen hier deutlich höhere Aktivierungshemmungen mit der betroffenen Seite auf, als mit der nicht-betroffenen Seite. Die Ausprägung der Aktivierungshemmung stand dabei im Zusammenhang zur Ausprägung des Knieschmerzes. Auch nach arthroskopischer Versorgung dieser Patienten konnten noch anhaltende Aktivierungsdefizite festgestellt werden, wobei der Operationserfolg hier nicht erfasst wurde. Keine Rückschlüsse von der Schmerzsituation auf eine mögliche Muskelhemmung konnten hingegen Stokes & Young (1984) ziehen.

Eine weitere Ursache für die hohe prozentuale Muskelaktivierung in dieser Studie wäre in der Untersuchungsmethodik zu vermuten. Zum einen wird wegen der anatomischen Lage des N. femoralis nicht ausgeschlossen, dass mit Hilfe der überlagernden Stimulation der Nerv nicht immer vollständig gereizt werden kann und dadurch ein geringeres Aktivierungsdefizit festgestellt wurde, als tatsächlich vorhanden war. Zum anderen konnten beispielsweise Todd et al. (2003) nachweisen, dass mit der Transkraniellen Stimulationstechnik höhere Muskelhemmungen nachgewiesen werden können, als mit der Methode der peripheren Stimulation (direkt: Muskel; indirekt: Nerv). Möglicherweise waren Reizintensität und Impulsbreite mit 90 mA bzw. 500 μ s zu gering, um den tief gelegenen N. femoralis mit einem erforderlichen supramaximalen Stimulus zu versorgen. In der Literatur finden sich mitunter gravierende Unterschiede hinsichtlich der verwendeten Reizformen. Die Impulsbreite von Einzelreizen schwankt dabei zwischen 50 μ s und 800 μ s und die Reizstärke zwischen 20 mA und 150 mA (Überblick bei Pfeifer, 2002). Dabei ist anzunehmen, dass mit zunehmender Impulsbreite und Reizstärke auch die durch den Stimulus hervorgerufene Twitchamplitude des Muskels steigt und somit höhere Aktivierungsstörungen nachgewiesen werden können. Die Wahl einer höheren Reizintensität wurde jedoch aus ethischen Gründen vermieden, da diese das ohnehin unangenehme Gefühl des Stimulus noch verstärkt hätte. Demzufolge kann nicht sicher gestellt werden, dass die Methode der überlagernden Stimulation, so wie sie hier angewandt wurde, in der Lage ist, willkürliche Aktivierungsdefizite im vollem Umfang zu erfassen. Die vier Wochen postoperativ festgestellte geringe willkürliche Aktivierbarkeit ($90\pm 12\%$) zeigt allerdings auch, dass mit der hier angewandten Methode durchaus Defizite in der neuromuskulären Ansteuerung nachgewiesen werden konnten.

Aufgrund der oben genannten methodischen Restriktionen wurden in der vorliegenden Untersuchung die Ergebnisse der willkürlichen Aktivierbarkeit weniger in Bezug zu den Absolutwerten anderer Studien gesetzt, sondern vorwiegend Vergleichen mit weiteren Längsschnittdaten unterzogen, da hier von gleichen Untersuchungsbedingungen ausgegangen werden kann.

5.4.2.3.3 *Reaktionsverhalten*

In Anlehnung an die Untersuchung von Kaneko et al. (2002) wurde das Muskel- und Kraftreaktionsverhalten sowie die Elektromechanische Verzögerung nach Kreuzbandersatz erfasst, um mögliche zentrale und peripher efferente Veränderungen in der neuromuskulären Versorgung zu quantifizieren. Die gemessenen Reaktionszeiten unterteilten sich in die Elektromechanische Antwortzeit (EAZ) vom Lichtsignal bis zum Beginn des Kraftsignals, die Premotor Time (PMT) vom Lichtsignal bis zum Beginn der Muskelaktivität des M. quadriceps femoris und die Elektromechanische Verzögerung (EMD) vom Beginn der Muskelaktivität bis zum Anstieg der Kraftkurve.

Die Ergebnisse der EAZ und der PMT zeigten präoperativ und vier Wochen postoperativ deutlich verlängerte Zeiten, die für die EAZ im Vergleich zur kniegesunden Kontrollgruppe statistisch abgesichert werden konnten. Ab der sechsten Woche wurden für diese beiden Variablen dann keine Unterschiede mehr zur gesunden Seite und zur Kontrollgruppe beobachtet. Das EMD war hingegen bei den Kreuzbandpatienten über den gesamten Zeitraum der frühen Rehabilitationsphase höher ausgeprägt, wobei die Unterschiede zur kniegesunden Kontrollgruppe bis zur zwölften postoperativen Woche statistisch abgesichert werden konnten. Langfristig wurden weder für die EAZ, die PMT noch für das EMD verlängerte Zeiten beobachtet.

Kaneko et al. (2002) stellten in ihrer Untersuchung noch acht Wochen postoperativ signifikant verlängerte EAZ und EMD der verletzten Extremität im Vergleich zur unverletzten Seite fest. Bei der PMT wurden, ähnlich der vorliegenden Untersuchung, keine lateralen Unterschiede beobachtet. Der Vergleich zur kniegesunden Kontrollgruppe ergab bei Kaneko et al. (2002) deutlich verlängerte EAZ, PMT und EMD der verletzten Extremität. Auch die nicht-verletzte Seite verzeichnete schlechtere Zeiten im Vergleich zu den gesunden Kontrollprobanden. Ähnlich den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung beobachteten Nguyen et al. (2000) bei Kreuzbandpatienten zwei und vier Wochen postoperativ schlechtere Reaktionszeiten bei einer simulierten Autofahrbewegung (Treten der Bremse). Methodisch gesehen, entsprechen die dabei gemessenen Zeiten der in dieser Untersuchung gemessenen Elektromechanischen Antwortzeit. In der sechsten und achten Woche stellten die Autoren keine Unterschiede mehr zur kniegesunden Kontrollgruppe fest.

Kaneko et al. (2002) setzten voraus, dass bei Anwendung des visuellen Stimulus die propriozeptive Defizite weitgehend ausgeschaltet sind und somit rein efferente Veränderungen diagnostiziert werden können. Veränderungen in den Latenzzeiten zwischen visuellem Stimulus und der Muskel- bzw. Kraftreaktion wären demzufolge mit zentralen neuronalen Prozessen bzw. peripheren Muskelanpassungen zu erklären. Nimmt man, wie Kaneko et al. (2002), die Elektromechanische Antwortzeit und insbesondere die Premotor Time als einen Indikator für die Einschätzung efferenter Einflüsse, so konnten in der vorliegenden Untersuchung zwar kurzfristige, allerdings keine langanhaltenden Veränderungen nach Kreuzbandersatz diagnostiziert werden. Die Ursachen für die vier Wochen postoperativ festgestellten schlechteren Werte könnten allerdings auch in dem noch leicht vorhandenem Schmerz- und Schwellungszustand des Kniegelenks bei einigen Patienten, sowie in der individuellen Vorsicht des Patienten bei schnellen Kontraktionen kurz nach der Operation liegen.

Zudem konnten Henningsen et al. (1997) nachweisen, dass insbesondere das visuelle Feedbacksystem in der Lage ist, Veränderungen propriozeptiver Afferenzen zu kompensieren. Somit sind auf der Grundlage des Reaktionsverhaltens nach einem visuellem Stimulus zwar Rückschlüsse auf Veränderungen efferenter Bahnsysteme möglich, kortikale Anpassungen aufgrund veränderter propriozeptiver Informationen können jedoch nur bei Ausschluss aller anderen Afferenzsysteme zuverlässig erfasst werden.

Sowohl bei Kaneko et al. (2002) als auch in dieser Untersuchung wurden verlängerte Zeiten der Elektromechanischen Verzögerung im lateralen Vergleich und im Vergleich zu kniegesunden Kontrollprobanden beobachtet. Anhand von Studien (Norman & Komi, 1979; Cavanagh & Komi, 1979) konnte nachgewiesen werden, dass die Elektromechanische Verzögerung von den funktionellen Strukturen der serienelastischen Elemente abhängt. Eine verlängerte Elektromechanische Verzögerung nach Kreuzbandersatz ist demnach auf die anhaltende eingeschränkte Funktionalität der serienelastischen Elemente im Kniegelenk zurückzuführen.

5.4.2.3.4 Kraftausdauer

Für die KA konnten vier (128 ± 58 s) und sechs Wochen (95 ± 31 s) postoperativ signifikant höhere Kraftausdauerzeiten der operierten Seite im Vergleich zur gesunden Seite (71 ± 13 s bzw. 69 ± 12 s) und zur kniegesunden Kontrollgruppe (85 ± 25 s) nachgewiesen werden. Die präoperativ ($p < 0,01$) und von der 24. zur 48. postoperativen Woche ($p < 0,05$) statistisch abgesicherten Unterschiede zu den Kontrollprobanden, belegen hingegen eine geringere KA auf Seiten der Kreuzbandpatienten. An den weiteren postoperativen Messzeitpunkten konnte weder eine ausgeprägte bilaterale Differenz noch eine Veränderung zu den Kontrollgruppen beobachtet werden.

Ebenfalls eine unmittelbare Erhöhung der Kraftausdauer im M. quadriceps femoris konnten Snyder-Mackler et al. (1993) fünf Wochen postoperativ nachweisen. Mittels überlagernder Stimulation führten sie dem Muskel unwillkürliche Kontraktionen zu, deren Intensität auf beiden Seiten auf dem gleichen Kraftniveau (20% der MVC der nicht-operierten Extremität) lag. Trotz der dabei höheren Beanspruchung der operierten Seite zeigte sich hier im Vergleich zur nicht-operierten Seite eine erhöhte Kraftausdauer. Die Autoren begründeten diese zum einen mit möglichen Unterschieden in der Stimulation einzelner Muskelfasern, da die prozentuale Beanspruchung in beiden Extremitäten unterschiedlich hoch war. Zum anderen wird eine vermehrte Abnahme des prozentualen Anteils an Typ II Fasern (schnelle Muskelfasern) in der betroffenen Muskulatur infolge der muskulären Atrophie nach der operativen Versorgung der Kreuzbandruptur diskutiert.

Die relativ schnelle Reduktion der lateralen Differenzen in den Ausdauerzeiten im postoperativen Verlauf der vorliegenden Untersuchung, steht im Gegensatz zu den Ergebnissen von Wojtys & Huston (2000), die das Muskelausdauerverhalten des M. quadriceps femoris präoperativ sowie sechs, zwölf und achtzehn Monate postoperativ untersuchten. Bei besonders stark ausgeprägten Ausdauerleistungen des verletzten/operierten Kniestreckers präoperativ und sechs Monate postoperativ erreichte die betroffene Extremität zu keinem Zeitpunkt das Niveau der nicht-betroffenen Extremität bzw. das der Kontrollgruppe.

Die relativ langen Kraftausdauerzeiten und die damit verbundene hohe Ermüdungsresistenz des M. quadriceps femoris vier und sechs Wochen postoperativ sind zum Teil auch auf die Tatsache zurückzuführen, dass die Berechnung des 50% Maximalkraftniveaus auf der zuvor gemessenen maximalen Willküraktivität basierte. Vier Wochen postoperativ wiesen die meisten Patienten ein deutliches willkürliches Aktivierungsdefizit auf, so dass das berechnete Kontraktionsniveau des Kraftausdauertests teilweise deutlich unterhalb der 50% der Maximalkraft lag.

Eine mögliche physiologische Ursache der erhöhten Kraftausdauer unmittelbar nach der Operation könnte in der selektiven Reduktion des Typ II Faseranteils liegen. Obwohl einige Autoren (Tomanek & Lund, 1974; Thompson, 2002) infolge von Minderbelastung oder Immobilisation eine vermehrte Abnahme an Typ I Fasern beobachteten, kommen Autoren, die die Faserverteilung unter diesen Voraussetzungen explizit am M. quadriceps femoris untersucht haben (Hortobagyi et al., 2000; McHugh et al., 2001; Adams et al., 2003), einheitlich zum Ergebnis einer überwiegenden Reduktion des Typ II Faseranteils (Übersicht Kapitel 2.4.4.1).

5.4.2.3.5 Medianfrequenzen

Eine zuverlässige Interpretation der Ergebnisse der Medianfrequenzen der vorliegenden Untersuchung gestaltet sich problematisch, da hier in der Vorbereitung der Kreuzbandstudie eine geringe Test-Retest-Reliabilität festgestellt wurde. Es ist daher davon auszugehen, dass die Schwankungen der Medianfrequenzen in den drei untersuchten Muskeln von einem Testtermin zum jeweils nächsten Termin eher mit methodischen Problemen als mit physiologischen Ursachen zu erklären sind.

Auffällig ist allerdings, dass trotz der intraindividuellen Schwankungen die gemittelten initialen Medianfrequenzen aller drei Muskeln (M. vastus lateralis = VL; M. rectus femoris = RF; M. vastus medialis = VM) der operierten Seite zu fast allen Untersuchungsterminen (Ausnahme: VL neun Monate postoperativ) unterhalb der Vergleichswerte der nicht-operierten Seite und der kniegesunden Kontrollgruppe lagen. Statistisch abgesichert wurden vor allem die Differenzen zur nicht-operierten Seite und zur Kontrollgruppe im M. vastus medialis.

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung sind ähnlich den Ergebnissen von McHugh et al. (2001). Sie registrierten die initialen Medianfrequenzen der EMG-Signale des M. vastus lateralis, M. vastus medialis und M. rectus femoris bei einer 30sekündigen ermüdenden maximalen Kontraktion präoperativ und fünf Wochen postoperativ. Präoperativ konnten sie ein Medianfrequenzdefizit der verletzten Extremität im Vergleich zur unverletzten Extremität im M. vastus medialis (9,3%), jedoch nicht im M. vastus lateralis (VL) und M. rectus femoris (RF) feststellen. Fünf Wochen postoperativ wurde in allen drei Muskeln eine deutlich geringere Medianfrequenz der betroffenen Seite im lateralen Vergleich (VL: 15,9%; RF: 12,1%; VM: 16,4%) beobachtet.

Einige Autoren konnten einen Zusammenhang zwischen dem Frequenzverhalten oberflächenelektromyografischer Signale und der Faserverteilung sowie der Muskelfaserleitgeschwindigkeit nachweisen (Eriksson et al., 1987; Gerdle et al., 1987; Solomonow et al., 1990; Gerdle et al., 1991). Demnach könnte das Medianfrequenzdefizit aller drei Muskeln der betroffenen Extremität in der vorliegenden Untersuchung, insbesondere des M. vastus medialis, auf einen vergleichsweise höheren Anteil an langsamen Muskelfasern und einer vermehrten Atrophie von schnellen Muskelfasern zurückzuführen sein. Ähnliche Vermutungen stellen McHugh et al. (2001) infolge ihrer Ergebnisse an.

5.4.2.4 Postoperative Veränderung der Variablen in Abhängigkeit der ambulanten Rehabilitation

Die Erfassung des Einflusses der ambulanten Rehabilitationsmaßnahmen auf die Veränderungen der Muskelfunktionen erfolgte anhand von Variablen, für die zuvor auch eine unterschiedliche Veränderung beider Seiten über die Zeit

(Veränderungen der operierten Seite, gleichbleibende Werte der nicht-operierten Seite) nachgewiesen werden konnten. Die den Kriterien entsprechenden Variablen waren die MVC, die VA, die EAZ und die Kraftausdauer. In der Datenanalyse wurden zum einen Patienten mit Rehabilitationsmaßnahmen (unabhängig der Dauer) mit Patienten verglichen, die keine ambulante Rehabilitation erhielten. Zum anderen wurde der Einfluss der Dauer der ambulanten Rehabilitation auf die Verbesserung der Werte während der frühen Rehabilitationsphase überprüft.

Signifikante Unterschiede in der „Zeit-Seite Interaktion“ zwischen den Patientengruppen mit und ohne Rehabilitationsmaßnahmen konnten für die MVC, nicht aber für die VA, die EAZ und die Kraftausdauer nachgewiesen werden. Die post hoc durchgeführte, getrennte Analyse der MVC für jede Patientengruppe ergab allerdings, dass sowohl Patienten mit, als auch Patienten ohne ambulante Rehabilitation signifikante Veränderungen der operierten Seite über den postoperativen Zeitraum bei gleichbleibenden Werten der nicht-operierten Seite aufwiesen. Demzufolge zeigten beide Gruppen lateral unterschiedliche Zeitverläufe, die allerdings in der Behandlungsgruppe stärker ausfielen als in der Nicht-Behandlungsgruppe.

Keine Unterschiede in der „Zeit-Seite Interaktion“ zwischen beiden Patientengruppen konnten in der vorliegenden Untersuchung für die VA, die EAZ und die Kraftausdauer festgestellt werden. Patienten ohne jegliche Rehabilitationsmaßnahmen zeigten eine ähnliche Entwicklung dieser Variablen über den Untersuchungszeitraum wie die Gruppe mit ambulanter Rehabilitation. Hier konnte demzufolge keine explizite Eignung von rehabilitativen Maßnahmen auf die Verbesserung der Werte nachgewiesen werden.

Eine eindeutige Interpretation der MVC Ergebnisse erscheint hingegen problematisch. Beide Gruppen wiesen in der ersten postoperativen Messung unterschiedlich hohe Differenzen zur gesunden Seite auf. Die Gruppe mit Rehabilitation (139 ± 39 Nm) zeigte im Ausgangswert vier Wochen postoperativ eine fast doppelt so hohe Seitendifferenz der MVC-Werte wie die Gruppe ohne Rehabilitation (72 ± 48 Nm). Zwar konnten die Gruppenunterschiede zu diesem Zeitpunkt nicht statistisch abgesichert werden, es ist aber davon auszugehen, dass das geringere Defizit zur nicht-operierten Seite in der Gruppe ohne Rehabilitation zu einem geringen Veränderungspotenzial über die Zeit geführt hat. Aufgrund dieser methodischen Problematik können in dieser Untersuchung keine Rückschlüsse auf die Eignung bzw. Nicht-Eignung einer ambulanten Rehabilitation nach Kreuzbandersatz gezogen werden.

Die ähnliche Entwicklung der MVC in der frühen Rehabilitationsphase (Zeitraum der ambulanten Rehabilitation) in beiden Patientengruppen lässt jedoch vermuten, dass auch Patienten ohne Rehabilitationsmaßnahmen in ihren Alltagsbewegungen einem überschwelligem Trainingsreiz ausgesetzt waren, der zu einer Verbesserung der Maximalkraft des M. quadriceps

femoris führte. Inwieweit Alltagsbelastungen zu muskulären Adaptationen nach Kreuzbandersatz führen und wie sie sich mit einem zusätzlich verabreichten Rehabilitationstraining arrangieren, war bisher allerdings nicht Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchungen. Die Notwendigkeit solcher Studien für die Entwicklung geeigneter Therapieprogramme wird allerdings auch von anderen Autoren betont (Risberg et al., 2004). Demzufolge empfiehlt es sich, in der Perspektive den Einfluss der Alltagsbelastungen und deren Wechselwirkungen mit therapeutischen Interventionen (im Sinne der Vermeidung eines möglichen Übertrainings) nach operativen Eingriffen am Kniegelenk, verstärkt zu untersuchen.

Auch hinsichtlich der Dauer der Rehabilitationsmaßnahmen konnte nicht festgestellt werden, dass Patienten mit einer höheren Anzahl an Rehabilitationseinheiten deutlichere Verbesserungen der Werte der Muskelfunktionsvariablen aufwiesen, als Patienten mit einer geringen Anzahl an Rehabilitationseinheiten. Das galt sowohl für die Werteentwicklung bis zur zwölften (frühe Rehabilitationsphase), als auch bis zur 48. Woche (späte Rehabilitationsphase) nach der Operation.

Bisher liegen nur wenige Studien zum Therapietraining nach Operationen des vorderen Kreuzbandes vor. Diese Studien trugen zudem weniger zur Evidenzbasierung von Trainings- oder Rehabilitationsmaßnahmen überhaupt auf die Verbesserung der Muskelfunktionen bei, als dass sie vielmehr die Wirksamkeit einer Therapiemethode mit der Wirksamkeit einer anderen Methode verglichen. Keine dieser Studien (Kvist, 2004; Risberg et al., 2004; Shaw et al., 2005) konnte jedoch den expliziten Nachweis liefern, dass eine bestimmte Trainingsmethodik (z.B. offene kinetische Kette versus geschlossene kinetische Kette; frühzeitiges Quadricepstraining usw.) zu einer effektiven Funktionsverbesserung im M. quadriceps femoris nach operativen Kreuzbandersatz führt.

Einige Studien, die sich mit der Trainierbarkeit bzw. Nicht-Trainierbarkeit muskulärer Defizite im Rehabilitationsprozess beschäftigten, lassen bis auf Hurley et al. (1992) lediglich Rückschlüsse auf die Reversibilität von Immobilisationsfolgen zu. Hurley et al. (1992), konnten keinen Einfluss eines intensiven Rehabilitationsprogramms auf eine Verbesserung der VA feststellen. Sie diagnostizierten sowohl vor, als auch nach dem Rehabilitationsprogramm bei Patienten mit isolierter Kreuzbandruptur erhebliche Aktivierungsdefizite der Quadricepsmuskulatur in der betroffenen und in der nicht-betroffenen Extremität. Demzufolge scheinen Trainingsmaßnahmen, so wie sie in der Nachbehandlung nach Kreuzbandverletzungen bzw. -operationen angewandt werden, nur wenig zur Verbesserung eines neuronalen Aktivierungsdefizits beizutragen.

Suzuki et al. (1994), Hortobagyi et al. (2000) und Tesch et al. (2005) konnten die vollständige Wiederherstellbarkeit funktioneller und struktureller Einschränkungen innerhalb weniger Wochen nach Immobilisation ohne

Verletzungshintergrund feststellen. Dabei unterschieden sich Probandengruppen mit Trainingsmaßnahmen kaum bis gar nicht von Probanden ohne spezielles Training. Kannus et al. (1998) hingegen, konnten anhand einer Tierversuchsstudie die Wirksamkeit eines hochintensiven Trainings auf Erhöhung des Querschnitts an schnellen Muskelfasern nach Immobilisation nachweisen. Problematisch ist jedoch, dass es sich bei Kannus et al. (1998) um reine Tierversuche sowie Untersuchungen des M. gastrocnemius und M. soleus handelt und damit Rückschlüsse auf Veränderungen des M. quadriceps femoris beim Menschen nur bedingt möglich sind. Eine Übertragung dieser Erkenntnisse auf die Praxis der Rehabilitation von Kreuzbandpatienten ist zudem problematisch, da weniger die Immobilisationsfolgen, als vielmehr die veränderte Propriozeption für die anhaltenden muskulären Defizite nach Operationen verantwortlich gemacht werden.

Unterstützt wird diese Sichtweise (propriozeptive Ursachen für Persistenz von Muskelfunktionsdefiziten) durch das in den Einzelfallanalysen beobachtete unterschiedliche Anpassungsverhalten der Kniestreckmuskulatur der gesunden und der operierten Seite bei einigen Patienten infolge sportlichen Trainings in der späten Rehabilitationsphase. Patient 7 und Patient 13 zeigten beispielsweise bei einem sieben Monate postoperativ einsetzenden Krafttraining einen geringeren Kraftzuwachs auf der operierten Seite, obwohl beide Seiten trainiert wurden. Es ist zu vermuten, dass gerade bei Übungen, die die Kniestreckung gegen einen Widerstand beinhalten, die operierte Seite trotz der annähernden Wiederherstellung der Muskelkraft des M. quadriceps femoris, unbewusst geringer belastet wurde als die gesunde Extremität. Andere Patienten (Patient 2, 4, 5, 6, 13) zeigten hingegen gerade mit der Wiederaufnahme der sportlichen Aktivitäten einen deutlichen Abfall der lateralen Differenzen. Möglicherweise ist das darauf zurückzuführen, dass die sportlichen Aktivitäten dieser Patienten weniger ein isoliertes Krafttraining, sondern eher dynamischere Sportarten (Fußball, Handball, Bergsteigen) beinhalteten. Die dabei vermehrte koordinative Beanspruchung der Patienten führte höchstwahrscheinlich zu einer Schulung der Propriozeption und damit zu einer verbesserten Ansteuerung der Kniestreckmuskulatur. Die Wichtigkeit solcher koordinativen Übungen für die Verbesserung der neuromuskulären Ansteuerung bzw. der Propriozeption wird von einer Vielzahl von Autoren (u.a. Beard et al., 1994; Fitzgerald et al., 2000; Risberg et al., 2001; Liu-Ambrose et al., 2003) betont. So konnten Liu-Ambrose et al. (2003) beispielsweise die bessere Wirksamkeit eines neuromuskulären Trainingsprogramms im Vergleich zu einem normalen Krafttraining nach Kreuzbandersatz nachweisen.

In der Konsequenz würde das für die Trainingspraxis bedeuten, dass eher dynamische Bewegungen/sportliche Aktivitäten unter Vollbelastung der betroffenen Extremität mit koordinativer Beanspruchung zu einer Verbesserung der Propriozeption und infolge dessen auch zu einem

adäquateren Muskelaufbautraining beitragen. Bei einem reinen Krafttraining der Kniestreckmuskulatur sollte hingegen über die Rehabilitation hinaus berücksichtigt werden, dass Kreuzbandpatienten auch langfristig zu einer unbewusst geringeren Belastung der betroffenen Seite tendieren können.

Der hohe Einfluss von Alltagsaktivitäten (unabhängig ob Minderbelastung oder vermehrte sportliche Aktivitäten) auf die Anpassung von Muskelfunktionen unterstützt zudem die in Kapitel 2.3.1.1 formulierte Annahme, dass Prozesse der Selbstorganisation eine geeignete theoretische Grundlage zur Erklärung von Adaptationsprozessen in der Therapie liefern könnten. Kurzfristige, überschwellige Reize (z.B. vermehrtes Krafttraining) können zwar zu einer unmittelbaren Verbesserung muskulärer Funktionen (Superkompensation) führen, allerdings sind diese Therapieerfolge reversibel, wenn keine entsprechende Weiterbelastung im Alltag erfolgt bei welcher sich das „System Mensch“ an die hohen „Anforderung der Umwelt“ angleichen kann.

5.4.3 Diskussion der Fragestellungen

Zusammenfassend werden im Folgenden die Fragestellungen dieser Arbeit diskutiert.

Zeigen neuromuskuläre Untersuchungsvariablen, die in der Literatur zu Defizitdiagnosen nach Kreuzbandverletzungen herangezogen werden, Veränderungen über den Untersuchungszeitraum von einem Jahr und dabei einen unterschiedlichen Zeitverlauf im links/rechts Vergleich?

Für das maximale Drehmoment, die willkürliche Aktivierbarkeit, die Elektromechanische Antwortzeit und die Kraftausdauerzeit konnten signifikant unterschiedliche Veränderungen beider Extremitäten über den einjährigen Längsschnitt festgestellt werden. Die dabei aufgezeigten signifikanten Zeiteffekte der operierten und die gleichbleibenden Werte der nicht-operierten Seite lassen auf eine Eignung der dieser Variablen für die Erfassung postoperativer Anpassungen/Veränderungen schließen. Geringfügig bzw. nur bedingt einsetzbar scheinen hingegen die Muskelfunktionsvariablen Premotor Time und Elektromechanische Antwortzeit sowie die Medianfrequenzen des Oberflächen-EMG's zu sein.

Weisen die erhobenen Kenngrößen langfristig Defizite im Vergleich zu den Kontrollvariablen (gesunde Probanden; nicht operierte Extremität) auf?

Langfristige, über den sechsten postoperativen Monat hinausgehende, Defizite im Vergleich zu den Kontrollvariablen zeigten die Kreuzbandpatienten im maximalen Drehmoment, der Elektromechanischen Verzögerung und den Medianfrequenzen des M. vastus medialis. Während für das maximale Drehmoment und die Elektromechanische Verzögerung ein Jahr postoperativ keine signifikanten Differenzen mehr zur Kontrollgruppe bzw. zur nicht-

operierten Seite festzustellen waren, wiesen die Medianfrequenzen auch zu diesem Zeitpunkt noch Defizite auf.

Die schnelle Wiederherstellung der willkürlichen Aktivierbarkeit (keine Mittelwertdifferenzen ab der achten postoperativen Woche) steht im Gegensatz zu den Erkenntnissen anderer Autoren (z.B. Urbach et al., 2001), die mitunter auch Jahre postoperativ muskuläre Aktivierungshemmungen beobachten konnten.

Welche der Muskelfunktionsvariablen, die Veränderungen über die Zeit und dabei einen unterschiedlichen Seitenverlauf aufwiesen, zeigen ein unterschiedliches Anpassungsverhalten während der Phasen mit und ohne Rehabilitationsmaßnahmen?

Für keine der untersuchten Muskelfunktionsvariablen konnte eindeutig nachgewiesen werden, dass die ambulanten Rehabilitationsmaßnahmen einen Einfluss auf die postoperative Veränderung der Werte hatte. Während der Phasen der Rehabilitation zeigten die Patienten eine ähnliche Entwicklung in den einzelnen Variablen wie in den Phasen mit reiner Alltagsbelastung. Die Ergebnisse verdeutlichen die dringende Notwendigkeit einer Neuorientierung von Bewegungstherapie nach Kreuzbandoperationen und der damit verbundenen Entwicklung adäquater Interventionsmaßnahmen.

Zeigen die Untersuchungsvariablen eine hohe Test-Retest-Reliabilität und können sich leistungsspezifische Abstufungen in den Messwerten festgestellt werden?

Die Evaluation der Untersuchungsverfahren ergab eine gute Test-Retest Reliabilität für das maximale Drehmoment, die willkürliche Aktivierbarkeit und die Kraftausdauerzeit, eine moderate Reliabilität für die Reaktionszeiten bzw. die Elektromechanische Verzögerung und eine geringe Reliabilität für die Medianfrequenzen des Oberflächen-EMG's. Leistungsspezifische Unterschiede zeigten bis auf die willkürliche Aktivierbarkeit nahezu alle Muskelfunktionsvariablen. Die Ergebnisse lassen auf eine gute Eignung der angewandten Untersuchungsverfahren zur Erfassung des maximalen Drehmoments, der Reaktionszeiten und der Kraftausdauerzeiten schließen.

5.4.4 Konsequenzen für die Bewegungstherapie von Kreuzbandpatienten

5.4.4.1 Konservativ vs. Operativ

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung unterstreichen die Notwendigkeit einer Entwicklung und Evaluation konservativer Therapieprogramme. Es konnte zwar die Wirksamkeit einer operativen Therapie aufgrund der geringen Muskelfunktionsdefizite zwölf Monate

postoperativ nachgewiesen werden, eine signifikante Verbesserung der präoperativen Ergebnisse blieb jedoch aus.

In Anbetracht des massiven, operationsbedingten Funktionsverlustes und der Langwierigkeit der Verbesserung der Muskelfunktionen könnten konservative Therapieprogramme, die auf eine Kompensation der verletzungsbedingten Funktionsdefizite abzielen, auch bei sportlichen aktiven Patienten eine Alternative darstellen. Der Vorteil solcher Therapieprogramme, vor allem in sportlicher Hinsicht, würde in der ausbleibenden Traumatisierung weiterer Strukturen (Semitendinosehne, Patellasehne), im Erhalt der vollen Kniegelenkbeweglichkeit sowie in der deutlichen Verkürzung der Therapiedauer und damit der schnelleren Wiederaufnahme sportlicher Aktivitäten liegen.

Konservative Therapieprogramme müssten in erster Linie auf die Vermeidung zusätzlicher Schädigungen/Verletzungen (z.B. Arthroseprophylaxe) aufgrund von Knieinstabilitäten und auf die Kompensation der erhöhten Knielaxität abzielen. Nur wenn diese beiden Ziele langfristig und bei sportlichen Belastungen realisiert werden können, kann von einem Therapieerfolg und einer Eignung der konservativen Therapie von Verletzungen des vorderen Kreuzbandes bei Sportlern ausgegangen werden.

Ansätze dafür, dass eine solche konservative Therapie bei Sportlern eine realistische Alternative zur operativen Rekonstruktion darstellt, liefert der Cochrane-Review von Linko et al. (2006). Sie geben eine Übersicht zu Studien, die bis zum derzeitigen Zeitpunkt die operative Therapie mit der konservativen Therapie nach Rupturen des vorderen Kreuzbandes verglichen. Lediglich zwei Studien konnten dabei ausgemacht werden, die den methodischen Standards (randomisiert, kontrolliert) entsprachen und somit zuverlässige Rückschlüsse zulassen. Beide Studien zeigten zwar eine anhaltend höhere Knieinstabilität bei konservativ behandelten Patienten, wiesen allerdings keine Gruppenunterschiede bezüglich der Wiederaufnahme sportlicher Aktivitäten, der Maximalkraft des M. quadriceps, der Schmerzsituation und den Spätfolgen (Wiederverletzung, Arthrose) auf. Schlechtere Ergebnisse erzielten die operativ behandelten Patienten beim Zeitpunkt der Rückkehr zu Alltagsbelastungen und sportlichen Aktivitäten. Ein Nachteil ist allerdings, dass beide Untersuchungen in den 80er Jahren durchgeführt wurden und daher weder die operativ noch die konservativ durchgeführten Therapieprogramme den heutigen Standards entsprechen. In diesem Zusammenhang betonen Linko et al. (2006) die dringende Notwendigkeit der Durchführung qualitativ hochwertiger, randomisierter Studien, die die operative mit konservativen Therapie vergleichen.

5.4.4.2 Ausrichtung des Therapietrainings

Auch in der postoperativen Nachbehandlung nach Kreuzbandersatz erscheint die Entwicklung eines effektiven Trainingsprogramms, das vor allem auf die Beseitigung langfristiger Defizite bzw. auf die Verkürzung der Therapiedauer abzielt, notwendig. Nachdem verschiedene Autoren aufzeigten, dass weder die frühzeitige Vollbelastung (Jorgensen et al., 1995; Tyler et al., 1998), die sofortige Beweglichkeitsschulung (Beynon et al., 2002, Kvist, 2004) noch das unmittelbare Quadricepstraining (Shaw et al., 2005) einen nachhaltigen Einfluss auf die langfristig eingeschränkte Funktionalität haben, konnte auch die vorliegende Untersuchung keine direkten Auswirkungen von Rehabilitationsmaßnahmen auf die Verbesserung von Muskelfunktionen der Kniestrecker nachweisen.

Bei der entsprechenden Entwicklung geeigneter Therapie- und Trainingsprogramme für die Nachbehandlung von Kreuzbandoperationen sollte beachtet werden, dass nach bisherigen Erkenntnissen weniger die strukturellen Defizite für die Verzögerung der vollständigen, funktionellen Wiederherstellung des M. quadriceps femoris verantwortlich sind, sondern eher propriozeptive Veränderungen zu einer inadäquaten Ansteuerung der Muskulatur und damit zu einer Therapieresistenz führen. In diesem Zusammenhang erscheint es plausibel, die Defizite zunächst weniger durch ein reines Krafttraining zu beheben zu versuchen, sondern vielmehr propriozeptive Mechanismen durch koordinativ orientierte Belastungen (Balance-, Koordinations- sowie Perturbationsübungen) zu schulen. Vor dem Hintergrund, dass insbesondere Alltagsbelastungen einen hohen Einfluss auf die maximalen Drehmomentwerte zu haben scheinen, wäre auch ein alltagsorientiertes Trainingsprogramm unter Verwendung feedbackgesteuerter Systeme als eine effektive Therapiemethode zu diskutieren.

6 Weiterführende Forschungsfragen

Im Diskussionsteil der vorliegenden Arbeit konnten auf Grundlage der Forschungsergebnisse und vor dem Hintergrund der aktuellen Literaturlage neue Hypothesen formuliert und weitere Forschungsfragen hinsichtlich der Methodenproblematik, der Therapie von Kreuzbandverletzungen und der postoperativen Nachbehandlung nach Kreuzbandersatz herausgearbeitet werden. Im Folgenden werden die weiterführenden Forschungsprobleme nochmals zusammenfassend dargestellt.

1. Ist das EMD eine Muskelfunktionsvariable, die durch sportliches Training beeinflusst werden kann, oder stellt sie vielmehr eine angeborene Grundlage sportlich erfolgreicher Personen dar?

Sollte das EMD weniger durch Training zu beeinflussen sein, wie es der Studie von Zhou et al. (1996) nach zu vermuten ist, und eher eine physiologische Grundlage darstellen, so könnte aufgrund der hier festgestellten leistungsspezifischen Ausprägung, die Erfassung dieser Variable im Rahmen der Sichtung und Förderung des leistungssportlichen Nachwuchses Einsatz finden.

2. Kann mit einer konservativen Therapie der vorderen Kreuzbandruptur die funktionelle Knieinstabilität durch beispielsweise muskuläre Stabilisierung weitgehend kompensiert und gleichzeitig das Risiko von Folgeschäden (z.B. Arthrose) gering gehalten werden?

Die vorliegende Arbeit konnte aufzeigen, dass sich die einzelnen Muskelfunktionsvariablen auch ein Jahr postoperativ nicht signifikant von den präoperativen Werten unterschieden. Aufgrund der zusätzlichen Traumatisierung durch die Operation und der massiven funktionellen Einschränkungen unmittelbar postoperativ, erscheint es empfehlenswert, die Auswirkungen einer konservativen Therapie auf die Wiederherstellung der körperlichen Leistungsfähigkeit zu überprüfen. Die Notwendigkeit solcher Studien wird durch die Tatsache unterstützt, dass innerhalb der letzten 20 Jahre keine Untersuchungen durchgeführt wurden, die zuverlässige Aussagen zur Effektivität einer konservativen Therapie im Vergleich zur operativen Therapie liefern (Linko et al., 2006).

3. Können Alltagsbelastungen allein zu einer funktionellen Wiederherstellung nach Kreuzbandoperationen beitragen?

Es konnte aufgezeigt werden, dass die Patienten auch in den Phasen ohne spezielle Interventionsmaßnahmen eine Verbesserung in den Werten der Muskelfunktionsvariablen verzeichneten. Zudem unterschieden sich die Muskelfunktionsvariablen von Patienten ohne Rehabilitationsmaßnahmen zu keinem Zeitpunkt von den Variablen der Patienten mit ambulanter Rehabilitation. Insofern kann davon ausgegangen werden, dass auch die

reinen Alltagsbelastungen zur funktionellen Wiederherstellung nach Kreuzbandoperationen beitragen. Für genauere Aussagen hinsichtlich des Ausmaßes des alltagsbedingten „Trainingsreizes“ und deren möglichen Wechselwirkungen mit dem Therapietraining, sollten in Zukunft weitere Untersuchungen durchgeführt werden.

4. Lassen sich Langzeitwirkungen von speziellen Therapieprogrammen und Behandlungsmaßnahmen nach Kreuzbandverletzungen oder Kreuzbandersatz feststellen?

Auf der Basis der aktuellen Forschungsergebnisse und der Ergebnisse anderer Studien (Jorgensen et al., 1995; Tyler et al., 1998; Beynnon et al., 2002; Kvist, 2004; Shaw et al., 2005) kann die Vermutung angestellt werden, dass das kurzfristige Training der einzelnen motorischen Fähigkeiten (z.B. Muskelaufbautraining des M. quadriceps femoris) zu reversiblen Anpassungen führen kann. Mögliche Ursache könnte die fehlende Umsetzung der erreichten Trainings- und Therapieerfolge in der Alltagsbelastung bzw. Alltagsbewegung sein. Deshalb erscheint es dringend notwendig vor allem die Langzeitwirkungen unterschiedlicher Therapieverfahren/Therapieprogramme zu überprüfen. Sollten diese auch in Zukunft nicht nachgewiesen werden können, wäre die Umstellung des Therapietrainings einzelner Fähigkeiten (Kraft, Ausdauer, Beweglichkeit usw.) auf ein eher alltagsbezogenes Training zu diskutieren.

5. Können die veränderten propriozeptiven Afferenzen durch spezielle trainingstherapeutische Verfahren (z.B. Propriozeptives Training) behoben oder durch die vermehrte Beanspruchung anderer afferenter Feedbacksysteme kompensiert werden?

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit unterstützen die Hypothese, dass die Hauptursache der Persistenz von Muskelfunktionsdefiziten in anhaltend veränderten propriozeptiven Informationen liegt. Bisher liegen jedoch kaum Untersuchungen vor, die die langfristige Beeinflussung propriozeptiver Strukturen durch ein Therapieverfahren nachweisen konnten, noch Erkenntnisse darüber, inwiefern über andere Afferenzsysteme im Rahmen des motorischen Lernprozesses die veränderten propriozeptiven Informationen kompensiert werden können. Die Entwicklung eines Feedback-gesteuerten Trainingsprogramms, bei welchem vor allem visuelle, taktile oder akustische Afferenzsysteme angesprochen werden, könnte vor dem Hintergrund der Forschungsergebnisse von Perla et al. (1995), Henningsen et al. (1997), Kuster et al. (1999) und Jones (2000) (vgl. Kapitel 5.4.2.3.1) durchaus zu einer realistischen Verbesserung oder Kompensation propriozeptiver Afferenzen beitragen.

7 Zusammenfassung

Bewegungstherapeutische Interventionen bilden einen Hauptansatzpunkt rehabilitativer Maßnahmen nach operativen Ersatz des vorderen Kreuzbandes. Übergeordnetes Ziel ist dabei die Wiederherstellung der funktionellen Kniestabilität, das Wiedererreichen der sportlichen Leistungsfähigkeit und die Verminderung des Risikos von Folgeerkrankungen (z.B. Arthrose). Obwohl im Zusammenhang mit der Aufrechterhaltung langfristiger neuromuskulärer Defizite nach operativen Kreuzbandersatz vor allem der unzureichende Forschungsstand bezüglich bewegungstherapeutischer Versorgung diskutiert wird (Shelbourne & Davis, 1999), liegen bis heute nur wenige wissenschaftliche Erkenntnisse zu den Effekten von Bewegungstherapie auf die bestehenden funktionellen Langzeitdefizite vor. Ziel dieser Längsschnittstudie war es, Veränderungen von Muskelfunktionsvariablen des M. quadriceps femoris im postoperativen Verlauf nach Kreuzbandersatz zu erfassen und diese in Bezug zu bewegungstherapeutischen Interventionsmaßnahmen der ambulanten Rehabilitation zu setzen.

14 sportlich aktive Patienten ($27,5 \pm 7,6$ Jahre; $77,5 \pm 7,9$ kg) nach operativer Versorgung der vorderen Kreuzbandruptur wurden von der vierten bis zur zwölften postoperativen Woche im zweiwöchigen Abstand und anschließend bis ein Jahr postoperativ im dreimonatigen Abstand beidbeinig untersucht. An einem mehrdimensionalen Muskelfunktionsmessplatz wurden folgende Muskelfunktionsvariablen erfasst:

- Maximales Drehmoment (MVC),
- willkürliche muskuläre Aktivierbarkeit (VA),
- Reaktionszeiten (Elektromechanische Antwortzeit=EAZ; Premotor Time=PMT) und Elektromechanische Verzögerung (EMD) nach einem visuellem Stimulus,
- Kraftausdauerzeit (KA),
- Medianfrequenz des EMG-Signals der Anteile des M. quadriceps femoris (MF).

Als Kontrollvariablen dienten die kontralaterale Extremität und eine kniegesunde Kontrollgruppe (n=23). Die Veränderungen der Muskelfunktionsvariablen über die Zeit wurden mit der Varianzanalyse mit Messwiederholung und die Unterschiede zu den Kontrollvariablen mit dem Mann-Whitney-U-Test bestimmt.

In Vorbereitung der Untersuchung erfolgte eine Evaluation der Messverfahren, bei welcher eine gute Test-Retest-Reliabilität für die MVC, VA und KA, eine moderate Reliabilität für die Reaktionszeiten bzw. das EMD und eine geringe Reliabilität für die MF bestimmt wurde.

Die Ergebnisse zeigen signifikante Veränderungen der operierten Seite und gleichbleibende Werte auf der nicht-operierten Seite über den einjährigen Längsschnitt für die MVC, VA, EAZ und KA. Zwar konnten für die PMT, das EMD und die MF zum Teil auch Veränderungstendenzen beobachtet werden, signifikant unterschiedliche Verläufe beider Extremitäten über die Zeit waren dabei jedoch nicht festzustellen. Der Vergleich zu den Kontrollvariablen zeigte langfristige Defizite der MVC (bis 36 Wochen postoperativ) und der MF (bis 48 Wochen postoperativ). Im postoperativen Verlauf konnten keine bzw. nur geringfügige Unterschiede zwischen Patienten mit und ohne ambulante Rehabilitationsmaßnahmen in den Untersuchungsvariablen festgestellt werden. Auch innerhalb der Patientengruppe mit ambulanter Rehabilitation wurde zwischen der postoperativen Entwicklung der Variablen und dem jeweiligen Trainingsumfang (quantifiziert über die Anzahl an verabreichten Therapieeinheiten) kein signifikanter Zusammenhang festgestellt.

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung konnten aufzeigen, dass die Muskelfunktionsvariablen MVC, VA, EAZ und KA geeignet sind, um postoperative Veränderungen feststellen bzw. Defizitdiagnosen durchführen zu können. Die festgestellten langfristigen Defizite der MVC sind mit den anhaltenden Veränderungen der propriozeptiven Afferenzen zu begründen, die vermutlich einerseits auf die Zerstörung von kreuzbandnahen Rezeptorstrukturen zurückzuführen sind, andererseits aber auch von intakten Rezeptoren des Kniegelenkbinnenraums im Rahmen von Schutzmechanismen verursacht werden. Es ist zudem zu vermuten, dass die ambulanten Rehabilitationsmaßnahmen kaum bzw. keinen Einfluss auf die Veränderungen der Variablen haben. In diesem Zusammenhang wäre in zukünftigen Studien zu überprüfen, wie groß der Einfluss von Alltagsbelastungen auf die Verbesserung von Muskelfunktionen ist, ob die angewandten Therapieprogramme zu langfristigen Anpassungen führen und mit welchen Therapiemethoden veränderte propriozeptive Afferenzen behoben bzw. kompensiert werden können.

8 Literatur

- Aagaard P., Simonsen E.B., Andersen J.L., Magnusson P., Dyhre-Poulsen P. (2002): Neural adaptation to resistance training: changes in evoked V-wave and H-reflex responses. *Journal of Applied Physiology* 92(6): 2309-2318
- Aagaard P. (2003): Training-induced changes in neural function. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 31(2): 61-67
- Adams G.R., Hather B.M., Dudley G.A. (1994): Effect of Short-Term Unweighting on Human Skeletal Muscle Strength and Size. *Aviation, Space, and Environmental Medicine* 65: 1116-1121
- Adams G.R., Caiozzo V.J., Baldwin K.M (2003): Skeletal muscle unweighting: Spaceflight and ground-based models. *Journal of Applied Physiology* 95(6): 2185-2201
- Allen G.M., Gandevia S.C., Neering I.R., Hickie I., Jones R., Middleton J. (1994): Muscle performance, voluntary activation and perceived effort in normal subjects and patients with prior poliomyelitis. *Brain* 117(4): 661-670
- Allen G.M., Gandevia S.C., McKenzie D.K. (1995): Reliability of measurements of muscle strength and voluntary activation using twitch interpolation. *Muscle Nerve* 18(6): 593-600
- Appell H.J. (1990): Muscular atrophy following immobilization. A review. *Sports Medicine* 10: 42-58
- Appell H.J. (1997): Der Muskel in der Rehabilitation. *Der Orthopäde* 26: 930-934
- Arnold M., Miltner W.H.R., Witte H., Bauer R., Braun C. (1998): Adaptive AR Modeling of Nonstationary Time Series by Means of Kalman Filtering. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 45(5): 553-562
- Barber-Westin S.D., Noyes F.R., Heckmann T.P., Shaffer B.L. (1999): The effect of exercise and rehabilitation on anterior-posterior knee displacements after anterior cruciate ligament autograft reconstruction. *American Journal of Sports Medicine* 27(1): 84-93
- Banzer (1994): Medizinische Grundlagen des Muskeltrainings in Therapie und Rehabilitation von Störungen des Bewegungsapparates. *Medizinische Orthopädietechnik* 114: 162-165
- Beard D.J., Dodd C.A., Trundle C.A., Simpson A.H. (1994): Proprioception enhancement for anterior cruciate ligament deficiency. A prospective randomised trial of two physiotherapy regimes. *Journal of Bone and Joint Surgery. British volume.* 76(4): 654-659
- Becker R., Awiszus F. (2001): Physiological alterations of maximal voluntary quadriceps activation by changes of knee joint angle. *Muscle Nerve* 24(5): 667-672

- Berg H.E., Larsson L., Tesch P.A. (1997): Lower limb skeletal muscle function after 6 wk of bed rest. *Journal of Applied Physiology* 82(1): 182-188
- Beyer H.M., Beyer L., Ewert T., Gadomski M., Gutenbrunner C., Kröling P., Pages H.I., Seidel E., Smolenski U., Stucki G. (2002): *Weißbuch Physikalische Medizin und Rehabilitation. Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin* 4(12): 1-30
- Beynon B.D., Ryder S.H., Konradsen L., Johnson R.J., Johnson K., Renström P.A. (1999): The effect of anterior cruciate trauma and bracing on knee proprioception. *American Journal of Sports Medicine* 27: 150-155
- Beynon B.D., Johnson R.J., Fleming B.C. (2002): *The Science of Anterior Cruciate Ligament Rehabilitation. Clinical orthopaedics and related research* 402: 9-20
- Biedert R.M., Zwick E.B. (1998): Ligament-muscle reflex arc after anterior cruciate ligament reconstruction: electromyographic evaluation. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 118(1-2): 81-84
- Bisciotti G.N., Bertocco R., Ribolla R.P., Sagnol J.M. (2001): Electromyographic analysis in the reconstruction of anterior cruciate ligament. *Medicine and Sport Science* 54(4): 295-304
- Birmingham T.B., Kramer J.F., Kirkley A., Inglis J.T., Spaulding S.J., Vandervoort A.A. (2001): Knee bracing after ACL reconstruction: Effects on postural control and proprioception. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 33 (8): 1253-1258
- Bizzini M., Munzinger U. (1999): Individuell angepasste (criterion-based) versus allgemein unspezifische (time-based) Rehabilitation: Einfluss des Programms auf das funktionelle Ergebnis ein Jahr nach arthroskopischer vorderer Kreuzbandrekonstruktion. In: Bizzini M. (2000): *Sensomotorische Rehabilitation nach Beinverletzungen (70-80)*. Stuttgart, New York: Thieme Verlag
- Bülöw P.M., Norregaard J., Danneskiold-Samsoe B., Mehlsen J. (1993): Twitch interpolation technique in testing of maximal muscle strength: influence of potentiation, force level, stimulus intensity and preload. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 67(5): 462-466
- Carter N.D., Jenkinson T.R., Wilson D., Jones D.W., Torode A.S. (1997): Joint position sense and rehabilitation in the anterior cruciate ligament deficient knee. *British Journal of Sports Medicine* 31: 209-212
- Cavanagh P.R., Komi P.V. (1979): Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 42(3): 159-163
- Chmielewski T.L., Wilk K.E., Snyder-Mackler L. (2002): Changes in weight-bearing following injury or surgical reconstruction of the ACL: relationship to quadriceps strength and function. *Gait Posture* 16(1): 87-95

- Ciccotti M.G., Kerlan R.K., Perry J., Pink M. (1994): An electromyographic analysis of the knee during functional activities. II. The anterior cruciate ligament-deficient and -reconstructed profiles. *American Journal of Sports Medicine* 22(5): 651-658
- Coombs R., Cochrane T. (2001): Knee flexor strength following anterior cruciate ligament reconstruction with the semitendinosus and gracilis tendons. *International Journal of Sports Medicine*. 22(8): 618-622
- Cooper R.L., Taylor N.F., Feller J.A. (2005): A randomised controlled trial of proprioceptive and balance training after surgical reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Research in Sports Medicine: An International Journal* 13(3): 217-230
- Cott C., Finch E., Gasner D., Yoshida K., Thomas S.G., Verrier M.C. (1995): The movement continuum theory of physical therapy. *Physiotherapy Canada* 47(2): 87-95
- De Luca C.J., LeFever R.S., McCue M.P., Xenakis A.P. (1982): Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. *Journal of Physiology* 329: 113-128
- De Luca C.J. (1997): The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* 13(2): 135-163
- De Serres S.J., Enoka R.M. (1998): Older adults can maximally activate the biceps brachii muscle by voluntary command. *Journal of Applied Physiology* 84(1): 284-291
- Domholdt E. (2005): *Rehabilitation Research, Principles and Applications*. 3rd ed. Philadelphia: W.B. Saunders Comp.
- Draper V. (1990): Electromyographic biofeedback and recovery of quadriceps femoris muscle function following anterior cruciate ligament reconstruction. *Physical Therapy* 70(1): 11-17
- Dyhre-Poulsen P., Krogsgaard M.R. (2000): Muscular Reflexes elicited by electrical stimulation of the anterior cruciate ligament in humans. *Journal of Applied Physiology* 89(6): 2191-2195
- Edgerton V.R., Roy R.R., Allen D.L., Monti R.J. (2002): Adaptations in skeletal muscle disuse or decreased-use atrophy. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 81(11): 127-147
- Elmqvist L.G., Lorentzon R., Johansson C., Langstrom M., Fagerlund M., Fugl-Meyer A.R. (1989): Knee extensor muscle function before and after reconstruction of anterior cruciate ligament tear. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 21(3): 131-139
- Engelhardt M. (1998): *Neuromuskuläre Veränderungen nach Kniegelenkstraumen und Operationen am Kniegelenk*. Habilitationsschrift, Frankfurt

- Engelhardt, M., Freiwald, J., Reuter, I., Mortier, J., Huth, D. (2000): Beeinflussung der Sportfähigkeit durch neuromuskuläre Veränderungen nach Trauma und Operation am Kniegelenk. *Arthroskopie* 13: 302-306
- Engelhardt M., Freiwald J., Rittmeister M. (2002): Rehabilitation nach vorderer Kreuzbandplastik. *Orthopäde* 31: 791-798
- Eriksson N.E., Gerdle B., Hagberg M., Friden H. (1987). Changes in EMG Power Spectrum during Dynamic Contraction. *Abstractbook XI International Congress of Biomechanics* (p. 79). Amsterdam: Univ. Press
- Feller J.A., Cooper R., Webster K.E. (2001): Current Australian trends in rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction. *The Knee* 9: 121-126
- Fitzgerald G.K., Axe M.J., Snyder-Mackler L. (2000): The Efficacy of Perturbation Training in Nonoperative Anterior Cruciate Ligament Rehabilitation Programs for Physically Active Individuals. *Physical Therapy* 80(2): 128-140
- Fremerey R., Lobenhoffer P., Skutek M., Zeichen J., Gerich T., Bosch U. (2000): Propriozeption nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands. *Endoskopische vs. Zweikanaltechnik. Unfallchirurg* 103(10): 864-870
- Fridèn T., Roberts D., Ageberg E., Waldèn M., Zätterström R. (2001): Review of Knee Proprioception and the Relation Extremity Function After an Anterior Cruciate Rupture. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 31(10): 567-576
- Froböse I., Lagerström D. (1991): Muskeltraining in Prävention und Rehabilitation nach modernen trainingswissenschaftlichen Prinzipien. *Gesundheitssport und Sporttherapie* 7(1): 12-13
- Froböse I., Nellessen G., Wilke C. (Hrsg.) (2003): *Training in der Therapie*. München: Urban&Fischer
- Froböse I., Fiehn R. (2003): *Training in der Therapie – Grundlagen*. In: Froböse I., Nellessen G., Wilke C. (Hrsg.): *Training in der Therapie*. München: Urban&Fischer
- Gerdle, N., Weis, J. (2000): Zur Theorie der Rehabilitation. In Bengel, J., Koch, U. (Hrsg.): *Grundlagen der Rehabilitationswissenschaften: Themen, Strategien und Methoden der Rehabilitationsforschung* (41-68). Berlin: Springer
- Gerdle B., Eriksson N.E., Hagberg M., Friden H. (1987): Changes in Mean Power Frequency during Dynamic Shoulder Flexion. *Abstractbook XI International Congress of Biomechanics* (p. 99). Amsterdam: Univ. Press
- Gerdle B., Henriksson-Larsén K., Lorentzon R., Wretling M.L. (1991): Dependence of the Mean Power Frequency of the Electromyogram on Muscle Force and Fibre Type. *Acta Physiologica Scandinavia* 142: 457-465

- Grace P.A. (1994): Ischaemia-reperfusion injury. *British Journal of Surgery* 81(5): 637-647
- Gutenbrunner C., Weimann G. (2004): *Krankengymnastische Methoden und Konzepte*. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag
- Haas M. (1991): *Statistical Methodology for Reliability Studies*. *Manipulative and Physiological Therapeutics* 14(2): 119-127
- Haig A.J., Goodmurphy C.W., Harris A.R., Ruiz A.P., Etemad J. (2003): The accuracy of needle placement in lower-limb muscles: a blinded study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 84(6): 877-882
- Hakkinen K., Alen M., Kraemer W.J., Gorostiaga E., Izquierdo M., Rusko H., Mikkola J., Hakkinen A., Valkeinen H., Kaarakainen E., Romu S., Erola V., Ahtiainen J., Paavolainen L. (2003): Neuromuscular adaptations during concurrent strength and endurance training versus strength training. *European Journal of Applied Physiology* 89(1): 42-52
- Hales J.P., Gandevia S.C. (1988): Assessment of maximal voluntary contraction with twitch interpolation: an instrument to measure twitch responses. *Journal of Neuroscience Methods* 25(2): 97-102
- Harris B.A., Dyrek D.A. (1989): A model of orthopaedic dysfunction for clinical decision making in physical therapy practice. *Physical Therapy* 69(7): 548-553
- Heller M. (2005): *Sportliche Leistungsfähigkeit und zeitabhängiges Frequenzverhalten von Oberflächenelektromyogrammen*. Dissertation, Universität Magdeburg
- Heller M., Edelmann-Nusser J., Witte K., Zech A. (2005): Muskelphysiologische Leistungsdiagnostik bei Kraftausdauerbelastungen auf der Schwimmbank - eine Längsschnittstudie. *Leistungssport* 35(2): 24-29
- Heller M., Witte, K., Edelmann-Nusser, J., Zech, A., Schack, B. (2006): Einfluss eines Maximal-/ Explosivkrafttrainings auf das zeitabhängige Frequenzverhalten von Oberflächenelektromyogrammen. *Spektrum der Sportwissenschaften* 18(1): 5-22
- Henningsen H., Knecht S., Ende-Henningsen B. (1997): Influence of afferent feedback on isometric fine force resolution in humans. *Experimental Brain Research* 113(2): 207-213
- Henriksson M., Ledin T., Good L. (2001): Postural control after anterior cruciate ligament reconstruction and functional rehabilitation. *American Journal of Sports Medicine* 29(3): 359-366
- Herbert R.D., Dean C., Gandevia S.C. (1998): Effects of real and imagined training on voluntary muscle activation during maximal isometric contractions. *Acta Physiologica Scandinavica* 163(4): 361-368

- Hermens H.J., Freriks B., Merletti R., Stegeman D., Blok J., Rau G., Disselhorst-Klug C., Hägg G. (1999): European recommendations for surface electromyography. Roessingh Research and Development, ISBN 90-75452-15-2
- Hislop H.J. (1975): The not so impossible dream. *Physical Therapy* 55(10): 1069-1080
- Hohmann A., Lames M., Letzelter M. (2003): Einführung in die Trainingswissenschaft. Wiebelsheim: Limpert
- Hohmann A. (2005): Steuerung sportlicher Spitzenleistungen aus trainingswissenschaftlicher Perspektive. *Leistungssport* 35(6): 56-62
- Horemans H.L., Beelen A., Nollet F., Jones D.A., Lankhorst G.J. (2004): Reproducibility of maximal quadriceps strength and its relationship to maximal voluntary activation in postpoliomyelitis syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 85(8): 1273-1278
- Hortobagyi T., Dempsey L., Fraser D., Zheng D., Hamilton G., Lambert J., Dohm L. (2000): Changes in muscle strength, muscle fibre size and myofibrillar gene expression after immobilization and retraining in humans. *Journal of Physiology* 524(1): 293-304
- Hoster M., Nepper H.U. (2004): Terminologie ausgewählter sporttherapeutischer Grundbegriffe. Stütz- und Bewegungsapparat (Orthopädie). In: Schüle K., Huber G. (Hrsg.): Grundlagen der Sporttherapie (175-184). München: Urban & Fischer
- Howell S.M., Taylor M.A. (1996): Brace-free rehabilitation, with early return to activity, for knees reconstructed with a double-looped semitendinosus and gracilis graft. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* 78(6): 814-825
- Hüter-Becker A. (2002): Lehrbuch zum Neuen Denkmodell der Physiotherapie. Band 1: Bewegungssystem. Thieme: Stuttgart
- Hurley M.V., Jones D.W., Wilson D., Newham D.J. (1992): Rehabilitation of quadriceps inhibited due to isolated rupture of the anterior cruciate ligament. *Journal of Orthopaedic Rheumatology* 5(3): 145-154
- Ihara H., Nakayama A. (1986): Dynamic joint control training for knee ligament injuries. *The American Journal of Sports Medicine* 14(4): 309-315
- Jacobsen S., Wildschiodtz G., Danneskiold-Samsøe B. (1991): Isokinetic and isometric muscle strength combined with transcutaneous electrical muscle stimulation in primary fibromyalgia syndrome. *Journal of Rheumatology* 18(9): 1390-1393
- Järvelä T., Kannus P., Latvala K., Jarvinen M. (2002): Simple measurements in assessing muscle performance after an ACL reconstruction. *International Journal of Sports Medicine* 23(3): 196-201
- Jakolew N.N. (1977): Sportbiochemie. Leipzig: Barth

- Jerosch J., Prymka M. (1996): Propriozeptive Fähigkeiten im Bereich des Kniegelenks bei Patienten nach vorderer Kreuzbandruptur. *Unfallchirurg* 99: 861-898
- Jöllenneck T. (2002): Die elektromechanische Verzögerung der menschlichen Skelettmuskulatur. (Schriften zur Sportwissenschaft, 35). Hamburg: Kovač Verlag
- Johnson M.A., Polgar J., Weightman D., Appleton D. (1973): Data on the Distribution of Fibre Types in Thirty-six Human Muscles – An Autopsy Study. *Journal of the Neurological Science* 18(1): 111-129
- Jones L.A. (2000): Visual and haptic feedback in the control of force. *Experimental Brain Research* 130(2): 269-272
- Jorgensen U., Jensen C.F.M., Scavenius M., Bak K. (1995): Rehabilitation with or without initial weight bearing: A prospective randomized study. *Proceedings of Sports Medicine* (p. 76), Stockholm, Sweden
- Kaneko F., Onari K., Kawaguchi K., Tsukisaka K., Roy S.H. (2002): Electromechanical delay after ACL reconstruction: an innovative method for investigating central and peripheral contributions. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 32(4): 158-165
- Kannus P., Jozsa L., Renström P., Jarvinen M., Kvist M., Lehto M., Oja P., Vuori I. (1992): The effect of training, immobilisation and remobilization on musculoskeletal tissue – 2. Remobilization and prevention of immobilisation atrophy. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 2: 164-176
- Kannus P., Jozsa L., Jarvinen T.L., Kvist M., Vieno T., Jarvinen T.A., Natri A, Jarvinen M. (1998): Free mobilization and low- to high-intensity exercise in immobilization-induced muscle atrophy. *Journal of Applied Physiology* 84(4): 1418-1424
- Kapreli E., Athanasopoulos S. (2006): The anterior cruciate ligament deficiency as a model of brain plasticity. *Medical hypotheses* 67(3): 645-650
- Kent-Braun J.A., Ng A.V. (1999): Specific strength and voluntary muscle activation in young and elderly women and men. *Journal of Applied Physiology* 87(1): 22-29
- Köstler W., Kluszyk A. (2002): Erstmaßnahmen bei Sportverletzungen. *Unfallchirurg* 105(5): 450-465
- Kouzaki M., Shinohara M., Masani K., Kanehisa H., Fukunaga T. (2002): Alternate muscle activity observed between knee extensor synergists during low-level sustained contractions. *Journal of Applied Physiology* 93(2): 675-684
- Kuster M.S., Grob K., Kuster M., Wood G.A., Gächter A. (1999): The benefits of wearing a compression sleeve after ACL reconstruction. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 31(3): 368-371

- Kvist J. (2004): Rehabilitation Following Anterior Cruciate Ligament Injury. Current Recommendations for Sports Participation. *Sports Medicine* 34(4): 269-280
- Lewek M., Rudolph K., Axe M., Snyder-Mackler L. (2002): The effect of insufficient quadriceps strength on gait after anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinical Biomechanics* 17(1): 56-63
- Linko E., Harilainen A., Malmivaara A., Seitsalo S. (2006): Surgical versus conservative interventions for anterior cruciate ligament ruptures in adults (Review). *The Cochrane Library* 2006, Issue 3
- Liu-Ambrose T., Taunton J.E., MacIntyre D., McConkey P., Khan K.M. (2003): The effect of proprioceptive or strength training on the neuromuscular function of the ACL reconstructed knee: a randomized clinical trial. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 13, 115-123
- Löschner W.N., Cresswell A.G., Thorstensson A. (1996): Central fatigue during a long-lasting submaximal contraction of triceps surae. *Experimental Brain Research* 108(2): 305-314
- Lysholm M., Ledin T., Ödkvist L.M., Good L. (1998): Postural control - A comparison between patients with chronic anterior cruciate ligament insufficiency and healthy individuals. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 8(6): 432-438
- Maher C.G., Sherrington C., Elkins M., Herbert R.D., Moseley A.M. (2004): Challenges for Evidence-Based Physical Therapy: Accessing and Interpreting High-Quality Evidence on Therapy. *Physical Therapy* 84(7): 644-654
- Mannion A.F., Dolan P. (1996): Relationship between myoelectric and mechanical manifestations of fatigue in the quadriceps femoris muscle group. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 74(5): 411-419
- Mathur S., Eng J.J., MacIntyre D.L. (2005): Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 15(1): 102-110
- Marx R.G., Jones E.C., Angel M., Wickiewicz T.L., Warren R.F. (2003): Beliefs and attitudes of members of the American Academy of orthopaedic surgeons regarding the treatment of anterior cruciate ligament injury. *Arthroscopy* 19(7): 762-770
- McDonnell M.K., Delitto A., Sinacore D.R., Rose S.J. (1987): Electrically elicited fatigue test of the quadriceps femoris muscle. Description and reliability. *Physical Therapy* 67(6): 941-945
- McHugh M.P., Tyler T.F., Nicholas S.J., Browne M.G., Gleim G.W. (2001): Electromyographic analysis of quadriceps fatigue after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 31(1): 25-32

- McNair P.J., Wood G.A. (1993): Frequency analysis of the EMG from the quadriceps of anterior cruciate ligament deficient individuals. *Electromyography and Clinical Neurophysiology* 33(1): 43-48
- Merton P.A. (1954): Voluntary Strength and fatigue. *Journal of Physiology* 123: 553-564
- Meyer S., Biedert R.M. (2000): Rehabilitationsprinzipien nach VKB-Rekonstruktion für Breiten- und Spitzensportler. *Arthroskopie* 13: 307-310
- Mikkelsen C., Werner S., Eriksson E. (2000): Closed kinetic chain alone compared to combined open and closed kinetic chain exercises for quadriceps strengthening after anterior cruciate ligament reconstruction with respect to return to sports: a prospective matched follow-up study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 8(6): 337-342
- Morton J.P., Atkinson G., MacLaren D.P.M., Cable N.T., Gilbert G., Broome C., McArdle A., Drust B. (2005): Reliability of maximal muscle force and voluntary activation as markers of exercise-induced muscle damage. *European Journal of Applied Physiology* 94(5-6): 541-548
- Mueller M.J., Maluf K.S. (2002): Tissue adaptation to physical stress: a proposed "Physical Stress Theory" to guide physical therapist practice, education, and research. *Physical Therapy* 82(4): 383-403
- Nguyen T., Hau R., Bartlett J. (2000): Driving reaction time before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 8(4): 226-230
- Norman R.W., Komi P.V. (1979): Electromechanical delay in skeletal muscle under normal movement conditions. *Acta Physiologica Scandinavica* 106(3): 241-248
- Oeffinger D.J., Shapiro R., Nyland J., Pienkowski D., Caborn D.N. (2001): Delayed gastrocnemius muscle response to sudden perturbation in rehabilitated patients with anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 9(1): 19-27
- Oldham J.A., Howe T.E. (1995): Reliability of isometric quadriceps muscle strength testing in young subjects and elderly osteoarthritic subjects. *Physiotherapy* 81(7): 399-404
- Paulos L., Noyes F.R., Grood E., Butler D.L. (1981): Knee rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction and repair. *American Journal of Sports Medicine* 9(3): 140-149
- Perlau R., Frank C., Fick G. (1995): The Effect of Elastic Bandages on Human Knee Proprioception in the Uninjured Population. *American Journal of Sports Medicine* 23(2): 251-255
- Pincivero D.M., Lephart S.M., Karunakara R.A. (1997): Reliability and precision of isokinetic strength and muscular endurance for the quadriceps and hamstrings. *International Journal of Sports Medicine* 18(2): 113-117

- Pincivero D.M., Campy R.M., Salfetnikov Y., Bright A., Coelho A. (2001): Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris. *Journal of Applied Physiology* 90(3): 804-810
- Pfeifer K. (1996): *Bewegungsverhalten und neuromuskuläre Aktivierung nach Kreuzbandrekonstruktion*. Dissertation, Neu-Isenburg
- Pfeifer K., Banzer W. (1999): Motor performance in different dynamic tests in knee rehabilitation. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 9(1): 19-27
- Pfeifer K., Vogt L. Banzer W. (2001): Direkte und indirekte überlagernde Muskelstimulation zur Aufdeckung neuromuskulärer Hemmungen. *Physikalische Rehabilitation kurativer Medizin* 11, 87-93
- Pfeifer K. (2002): *Koordination und Gesundheit - Zusammenhänge und Möglichkeiten eines empirischen Zugangs*. Berlin: dissertation.de – Verlag im Internet. URL: www.dissertation.de.
- Pfeifer K., Vogt L. (2004): Elektromyographie. In: Banzer W., Pfeifer K., Vogt L. (Hrsg.): *Sportmedizinische Funktionsdiagnostik des Bewegungssystems*. Berlin Heidelberg: Springer Verlag
- Radlinger L., Bachmann W., Homburg J., Leuenberger U., Thaddey G. (1998): *Rehabilitative Trainingslehre*. Stuttgart: Thieme
- Risberg M.A., Holm I. Tjomsland O. , Ljunggren E. , Ekeland A. (1999): Prospective study of changes in impairments and disabilities after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 29(7): 400-412
- Risberg M.A., Mork M., Jenssen H.K., Holm I. (2001): Design and implementation of a neuromuscular training program following anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 31(11): 620-631
- Risberg M.A., Lewek M., Snyder-Mackler L. (2004): A systematic review of evidence for anterior cruciate ligament rehabilitation: how much and what type? *Physical Therapy in Sport* 5: 125-145
- Roberts P. (1994): Theoretical Models of Physiotherapy. *Physiotherapy* 80(6): 361-366
- Rutherford O.M., Jones D.A., Newham D.J. (1986): Clinical and experimental application of the percutaneous twitch superimposition technique for the study of human muscle activation. *Journal of Neurology Neurosurgery and Psychiatry* 49 (11): 1288-1291
- Rutherford O.M., Jones D.A., Round J.M. (1990): Longlasting unilateral muscle wasting and weakness following injury and immobilisation, *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 22: 33-37

- Sale D.G., McComas A.J., MacDougall J.D., Upton A.R. (1982): Neuromuscular adaptation in human thenar muscles following strength training and immobilization. *Journal of Applied Physiology* 53(2): 419-424
- Scaglioni G., Ferri A., Minetti A.E, Martin A., Van Hoecke J., Capodaglio P., Sartorio A., Narici M.V. (2002): Plantar flexor activation capacity and H reflex in older adults: adaptations to strength training. *Journal of Applied Physiology* 92(6): 2292-2302
- Schega L. (2005): *Bewegungs- und Sporttherapie bei koronarer Herzkrankheit.* Hamburg: Kovac Verlag
- Schmidtbleicher D. (1994): Konzeptionelle Überlegungen zur muskulären Rehabilitation. *Medizinische Orthopädiotechnik* 114, 170-173
- Schnabel G., Harre D., Borde A. (Hrsg.) (2003): *Trainingswissenschaft.* Berlin: Sportverlag
- Schneider S., Seither B., Tönges S., Schmitt H. (2006): Sports injuries: population based representative data on incidence, diagnosis, sequelae, and high risk groups. *British Journal of Sports Medicine* 40(4): 334-339
- Schüle K., Huber G. (Hrsg.) (2004): *Grundlagen der Sporttherapie.* München: Urban & Fischer
- Schultz R.A., Miller D.C., Kerr C.S., Micheli L. (1984): Mechanoreceptors in human cruciate ligaments. A histological study. *Journal of Bone and Joint Surgery* 66 (7): 1072-1076
- Schwab K. (2004): "emgs", Software zur AR-Modellierung von EMG-Signalen. Institut für Medizinische Statistik, Informatik und Dokumentation (Direktor: Prof. Dr. H. Witte) der Friedrich-Schiller-Universität Jena
- Seidel M. (2005): Die Internationale Klassifikation der Funktionsfähigkeit, Behinderung und Gesundheit. *Der Nervenarzt* 76(1): 79-90
- Seitz H., Schlenz I. Müller E., Vécsei V. (1996): Anterior instability of the knee despite an intensive rehabilitation program. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 328: 159-164
- Seki K., Kazuhiko Y., Narusawa M. (2000): Effects of joint immobilization on firing rate modulation of human motor units. *Journal of Physiology* 530(3): 507-519
- Shaw T., Williams M.T., Chipchase L.S. (2005): Do early quadriceps exercises affect the outcome of ACL reconstruction? A randomised controlled trial. *Australian Journal of Physiotherapy* 51(1): 9-17
- Shelbourne K.D., Nitz P. (1990): Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *American Journal of Sports Medicine* 18(3): 292-299
- Shelbourne K.D., Klootwyk T.E., DeCarlo M.S. (1997): Rehabilitation Program for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Sports Medicine and Arthroscopy Review* 5(1): 77-82

- Shelbourne K.D., Davis T.J. (1999): Evaluation of knee stability before and after participation in a functional sports agility program during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *American Journal of Sports Medicine* 27(2): 156-161
- Shelbourne K.D., Gray T. (2000): Results of anterior cruciate ligament reconstruction based on meniscus and articular cartilage status at the time of surgery. Five- to fifteen-year evaluations. *American Journal of Sports Medicine* 28(4): 446-452
- Smidt G.L. (1973): Biomechanical analysis of knee flexion and extension. *Journal of Biomechanics* 6(1): 79-92
- Smidt N., de Vet H.C.W., Bouter L.M., Dekker J. (2005): Effectiveness of exercise therapy : A best-evidence summary of sytematic reviews. *Australian Journal of Physiotherapy* 51: 71-85
- Smith J., Malanga G.A., Yu B., An K.N. (2003): Effects of Functional Knee Bracing on Muscle-Firing Patterns about the Chronic Anterior Cruciate Ligament-Deficient Knee. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 84 (11): 1680-1686
- Snyder-Mackler L., Binder-MacLeod S.A., Williams P.R. (1993): Fatigability of human quadriceps femoris muscle following anterior cruciate ligament reconstruction. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 25(7): 783-789
- Snyder-Mackler L., Delitto A., Bailey S.L., Stralka S.W. (1995): Strength of the quadriceps femoris muscle and functional recovery after reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Journal of Bone and Joint Surgery* 77-A(8): 1166-1173
- Snyder-Mackler L., Fitzgerald G.K., Bartolozzi A.R., Ciccotti M.G. (1997): The relationship between passive joint laxity and functional outcome after anterior cruciate ligament injury. *American Journal of Sports Medicine* 25(2): 191-195
- Solomonow M., Baten C., Smit J., Baratta R., Hermens H., D'Ambrosia R., Shoji H. (1990): Electromyogram Power Spectra Frequencies Associated with Motor Unit Recruitment Strategies. *Journal of Applied Physiology* 68(3): 1177-1185
- Stokes M., Young A. (1984): The contributions of reflex inhibition to arthrogenous muscle weakness. *Clinical Science* 67: 7-14
- Stucki G. (2005): International classification of functioning, disability, and health (ICF): A promising framework and classification for rehabilitation medicine. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 84(10): 733-740
- Suter E., Herzog W., Bray R.C. (1998): Quadriceps inhibition following arthroscopy in patients with anterior knee pain. *Clinical Biomechanics* 13(4-5): 314-319
- Suzuki Y., Murakami T., Haruna Y., Kawakubo K., Goto S., Makita Y., Ikawa S., Gunji A. (1994): Effects of 10 and 20 days bed rest on leg muscle mass and strength in young subjects. *Acta Physiologica Scandinavica. Supplementum* 616: 5-18

- Symons T.B., Vandervoort A.A., Rice C.L., Overend T.J., Marsh G.D. (2004): Reliability of isokinetic and isometric knee-extensor force in older women. *Journal of Aging and Physical Activity* 12(4): 525-537
- Taylor A.D., Bronks R., Smith P., Humphries B. (1997): Myoelectric evidence of peripheral muscle fatigue during exercise in severe hypoxia: some references to m. vastus lateralis myosin heavy chain composition. *European Journal of Applied Physiology Occupational Physiology* 75(2): 151-159
- Tesch P.A., Berg H.E., Bring D., Evans H.J., LeBlanc A.D. (2005): Effects of 17-day spaceflight on knee extensor muscle function and size. *European Journal of Applied Physiology* 93(4): 463-468
- Thompson L.V. (2002): Skeletal muscle adaptations with age, inactivity, and therapeutic exercise. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 32(2): 44-57
- Todd G., Taylor J.L., Gandevia S.G. (2003): Measurement of voluntary activation of fresh and fatigued human muscles using transcranial magnetic stimulation. *Journal of Physiology* 551(2): 661-671
- Tomanek R.J., Lund D.D. (1974): Degeneration of different types of skeletal muscle fibres.II.Immobilization. *Journal of Anatomy* 118: 531-541
- Torry M.R., Decker M.J., Ellis H.B., Shelburne K.B., Sterett W.I., Steadman J.R. (2000): Mechanisms of compensating for anterior cruciate ligament deficiency during gait. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 36(8): 1403-1412
- Tyler T.F., McHugh M.P., Gleim G.W., Nicholas S.J. (1998): The effect of immediate weightbearing after anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 357: 141-148
- Urbach D., Nebelung W., Röpke M., Becker R., Awiszus F. (2000): Bilateraler Funktionsverlust der Quadrizepsmuskulatur nach einseitiger Kreuzbandruptur mit Begleitverletzung durch zentrales Aktivierungsdefizit. *Unfallchirurg* 103(11): 949-955
- Urbach D., Nebelung W., Becker R., Awiszus F. (2001): Effects of reconstruction of the anterior cruciate ligament on voluntary activation of quadriceps femoris a prospective twitch interpolation study. *Journal of Bone and Joint Surgery* 83(8): 1104-1110
- Urbach D., Awiszus F. (2002): Impaired ability of voluntary quadriceps activation bilaterally interferes with function testing after knee injuries. A twitch interpolation study. *International Journal of Sports Medicine* 23(4): 231-236
- Valeriani M., Restuccia D., Di Lazzaro V., Franceschi F., Fabbriani C., Tonali P. (1999): Clinical and neurophysiological abnormalities before and after reconstruction of the anterior cruciate ligament of the knee. *Acta Neurologica Scandinavica* 99(5): 303-307

- Vanden-Abee J., Schüle K. (2004): Wissenschaftliche Begründung der Sportherapie aus dynamischer und handlungsorientierter Sicht. In: Schüle K., Huber G. (Hrsg.): Grundlagen der Sporttherapie (9-32). München: Urban & Fischer
- Vandenborne K., Elliott M.A., Walter G.A., Abdus S., Okereke E., Shaffer M., Tahernia D., Esterhai J.L. (1998): Longitudinal study of skeletal muscle adaptations during immobilization and rehabilitation. *Muscle Nerve* 21(8): 1006-1012
- Viitasalo J.T., Komi P.V. (1981): Interrelationships between electromyographic, mechanical, muscle structure and reflex time measurements in man. *Acta Physiologica Scandinavica* 111(1): 97-103
- Weiler H.T., Pap G., Awiszus F. (2000): The role of joint afferents in sensory processing in osteoarthritic knees. *Rheumatology* 39(8): 850-856
- Wilcke A. (2004): Vordere Kreuzbandläsion. Darmstadt: Steinkopff Verlag
- Willimczik, K., Dausgs R., Olivier N. (1991): Belastung und Beanspruchung als Einflussgrößen der Sportmotorik. In: Olivier N., Dausgs R.(Hrsg.): Sportliche Bewegung und Motorik unter Belastung (6-28). dvs, Clausthal-Zellerfeld
- Witte K., Edelmann-Nusser J., Schack B. (2001): Applications of the Time-Variant Spectral Analysis of Surface EMG Signals in Sports. In Mester J., King G., Strüder H., Tsolakidis E., Osterburg A. (Eds.): Perspectives and Profiles. European College of Sport Science. Book of Abstracts. Cologne: Sport & Buch Strauß.
- Wojtys E.M., Huston L.J., Taylor P.D., Bastian S.D. (1996): Neuromuscular adaptations in isokinetic, isotonic and agility training programs. *The American Journal of Sports Medicine* 24(2): 187-192
- Wojtys E.M., Huston L.J. (2000): Longitudinal effects of anterior cruciate ligament injury and patellar tendon autograft reconstruction on neuromuscular performance. *American Journal of Sports Medicine* 28(3): 336-344
- World Health Organization (1980): International Classification of Impairments, Disabilities, and Handicaps. A manual of classification relating to the consequences of disease. WHO, Geneva
- World Health Organization (2001): International Classification of Functioning, Disability and Health: ICF. WHO, Geneva
- Young A., Stokes M., Iles J.F. (1987): Effect of Joint Pathology on Muscle. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 219: 21-27
- Zhou S., McKenna M.J., Lawson D.L., Morrison W.E., Fairweather I. (1996): Effects of fatigue and sprint training on electromechanical delay of knee extensor muscles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 72(5-6): 410-416

Anhang

Abkürzungsverzeichnis

1W	eine Woche postoperativ
1M	ein Monat postoperativ
1J	ein Jahr postoperativ
BL	Bundesliga
CV	Variabilitätskoeffizient
EAZ	Elektromechanische Antwortzeit
EMD	Elektromechanisches Delay (Elektromechanische Verögerung)
EMG	(Oberflächen)Elektromyografie
EMS	Elektrostimulation
ICC	Intraklassen-Korrelationskoeffizient
ICF	International Classification of Function (Internationale Klassifikation der Funktionsfähigkeit, Behinderung und Gesundheit)
ICIDH	International Classification of Impairments, Disabilities and Handicaps
KA	Kraftausdauer
KG	Krankengymnastik/Kontrollgruppe
LS	Leistungssportler
LSD	Least Significant Difference
M.	musculus
MF	Medianfrequenz
MVC	willkürliches maximales Drehmoment
MTT	Medizinische Trainingstherapie
N.	nervus
NO	nicht-operiert
OP	Operation/operiert
PMT	Premotor Time
PNF	Propriozeptive Neuromuskuläre Faszilitation
RE	Rehabilitationseinheit
RF	M. rectus femoris
SEM	Standardfehler der Messungen
ST	Sportstudenten
TMF	tatsächliches (unwillkürliches) maximales Drehmoment
TU	Trainingsumfang
UT	Untrainierte
VA	willkürlich Aktivierbarkeit
VKB	vorderes Kreuzband
VL	M. vastus lateralis
VM	M. vastus medialis
WHO	Weltgesundheitsorganisation
ZNS	Zentrales Nervensystem

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Bio-Psycho-Soziales Modell der ICF..... 12

Abb. 2: Einordnung der Bewegungstherapie als zentraler Begriff aller
Therapiemittel zur Aktivitätsförderung in den Gesamtprozess der
Rehabilitation 16

Abb. 3: Modell der „Physical Stress Theory“ nach Mueller & Maluf (2002) am
Beispiel der Adaptation auf geringerem Niveau 17

Abb. 4: Anatomische Lage und Verlauf des vorderen Kreuzbandes im
Kniegelenk (die Abbildung stellt die Vorderansicht eines Kniegelenks des
rechten Beines dar) 24

Abb. 5: Postoperative Untersuchungszeitpunkte (4W = vier Wochen
postoperativ; 6M = sechs Monate postoperativ) 47

Abb. 6: Muskelfunktionsmessplatz 54

Abb. 7: Ablauf der Maximalkraftmessung mit Erfassung der willkürlichen
Aktivierbarkeit 56

Abb. 8: Zeitintervall und berechnete Parameter zwischen Lichtsignal, EMG-
Signal (M. rectus femoris) und Kraftkurve (EAZ = Elektromechanische
Antwortzeit, PMT = Premotor Time, EMD = Elektromechanische
Verzögerung; Kaneko et al. 2002) 57

Abb. 9: Schematische Darstellung der Berechnung der willkürlichen
Aktivierbarkeit (VA) 58

Abb. 10: Grafische Darstellung der Berechnung des Beginns der
Muskelaktivität (über ein vierfaches des Ruhe-EMG-Signals) und der
Berechnung des Anstiegs der Kraftkurve (Addition des Faktors 0,1 auf
das Ruhesignal) anhand eines Beispiels..... 60

Abb. 11: Schematische Darstellung der Datenauswertung der Kraftausdauer
und der EMG-Signale 61

Abb. 12: Zeitlicher Verlauf über 500 ms des Roh-EMG-Signals,
Frequenzspektrums und der Medianfrequenz am Beispiel des M. rectus
femoris zu Beginn einer Kontraktion (die grau gestufte Markierung im
Frequenzspektrum variiert je nach Leistung in den Frequenzbereichen zu
den jeweiligen Zeitpunkten. Dunkle Bänder stehen dabei für die hohen
und helle Bänder für die niedrigen Frequenzanteile eines
Kontraktionszeitpunktes) 61

Abb. 13: Darstellung der Teilnahme eines jeden Patienten im
Untersuchungszeitraum und dem listenweisen Fallausschluss bei
Protokollverletzungen 63

Abb. 14: Mittleres maximales Drehmoment und Standardabweichung der
operierten und nicht-operierten Extremität eines jeden Messzeitpunktes
über den gesamten Untersuchungszeitraum..... 70

Abb. 15: Mittlere willkürliche Aktivierbarkeit und Standardabweichung der
operierten und nicht-operierten Extremität eines jeden Messzeitpunktes
über den gesamten Untersuchungszeitraum..... 72

Abb. 16: Mittelwerte und Standardabweichung der EAZ, PMT und des EMD der operierten und nicht-operierten Extremität eines jeden Messzeitpunktes über den gesamten Untersuchungszeitraum	73
Abb. 17: Mittlere Kraftausdauerzeiten und Standardabweichung der operierten und nicht-operierten Extremität eines jeden Messzeitpunktes über den gesamten Untersuchungszeitraum	75
Abb. 18: Mittelwerte und Standardabweichung der Medianfrequenzen der untersuchten Muskeln der operierten und nicht-operierten Extremität eines jeden Messzeitpunktes über den gesamten Untersuchungszeitraum	76
Abb. 19: Mittelwerte und Standardabweichung der MVC (a) und der MVC Seitendifferenz (b) für die Patientengruppen mit und ohne Rehabilitation über den gesamten Untersuchungszeitraum.....	81
Abb. 20: Zusammenhang zwischen der Dauer der Rehabilitation (Therapiewochen) und dem Drehmomentanstieg von der vierten zur zwölften Woche (a) und von der vierten Woche zum zwölften Monat (b)	82
Abb. 21: Mittelwerte und Standardabweichung der VA der operierten (a) und der gesunden (b) Seite für die Patientengruppen mit und ohne Rehabilitation über den gesamten Untersuchungszeitraum.....	83
Abb. 22: Mittelwerte und Standardabweichung der EAZ der operierten (a) und der gesunden (b) Seite für die Patientengruppen mit und ohne Rehabilitation über den gesamten Untersuchungszeitraum.....	84
Abb. 23: Mittelwerte und Standardabweichung der KA der operierten (a) und der gesunden (b) Seite für die Patientengruppen mit und ohne Rehabilitation über den gesamten Untersuchungszeitraum.....	85
Abb. 24: Maximales Drehmoment der operierten (Balken) und der gesunden Extremität (graue Quadrate) aller Patienten von der vierten bis zur zwölften postoperativen Woche. Aktivierungsdefizit der operierten Seite (eingezeichnet als positiver Standardabweichungsbalken) und die Phasen der ambulanten Rehabilitation (hellere Balken) sind zusätzlich abgebildet	87
Abb. 25: Rangplatzverteilung der maximalen Drehmomentergebnisse eines jeden Patienten über die einzelnen Messzeitpunkte zwischen der vierten und der zwölften postoperativen Woche (Rangplatz eins steht dabei für den individuell höchsten und Rangplatz fünf für den geringsten Wert) ...	87
Abb. 26: Rangplatzverteilung der willkürlichen Aktivierbarkeit eines jeden Patienten an den einzelnen Messzeitpunkten zwischen der vierten und der zwölften postoperativen Woche (Rangplatz eins steht dabei für den individuell höchsten und Rangplatz fünf für den geringsten Prozentwert. Erreichte eine Person mehrmals eine VA von 100% im Längsschnitt, wurde mehrfach der Rangplatz eins vergeben).....	88
Abb. 27: Individuelles maximales Drehmoment und willkürliches Aktivierungsdefizit beider Extremitäten vor dem Hintergrund des Umfangs	

der ambulanten Rehabilitationsmaßnahmen über den gesamten Untersuchungszeitraum von Patient 3.....	89
Abb. 28: Individuelles maximales Drehmoment und willkürliches Aktivierungsdefizit beider Extremitäten vor dem Hintergrund des Umfangs der ambulanten Rehabilitationsmaßnahmen über den gesamten Untersuchungszeitraum von Patient 4.....	90
Abb. 29: Individuelles maximales Drehmoment und willkürliches Aktivierungsdefizit beider Extremitäten vor dem Hintergrund des Umfangs der ambulanten Rehabilitationsmaßnahmen über den gesamten Untersuchungszeitraum von Patient 5.....	91
Abb. 30: Individuelles maximales Drehmoment und willkürliches Aktivierungsdefizit beider Extremitäten vor dem Hintergrund des Umfangs der ambulanten Rehabilitationsmaßnahmen über den gesamten Untersuchungszeitraum von Patient 7.....	91
Abb. 31: Individuelles maximales Drehmoment und willkürliches Aktivierungsdefizit beider Extremitäten vor dem Hintergrund des Umfangs der ambulanten Rehabilitationsmaßnahmen über den gesamten Untersuchungszeitraum von Patient 6.....	92
Abb. 32: EAZ der operierten (Balken) und der gesunden Extremität (graue Quadrate) aller Patienten von der vierten bis zur zwölften postoperativen Woche.....	93
Abb. 33: Individuelle Werte der EAZ (vom Signal bis zur Kraft), der PMT (vom Signal bis zur Muskelaktivität) und des EMD (von der Muskelaktivität bis zum Kraftanstieg) von Patient 2 über den gesamten Untersuchungszeitraum.....	93
Abb. 34: Individuelle Reaktionszeiten (EAZ, PMT und EMD) von Patient 4 über den gesamten Untersuchungszeitraum.....	94
Abb. 35: Individuelle Reaktionszeiten (EAZ, PMT und EMD) von Patient 7 über den gesamten Untersuchungszeitraum.....	94
Abb. 36: Kraftausdauerzeiten der operierten Extremität (Balken) aller Patienten von der vierten bis zur zwölften postoperativen Woche. Zusätzlich wurden die MVC Werte des jeweiligen Messtermins (graue Quadrate)dargestellt, die Grundlage für die Berechnung der Kontraktionsintensität (50% der MVC) waren.....	95
Abb. 37: Medianfrequenzen des M. vastus lateralis (VL) der operierten (Balken) und der gesunden Extremität (graue Quadrate) aller Patienten von der vierten bis zur zwölften postoperativen Woche.....	96
Abb. 38: Medianfrequenzen des M. rectus femoris (RF) der operierten (Balken) und der gesunden Extremität (graue Quadrate) aller Patienten von der vierten bis zur zwölften postoperativen Woche.....	96
Abb. 39: Medianfrequenzen des M. vastus medialis (VM) der operierten (Balken) und der gesunden Extremität (graue Quadrate) aller Patienten von der vierten bis zur zwölften postoperativen Woche.....	97

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Therapiebegriffe und deren Einordnung im Rahmen der therapeutischen Aktivitätsförderung	8
Tabelle 2: Einordnung der Bewegungstherapie	16
Tabelle 3: Literaturübersicht zu Funktionsdefiziten des Kniegelenks nach Kreuzbandverletzungen und deren Untersuchungsmethoden	25
Tabelle 4: Gemittelte prozentuale Maximalkraftdefizite (\pm Standardabweichung) des operierten Beines im Vergleich zum nicht-operierten Bein zu unterschiedlichen postoperativen Untersuchungszeitpunkten anhand zurückliegender Studien. (1W = eine Woche postoperativ; 6M = sechs Monate postoperativ; 5J = fünf Jahre postoperativ)	27
Tabelle 5: Kurz- und langfristige Effekte einzelner Therapiemethoden/ Richtlinien in der bewegungstherapeutischen Nachbehandlung von Kreuzbandersatz	37
Tabelle 6: Allgemeine Patientendaten	46
Tabelle 7: Übersicht über Einsatz und Dauer der verordneten ambulanten Rehabilitation (grau markierte Felder). Die Felder mit der dunklen Umrahmung kennzeichnen die Patienten ohne Rehabilitationsmaßnahmen	49
Tabelle 8: Verlauf einer vierwöchigen ambulanten Rehabilitation am Beispiel von Patient 1 mit Auflistung der Interventionen innerhalb der Physiotherapie und der Rehabilitationseinheiten (RE) unter Berücksichtigung der Trainingsumfang (TU)	51
Tabelle 9: Zeitpunkt der Wiederaufnahme von Alltags- und Sportaktivitäten aller Patienten	53
Tabelle 10: Beispielrechnung für die Bestimmung des realen Aktivierungsdefizits unter Berücksichtigung des zuvor ohne Stimulus gemessenen maximalen Drehmoments	59
Tabelle 11: Mittelwerte \pm Standardabweichung aller Variablen eines jeden Testtermins. (MVC=Maximale Kontraktion, VA=Willkürliche Aktivierbarkeit, TMF=Tatsächliches Maximalkraftpotenzial, EAZ=Elektromechanische Antwortzeit, PMT=Premotor Time, EMD=Electromechanical Delay, KA=Kraftausdauerzeit, VL=M. vastus lateralis, RF=M. rectus femoris, VM=M. vastus medialis)	67
Tabelle 12: Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC), Variabilitätskoeffizient (CV) aller Variablen zwischen Test 1 vs. 2 und Test 2 vs. 3 und Standardfehler der Messungen (SEM) zwischen allen Tests	67
Tabelle 13: Mittelwerte und Standardabweichung aller untersuchten Muskelfunktionskenngrößen für die Gruppen der Leistungssportler, der Sportstudenten und der Untrainierten (LS - Leistungssportler; ST - Sportstudenten; UT - Untrainierte)	68

Tabelle 14: Signifikanzniveau der Unterschiede zwischen den Gruppen der Leistungssportler, der Sportstudenten und der Untrainierten (LS - Leistungssportler; ST - Sportstudenten; UT - Untrainierte)	69
Tabelle 15: Mittelwerte \pm Standardabweichung der MVC sowie das Signifikanzniveau der Mittelwertunterschiede zwischen den einzelnen Testterminen für die operierte Extremität	71
Tabelle 16: Mittelwerte \pm Standardabweichung der VA sowie das Signifikanzniveau der Mittelwertunterschiede zwischen den einzelnen Testterminen für die operierte Extremität	72
Tabelle 17: Mittelwerte \pm Standardabweichung der EAZ sowie das Signifikanzniveau der Mittelwertunterschiede zwischen den einzelnen Testterminen für die operierte Extremität	74
Tabelle 18: Mittelwerte \pm Standardabweichung der KA sowie das Signifikanzniveau der Mittelwertunterschiede zwischen den einzelnen Testterminen für die operierte Extremität	75
Tabelle 19: Mittelwerte und Standardabweichung aller Variablen der operierten Seite (OP), der nicht-operierten Seite (NO) und der Kontrollgruppe (KG) sowie das Signifikanzniveau der Messwertunterschiede zwischen operierter und gesunder Seite (OP-GS) und operierter Seite und Kontrollgruppe (OP-KG)	77
Tabelle 20: Mittelwerte \pm Standardabweichung der MVC beider Seiten für die Gruppe mit und die Gruppe ohne Rehabilitation	80
Tabelle 21: Messwertdifferenzen im postoperativen Zeitverlauf für die Patienten mit Rehabilitation (m. Reha) und ohne Rehabilitation (o. Reha)	81
Tabelle 22: Mittelwerte \pm Standardabweichung der VA beider Seiten für die Gruppe mit und die Gruppe ohne Rehabilitation	82
Tabelle 23: Mittelwerte \pm Standardabweichung der EAZ beider Seiten für die Gruppe mit und die Gruppe ohne Rehabilitation	84
Tabelle 24: Mittelwerte \pm Standardabweichung der KA beider Seiten für die Gruppe mit und die Gruppe ohne Rehabilitation	85
Tabelle 25: Übersicht über die Zuverlässigkeit (Reliabilität) der Untersuchungsvariablen sowie darüber, ob die Variablen ein Indikator einer besseren/schlechteren Leistungsfähigkeit sind (Einschätzungskriterium waren dabei die Ergebnisse der Evaluation der vorliegenden Untersuchung und die Ergebnisse anderer Studien)	106

Verzeichnis Gleichungen

Gleichung 1: Berechnung des realen Aktivierungsdefizits ($=VA_{\text{real}}$)	58
Gleichung 2: Berechnung des Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC)	65
Gleichung 3: Berechnung des Variabilitätskoeffizienten	66
Gleichung 4: Berechnung des Standardfehlers der Messungen (SEM).....	66

Selbstständigkeitserklärung

Ich erkläre an Eides Statt, dass ich die Dissertation selbständig verfasst und die genutzten Hilfsmittel vollständig angegeben habe.

Magdeburg, 21. November, 2006

Lebenslauf

Name: Astrid Zech
Geburtstag: 24.03.1976
Geburtsort: Magdeburg
Staatsangehörigkeit: deutsch

Wissenschaftlicher Werdegang

- 1997 - 2003 Magisterstudium (Hauptfach: Sportwissenschaft; Nebenfächer: Pädagogik, Psychologie) an der Universität Magdeburg, Abschluss mit akad. Grad Magistra Artium
- 2003 - 2004 Wissenschaftliche Mitarbeiterin (BAT-O IIa/2 aus Mitteln Dritter) am Institut für Sportwissenschaften der Universität Magdeburg
- 2004 - 2006 Graduiertenstipendium des Landes Sachsen-Anhalt im Rahmen der Promotionsförderung am Institut für Sportwissenschaft der Universität Magdeburg
- seit 2007 Wissenschaftliche Mitarbeiterin am Institut für Sportwissenschaft und Sport der Universität Erlangen-Nürnberg

Magdeburg, 21. November 2007