

**Minimalinvasiver Operationszugang bei
Hüfttotalendoprothesen – Verlaufskontrolle mittels
biomechanischer Ganganalyse**

DISSERTATION

**zur Erlangung des
Doktorgrades der Philosophie (Dr. phil.)**

vorgelegt

**der Philosophischen Fakultät der Martin-Luther-Universität
Halle-Wittenberg,
Fachbereich Musik-, Sport- und Sprechwissenschaft**

**von Antje Luchs
geboren am 22.07.1976 in Schwerin**

Datum der Verteidigung: 7. Juli 2006

Erster Gutachter: Prof. Dr. S. Leuchte

Zweite Gutachterin: PD Dr. K. Witte

urn:nbn:de:gbv:3-000011140

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=nbn%3Ade%3Agbv%3A3-000011140>]

Inhaltsverzeichnis

INHALTSVERZEICHNIS	II
ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	VI
ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	VII
TABELLENVERZEICHNIS.....	XI
1 EINLEITUNG.....	1
2 FORSCHUNGSSTAND	4
2.1 Gesellschaftliche Relevanz	4
2.2 50 Jahre Hüftendoprothetik.....	5
2.3 Coxarthrose.....	6
2.3.1 Terminologie.....	6
2.3.2 Ätiologie.....	6
2.3.3 Pathophysiologie	8
2.3.4 Diagnostik.....	10
2.3.5 Therapie	10
2.4 Totalendoprothesenversorgung	11
2.4.1 Statistik	11
2.4.2 Prothesensysteme: Schaft und Pfanne.....	12
2.4.3 Verankerungstechniken.....	14
2.4.4 Operationstechniken	16
2.5 Grundlagen des Ganges	19
2.5.1 Allgemeines zum Gang des Menschen.....	19
2.5.2 Gangnomenklatur	20
2.5.3 Gangbildabweichungen.....	23
2.5.4 Gangabweichungen vor und nach Hüft-Totalendoprothesenversorgung	24
2.6 Ganganalyse	29
2.6.1 Beschreibung von Bewegungsmerkmalen.....	29
2.6.2 Entwicklungsstand biomechanischer Messplätze in der Ganganalyse	29
2.6.3 Trends und Grenzen der Ganganalyse.....	30

2.7	Biomechanische Untersuchungsmethoden	32
2.7.1	Allgemeine Betrachtungen	32
2.7.2	Messung der räumlich-zeitlichen Parameter	33
2.7.3	Messung der Kraft-Zeit Parameter	34
2.7.4	Elektromyographie	35
2.7.5	Messplatz Laufband versus Messplatz Gangbahn	36
2.8	Forschungsstand zur Thematik und Arbeitshypothesen.....	38
3	METHODIK	45
3.1	Stichproben und Auswahlkriterien	45
3.2	Prothesensysteme.....	47
3.2.1	Mayo®-Schaft/C.F.P.® Schaft	47
3.2.2	Trilogy®/T.O.P.® Pfannensystem	49
3.3	Operationstechnik	49
3.3.1	Präoperative Planung.....	49
3.3.2	Transglutealer Zugang nach Bauer.....	50
3.3.3	MIS™: „Minimally Invasive Surgery“ – Zugang modifiziert nach Watson-Jones	50
3.4	Untersuchungsablauf.....	51
3.4.1	Organisatorischer Ablauf.....	51
3.4.2	Vorbereitung der Patienten	51
3.5	Messplätze.....	54
3.5.1	Dynamometrisches Laufbandergometer Gaitway®	54
3.5.2	Gangbahn – Ganggeschwindigkeit	55
3.5.3	Elektromyographie	56
3.5.4	Gesundheitsbezogene Lebensqualität.....	59
3.6	Durchführung der Messungen	60
3.7	Parameter und Datenbearbeitung.....	60
3.7.1	Kontrollgruppenseite	60
3.7.2	Laufband	60
3.7.3	Gangbahn.....	63
3.7.4	Elektromyographie	63
3.7.5	Gesundheitsbezogene Lebensqualität.....	68
3.8	Statistik.....	71
3.9	Grafische Darstellung	72

4	ERGEBNISSE	73
4.1	Allgemein.....	73
4.2	Gesundheitsbezogene Lebensqualität (SF-36)	73
4.2.1	Allgemein.....	73
4.2.2	Mis-Gruppe.....	74
4.2.3	Norm-Gruppe	74
4.2.4	Gruppenvergleich	76
4.3	Ganggeschwindigkeit – Gangbahn	76
4.3.1	Mis-Gruppe.....	76
4.3.2	Norm-Gruppe	77
4.3.3	Gruppenvergleich	78
4.4	Räumlich-zeitliche Parameter	79
4.4.1	Mis-Gruppe.....	79
4.4.2	Norm-Gruppe	81
4.4.3	Seitigkeit	84
4.4.3.1	Mis-Gruppe	84
4.4.3.2	Norm-Gruppe.....	84
4.4.4	Gruppenvergleich	84
4.5	Kraft-Zeit-Struktur und funktionelle Parameter	90
4.5.1	Mis-Gruppe.....	90
4.5.2	Norm-Gruppe	92
4.5.3	Seitigkeit	96
4.5.3.1	Mis-Gruppe	96
4.5.3.2	Norm-Gruppe.....	97
4.5.4	Gruppenvergleich	97
4.6	Elektromyographie	105
4.6.1	Allgemein.....	105
4.6.2	Mis-Gruppe.....	106
4.6.3	Norm-Gruppe	108
4.6.4	Seitigkeit	110
4.6.4.1	Mis-Gruppe	110
4.6.4.2	Norm-Gruppe.....	111
4.6.5	Gruppenvergleich	111
5	DISKUSSION	120
5.1	Methodenkritische Aspekte	120
5.1.1	Stichproben	120
5.1.2	Gesundheitsbezogene Lebensqualität.....	120

5.1.3	Ganggeschwindigkeit	121
5.1.4	Laufband	121
5.1.5	Elektromyographie	123
5.2	Diskussion der Ergebnisse	125
5.2.1	Neuheitswert der Studie	125
5.2.2	Gesundheitsbezogene Lebensqualität – Arbeitshypothese 1	125
5.2.3	Ganggeschwindigkeit – Arbeitshypothese 2	126
5.2.4	Räumlich-zeitliche und elektromyographische Parameter – Arbeitshypothese 3....	128
5.2.4.1	Räumlich-zeitliche Parameter.....	128
5.2.4.2	Elektromyographische Parameter	130
5.2.5	Seitigkeit – Arbeitshypothese 4	135
5.2.6	Funktionelle Parameter – Arbeitshypothese 5	137
5.2.7	Kraft-Zeit Parameter – Arbeitshypothese 6.....	138
6	AUSBLICK.....	140
7	LITERATURVERZEICHNIS.....	146
	ANHANG	168
	Anhang A.....	168
	Anhang B.....	172
	DANKSAGUNG.....	192
	EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG.....	193

Abkürzungsverzeichnis

Aufl.	Auflage
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
d.h.	das heißt
ed.	edition
Ed.	Editor
et al.	et alii (und andere)
Hrsg.	Herausgeber
M.	Musculus
MZP	Messzeitpunkt
n.s.	nicht signifikant
o.g.	oben genannt
u.a.	und andere
u.a.	unter anderem
z.B.	zum Beispiel

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Gangzyklus mit entsprechenden Phasen und funktionellen Aufgaben	22
Abbildung 2: Anteriore Beckenkippung (Perry, 2003, 103).....	25
Abbildung 3: Kontralaterale Pelvisabsenkung ohne (a) und mit Oberkörperverlagerung (b) (Perry, 2003, 159).....	26
Abbildung 4: Übermäßige Hüftgelenkflexion (Perry, 2003, 146)	28
Abbildung 5: Einfluss der Laufbandgeschwindigkeit auf die räumlich-zeitliche Schrittgestaltung (Leuchte & Stöber, 2002, 78)	37
Abbildung 6: Prothesenschäfte C.F.P.® (links) und Mayo® (rechts).....	49
Abbildung 7: Gymnastikschuhe mit Kontakt-Messsohlen.....	51
Abbildung 8: Materialien zur Vorbereitung der Messung und Mehrwegelektroden.....	52
Abbildung 9: Dynamometrisches Laufbandergometer Gaitway®.....	55
Abbildung 10: Einlegesohlen mit integrierten Fußkontaktschaltern und entsprechenden Signalen	56
Abbildung 11: Isolationsverstärker (unten) und Probandenverstärker (oben)	57
Abbildung 12: Verstärkereinheit am Isolationsverstärker	58
Abbildung 13: Kraft-Zeit-Parameter	61
Abbildung 14: Funktionelle Parameter.....	62
Abbildung 15: Räumlich-zeitliche Parameter (schwarz-Gangzyklusdauer, rot-Doppelstützzeit, gelb-Einbeinstützzeit, grün-Kontaktzeit, blau-Schrittzeit)	62
Abbildung 16: Parameter der M. gluteus maximus und M. gluteus medius	63
Abbildung 17: Parameter des M. tensor fasciae latae	64
Abbildung 18: Rohsignal zur Begutachtung von möglichen Artefakten ...	65
Abbildung 19: Rohsignal mit synchronen Triggersignalen zur Identifizierung und Auswahl einzelner Gangzyklen	66
Abbildung 20: Rektifiziertes Rohsignal eines Gangzyklus.....	66

Abbildung 21: Zeitnormierung	67
Abbildung 22: Schwellenwertsetzung bei 20% der maximalen Amplitude für einen rektifizierten und zeitnormierten Gangzyklus	68
Abbildung 23: Die Dimensionen „Körperliche Funktionsfähigkeit“ und „Körperliche Schmerzen“ in der Mis-Gruppe	74
Abbildung 24: Die Dimensionen „Körperliche Funktionsfähigkeit“ und „Körperliche Schmerzen“ in der Norm-Gruppe	75
Abbildung 25: Die Dimension „Allgemeine Gesundheitswahrnehmung“ in der Norm-Gruppe	75
Abbildung 26: Längsschnitt der Ganggeschwindigkeit in der Mis-Gruppe und in der Norm-Gruppe	77
Abbildung 27: Gruppenvergleich der Ganggeschwindigkeit über alle Messzeitpunkte	79
Abbildung 28: Längsschnitt der Gangzykluszeit in der Mis-Gruppe	80
Abbildung 29: Längsschnitt der Schrittlänge operiert und nicht operiert in der Mis-Gruppe	80
Abbildung 30: Längsschnitt der Schrittlänge operiert und nicht operiert in der Norm-Gruppe	82
Abbildung 31: Längsschnitt der Schrittzeit operiert und nicht operiert in der Norm Gruppe	83
Abbildung 32: Gruppenvergleich der Kadenz zum Messzeitpunkt 3 und Gruppenvergleich gesamt	85
Abbildung 33: Gruppenvergleich der Gangzykluszeit zum Messzeitpunkt 3 und Gruppenvergleich gesamt	86
Abbildung 34: Gruppenvergleich der Schrittlänge operiert zum Messzeitpunkt 3 und Gruppenvergleich gesamt	87
Abbildung 35: Gruppenvergleich der Kontaktzeit nicht operiert über alle Messzeitpunkte	88
Abbildung 36: Längsschnitt des zweiten Kraftmaximums in der Mis-Gruppe	90
Abbildung 37: Längsschnitt des Anstiegs auf der operierten Seite in der Mis-Gruppe	92
Abbildung 38: Längsschnitt des ersten Kraftmaximums der operierten und der nicht operierten Seite in der Norm-Gruppe	93
Abbildung 39: Längsschnitt des Kurvenanstiegs und Kurvenabfalls der operierten Seite in der Norm Gruppe	95

Abbildung 40: Gruppenvergleich des ersten Kraftmaximums der operierten und nicht operierten Seite zu allen Messzeitpunkten	98
Abbildung 41: Gruppenvergleich des zweiten Kraftmaximums der operierten und nicht operierten Seite zu allen Messzeitpunkten	98
Abbildung 42: Gruppenvergleich des Kraftminimums der operierten und nicht operierten Seite zu allen Messzeitpunkten.....	99
Abbildung 43: Querschnitt des Zeitpunktes vom zweiten Kraftmaximum der operierten und der nicht operierten Seite zum dritten Messzeitpunkt	100
Abbildung 44: Querschnitt des Zeitpunktes vom zweiten Kraftmaximum der operierten und der nicht operierten Seite zum vierten Messzeitpunkt	100
Abbildung 45: Gruppenvergleich des Kraftanstiegs der operierten und nicht operierten Seite zu allen Messzeitpunkten.....	103
Abbildung 46: Parameter des M. tensor fasciae latae	105
Abbildung 47: Parameter des M. gluteus medius und M. gluteus maximus	106
Abbildung 48: Längsschnitt des M. tensor fasciae latae (TFL1) der operierten Seite	106
Abbildung 49: Längsschnitt des M. gluteus medius (GMED1) der operierten Seite	107
Abbildung 50: Längsschnitt des M. tensor fasciae latae (TFL2 und TFL4) der Norm-Gruppe	109
Abbildung 51: Aktivitätsdauer (grün) des M. tensor fasciae latae der operierten Seite in der Norm-Gruppe zu allen vier Messzeitpunkten und der Kontrollgruppe.....	109
Abbildung 52: Gruppenvergleich 2.MZP: Aktivitätsdauer (grün) des Muskels tensor fasciae latae der operierten Seite und der Kontrollgruppe	112
Abbildung 53: Gruppenvergleich 3.MZP: Aktivitätsdauer (grün) des M. tensor fasciae latae der operierten Seite und der Kontrollgruppe	112
Abbildung 54: Gruppenvergleich 4.MZP: Aktivitätsdauer (grün) des M. tensor fasciae latae der operierten Seite und der Kontrolle	113

Abbildung 55: Gruppenvergleich 1.MZP: Aktivitätsdauer (grün) des M. glutaeus medius der operierten Seite und der Kontrollgruppe	114
Abbildung 56: Gruppenvergleich 2.MZP: Aktivitätsdauer (grün) des M. glutaeus medius der operierten Seite und der Kontrollgruppe zum zweiten Messzeitpunkt	115
Abbildung 57: Gruppenvergleich 3.MZP: Aktivitätsdauer (grün) des M. glutaeus medius der operierten Seite und der Kontrollgruppe	115
Abbildung 58: Gruppenvergleich 4.MZP: Aktivitätsdauer (grün) des M. glutaeus medius der operierten Seite und der Kontrollgruppe	116
Abbildung 59: Gruppenvergleich 1.MZP: Aktivitätsdauer (grün) des M. glutaeus maximus der operierten Seite und der Kontrollgruppe	117
Abbildung 60: Gruppenvergleich 2.MZP: Aktivitätsdauer (grün) des M. glutaeus maximus der operierten Seite und der Kontrollgruppe	117
Abbildung 61: Gruppenvergleich 3.MZP: Aktivitätsdauer (grün) des M. glutaeus maximus der operierten Seite und der Kontrollgruppe	118
Abbildung 62: Gruppenvergleich 4.MZP: Aktivitätsdauer (grün) des M. glutaeus maximus der operierten Seite und der Kontrollgruppe	118

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Gangstudien vor und nach künstlichem Hüftgelenkersatz.....	39
Tabelle 2: Probanden- und Patientendaten.....	46
Tabelle 3: Röntgenbefunde (nach Busse et al., 1972).....	47
Tabelle 4: Kraft-Zeit Parameter.....	61
Tabelle 5: Funktionelle Parameter.....	61
Tabelle 6: Räumlich-zeitliche Parameter.....	62
Tabelle 7: Elektromyographische Parameter.....	63
Tabelle 8: Dimensionen des SF-36 (Bullinger & Kirchberger, 1998, 12).....	69
Tabelle 9: Hauptzeiteffekte der Dimensionen und Normwerte.....	76
Tabelle 10: Gruppenvergleich der Ganggeschwindigkeit.....	78
Tabelle 11: Mis-Gruppe – Räumlich-zeitliche Parameter.....	81
Tabelle 12: Norm-Gruppe – Räumlich-zeitliche Parameter.....	84
Tabelle 13: Gruppenvergleich räumlich-zeitliche Parameter.....	89
Tabelle 14: Mis-Gruppe: Kraft-Zeit Parameter.....	91
Tabelle 15: Mis-Gruppe: Funktionelle Parameter.....	92
Tabelle 16: Norm-Gruppe: Kraft-Zeit Parameter.....	94
Tabelle 17: Norm-Gruppe: Funktionelle Parameter.....	96
Tabelle 18: Gruppenvergleich Kraft-Zeit Parameter.....	101
Tabelle 19: Gruppenvergleich Funktionelle Parameter.....	104
Tabelle 20: Mis-Gruppe: EMG.....	108
Tabelle 21: Norm-Gruppe: EMG.....	110
Tabelle 22: Gruppenvergleich EMG.....	119
Tabelle 23: Fehlerabschätzung der Bodenreaktionskräfte.....	123

1 Einleitung

Der künstliche Hüftgelenkersatz stellt einen bedeutenden medizinischen Fortschritt des letzten Jahrhunderts dar und ist eine der häufigsten Operationen der Orthopädie (Debrunner, 2002, 986). Im Jahr 2004 wurden in Deutschland 137.858 Hüftendoprothesen (Erstimplantationen) durchgeführt (Bundesgeschäftsstelle Qualitätssicherung, 2005). Die wachsende Zahl der Implantationen steht einerseits im Zusammenhang mit demographischen Veränderungen und einer höheren Lebenserwartung. Menschen werden aber nicht nur älter, sie stellen auch im Alter Anforderungen an Mobilität, Lebensqualität und Sportfähigkeit. Andererseits erkranken durch veränderte Lebensverhältnisse besonders in den Industrieländern immer häufiger junge Patienten an Arthrose (Horstmann et al., 2001). Junge Patienten müssen nach der Implantation voll funktionsfähig zurück in das Berufsleben. Da die Lebensdauer der Implantate begrenzt ist, stellen junge Patienten eine zusätzliche Herausforderung dar, denn Wechseloperationen im Alter müssen eingeplant werden. Die Verschiebung der Altersgrenzen und dementsprechend veränderte Anforderungen in der künstlichen Gelenkversorgung sind im Entwicklungstrend zu lösen.

Je mehr uneingeschränkte Mobilität und Alltagsmotorik nach der Implantation an Bedeutung gewinnen, desto wichtiger ist der Einsatz von Instrumenten und Methoden zur Analyse der Bewegungen. Mit dem Aufbau des Biomechaniklabors des Instituts für Sportwissenschaften in der Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg wird die Möglichkeit geschaffen, interdisziplinär zusammen zu arbeiten und den gestiegenen Anforderungen in der Hüftendoprothetik gerecht zu werden. Biomechanische Messplätze ermöglichen zusätzlich zur klinisch-röntgenologischen Verlaufskontrolle die Überprüfung der Funktionalität einer Prothese oder eines innovativen Operationszuganges in der Bewegung.

Der Gang des Menschen ist ein bedeutungsvoller Bestandteil der Alltagsmotorik und stellt eine spezielle Form der Fortbewegung dar. Das Gehen ermöglicht Mobilität und somit Lebensqualität. Der menschliche Gang dient zur Interaktion zwischen dem Organismus und der Umwelt. Erst Gangstörungen weisen auf die Notwendigkeit, die Integration im Alltag des Menschen und die Komplexität der Bewegungshandlung hin.

Sowohl für den langfristigen Erfolg innovativer Implantate und Operationstechniken als auch für eine optimale Wiedereingliederung in das Alltags- und Berufsleben ist der regelmäßigen ganganalytischen Kontrolle größte Sorgfalt zu widmen.

An der Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin werden neuartige Hüftendoprothesen mit sehr kurzen, biomechanisch optimierten Schäften durch eine knochensparende Resektion zementfrei eingesetzt. Knochensparende Eigenschaften lassen Gelenkersatzoperationen auch bei jüngeren Patienten zu. Die Entwicklung neuer Implantate ist gegenwärtig häufig mit der Suche nach neuen Operationszugängen verbunden. An der Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin werden innovative Operationstechniken der minimalinvasiven Hüftendoprothetik angewendet. Die muskel- und weichteilschonende Präparationsweise verringert die Traumatisierung und ermöglicht eine praktisch sofortige Belastungsfähigkeit nach der Operation. Eine dementsprechend verkürzte Krankenhausverweildauer gewinnt im Kontext verschärfter Strukturdebatten im deutschen Gesundheitswesen auch eine volkswirtschaftliche Dimension.

Zur funktionellen Überprüfung neuartiger Operationszugänge wurden bislang nur vereinzelt komplexe biomechanische Ganganalysen eingesetzt. In der Evaluation minimalinvasiver Operationstechniken fehlen umfassende Daten zum Gang nach der Implantation weitgehend. Die Erfassung von elektromyographischen Innervationsmustern und von Kraft-Zeit-Verläufen auf dem Laufband stellt sich in der Literatur sogar als defizitär heraus. Besonders in der Anwendung muskelschonenderer Verfahren ist jedoch die Überprüfung der muskulären Aktivitäten eine bedeutende Aufgabe, die im Rahmen der Studie zu lösen ist.

Ziel der vorliegenden Studie ist die funktionelle Überprüfung des minimalinvasiven Operationszuganges, um zusätzlich zu den klinischen Ergebnissen Kenntnisse zum „Zusammenfinden“ des aktiven und passiven Bewegungsapparates im Gang zu erhalten. Die Untersuchung soll zeigen, ob sich mit Hilfe der Ganganalyse frühfunktionelle Vorteile, gesichert durch klinische Ergebnisse, eines schonenden Operationszuganges bestätigen lassen. Mit Hilfe der komplexen Ganganalyse werden kinematische und dynamische Daten von Coxarthrosepatienten prä- und postoperativ verglichen, die eine Kurzschaffprothese über einen normalen bzw. über einen minimalinvasiven Zugang erhalten. Elektromyographische Untersuchungen und die Messung von Bodenreaktionskräften auf dem Laufband sollen erstmalig einen Einblick in das Belastungsverhalten und

Muskelfunktionsmuster nach muskelschonenden Operationsverfahren geben.

Die in dieser Untersuchung durchgeführte biomechanisch komplexe Ganganalyse schafft Möglichkeiten, den veränderten Anforderungen in der Hüftendoprothetik im Entwicklungstrend gerecht zu werden. Die Analyse und Objektivierung des Ganges nach Anwendung neuartiger Prothesen und Operationszugänge ebnet den Weg zu einer uneingeschränkten Mobilität nach der Implantation.

2 Forschungsstand

2.1 Gesellschaftliche Relevanz

Die durchschnittliche Lebenserwartung der Bevölkerung erhöht sich, Menschen erfahren Arthrose häufiger. Eine Wechseloperation ist auch bei einer Erstimplantation von 60 Jahren nicht auszuschließen. Andererseits entscheiden sich die Patienten immer früher für den künstlichen Gelenkersatz, denn der Anspruch an Lebensqualität und eine uneingeschränkte Mobilität ist gestiegen. Der demographische Wandel und veränderte Lebensverhältnisse, besonders in den Industrienationen, führen zu kontinuierlich steigenden Implantationszahlen und haben demzufolge gesundheitspolitische und volkswirtschaftliche Konsequenzen. Zusätzlich ist zu beachten, dass sich die Implantation künstlicher Hüftgelenke inzwischen zu einer Standardoperation entwickelt hat und Langzeiterfahrungen bereits vorliegen.

Die Verschiebung der Altersgrenzen und dementsprechend veränderte Anforderungen in der künstlichen Gelenkversorgung müssen dem Entwicklungstrend gerecht werden und zeigen den fortwährenden Bedarf an Weiterentwicklungen in der Hüftendoprothetik. Schmerzfreiheit, die vollständige Wiederherstellung der Bewegungsfreiheit und zunehmend der Anspruch auf sportliche Aktivität oder eine erneute Aufnahme des Berufes sind gegenwärtig in der Erwartungshaltung der Patienten einer Hüftgelenkimplantation manifestiert. Der gestiegene Anspruch an eine uneingeschränkte Mobilität auch nach der Operation sowie der erneute Einsatz eines künstlichen Gelenkes bei Patienten im mittleren Alter stellen neue Anforderungen an die Hüftendoprothetik und entsprechende Verankerungsprinzipien und Operationsmethoden. Wissenschaftliche Fragestellungen in der Entwicklung optimaler Prothesenmodelle und Verankerungstechniken müssen interdisziplinär gelöst werden.

Die Endoprothetik hat sich in den letzten Jahren bereits zu einer komplexen, interdisziplinären Wissenschaft entwickelt (Debrunner, 2002, 996). Das Hauptziel der Hüftendoprothetik hinsichtlich einer guten Primärverankerungsstabilität und demzufolge einer dauerhaften Sekundärstabilität erfordert nicht nur die klinische Untersuchung sondern zusätzlich die Kenntnis und den Einsatz von biomechanischen Prinzipien. Die Vielfalt der Endoprothetik zeigt sich in den gegensätzlich

erscheinenden Anforderungen von Stabilität auf der einen Seite und Beweglichkeit auf der anderen Seite (Huggler & Schreiber, 1978, 63). Auch die Verbindung von künstlichen Werkstoffen mit lebendigem Gewebe spiegelt die Komplexität der Anforderungen an ein künstliches Gelenk wider. Ein bedeutsamer Arbeitsbereich in der Verbesserung von Prothesenfunktionalität und entsprechenden Fixationstechniken ist folglich die Biomechanik, eine Grenzwissenschaft, der man sich von verschiedenen Ansätzen nähern kann (Huggler & Schreiber, 1978, 63, 155; Wolff, 1988, 26). Die Bereiche der Materialkunde und der Biomechanik werden zusätzlich gefordert, denn bei einer Implantation sollen Materialien unterschiedlichster Elastizität und Steifigkeit miteinander verbunden werden (Wolff, 1988, 26). Das Forschungsgebiet der Biomechanik liefert wertvolle Ergebnisse über die auf das künstliche Gelenk einwirkenden Kräfte (Bergmann et al., 1993) und die mechanischen (Elastizität, Korrosionsbeständigkeit, Dauerfestigkeit, Ermüdungsresistenz) und tribologischen (Abrieb) Materialeigenschaften der Komponenten.

2.2 50 Jahre Hüftendoprothetik

Dem Ziel der Schmerzfreiheit und der Wiederherstellung der Gelenkfunktion bei degenerativen, postentzündlichen oder traumatischen Hüftgelenkschädigungen wurde sich in den vergangenen Jahrhunderten auf unterschiedlichen Wegen genähert. Während sich die therapeutischen Möglichkeiten der Geschichte auf konservative Mittel beschränkten, ließen Erkenntnisse der letzten Dekaden in Biomechanik und Hygiene vermehrt operative Eingriffe an Gelenken zu. Der Weg für den vollständigen Hüftgelenkersatz wurde geebnet. Die erfolgreichen Anfänge der Hüfttotalendoprothesen gehen zurück in das Jahr 1956, als McKee eine Metall/Metall Totalprothese implantierte (Debrunner, 1994, 754; Ruckelshausen, 1973, 1). Ruckelshausen (1973) bespricht die damals noch übersichtliche Anzahl der ersten Totalendoprothesensysteme kritisch, um aus Fehlern zu lernen und die Weiterentwicklung in Bezug auf Material und Formgebung voranzutreiben. Auch Huggler & Schreiber (1978) legen den Forschungsstand der Hüftendoprothetik differenziert mit ersten Langzeitergebnissen dar. Die Autoren (Huggler & Schreiber, 1978, 155) stellen die Vielfalt der Biomechanik des Hüftgelenkes heraus und erkennen, dass eine Weiterentwicklung der Hüftendoprothetik „nur in gemeinsamer Arbeit von Ärzten, Biologen und Technikern“ stattfinden kann. Breusch et al. (2000) beleuchten die Entwicklung des

Prothesenstiels und der Verankerungstechniken der letzten Jahrzehnte. Der historische Überblick zeigt, dass bereits in den Anfängen der Hüftendoprothetik Ideen existierten (zementiert versus zementfrei), die erst heutzutage auf Grund verbesserter Kenntnisse in Biomechanik und Materialwissenschaft erfolgreich umgesetzt werden können. Weiterentwicklungen in der Hüftendoprothetik werden in Hinsicht auf Rückschläge, Erfahrungen, veränderter Anforderungen und Entwicklungstendenzen kontinuierlich gefordert. Der Prothesentyp, die Verankerungstechnik und die Operationsmethode sind wichtige Eckpfeiler hinsichtlich des Ziels der dauerhaften Implantatverankerung.

2.3 Coxarthrose

2.3.1 Terminologie

Arthrose benennt die degenerativen Gelenkerkrankungen und unterscheidet sich somit von der Gruppe der entzündlichen Gelenkerkrankungen (Puhl, 2000). Der Begriff Arthrose bezeichnet eine „Degeneration des Knorpelgewebes mit sekundärer Knochenläsion und entzündlich bedingter Schrumpfung der Gelenkkapsel“ (Cremerius et al., 1998, 303). In den letzten Jahren setzt sich jedoch auch der Begriff der Osteoarthrose vermehrt durch, da im degenerativen Verlauf der Erkrankung ebenfalls Um- und Anbauprozesse am gelenknahen Knochen eintreten (Zilch, 1988, 205). Arthrose an einem oder beiden Hüftgelenken wird als Coxarthrose bezeichnet. Der Sammelbegriff der Coxarthrose umfasst alle Abnutzungs- und Verschleißerscheinungen des Hüftgelenkes mit unterschiedlicher Ätiologie (Reichelt, 1993, 340). Der Krankheitsverlauf beginnt am hyalinen Gelenkknorpel durch Auffaserung und Demarkierung der Knorpelsubstanz und beeinflusst sekundär den Knochen und die Gelenkkapsel. Synovitiden treten schubweise auf, das subchondrale Knochengewebe neigt zu Sklerosierungen und Zystenbildung. Im Endstadium kommt es zum Knochenabbau und demzufolge zu einer vollständigen Gelenkzerstörung mit extremen Funktionsbehinderungen.

2.3.2 Ätiologie

Das Krankheitsbild wird in primäre und sekundäre Coxarthrosen unterteilt (Zilch, 1988, 221). Beiden ist ein lang andauerndes Missverhältnis von Belastung, definiert als vektorielle Summe aller Kräfte zwischen Pfanne und Femurkopf, und Beanspruchung, als Auswirkung mechanischer

Einflüsse, gemein. Die Betrachtung der Belastung nimmt in der Analyse pathologischer Vorgänge am Hüftgelenk somit einen bedeutenden Stellenwert ein (Brinckmann, 1974, 104). Wenn sich die Hüftgelenkresultierende an den lateralen Pfannenrand verschiebt und das Hüftgelenk exzentrisch beansprucht wird, verändert sich das gleichmäßige Bild der subchondralen Verdichtungszone im Pfannendach hin zu einem Pauwels-Dreieck mit einer lateral ansteigenden Verdichtungszone (Kummer, 2005, 272). Angeborene und erworbene Inkongruenzen der Gelenkflächen verkleinern die tragenden Flächen, erhöhen den intraartikulären Druck und verursachen eine unphysiologische Druckverteilung im Gelenk. Eine lateral ausgerichtete mechanische Überbeanspruchung des Gelenkknorpels entsteht und der hyaline Knorpel zeigt Verschleißerscheinungen. Während bei der primären (idiopathischen) Coxarthrose die Entstehung der initialen Knorpelläsion und die Vorgänge, die zum eigentlich Knorpelverlust und letztendlich zur Arthrose führen, noch weitgehend ungeklärt sind (Brinckmann et al., 2000, 89; Martinek, 2003, 170; Reichelt, 1993, 163), werden bei der sekundären Coxarthrose die arthroseerzeugenden Faktoren oft auf eine Grunderkrankung zurückgeführt (Zilch, 1988, 222). Bei der primären Coxarthrose vermutet man gegenwärtig gelenkintern entstehende enzymatische Degradationen.

Die Arthroseprävalenz ist mit dem Alter ansteigend (Engelhardt, 2003, 173; Reichelt, 1993, 163). Dennoch sollte zwischen den Veränderungen im Gelenkknorpel älterer Menschen und den pathologischen Vorgängen der Knorpelveränderungen bei Arthrose unterschieden werden (Martinek, 2003, 169; Zilch, 1988, 210). Die sekundäre Coxarthrose geht zwar auf eine gestörte Biomechanik oder Gelenkbiologie zurück. Dennoch stellt auch in diesem Fall der Faktor Zeit ein Risiko dar, denn je länger ein Missverhältnis zwischen mechanischer Belastung und mechanischer Beanspruchung am Hüftgelenk vorliegt, desto höher ist das Risiko des Gelenkknorpelverschleißes. Dessen ungeachtet treten die sekundären Arthrosen schon im frühen Erwachsenenalter mit 30-40 Jahren auf (Debrunner, 1994, 745). Reichelt (1993, 163) fasst die wichtigsten artikulären und extraartikulären kausalgenetischen Faktoren der Arthrose kurz zusammen:

- Angeborene Störungen (Dysplasie, Coxa vara congenita),
- Krankheits- oder traumabedingte Formveränderungen (Epiphyseolysis capitis femoris, Morbus Perthes, Coxa vara, Coxa valga, Torsionsfehler der Beine),
- Gelenkinkongruenzen nach intraartikulären Frakturen und epiphysären Durchblutungsstörungen,
- Metabolisch bedingte Störungen (Gicht),
- Stoffwechselbedingte Lokalstörungen (Immobilisation),
- Entzündliche Schädigung.

Engelhardt (2003, 173) unterteilt die Risikofaktoren der Arthrose in beeinflussbare (Übergewicht, hormonelle Einflüsse, Gelenkdeformitäten, -traumata und -überbelastungen, frühere operative Eingriffe) und nichtbeeinflussbare (Geschlecht, genetische Prädisposition). Bewegungsmangel, Klimakterium und das Wetter stellen weitere Einflussfaktoren für die Erkrankung an Coxarthrose dar.

2.3.3 Pathophysiologie

Die ersten Läsionen der Coxarthrose erscheinen am hyalinen Gelenkknorpel. Er vereinigt „in einzigartiger Weise Materialeigenschaften, die bis heute von keinem industriell hergestellten Werkstoff erreicht werden“ (Martinek, 2003, 166). Die Knorpeloberfläche wird aufgeraut und eine Auffaserung der Struktur sowie Ermüdungsfrakturen der Kollagenbündel sind zu erkennen (Zilch, 1988, 217). Durch Mikrofrakturen und Erosion des degenerativen Gelenkknorpels werden Knorpelpartikel durch Druck und Reibung im Gelenk freigesetzt, eine schmerzhaft Begleitsynovitis tritt auf und dadurch bedingt schreitet der Knorpelabbau weiter voran und ein sich selbst stimulierender Kreislauf entsteht (Pschyrembel, 2002, 131; Reichelt, 1993, 164). Röntgenaufnahmen ohne einen sichtbaren Gelenkspalt zwischen Hüftpfanne und Femurkopf zeigen deutlich den vollständigen Verlust des Gelenkknorpels. Gleichzeitig treten Sklerosierungen, osteophytäre Wucherungen und später Zystenbildungen im subchondralen Knochengewebe auf. Degenerative Kapsel- und Tonusveränderungen der gelenkumfassenden Muskulatur entwickeln sich bis hin zu Kontrakturen und Atrophien. Das Hüftgelenk unterliegt einer fortschreitenden Zerstörung. Der Krankheitsverlauf der Coxarthrose zeigt sich zwar als destruierender und progredienter Prozess mit akuten Zwischenphasen, dennoch werden belastungsabhängige Remissionen festgestellt (Reichelt, 1993, 164). Die radiologische Klassifikation der Coxarthrose wird oft nach Busse et al. (1972) vorgenommen. Die

Einteilung der Arthrose nach klinischem Erscheinungsbild erfolgt in drei Stadien.

1. Stadium

Die Symptomatik äußert sich schleichend in belastungsabhängigen Schmerzen und einer reflektorischen Muskelverspannung in Gelenknähe. Die Betroffenen zeigen frühzeitig Ermüdungserscheinungen in der Bewegung und im Stand sowie eine sogenannte Steifigkeit nach Ruhephasen (Tschauner, 1997, 216). Die Symptomatik tritt kaum oder nur vorübergehend auf. Die Symptome werden in diesem frühen Stadium oft als eine Entzündung oder als traumatisch verursacht gedeutet.

2. Stadium

Der Patient hat jetzt einen Bewegungsschmerz und akute Schmerzattacken treten auf. Charakteristisch für das 2. Stadium ist der morgendliche Anlaufschmerz, der sich in der Bewegung verringert (Tschauner, 1997, 216). Die frühzeitigen Ermüdungserscheinungen durch Belastung verstärken sich. Der Patient kompensiert Defizite im Gangverhalten und ein Schonhinken wird eingenommen. Symptomatisch für diese Phase sind ausstrahlende Schmerzen im Knie- und Hüftgelenk (Debrunner, 1994, 745). Medikamentöse Schmerzlinderung und Wärme werden von den Patienten angewendet. Tschauner (1997, 216) bezeichnet dieses Stadium als manifeste Arthrose.

3. Stadium

Bezeichnende Symptome dieser stark fortgeschrittenen Phase sind Dauerschmerz am Tag sowie in der Nacht und eine bleibende Bewegungseinschränkung. Die zunehmende Gelenkdeformierung und Kapselschrumpfung sind verantwortlich für die ansteigende Invalidität. Zusätzlich manifestieren sich Kontraktionen auf muskulärer, kapsulärer und ossärer Ebene. Das sogenannte Kapselschonmuster (Cremerius et al., 1998, 311) führt zu einer typischen Adduktions-, Flexions- und Außenrotationskontraktur im Hüftgelenk, die im Verlauf eine funktionelle Beinlängendifferenz mit Beckenschiefstand und Skoliose verursachen kann (Reichelt, 1993, 164). Alltagsaktivitäten wie z.B. Ein- und Aussteigen aus Fahrzeugen, Anziehen von Strümpfen und Schuhen können nur unter starken Schmerzen ausgeführt werden. In diesem Endstadium der Erkrankung ist der Patient auf Gehhilfen angewiesen. Die Lebensqualität sinkt, da eine aktive Teilnahme am beruflichen und sozialen Leben nur noch mit Einschränkungen möglich ist. Die Bewegungseinschränkungen führen zu Bewegungsmangel und nicht

selten zu Übergewicht. Tschauner (1997, 216) unterteilt dieses Stadium nochmals in die dekompenzierte und die entzündlich aktivierte Arthrose. Die steigende Zahl der Coxarthroseerkrankungen lassen dieses Krankheitsbild und die nachfolgende Behandlung zu einem sozialmedizinischen Problem erwachsen.

2.3.4 Diagnostik

Zur Planung von Therapien oder chirurgischen Maßnahmen ist die quantitative und qualitative Erfassung anhand von spezifischen Fragebögen unumgänglich. Ebenso sind Befragungen im Rahmen der Verlaufskontrolle wichtig. Harkess (2003, 345) nennt die verschiedenen Skalen zur Erhebung des Funktionsstatus vor und nach Hüftimplantation. Ein häufig verwendetes Messinstrument ist der Harris Hip Score (HHS) (Harkess, 2003; Harris, 1969). Der HHS ist ein Hüftindex, der vom Arzt erhoben wird, mit einer erreichbaren Gesamtpunktzahl von 100 Punkten, wobei hohe Punktzahlen für einen besseren Zustand des Hüftgelenkes sprechen. Der HHS setzt sich zusammen aus den Kategorien Schmerz, Deformität, Gang, Aktivität und Bewegung. Zusätzlich können die Bewegungsausmaße in die Diagnostik einbezogen werden. Obwohl die Skala von Merle D'Aubigne versucht, die Einteilungen exakt zu registrieren (Francon, 1956, 91), ist besonders die Erkennung früher Arthrostadien noch immer ein Problem, denn auch Bilder der Kernspintomographie lassen keine Aussagen zu Knorpelveränderungen zu (Debrunner, 1994, 746; Hackenbroch, 2002, 14). Der Western Ontario Mc Master Arthritis Center (WOMAC) Arthroseindex ist ein Patientenfragebogen, der Symptome und physische Funktionseinschränkungen ausschließlich bei Coxarthrose und Gonarthrose erfasst (Bellamy & Buchanan, 1986). Die Fragen des WOMAC beziehen sich auf Schmerzen, Steifigkeit und Schwierigkeiten bei Aktivitäten des täglichen Lebens. Psychische und soziale Komponenten werden bei diesem Fragebogen nicht mit einbezogen.

2.3.5 Therapie

Die Maßnahmen der konservativen Therapie wirken nur symptomatisch und müssen so lange wie möglich angewendet werden. Die Patienten sollten sich viel bewegen, ohne hohe Belastungen auf das Gelenk auszuüben. Maßnahmen der konservativen Therapie werden in der Literatur hinreichend aufgezeigt (Debrunner, 1994, 747-750; Hackenbroch, 2001, 475; Reichelt, 1993, 164; Zilch, 1988, 224). Nach 'Ausreizung' der konservativen Therapie können verschiedene operative

Therapiemöglichkeiten zur Behandlung der Coxarthrose angewendet werden. Hackenbroch (2001, 475) fasst die Voraussetzungen für eine operative Therapie zusammen und beschreibt anschließend verfügbare Operationsverfahren bei Coxarthrose. Umstellungsosteotomien, kappenförmige Systeme, Totalendoprothetischer Hüftgelenkersatz, im Folgenden Hüft-TEP genannt, oder die Hüftarthrodese (Hüftversteifung) sind häufige Möglichkeiten der operativen Therapie (Debrunner, 1994, 750). Bei intertrochanteren Osteotomien wird der Knochen durchtrennt und ein Keil wird aus dem Schaft geschnitten, um Fehlstellungen auszugleichen und die Gelenkbiomechanik zu verbessern.

Welche Art der Therapie angewendet wird, ist hauptsächlich abhängig vom Stadium der Arthrose und vom Alter der Patienten. Sind die Gelenkflächen z.B. noch nicht zu stark arthrotisch verändert und die Patienten noch jünger, dann können kappenförmige Systeme für den Ersatz der Gelenkflächen ausreichend sein. In den vergangenen Jahrzehnten wurde empfohlen, dass die Hüft-TEP Versorgung eine Altersgrenze von 60 Jahren nicht unterschreiten sollte (Reichelt, 1993, 344) und bei jüngeren Patienten nur implantiert wird, wenn sie „nicht mehr viel zu verlieren haben“ (Debrunner, 1994, 754). Die innovativen Entwicklungen in der Hüftendoprothetik erlauben gegenwärtig bei schmerzhaften Coxarthrosen auch schon Implantationen unter 60 Jahren. Dennoch wird der Trend, immer jüngere Patienten zu operieren, auch heute durchaus kritisch gesehen, da Langzeitergebnisse von mehr als 20 Jahren nicht vorliegen (Debrunner, 2002, 996).

2.4 Totalendoprothesenversorgung

2.4.1 Statistik

Die Angaben zur Häufigkeit der Implantation von Hüfttotalendoprothesen konnten in der Vergangenheit auf Grund der fehlenden Dokumentationspflicht in Deutschland nicht gegeben werden (Jerosch & Heisel, 2001, 34). Angaben in der Literatur sind oft kontrovers, beruhen auf Schätzungen und verbieten den Vergleich zu vergangenen Jahren. Präzise Zahlen zu Implantationen wurden erstmalig für das Jahr 2004 von der Bundesgeschäftsstelle zur Qualitätssicherung veröffentlicht (BQS, 2005). Die Zahlen für das Jahr 2005 liegen noch nicht vor. Im Jahr 2004 wurden 137.858 Hüftendoprothesen-Erstimplantationen durchgeführt. Das mittlere Alter der Patienten lag bei 69 Jahren. Patienten unter 40 Jahren waren nur mit 2005 Datensätzen vertreten, in der Spanne von 40-

59 steigerte sich die Zahl der Implantationen um mehr als das Eifache auf 23888. Den größten Anteil an Erstimplantationen hat die Altersgruppe zwischen 60-79 mit 95042 Datensätzen. Bei den über 80-Jährigen wird der Anteil deutlich kleiner und liegt unter den 40-59-Jährigen.

2.4.2 Prothesensysteme: Schaft und Pfanne

Verschiedene Prothesentypen stellen unterschiedliche Lösungsansätze für die Problematik der Implantat-Knochengrenze dar (Breusch et al., 2000). Die Vielzahl von Prothesensystemen ist gegenwärtig fast unüberschaubar geworden (Callaghan, 1992, 33; Debrunner, 2002, 995). Eine systematische Erfassung ist schwierig (Harkess, 2003, 350; Wirth, 2001, 34). Harkess (2003, 329) thematisiert die Situation folgendermaßen: "No implant design or system is appropriate for every patient, and therefore a general knowledge of the variety of component designs, as well as their strength and weaknesses, is an asset to the surgeon". Jerosch & Heisel (2001, 35) kennzeichnen allgemein gültige Anforderungen für Hüftgelenkimplantate:

- „Ausreichende statische und dynamische Festigkeit,
- Verschleißbeständige und reibungsarme Gleitflächen, möglichst ähnlich niedriger Elastizitätsmodul wie Knochen sowie gute Energieabsorption,
- Sterilisierbarkeit ohne Veränderung der Materialeigenschaften,
- Korrosionsbeständigkeit im Körpermilieu,
- Einfache und funktionsgerechte Konstruktion,
- Leichte Implantierbarkeit und Reoperierbarkeit,
- Gute Verankerungsmöglichkeiten (frühe Mobilisation),
- Verursachung eines nur minimalen Operationstraumas,
- Angemessene Beweglichkeit (Anzahl der Freiheitsgrade, Bewegungsausmaß),
- Drehpunkte des Kunstgelenkes möglichst identisch mit den anatomischen Vorgaben,
- Gute Biokompatibilität von Verschleißpartikeln und eventuellen Korrosionsprodukten,
- Vertretbare Herstellungskosten“.

Durch den Prothesentyp wird die Art der Kräfteinleitung vom Implantat auf den Knochen und umgekehrt bestimmt. Eine systematische Unterscheidung und Vorstellung gebräuchlicher Schaftmodelle ist ausführlich bei Breusch et al. (2000) und zusammenfassend bei Wirth (2001) zu finden. Harkess (2003, 330) unterteilt die femoralen Komponenten grundlegend in: zementiert, unzementiert mit poröser

Oberfläche und unzementiert mit „press-fit-Verankerung“, das Prinzip des Formschlusses durch Vorspannung. Jerosch & Heisel (2001) nehmen eine ähnliche Unterteilung vor und stellen die Spezifik der jeweiligen Form und Verankerungstechnik dar. Die Funktion der Form, die Kongruenz zwischen Implantat und Knochen und die Kraftübertragung beeinflussen die primäre Verankerungsstabilität. Eine ausreichende Primärstabilität ist nur gewährleistet, wenn Mikrobewegungen durch Optimierung o.g. Faktoren so gering wie möglich gehalten werden (Debrunner, 2002, 994) und eine mechanische Ruhe an der Grenzfläche zwischen Prothese und Knochen zu verzeichnen ist. Um die Primärstabilität aufrechtzuerhalten und die Voraussetzungen für die Osteointegration (sekundäre Verankerungsstabilität) zu schaffen, hat sich das biomechanische Konzept der proximalen Kraffteinleitung durchgesetzt (Debrunner, 2002, 1003). Breusch et al. (2000, 923) betonen die Bedeutung der äußeren Formgebung und die damit zusammenhängende Vielzahl an Designkonzepten. Gegenwärtig erscheinen Publikationen zu neuen Prothesenformen, die sich besser an die biomechanische Situation anpassen und auf diese Weise ihre Lebensdauer verlängern können (Luchs et al., 2005, Steens et al., 2003).

Eine weitere Komponente der Prothesensysteme ist die Pfanne. Die Einteilung dieser Komponente erfolgt grundlegend in zementiert, unzementiert und bipolar (Harkess, 2003, 336). Eine Befestigung ist zusätzlich durch Spikes oder mit Schrauben durch integrierte Löcher möglich (Hein, 2004). Zur Pfannenkomponente speziell sind in der Literatur nur wenig Angaben zu finden, da ähnliche Anforderungen wie bei der femoralen Komponente an Werkstoffe und Verankerungstechniken gestellt werden.

Die artikulierenden Oberflächen des künstlichen Gelenkes, der Prothesenschaft und die entsprechende Pfanne, müssen unter äußerst ungünstigen Bedingungen wie z.B. fehlender Gelenkschmiere mit möglichst hoher Verschleißbeständigkeit arbeiten (Wirth, 2001, 32). Abriebsarmut gilt als wichtige Materialeigenschaft bei künstlichen Gelenksystemen. Ein gesteigerter Abrieb führt zu Osteolysen im Verankerungsbereich und zur letztendlichen Prothesenlockerung.

Abschließend ist festzuhalten, dass in einigen aktuellen Darstellungen des Forschungsstandes Vorsicht gegenüber neuen Prothesenmodellen postuliert wird (Debrunner, 2002, 995; Harkess 2003, 329). Debrunner (2002, 995) diskutiert den „kritiklosen Trend zum Neuesten, zum letzten Schrei“. Da ältere Modelle Standzeiten von 10-15 Jahren aufweisen (Debrunner, 2002, 996), sollte die Etablierung neuer Modelle auf einer

Verlängerung der Standzeiten basieren. Dennoch erfordern Veränderungen in der Altersstruktur, die gesteigerten Anforderungen an eine uneingeschränkte Beweglichkeit und Sportfähigkeit nach der Implantation und finanzielle Einsparungen im Gesundheitswesen entsprechende Entwicklungen im Bereich der Hüftendoprothetik.

2.4.3 Verankerungstechniken

Durch die Einteilung der Prothesensysteme wird deutlich, dass die Verankerungstechniken in der Endoprothetik bedeutsam sind. Das Interface Implantat/Knochen und somit die Langzeitverbindung zwischen dem adaptionsfähigen Knochen und der künstlichen Oberfläche des Implantats nimmt einen beachtlichen Stellenwert ein. Die Verankerungsprinzipien beeinflussen die Weiterentwicklung der Prothesensysteme stark. Die Ziele der Primärstabilität des künstlichen Gelenkes im Knochen einerseits und die langandauernde Sekundärstabilität andererseits werden maßgeblich von der Qualität der Verankerungstechniken bestimmt. Unterschieden wird zwischen Implantatverankerung mit oder ohne Knochenzement, der Hybridtechnik und einer Kombination aus zementfreier Hüftpfanne und zementiertem Schaft. Während der Formschluss zwischen Prothese und Implantatlager in der zementierten Methode schon seit Jahren durch den als Füllmaterial fungierenden Knochenzement (Polymethylmethacrylat – PMMA) erreicht wird, stellen moderne Zementiertechniken (Jetlavage, Markraumstopper, Vakuummischtechnik, retrograde Zementapplikation und Druckzementierung) neue Möglichkeiten dar (Breusch et al., 2000, 927). Nichtsdestotrotz gewinnt die Oberflächenbeschaffenheit der Femurkomponente in der zementfreien Hüftendoprothetik an Bedeutung. Durch die Strukturierung dieser kann die Grenzfläche zwischen Knochen und Implantat größer und enger werden, da Knochen trabekel direkt in die Prothesenbeschichtung hineinwachsen. Die Implantatoberfläche soll den spongiösen Knochen aktivieren, eine feste Verbindung mit der Prothese aufzubauen (Jerosch & Heisel, 2001, 44). Die formschlüssige Integration des Implantats erfolgt in der zementfreien Verankerung nach dem Prinzip der „press-fit-Verankerung“, des Formschlusses durch Vorspannung.

In einer detaillierten Ausführung zur Entwicklung und Diskussion der Fixationstechniken in der Endoprothetik machen die Autoren Jerosch & Heisel (2001) deutlich, dass die Verankerungstechniken noch immer stark in der Diskussion stehen und keine der Möglichkeiten eine dauerhafte Verankerung gewährleisten kann. Der Knochenzement hat einerseits den Weg der erfolgreichen Implantation geebnet und bietet eine „ideal

formschlüssige Implantation mit guter Primärstabilität“ (Debrunner, 2002, 1003). Andererseits sind die Nachteile des Knochenzements in der Literatur der letzten Dekaden einheitlich zu finden (Debrunner, 2002, 1003). Schon früh wandten sich einige Orthopäden vom Knochenzement ab (Ruckelshausen, 1973, 12). Demgegenüber stehen die gesicherten Langzeitergebnisse und Erfahrungen mit der zementierten Technik (Debrunner, 2002, 1003). Sicherlich ist in älteren Fachbüchern häufiger eine kritische Betrachtung zementfreier Techniken auf Grund fehlender Langzeitergebnisse zu finden und für den damaligen Zeitpunkt verständlich (Callaghan, 1992, 33; Debrunner, 1994, 768). Jedoch verweist auch Debrunner (1994, 768) auf die Bedeutung der Grenzflächengestaltung des Implantats und innovative Möglichkeiten für eine gesicherte Sekundärstabilität. Die Diskussionen bezüglich der besseren Eignung von zementierten oder zementfreien Techniken reißen nicht ab. Forschung und Anwendung innovativer Verankerungsprinzipien sind hinsichtlich von Wechseloperationen unerlässlich, denn besonders unter dem Aspekt der Revision sind die Eigenschaften des Knochenzements noch nicht zufriedenstellend (Harkess, 2003, 330).

In den Beschichtungsmöglichkeiten zementfreier Prothesenschäfte wurden in den letzten Jahren deutliche Verbesserungen erzielt. Breusch et al. (2000) geben einen Überblick zum Forschungsstand der zementfreien Verankerungstechniken. Dennoch wird auch in der aktuellen Literatur auf Probleme der zementfreien Verankerung verwiesen (Jerosch & Heisel, 2001, 47). Durch die Einführung zementfreier Verankerungsprinzipien ist der Knochenzement noch stärker in die Diskussion und somit in den Fokus der Forschung gerückt. Verschiedene Autoren (Callaghan, 1992, 38; Harkess, 2003, 330; Jerosch & Heisel, 2001, 38; Wirth, 2001, 34) weisen darauf hin, dass auch die Weiterentwicklung des Knochenzements statt gefunden hat und die Zementierung ebenso in der Zukunft „an attractive option for femoral fixation“ (Harkess, 2003, 330) ist. Ein geschichtlicher Rückblick zeigt die mehrfach wechselnden Präferenzen, ob mit oder ohne Knochenzement implantiert wurde (Jerosch & Heisel, 2001, 37). Die Diskussionen zur Problematik zementiert versus zementfrei rücken das eigentliche Ziel einer dauerhaften Verankerung der Prothese wieder in den Vordergrund und werden differenzierter (Debrunner, 2002, 1004), denn durch die Zusammenarbeit verschiedener Wissenschaftsbereiche in Grenzgebieten wie z.B. der Biomechanik eröffnen sich eine Vielzahl neuer Lösungsansätze. Die ersten Hauptargumente zementfreier Techniken hinsichtlich besserer Wechseloperationen sind wichtig sollten aber neben

der dauerhaften Verankerung gleichbedeutend sein (Debrunner, 1994, 768).

Zu den Prothesenformen und den Verankerungstechniken ist zusammenfassend festzuhalten, dass bisher nicht alle Anforderungen gelöst werden konnten. Problemlösungen z.B. der Biokompatibilität, der Materialermüdung, des Abriebs und der optimalen Oberflächengestaltung stehen noch aus (Debrunner, 2002, 1007; Wirth, 2001, 43). Zusätzlich werden durch einen stetig steigenden Kostendruck neue Anforderungen an die Medizin und die Technik gestellt (Harkess, 2003, 329; Wirth, 2001, 43). Forschung und Weiterentwicklungen im Bereich der Endoprothesen sind kontinuierlich erforderlich.

Callaghan (1992, 38) fasst die geforderte Koexistenz von zementierten und zementfreien Techniken entscheidend zusammen. Schließlich wird eine differenzierte Anwendung der Verankerungstechniken abhängig vom Alter der Patienten und den morphologischen Eigenschaften empfohlen (Debrunner, 2002, 1004). Harkess (2003, 329) unterstützt trotz Achtsamkeit Innovationen und eine gewisse Vielfalt von Modellen, denn „certain design features of a given implant may provide an advantage in selected situations“. In Einklang mit Harkess (2003) ist der Ansatz der Koexistenz von unterschiedlichen Prothesensystemen und Verankerungstechniken entgegen der Suche nach der idealen Lösung weiterzuverfolgen. Die verschiedenen Modelle und Verankerungsprinzipien sollten nicht als miteinander konkurrierende, sondern als einander ergänzende Lösungen betrachtet werden. Der Operateur sollte die Möglichkeit haben, ein Prothesensystem mit entsprechender Verankerungstechnik und geeignetem Operationszugang zu wählen, das den individuellen Anforderungen des Patienten am besten entspricht.

2.4.4 Operationstechniken

Innovationen von Prothesenformen und Verankerungsprinzipien fordern gleichzeitig die Entwicklung von entsprechenden Operationszugängen. Im Laufe der Zeit haben sich verschiedene Operationszugänge etabliert und werden entsprechend klinischer Erfahrungen und spezieller Prothesensysteme in modifizierten Formen angewendet (Harkess, 2003, 348; Huggler & Schreiber, 1978, 78; Ruggieri et al., 1989, 204). Die Zugänge unterscheiden sich im Wesentlichen in der Lagerung des Patienten, in der Möglichkeit der Trochanterosteotomie sowie der Art der Hüftluxation (anterior, posterior) (Harkess, 2003, 348). Eine Sonderstellung nimmt die roboterassistierte Hüftendoprothetik ein. Der

Stellenwert dieser Methode ist umstritten und klinische Studien haben Nachteile deutlich herausgestellt (Siebel & Käfer, 2005). Jerosch & Heisel (2001, 184) sowie Harkess (2003, 348) deuten auf Vor- und Nachteile der jeweiligen Zugänge hin. Harkess (2003, 348) betont die Vielfalt der Möglichkeiten und schreibt: „virtually all total hip femoral and acetabular components can be properly implanted through a number of approaches, provided adequate exposure is obtained“.

Hauptsächlich werden ein vorderer seitlicher Zugang an der Außenseite des Oberschenkels (nach Watson-Jones), ein seitlich transglutealer (nach Bauer) oder ein hinterer seitlicher Zugang (nach Gibson) angewendet und modifiziert (Jerosch & Heisel, 2001, 184). Der ursprüngliche antero-laterale Zugang nach Watson-Jones liegt zwischen M. tensor fascia latae und M. gluteus medius (Huggler & Schreiber, 1978, 68; Ruggieri et al., 1989, 208). Der lateral-transgluteale Zugang erlaubt einen besseren Zugang zum Femurschaft und der dorsale Operationszugang eignet sich bei Kopfprothesen (Debrunner, 1994, 754). Beim dorsalen Zugang in Seitenlage werden der M. gluteus maximus und die Außenrotatoren quer durchtrennt (Aebi-Müller et al., 2005, 26). Eine Luxationsgefahr besteht theoretisch bei allen Zugängen nur in Form unterschiedlicher kontraproduktiver Bewegungen (Aebi-Müller et al., 2005, 29).

Im Folgenden werden der minimalinvasive (Mis) und der normale (Norm) Zugang erläutert, die in dieser Studie verglichen werden sollen. In den letzten Jahren ist zu verzeichnen, dass die Entwicklungen der minimalinvasiven Operationstechniken für kleine Gelenke auch bei den großen Gelenken zur Anwendung kommen (Berger, 2003; Bertin & Röttinger, 2004; Chung et al., 2004; Higuchi et al., 2003; Rittmeister et al., 2004; Rittmeister & Peters, 2005; Wohlrab et al., 2004). Verschiedene muskel- und weichteilschonende minimalinvasive Techniken, modifiziert nach herkömmlichen Operationstechniken, wurden entwickelt (Berger, 2003, 2004; Berry et al., 2005; Bertin & Röttinger, 2004; Hein, 2004). Wesentliche Unterschiede liegen in der Anzahl der Einschnitte, der Patientenlagerung, des Hautschnittverlaufs und demzufolge des grundlegenden Zugangsweges sowie im Standpunkt des Operateurs während der Operation. Mit den minimalinvasiven Zugangswegen lassen sich die Implantate ohne Muskelabtrennung, mit geringerer Weichteilschädigung operieren. Inzwischen sind die bereits erfahrenen Operateure in der Lage, auch Patienten mit schwierigen Voraussetzungen und Pathologien mit der minimalinvasiven Operationstechnik zu versorgen (Berger, 2004; Rittmeister & Peters, 2005). Dennoch sind die minimalinvasiven Zugangstechniken noch nicht

standardisiert und sollten deshalb nur von erfahrenen Orthopäden angewendet werden (Wohlrab et al., 2004). Die Lernkurven für diesen Zugang sind lang. Ein bereits bekannter Nachteil der minimalen Zugangswege ist die eingeschränkte Sicht des Operateurs, was die korrekte Platzierung des Prothesensystems erschweren kann (Berry et al., 2005). Die medizinischen Effekte werden widersprüchlich dargestellt. Die Problematik der minimalinvasiven Zugangstechniken bei Hüftendoprothesen und die umfassende Evaluation dieser ist sehr aktuell. Erste international zuverlässige Studien wurden zu den klinischen Ergebnissen publiziert.

Die Untersuchungen zeigen gegenteilige klinische Ergebnisse. So wurden einerseits ein geringer Blutverlust während der Operation und geringe postoperative Schmerzen festgestellt (Berger, 2004; Berry et al., 2005; Chung et al., 2004; Wohlrab et al., 2004). Die Dauer des Krankenhausaufenthaltes ist verkürzt (Berger, 2004; Chung et al., 2004; Dorr, 2005; Wohlrab et al., 2004). Dennoch sind in der Literatur ebenso Ergebnisse zu finden, die kaum Unterschiede zum traditionellen Zugang erkennen lassen. So konnten Ogonda et al. (2005) in einer prospektiv, randomisierten Studie mit mehr als 200 Patienten nur einen geringeren Blutverlust in der minimalinvasiven Gruppe gegenüber dem traditionellen Zugang feststellen. In der Schmerzbehandlung, der visuellen Analogskala und der Krankenhausverweildauer bestehen jedoch keine Unterschiede zwischen den Zugängen (Ogonda et al., 2005).

Die objektive Beurteilung der gering invasiven Techniken ist schwierig, denn im Zuge der neuartigen Zugänge wurden gleichzeitig erneuerte Anästhesie- und Schmerzbehandlungen eingeführt, die ebenso für die schnellen Erholungszeiten verantwortlich sein können (Callaghan, 2005; Dorr, 2005; Lieberman, 2005; Mears, 2005). Auch Huo & Gilbert (2005) kritisieren in einem Überblicksartikel zu Neuerungen in der Hüftgelenkprothetik, dass bis zum gegenwärtigen Zeitpunkt nur wenig qualitativ hochwertige Studien zur Effektivität und Sicherheit der minimalinvasiven Zugangsmethoden publiziert worden sind. Langzeitresultate für minimalinvasive Operationstechniken stehen noch immer aus. Die funktionelle Überprüfung der neuartigen Operationszugänge anhand einer komplexen Ganganalyse wurde bisher nur von der Arbeitsgruppe um Bennett (2005) durchgeführt. Jedoch konnte diese Arbeitsgruppe keine Aussagen zu den muskulären Aktivitäten und zu den Reaktivkräften machen, da diese Untersuchungsmethoden nicht Bestandteil der Untersuchung waren.

Das Ziel der dauerhaften Implantatverankerung bleibt dennoch wegweisend und Langzeitergebnisse sind unerlässlich. Eine „regelmäßige Evaluation der Ergebnisse ist deshalb unabdingbar“ (Debrunner, 2002, 1007). Um den heutigen Ansprüchen der Patienten gerecht zu werden, sind jedoch die alleinigen klinischen und radiologischen Ergebnisse nicht ausreichend. Die klinische und funktionelle Überprüfung der Prothesensysteme und Operationszugänge sollte nach der Implantation in regelmäßigen Abständen durchgeführt werden, da eine Verlaufskontrolle die Multidimensionalität der Einflüsse auf die Hüftendoprothese erfassen kann. Die gestiegenen Anforderungen an Mobilität und Sportfähigkeit nach der Implantation verlangen eine adäquate Therapie. Diese kann durch objektive Analysen der Alltagsmotorik und speziell des Ganges erzielt werden. Für eine funktionelle Überprüfung eignet sich die Ganganalyse, da die unterschiedlichen Prothesensysteme und verschiedenen Operationstechniken auf das Gangbild einen bedeutenden Einfluss haben (Knüsel, 1997, 111). Weiterführend sollen die Grundlagen des Ganges, die Ganganalyse sowie die möglichen Gangabweichungen bei Coxarthrose und nach der Implantation etwas ausführlicher dargestellt werden.

2.5 Grundlagen des Ganges

2.5.1 Allgemeines zum Gang des Menschen

Der Gang des Menschen zeigt seine individuelle Art, sich in Raum und Zeit fortzubewegen, mit der Aufgabe, das selbsterwählte Ziel mit möglichst geringer Anstrengung zu erreichen. Der dynamische Regelprozess des Gehens ist ein Phänomen von äußerster Komplexität und Einzigartigkeit unter den Lebewesen und ein „komplexes Zusammenspiel der knöchernen, muskulären, ligamentären und neurophysiologischen Teilsysteme“ (Meurer, 2001, 5). Den Gang des Menschen zeichnet vor allem der Wechsel von monopodaler und bipedaler Phase aus.

Der rhythmisch zyklische Ablauf, der auf willkürlichen und unwillkürlichen sowie automatisierten und halbautomatisierten Bewegungen basiert, ist stark in die Alltagsmotorik integriert. Wird diese Art der Fortbewegung als Ganzes betrachtet, macht sie auf den Beobachter einen sehr einfachen Eindruck. Die Aufrechterhaltung des labilen Gleichgewichts durch den Wechsel zwischen dem Stand (statisch) und dem Gehen und Laufen

(dynamisch) stellt stetig eine Herausforderung dar. Erfolgt eine Darstellung aller am Gehen beteiligter Teilsysteme des Bewegungsapparates, offenbaren sich dem Betrachter die versteckten komplexen und komplizierten Zusammenhänge. Reichel (1991, 165) betont: „Das Gehen erfordert eine Mitbeteiligung praktisch aller Gelenke und Muskeln des menschlichen Körpers und ist etwas sehr individuelles“. Diese Fortbewegungsart ist das „wiederholte rhythmische und alternierende Bewegen von Extremitäten und Rumpf“ (Beckers & Deckers, 1997, 17).

Das Gehen zeigt gleichzeitig ein stabiles und variables Bewegungsverhalten. Stabilität in Bewegungen ist eng verbunden mit einer Variabilität der Teilsysteme. Schon die Konzepte von Bernstein (1988) sowie Meinel & Schnabel (1987) betonen die Bedeutung der Variabilität für eine erfolgreiche Bewegungsausführung. Witte (2002, 222) weist Bewegungsveränderlichkeit auch bei konstanten äußeren Bedingungen und automatisierten zyklischen Bewegungen in umfangreichen Untersuchungen nach und betont, dass „die Bewegungskoordination als Ganzheit über eine wesentlich höhere Stabilität verfügt als die Einzelprozesse“.

Der Gang kann aus medizinischer, biomechanischer als auch aus philosophischer Sicht als Phänomen betrachtet werden (Horvath 1991, 3). Denn „der bipedale Gang des Menschen, d.h., seine örtliche Verschiebung, ist ein Phänomen von äußerster Komplexität“ (Lüthi, 1987, 31). Obwohl die Studien bezüglich der Kompliziertheit und Komplexität des menschlichen Ganges ausreichend darlegen wie einzigartig die Zusammenhänge des Bewegungsapparates sind, kann die philosophisch-sprachwissenschaftliche Betrachtungsweise sehr bereichernd sein.

Trotz intensiver Studien zum menschlichen Gang und zahlreicher bereits gewonnener Erkenntnisse wird in der Literatur auch deutlich, dass der menschliche Gang in seinen Abläufen – so einfach und alltäglich und doch so kompliziert – noch nicht endgültig geklärt ist (Reichel, 1991, 165; Stüssi, 1987, 8). Das Gehen wird sich auch weiterhin als ein interessantes Wissenschaftsfeld zahlreicher Disziplinen und als Gegenstand vieler Studien im Klinikalltag beweisen.

2.5.2 Gangnomenklatur

Ein wichtiger Begriff zur Beschreibung des Ganges ist der Gangzyklus. Als Gangzyklus wird in der Literatur weitgehend die Zeit zwischen dem

ersten Kontakt des Fußes mit dem Boden und dem darauffolgenden Kontakt des gleichen Fußes festgelegt. Der Gangzyklus wird grob gegliedert in die Einbeinstandphase und in die Schwungphase. In der Einbeinstandphase befindet sich der Fuß des zu analysierenden Beines auf dem Boden, und in der Schwungphase schwebt der Fuß, um die eigentliche Fortbewegung in Raum und Zeit einzuleiten. Befindet sich das linke Bein in der Einbeinstandphase, dann ist das rechte Bein in der Schwungphase. Die Phasen weisen unterschiedliche Zeiten in der Dauer auf. Ein Wechsel von Einbein- und Doppelstützphasen, die den bipedalen Gang charakterisieren, tritt auf. Die Dauer der Phasen ist umgekehrt proportional zu der Ganggeschwindigkeit (Perry, 2003, 2). Betrachtet man den gesamten Gangzyklus als 100%, nimmt die Standphase ca. 60% und die Schwungphase ca. 40% ein (Beckers & Deckers, 1997; Perry, 2003; Whittle, 1991; Winter, 1987).

In der Literatur erscheinen unterschiedliche Gliederungen der Gangnomenklatur (Beckers & Deckers, 1997; Cochran, 1988; Perry, 2003; Whittle, 1991; Winter, 1987). Jedoch soll in dieser Arbeit nur die international weit verbreitete Nomenklatur von Perry (2003) kurz dargestellt werden (Abbildung 1). Perry (2003, 10) bezeichnet die Stand- und Schwunghase als Hauptphasen mit jeweiligen funktionellen Bewegungsmustern, die sich im Laufe der Zeit als untergeordnete Phasen etabliert haben. Bedeutend sind die Funktionen der Lokomotion, die durch den Organismus realisiert werden. Die Vorwärtsbewegung, die Stabilität im Stand, die Stoßdämpfung und ein optimaler Energieverbrauch sind in der Fortbewegung zu bewältigen und zeigen die Komplexität des Gehens. Perry (2003, 4) verdeutlicht durch ihre Unterteilung die funktionelle Aufgabe, die der spezifischen Phase zukommt (Abbildung 1).

Götz-Neumann (2003, 16) stellt die funktionellen Aufgaben Gewichtsübernahme, Einbeinstand und Schwungbein vorwärtsbewegung noch detaillierter dar und betont die Bedeutung dieser. Perry (2003) unterscheidet im Gangzyklus acht Unterphasen. Jede einzelne Phase stellt ein typisches Bewegungsmuster dar, das zur Problembewältigung und letztendlich zum Ziel beiträgt. Dabei spielen die zeitliche Abstimmung der an der Bewegung beteiligten Muskeln und die Gelenkwinkel eine ganz entscheidende Rolle.

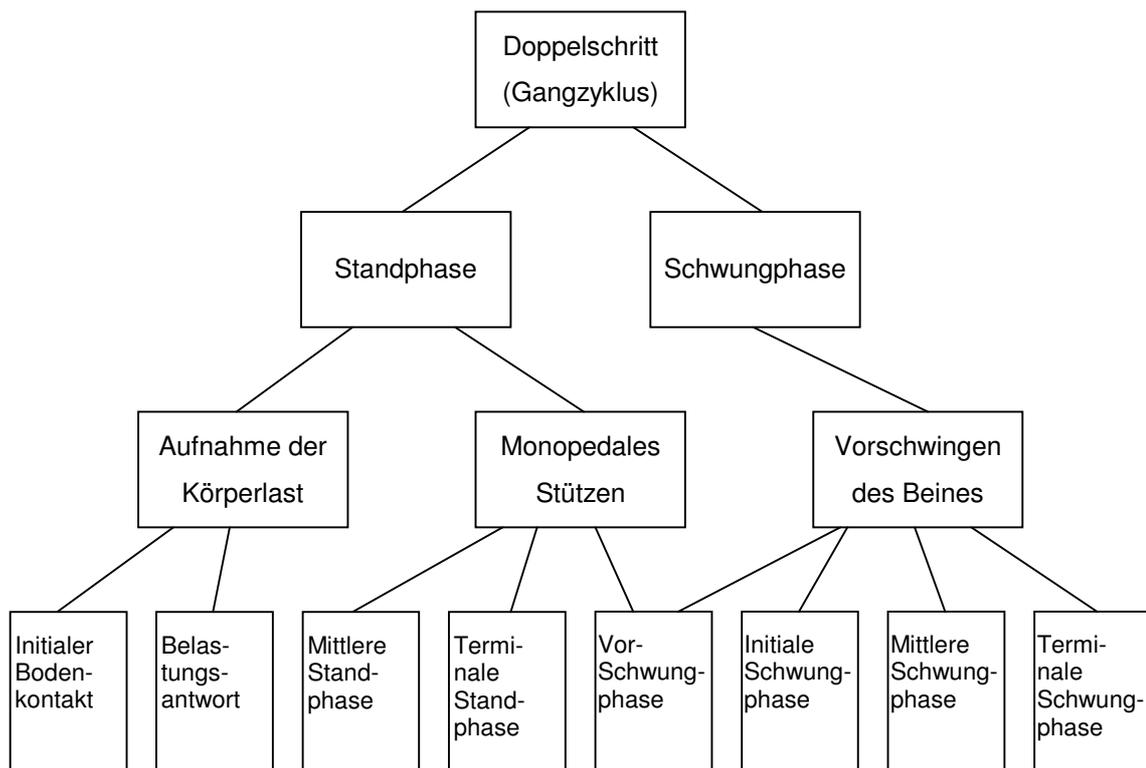


Abbildung 1: Gangzyklus mit entsprechenden Phasen und funktionellen Aufgaben

Perry (2003) gliedert die Beschreibung des gesunden Ganges ausführlich in obere und untere Extremitäten und beschreibt Bewegungen, Bewegungsausmaße, die muskuläre Kontrolle und endet jeweils mit der funktionellen Betrachtung hinsichtlich der einzelnen Gangphasen. Nach Beckers & Deckers (1997, 24) sind zur vollständigen Einschätzung eines Gangzyklus wichtige Merkmale zu beachten. Zur Gangmustercharakteristik gehören

- die vertikale Körperschwerpunktverlagerung,
- die laterale Körperschwerpunktverlagerung,
- die Beckenrotation,
- die axiale Rotation,
- die Bewegung des Beckens bezogen auf die Horizontale,
- die Fuß- und Sprunggelenksbewegung und
- die Armbewegung.

Erst durch die Beachtung o.g. Merkmale und eine genaue Analyse der einzelnen Extremitäten kann eine gute Beurteilung des Gangbildes vorgenommen werden. Die Fähigkeit, einen physiologischen Gang einzuschätzen, ermöglicht das Erfassen von Gangabweichungen. Kenntnisse über biologische und mechanische Zusammenhänge des menschlichen Körpers und ein fundiertes Wissen über die

Gangbildkennzeichen des physiologischen Ganges schaffen die Grundlage für eine präzise Beurteilung auftretender Gangbildabweichungen und die anschließende Analyse.

2.5.3 Gangbildabweichungen

Obwohl durch die Variabilität des physiologischen Ganges die Problematik entsteht, Normwerte festzulegen, sind deutlich identifizierbare Kennzeichen und Parameter notwendig, um eventuelle Abweichungen zu erkennen und zu analysieren (Reichel, 1991; Whittle, 1991). Die Einteilung in indikationsspezifische Gangbilder wird abgelehnt (Perry, 2003; Whittle, 1991). Die trennende Beschreibung von abweichendem Gangbild und pathologischen Bedingungen wird gefordert. Der pathologische Gang existiert nicht, es sind vielmehr unspezifische Abweichungen, die auftreten können. Individuell verschieden sind die Kompensationsmechanismen bei unterschiedlichen Defiziten. Oft liegen der gleichen Gangabweichung äußerst verschiedene Ursachen (z.B. Schmerzen, Bewegungseinschränkungen) zugrunde. Ein bedeutsamer Aspekt ist der unterschiedliche Grad der Beeinträchtigung. Denn entsprechend der Schwere variieren Gangabweichungen nicht nur in ihrer Intensität, sondern auch im Auftreten. Das Ziel ist jedoch immer der mögliche Erhalt der Symmetrie und die kontinuierliche Fortbewegung um letztendlich den Energieverbrauch trotz der Defizite zu minimieren. Perry (2003, 101) unternimmt vorerst eine Einteilung der Abweichungen in Kategorien. Die Einteilung erfolgt in Fehlbildung, Muskelschwäche, Störung der motorischen Kontrolle und Schmerz.

In der Grundlagenliteratur der Ganganalyse findet man bezüglich der Gangabweichungen mehrfach eine sich ähnelnde chronologische Abfolge. An erster Stelle stehen die häufig auftretenden und wichtigsten Gangabweichungen für die großen Gelenke sowie das Becken und den Rumpf, bevor einzelne Krankheitsbilder mit den dafür typischen Gangbildabweichungen ausführlicher behandelt werden (Götz-Neumann, 2003; Perry, 2003; Whittle, 1991). Wiederholt treten unzureichende oder übermäßige Bewegungen in der Transveral-, der Sagittal- oder der Frontalebene auf.

Grundsätzlich sollte sich der Beobachter während der Ganganalyse bewusst machen, warum der Patient einen pathologischen Gang aufweist und welche funktionellen Aufgaben schwierig sind. Einerseits wird dem Patienten ein abweichender Gang auf Grund der funktionellen Beeinträchtigung aufgezwungen. Andererseits kann es sich um sogenannte Kompensationen handeln. Der Patient gleicht Defizite mit

dem Ziel aus, trotzdem „energieeffizient“ zu sein. Auf die Unterscheidung zwischen funktioneller Beeinträchtigung und kompensatorischen Bewegungen wird in der Literatur verstärkt aufmerksam gemacht (Beckers & Deckers, 1997; Götz-Neumann, 2003; Perry, 2003; Whittle, 1991). Ein Beispiel dafür ist die eingeschränkte Standfestigkeit des einen Beines auf Grund von Muskelschwäche, die durch eine verlängerte Einbeinstandphase des nicht betroffenen Beines kompensiert wird. Die verlängerte Einbeinstandphase des gesunden Beines weicht vom physiologischen Gangbild ab. In diesem Fall spricht man von einer kompensatorischen Gangbildabweichung.

2.5.4 Gangabweichungen vor und nach Hüft-Totalendoprothesenversorgung

Die Coxarthrose führt zu einer gestörten Gelenkbiomechanik. Die funktionellen Beeinträchtigungen können das Gangverhalten in verschiedener Weise beeinträchtigen. Patienten mit degenerativer Coxarthrose im fortgeschrittenen Stadium haben Beschwerden unter Belastung und zusätzlich Schmerzen in Ruhe (Meurer, 2001, 107). Die adäquate Lastübernahme und der Einbeinstand erfolgen unter erschwerten Bedingungen und Funktionseinschränkungen manifestieren sich. Der Gang ist geprägt von einer Entlastungs- und Schonhaltung. In der Schonhaltung nimmt der Patient ein sogenanntes Kapselschonmuster ein, wodurch der intraartikuläre Druck so gering wie möglich gehalten wird und die Kapsel entspannt ist (Cremerius et al, 1998, 305). Das Kapselschonmuster zwingt den Patienten in die Stellung der Außenrotation, der Abduktion und der Flexion im Hüftgelenk. Kontrakturen der Muskeln und Muskelinsuffizienzen treten auf. Die Adduktoren, Außenrotatoren und Flexoren neigen zu Kontrakturen. Muskelinsuffizienzen sind in den großen und kleinen Glutealmuskeln und der Oberschenkelmuskulatur im Allgemeinen zu finden (Cremerius et al, 1998, 305). Je nach Schweregrad ergeben sich unterschiedlich stark ausgeprägte Abweichungen zum physiologischen Gang. Oft entstehen durch die kontinuierliche Schonung des betroffenen Gelenkes auch Überlastungsschmerzen der anderen Gelenke (Meurer, 2001, 107). Die nicht betroffene Seite wird stärker beansprucht. Die Herz-Kreislauf-Leistungsfähigkeit ist reduziert, denn die Schmerzen führen zu Bewegungsarmut und einer steigenden Immobilität (Jerosch & Heisel, 2001, 108).

Der Darstellung von möglichen Gangabweichungen wird gegenüber der indikationsspezifischen Gangbildeinteilung in dieser Arbeit der Vorzug

gegeben, denn das spezifische Coxarthrosegangbild existiert nicht. Dadurch werden die Einflussfaktoren Individualität und unterschiedlicher Grad der Beeinträchtigung berücksichtigt. Unterschiede im Vorhandensein und in der Intensität der Gangabweichungen sind bei den Patienten zu erkennen (Knüsel, 1997, 107). Knüsel (1997, 108) unterscheidet z.B. zwischen zwei unterschiedlichen Beanspruchungsarten bei gleicher Pathologie: Die Mehrbeanspruchung der erkrankten Hüfte zumeist bei leichter Coxarthrose und die Entlastung der erkrankten Hüfte bei mittlerer und schwerer Coxarthrose. Der Coxarthrose-Schweregrad ist für die Belastungsart von hoher Bedeutung. Während sich im leichten Stadium insbesondere die Zeit- und Distanzfaktoren verändern können, „kommt es beim schweren Stadium zu einer deutlich messbaren verminderten totalen sagittalen Hüftbewegung mit einer sekundären Reduktion der Knieextension in der Standphasenmitte“ (Knüsel, 1997, 107). Die Kompensation des Hüftextensionsdefizits ist nicht mehr möglich und der Bewegungsumfang extrem eingeschränkt. Perry (2003) stellt, unabhängig von der jeweiligen Erkrankung, alle möglichen Gangabweichungen im Grundlagenwerk dar und unterlässt eine indikationsspezifische Unterteilung. In den nachfolgenden Ausführungen wird die Einteilung der Gangabweichungen nach Perry (2003) angewendet. Die „typischen Begleiterscheinungen“ können aber müssen bei Coxarthrose nicht auftreten.

- Anteriore Beckenkipfung

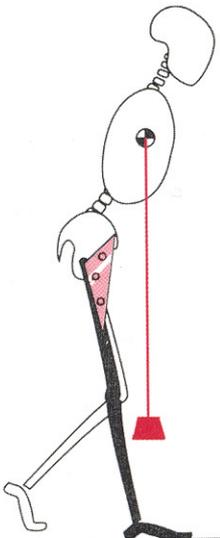


Abbildung 2: Anteriore Beckenkipfung (Perry, 2003, 103)

Die Ursache der Beckenkipfung nach anterior bei Hüftpatienten liegt in einer Hüftflexionskontraktur begründet, die sich auf Grund des

Kapselschonmusters im pathophysiologischen Verlauf verstärkt (Perry, 2003, 103). Durch die fortschreitend verringerte Beweglichkeit im Hüftgelenk wird der Bewegungsumfang des Oberschenkels beim Vorschwingen des Beines ebenfalls reduziert (Meurer, 2001, 112)

Zur Kompensation der Muskelverkürzung wird der Rumpf vorgelegt und das Bein retrovertiert (Abbildung 2). Die lumbale Lordose kann sich verstärken und Schmerzen im Lendenwirbelsäulenbereich treten auf (Götz-Neumann, 2003, 164). Zusätzlich ist eine gesteigerte Knieflexion zum Ende der Belastungsphase möglich, um die anteriore Beckenkipfung zu kompensieren (Aebi-Müller et al., 2005, 40). Die Gangabweichung ist persistierend und besteht auch nach Implantation des künstlichen Gelenkes.

- Kontralaterale Pelvisabsenkung

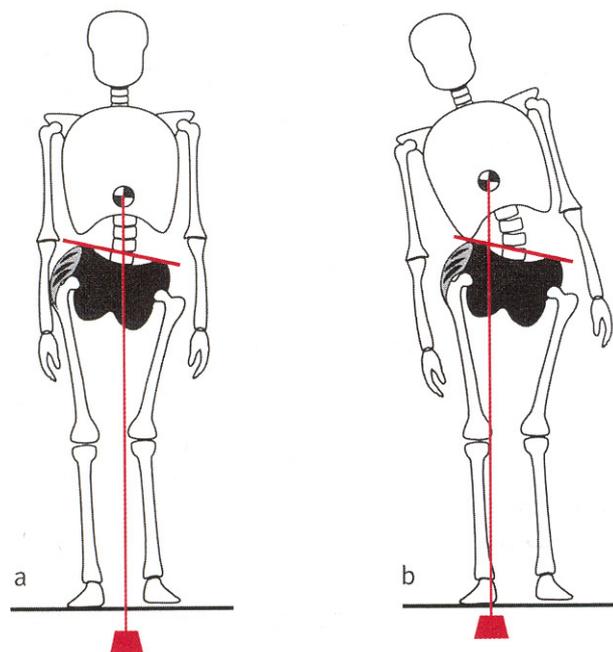


Abbildung 3: Kontralaterale Pelvisabsenkung ohne (a) und mit Oberkörperverlagerung (b) (Perry, 2003, 159)

Die Pelvisabsenkung kontralateral, das sogenannte Trendelenburg-Zeichen tritt in der Phase der Gewichtsübernahme und im Einbeinstand auf (Abbildung 3). Ursache der Gangabweichung ist eine durch Schmerzen oder Bewegungseinschränkungen erworbene Schwäche der ipsilateralen Hüftgelenkabduktoren. Die Standstabilität ist verringert und die relative Länge des kontralateralen Beines vergrößert (Aebi-Müller et al., 2005, 40). Der Patient kompensiert den unterschiedlichen Grad der

Abschwächung der Abduktoren des Hüftgelenkes verschieden. Der Köperschwerpunkt wird vom Standbein weg verlagert (Götz-Neumann, 2003, 167). Beim Duchenne-Hinken (Schonhinken) kompensiert der Patient seine muskulären Defizite zusätzlich durch Verlagerung des Oberkörpers und damit des Schwerpunktes über die betroffene Standbeinseite (Cremerius et al., 1998, 303; Götz-Neumann, 2003, 167). Die Hebelverhältnisse für die Last der Schwungbeinseite verbessern sich, der Hebelarm der Gewichtskraft wird verkürzt, so dass das Becken bereits mit geringer Muskelkraft stabilisiert werden kann (Brinckmann et al., 2000, 77). Die Belastung des Hüftgelenkes nimmt ab. In einigen Fällen kann ein festes Illiotibialband oder ein unphysiologisch verlängertes Band eine Schwäche der Hüftgelenkabduktoren verdecken (Götz-Neumann, 2003, 166).

Die Kennzeichnung des Duchenne-Hinkens ist mit Vorsicht anzuwenden, da es sich hier um einen Sammelbegriff „für unspezifische Kombinationen von Abweichungen“ handelt (Götz-Neumann, 2003, 124). Die Zusammensetzung und Ausprägung der Abweichungen ist individuell verschieden und auch in der Fachliteratur oft nicht eindeutig gegeben (Götz-Neumann, 2003, 124). Die kontralaterale Pelvisabsenkung manifestiert sich im Verlauf der Erkrankung und besteht auch nach der Gelenkersatzoperation. Je nach Operationszugang und Abtrennung bestimmter Abduktorenmuskelgruppen kann diese Gangabweichung nach der Operation verstärkt auftreten.

•Übermäßige Hüftgelenkflexion

Die Ursache der übermäßigen Hüftgelenkflexion bei der Gewichtsübernahme liegt entweder in einer Flexionskontraktur der Hüftbeuger oder in einer Kontraktur des Illiotibialbandes begründet (Götz-Neumann, 2003, 154). Durch eine Kontraktur der Hüftgelenkflexoren kommt es zur verkürzten Schrittlänge des kontralateralen Beines, da die Hüftextension eingeschränkt ist (Abbildung 4) (Götz-Neumann, 2003, 156). Weitere Auswirkungen der exzessiven Hüftflexion im Einbeinstand sind gesteigerte Anforderungen an den M. quadriceps und die Hüftgelenkextensoren, eine reduzierte Bein stabilität sowie ein erhöhter Energieverbrauch (Götz-Neumann, 2003, 156). Häufig geht mit dieser Gangabweichung eine verstärkte Kniegelenkflexion einher.

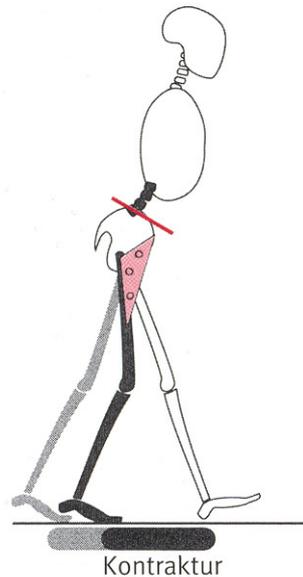


Abbildung 4: Übermäßige Hüftgelenkflexion (Perry, 2003, 146)

•Außenrotation

Die kapselschonende Stellung der Außenrotation des Hüftgelenkes führt zum Problem der eingeschränkten Innenrotation. Die terminale Standbeinphase wird behindert. Kompensatorisch kann einerseits die Beckenkipfung nach anterior erfolgen, andererseits löst eine stärkere Hüftgelenkflexion in der darauffolgenden Schwungphase das Problem. Jedoch enden die angeführten Kompensationsmechanismen im Problem, den zum Anfang der folgenden Einbeinstandbeinphase weit hinten liegenden Körperschwerpunkt rechtzeitig vor die Stützfläche des Standfußes zu bringen. Jede zu beobachtende Rotation ist bereits exzessiv, da die geringen physiologischen Rotationsausmaße für das menschliche Auge schwer zu erfassen sind (Götz-Neumann, 2003, 159).

•Fehlende Propriozeption

Die menschliche Bewegungssteuerung setzt sich aus dem afferenten und dem efferenten System zusammen (Wilke & Froböse, 1998a, 53). Dieser Regelkreis basiert auf einer Vielzahl von Rezeptoren in den Gelenkkapseln, Sehnen, Bändern und Muskeln, die für eine adäquate Aufnahme und Weiterleitung der Reize verantwortlich sind. Durch degenerative Veränderungen der Gelenkkapsel, und somit durch Verlust der dort ansässigen Rezeptoren, wird der Ablauf des Regelkreises gestört. Zurück bleibt eine sensomotorische Funktionsstörung in Form einer „funktionellen Narbe“ (Laube et al., 1998b, 128). Die Propriozeption zur Wahrnehmung der Gliederstellung ist beeinträchtigt. „Ein verändertes

sensorisches Feedback von Gelenkmechanorezeptoren resultiert in Funktionsdefiziten, die sich durch Änderungen in Timing, Reihenfolge und Dauer der Bewegungsparameter und Muskelinnervationen äußern“ (Wilke & Froböse, 1998a, 58). Durch eine interoperative Teilresektion der Hüftgelenkkapsel ist nach der Implantation mit einem Verlust der Propriozeption zu rechnen (Jerosch & Heisel, 2001, 244).

2.6 Ganganalyse

2.6.1 Beschreibung von Bewegungsmerkmalen

Die beschreibende Analyse des Ganges mithilfe von qualitativen Bewegungsmerkmalen geht geschichtlich weit in die Anfänge der wissenschaftlichen Bearbeitung des Ganges zurück. Jedoch reduzierten sich die Anwendungsfelder mit der Weiterentwicklung biomechanischer Messplätze und der Forderung nach einfacher Diagnostik auf den Klinikalltag und die Rehabilitation. Die qualitative Beschreibung des Ganges ist nicht an das Messen gebunden. Der Beobachter führt eine visuelle Analyse der Bewegung meist ohne technische Hilfsmittel jedoch anhand von Protokollen durch.

Diese Methode besitzt die Vorteile der Anwenderfreundlichkeit, der geringen Kosten, der problemgerichteten Anwendung, des direkten Bezuges zu Behandlungszielen und der Betrachtung und Beurteilung des Ganges in seiner Gesamtheit (Beckers & Deckers, 1997). Jedoch erscheinen standardisierte Ganganalyseprotokolle (Götz-Neumann, 2003, 186) für eine beschreibende Analyse des Ganges viel zu komplex und somit unpraktisch für den Routinebetrieb in der Klinik. Auch die visuelle Ganganalyse muss mit einem großen Aufwand erlernt werden, um als zuverlässig zu gelten. Einen wesentlichen Nachteil stellen unsere Sinne dar. Sie sind nicht ausreichend für eine vollständige Beurteilung der komplexen Bewegung des Gehens. Das menschliche Auge hat Schwierigkeiten, die schnellen und komplexen Bewegungsabläufe in ihrer Dreidimensionalität subjektiv zuverlässig einzuschätzen (Baumann, 1991; Foersterling & Tscheuschner, 1996; Harris & Wertsch, 1994; Pedotti, 1991).

2.6.2 Entwicklungsstand biomechanischer Messplätze in der Ganganalyse

Mit der Entwicklung biomechanischer Messplätze ist die quantitative Ganganalyse immer weiter in den Vordergrund gerückt. Das Ziel der

Ganganalyse sollte gegenwärtig eher das Messen als das alleinige Beobachten des Ganges sein, da uns unsere Sinnesorgane täuschen können. Die differenzierte Beurteilung und Analyse eines räumlich und zeitlich so komplexen Vorgangs ist durch das menschliche Auge nicht vollständig erfassbar. Die biomechanische Ganganalyse ist objektiv, unselektiv und ermöglicht eine reliable und valide Erfassung der Bewegung in all ihren Einzelheiten. Studien belegen, wie unersetzlich die hochtechnischen Systeme zur Grundlagenforschung und im Klinikbetrieb sind (Bauer et al., 1999; Cerny, 1983; Isaccson et al., 1986; Lüthi, 1987). Das Problem stellt derzeit die Datenflut dar, die durch die Vielzahl der technischen Möglichkeiten entsteht. Die qualifizierte Entscheidung liegt in der Anpassung der Messtechnik an die entsprechende Fragestellung, so dass nicht soviel wie möglich, sondern soviel wie nötig gemessen wird.

Die Weiterentwicklung biomechanischer Messplätze in der Ganganalyse führt auch zu Fragen hinsichtlich des Begriffes und der Inhalte der Ganganalyse. Für Stüssi (1987) ist die Ganganalyse Grundlagenforschung. Woltring (1991) fordert eine vollkommen neue Terminologie. Der Autor prägt den Begriff „Functional Movement Analysis“ (Woltring, 1991, 12), um einem breiten Feld von Bewegungsanalysen, die bis dato noch unter den Begriff Ganganalyse fallen, gerecht zu werden. Beobachtungs- und Messmethoden werden teilweise nicht nur für die Analyse des menschlichen Ganges eingesetzt. Eine Ausweitung der Ganganalyse als Messmethode auf andere menschliche Bewegungen sehen auch Whittle (1996) und Rau et al. (2000). Childress et al. (1991) stützen den Vorschlag von Woltring (1991), da man somit dem weiten Spektrum der Bewegungswissenschaft gerecht werden kann. Childress et al. (1991, 333) nehmen an: “the so-called ‘gait analysis’ instrumentation equipment will (...) become increasingly generalized and expanded in use”. Rau et al. (2000) fordern einen Transfer des Wissens, der Methoden und Geräte der Ganganalyse auf Bewegungen der oberen Extremitäten. Der Begriff und die Inhalte der Ganganalyse werden stetig hinterfragt und entsprechend technischer Entwicklungen aktualisiert.

2.6.3 Trends und Grenzen der Ganganalyse

Die Ganganalyse hat in den letzten Jahren technisch enorme Fortschritte gemacht. Die Komplexität biomechanischer Messplätze wurde gesteigert, so dass häufig die Kinematik, die Dynamik und die Muskelaktivitäten gleichzeitig erfasst werden können. Auch die Vergrößerung der Speichermedien hat einen entscheidenden Anteil an der wachsenden

Komplexität der Messplätze. Entwicklungen und Erweiterungen der Messplätze bieten dem Untersucher die Möglichkeit, gezielter an die entsprechende Problematik heranzugehen. Die Anpassung der Mess- und Untersuchungsmethodik an die jeweiligen Fragestellungen ist möglich.

Die biomechanische Ganganalyse hat sich in den letzten Jahren besonders im Bereich der Orthopädie etabliert. Die Bedeutung und das Potenzial der Ganganalyse als funktionelle Überprüfung von Innovationen, Therapien oder als Verlaufskontrolle wurde erkannt. Kleissen et al. (1998, 153) bemerken dazu "Movement analysis can provide 'medical imaging' of invisible aspects of the movement process which are important in clinical decision making". Perrin et al. (1985, 252) schreibt in Bezug darauf: "It is also necessary to assess the functional status of total hip arthroplasty. Gait function is an objective measurement of the probable activity level and functional status of the patient". Durch z.B. den Einsatz einer Hüftendoprothese wird zwar „die mechanische Voraussetzung für ein schmerzfreies Gehen und Bewegen geschaffen“ (Horstmann et al., 2001, 275), jedoch sind im Vorfeld der Operation erworbene muskuläre Defizite und erlernte Kompensationen im Gangverhalten auch nach der Implantation vorhanden. Die komplexe biomechanische Ganganalyse hilft in der Beurteilung, wie aktiver und passiver Bewegungsapparat mit veränderten biomechanischen Verhältnissen wieder zueinander finden.

Weiterentwicklungen bringen nicht nur Lösungen sondern stellen die Untersucher ebenso vor neue Herausforderungen. Die Datenflut komplexer Messplätze stellt ein Problem und zugleich eine Herausforderung dar. Denn die Vielzahl der Parameter verlangt nicht nur die Reduktion dieser entsprechend der Fragestellung. Verbunden mit der Datenreduktion ist ebenso die Suche nach den aussagekräftigsten und neuen Parametern sowie Berechnungen, die eine Vielzahl bisheriger Parameter vereinen können oder die im Gang zu lösenden Aufgaben besser beschreiben. Durch eine gezielte Datenreduzierung kann die schnelle Verfügbarkeit der Informationen verbessert werden.

Trotzdem sind den menschlichen Fähigkeiten und der Technik gewisse Grenzen gesetzt, die beachtet werden müssen. Dabei sind die Grenzen der menschlichen Beobachtungsfähigkeit schon weitreichend bekannt. Senn (1987) macht zusätzlich auf die komplexe Dreischichtigkeit der sich gegenseitig bedingenden Systeme Willkür, Sensomotorik und peripherer Bewegungsapparat aufmerksam. Diese hier aufgeführten Aspekte des menschlichen Bewegungsapparates stellen jedoch auch neue

Herausforderungen für die Ganganalyse dar. Die Weiterentwicklung der Methoden zeigt nur einen Weg der Verbesserungsmöglichkeiten auf, ist aber neben der Entwicklung von Modellen und Simulationen noch immer von großer Bedeutung. Andriacchi & Alexander (2000, 1218) stellen fest: „the advancement of the study of locomotion remains dependent on the development of new tools for observation“. Der Gang kann in noch mehr Details erforscht werden, wenn die Methoden und Geräte sich weiter verbessern.

Limitationen bestehen ebenso in benutzerfreundlichen Datenanalysemethoden, der Interpretation von Daten und der klinischen Bedeutung und Anwendbarkeit von computergestützten Bewegungsanalysesystemen. Aspekte der Zukunft sind die Schaffung problemorientierter Routineanwendungen und die schnelle Verfügbarkeit der Diagnostik durch eine gezielte Datenreduzierung. Neben den Hauptgütekriterien der Validität, Reliabilität und der Objektivität darf die Ökonomie nicht an Bedeutung verlieren.

2.7 Biomechanische Untersuchungsmethoden

2.7.1 Allgemeine Betrachtungen

Die biomechanische Ganganalyse mit entsprechenden Untersuchungsmethoden und Messplätzen ermöglicht die Erfassung einer komplexen Bewegung. Die Studien, die Vor- und Nachteile der apparativen Verfahren objektiv abwägen, belegen die Bedeutung hochtechnischer Systeme zur Grundlagenforschung und im Klinikbetrieb (Bauer, 1999; Cerny, 1983; Isaccson et al., 1986; Kleissen et al., 1998; Lüthi, 1987). Soll die quantitativ-apparative Ganganalyse zur Anwendung kommen, wird der Untersucher mit verschiedenen Methoden des Messens und einer großen Auswahl an technischen Systemen konfrontiert (Perry, 2003, 225). Ballreich und Baumann (1988) schaffen durch ihre Systematisierung der Mess- und Untersuchungsmethoden einen Überblick. Die Einteilung erfolgt in die Hauptbereiche Kinemetrie (Bewegung des Körpers in Raum und Zeit), Dynamometrie (Kraft-Zeit-Struktur), Anthropometrie (Körpermaße) und Elektromyographie (muskuläre Aktivitätsmuster). Diese Unterteilung wird im weiteren Verlauf der Arbeit verfolgt. Das Ziel einer komplexen Ganganalyse erfordert das Einbeziehen unterschiedlicher Mess- und Untersuchungsmethoden, denn nur so kann die Bewegung in all ihren Einzelheiten und mit den Wechselwirkungen der unterschiedlichen Systeme erfasst werden.

Messungen zum Energieverbrauch haben sich in den letzten Jahren in der Ganganalyse ebenso etabliert. Der Energieeinsatz beim Gehen lässt sich indirekt über die Bestimmung des Sauerstoffverbrauchs errechnen. Weitere Ausführungen zur Messung von Stoffwechselenergien sind bei Perry (2003) zu finden und sollen hier nicht weiter ausgeführt werden, da die Leistungsphysiologie nicht Bestandteil der Arbeit ist.

2.7.2 Messung der räumlich-zeitlichen Parameter

Die Beschreibung der menschlichen Gehbewegung in Raum und Zeit erfolgt mit geeigneten Messsystemen der Kinematik. In der Ganganalyse interessieren besonders Gelenkwinkelverläufe der oberen und unteren Extremitäten. Ein- und mehrdimensionale Goniometer messen Gelenkwinkel und deren Änderung in der Zeit. Mehrdimensionale Winkelverlaufsmesser lassen die gleichzeitige Messung von Winkeln in verschiedenen Ebenen zu. Hinsichtlich der Besonderheiten der verschiedenen Gelenke und veränderter Drehachsen in der Bewegung empfiehlt sich eine zweidimensionale Messung. Die verwendeten Messprinzipien sind unterschiedlich. Goniometer auf der Basis von Widerstandspotentiometern nutzen einen variablen Widerstand (Potentiometer) und werden häufig appliziert. Der Widerstand entsteht durch eine Spindeldrehung, die auf Grund einer Winkelveränderung zwischen zwei Körpersegmenten z.B. zwischen Unterschenkel und Fuß entsteht. Ein weiteres Messprinzip für Goniometer besteht in der Anwendung von Dehnmessstreifen. Nachteil dieser mechanischen Konstruktion ist die hohe Temperaturabhängigkeit (Hegewald, 1999).

Bewegungsanalysesysteme können die Bewegung des gesamten Körpers registrieren und wiedergeben. Möglichst drei Marker müssen so auf jedem zu messenden Körpersegment appliziert werden, dass die Bahnkurven der Marker und somit die dreidimensionale Bewegung registriert werden können. Aktuelle Bewegungsanalysesysteme erfordern oft bis zu 12 Kameras (Perry, 2003, 231). Einerseits werden Verfahren genutzt, die das visuelle Bild zeigen, andererseits bedient man sich bestimmter Techniken, die digitale Daten direkt auf dem Computer darstellen (Whittle, 1996, 375). Die automatisierte Videodokumentation basiert auf einer digitalen Weiterverarbeitung der aufgezeichneten Bildpunkte und einer graphischen Darstellung dieser mit Hilfe adäquater Software (Perry, 2003, 230). Gegenwärtig weit verbreitete optische Messsysteme nutzen entweder passive, Licht reflektierende Markierungszeichen, oder aktive Lichtquellen als Marker. Die akustischen Messsysteme verwenden Marker, die aus Ultraschallsendern bestehen.

Gesendet werden kontinuierliche Schallimpulse, die von Ultraschallmikrofonen empfangen werden. Der geforderte kleine Messabstand zwischen Sender und Mikrofon bei Ultraschallsystemen beschränkt die Messungen auf das Laufband.

Die Messung von räumlich-zeitlichen Parametern im Gangzyklus beinhaltet z.B. die Einbein- und die Doppelstandphasenzeit sowie die Schrittlänge. Zur Erfassung der räumlichen Parameter kann der Fuß selbst die Stellen des Bodenkontaktes kennzeichnen, zur räumlich-zeitlichen Registrierung wird die Gangbahn mit Schaltern, die bei Bodenkontakt ausgelöst werden, ausgestattet. Einfache Messprinzipien erfüllen diese Anforderung. Als innovativ stellt sich das Laufband mit integrierten Kraftmessplatten heraus, die in der Lage sind, den Kraftangriffspunkt für die rechte und die linke Seite getrennt zu erfassen. Ein dynamometrisches Laufband dieser Art ermöglicht die synchrone Aufzeichnung von dynamischen und räumlich-zeitlichen Parametern.

2.7.3 Messung der Kraft-Zeit Parameter

Bei Kraftmessungen in der Ganganalyse erfolgt die Aufnahme von Bodenreaktionskräften, die beim Aufsetzen des Fußes nach dem newtonschen Axiom actio-reactio auf den Körper wirken und die vom Körper erzeugt werden. Das Messinstrumentarium für die Erfassung der Bodenreaktionskräfte kann aus Kraft- und Druckmessplattformen bestehen und Kraft-Zeit Parameter registrieren. Die Mehrkomponenten-Messplattformen messen die Bodenreaktionskräfte anhand von piezoelektrischen Kraftsensoren. Die Messplattform besteht aus einer Deckplatte mit vier vorgespannt eingebauten 3-Komponenten-Kraftsensoren. Die Ausgänge der vier Kraftsensoren werden intern so auf acht Kanäle reduziert, dass Kraft- und Momentmessungen in allen drei Achsen möglich sind. Die Koordinaten des Kraftangriffspunktes und das Drehmoment können ebenso berechnet werden. Die Resultierende wird in drei Komponenten zerlegt. Hochwertige Mehrkomponenten-Messplattformen bieten somit die Möglichkeit, die vertikale Kraftkomponente sowie die horizontalen Komponenten in der anterior-posterioren Ebene und der medio-lateralen Ebene genau zu bestimmen. Die Messplattformen werden offen oder verdeckt in der Gangbahn fixiert und sollten vom Probanden ohne besondere Aufmerksamkeit getroffen werden (Perry, 2003, 260). Zwei hintereinander liegende Kraftmessplatten ermöglichen eine effektive Aufnahme der rechten und der linken Seite als aufeinanderfolgende Schritte. Innovativ sind Systeme, bei denen zwei Kraftmessplattformen in ein Laufband integriert sind, denn

die Umgebung Laufband ermöglicht die schnelle Erfassung aufeinander folgender Gangzyklen bei voreingestellter Bandgeschwindigkeit. Gegenwärtig sind Laufbänder mit integrierten Kraftmessplatten noch sehr kostenaufwendige Einzellösungen und ermöglichen nur die Messung der Vertikalkomponente hinreichend genau.

Druckverteilungsmessplattformen und Druckverteilungsmesssohlen sind anhand einer Vielzahl eingearbeiteter resistiver und kapazitiver Drucksensoren in der Lage, den örtlichen und zeitlichen Verlauf der Kräfte zu berechnen. Druckmesssohlen, die direkt in den Schuh des Probanden eingelegt werden, haben den Vorteil, nicht an einen festen Ort gebunden zu sein und die Kraft pro Fläche im natürlichen Gang aufzuzeichnen. Jedoch ist die Haltbarkeit der Druckmesssohlen oft nicht sehr hoch, die Anwendung dieser wird langfristig kostspielig. Die Wahl der räumlichen Auflösung muss mit der Fragestellung der Untersuchung zusammen laufen.

2.7.4 Elektromyographie

Die Methode der Elektromyographie nimmt in der medizinischen, rehabilitativen, sportwissenschaftlichen und arbeitswissenschaftlichen Bewegungsanalyse einen bedeutenden Stellenwert ein (Basmajian & De Luca 1985; Kleissen et al., 1998, Konrad, 2005, 5; 147; Meurer 2001, 3; Sutherland 2001, 68; Wollny 1993; Zschorlich 1987). Das Ziel elektromyographischer Studien sind Schlussfolgerungen auf innere Ursachen äußerlicher biomechanischer Phänomene. Die Anfänge des kinesiologicalen Elektromyogramms reichen bis in die Erforschung der Muskelphysiologie zurück (Meurer 2001). Basmajian & De Luca (1985, 6) und Noth (1993, 199) beschreiben den ersten erfolgreichen Versuch der intramuskulären Ableitung elektrischer Aktivität von Adrian und Bronk im Jahr 1929 mit Hilfe von Nadelelektroden und postulieren dieses Ereignis als sehr bedeutsam für die klinische Forschung.

Das Studium komplexer Bewegungsabläufe und die präzise Überprüfung des koordinierten Zusammenspiels einzelner bewegungsausführender Muskeln in mehreren Gelenken kann mittels kinesiologicaler Elektromyographie detailliert untersucht werden. Die Aufzeichnung myoelektrischer Signale befindet sich äußerst nah am 'Ursprung von Bewegung', denn Muskeln entwickeln die Kraft, die bei einer Bewegung oder zur Gelenkstabilisation benötigt wird. Unter Anwendung elektromyographischer Untersuchungsmethoden erfolgt die extrazelluläre Ableitung und Registrierung von Amplituden und Frequenzen der aufsummierten, unter der Ableitfläche erfassbaren,

Muskelaktionspotentiale der aktiven motorischen Einheiten mittels bipolarer Oberflächenelektroden. Die Elektromyographie identifiziert die an der Bewegung beteiligten Muskeln, erfasst den grundsätzlichen zeitlichen Verlauf der Muskelkraftentwicklung und registriert die Höhe der elektromyographischen Aktivität in unterschiedlichen Bewegungen und Haltungen. Roth & Willimczik (1999, 201) sprechen in diesem Zusammenhang sogar von der Aufzeichnung „elektrischer Phänomene“.

Der Weg des stochastisch-bioelektrischen Signals vom Muskel zur eigentlichen Signalregistrierung an den Elektroden unterliegt variierenden Ableitbedingungen. Der Amplitudenausschlag und das Frequenzspektrum werden einerseits von den physiologischen und anatomischen Eigenschaften sowie den Unbekannten des Nerv-Muskel-Systems und andererseits von der Konfiguration der Elektroden und den anschließenden Filterungs- und Verstärkungstechniken beeinflusst (Basmajian & De Luca, 1985, 65; Zschorlich, 1987, 28).

Dennoch weisen Experten gleichzeitig auf die Spezifik des Signals und die damit verbundenen Gefahren und methodischen Probleme in der Anwendung der Elektromyographie hin (De Luca, 1993, 2; Kleissen et al., 1998, 148; Meurer, 2001, 43; Zschorlich 1987, 32). Ein quantitativer Zusammenhang zwischen der entwickelten Muskelkraft und dem elektromyographischen Oberflächenpotential kann nicht gebildet werden (Basmajian & DeLuca, 1985, 200; Meurer, 2001, 48; Perry, 2003, 247; Whittle, 1996, 379).

2.7.5 Messplatz Laufband versus Messplatz Gangbahn

Die Untersuchungen der vorliegenden Arbeit finden auf dem Messplatz Laufband statt. In der Vergangenheit wurden Studien jedoch in der Mehrzahl auf der Gangbahn durchgeführt. Das freie Gehen und das Gehen auf dem Laufband unterscheiden sich bezüglich der motorischen Aufgabenstellungen (Leuchte et al., 2000, 143).

Eine Vielzahl vergleichender Studien wurde unter der Themenstellung Laufband versus Gangbahn durchgeführt (Alton et al., 1998; Boda et al., 1994; Lafortune et al., 1994; Nigg et al., 1995; White et al., 1998). Jedoch sind die Ergebnisse zum Teil widersprüchlich (Alton et al., 1998, 334). Vor- und Nachteile stehen zur Diskussion. White et al. (1998, 1537) fassen die Vorteile des Laufbandes sehr gut zusammen: „Space requirements are constrained, environmental factors can be controlled, steady state locomotion speeds are selectable, and successive and repetitive strides can be documented expeditiously“. Ob in der Diagnostik

oder in der Therapie, die Vorteile des Laufbandes liegen in den kontrollierten Umgebungs- und Untersuchungsbedingungen. Die Möglichkeit der fixierten Laufbandgeschwindigkeit als kontrollierte Untersuchungsbedingung kann in der vorliegenden Arbeit genutzt werden. Die Gangzyklen, insbesondere die Bodenreaktionskräfte sowie die räumlich-zeitliche Struktur, sind von der Ganggeschwindigkeit abhängig (Leuchte et al., 2005). Leuchte & Stöber (2002, 78) haben den engen Zusammenhang zwischen der Laufbandgeschwindigkeit und den Parametern Schrittlänge und Schrittzeit nachgewiesen (Abbildung 5).

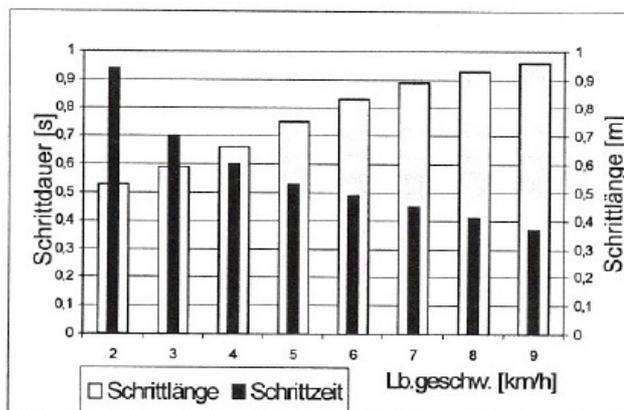


Abbildung 5: Einfluss der Laufbandgeschwindigkeit auf die räumlich-zeitliche Schrittgestaltung (Leuchte & Stöber, 2002, 78)

Gewonnene Erkenntnisse von Laufbanduntersuchungen mit fixierten Bandgeschwindigkeiten geben somit nur Auskunft zum Gehen auf dem Laufband unter kontrollierten Bedingungen. Im freien Gang wäre z.B. die Einhaltung der Ganggeschwindigkeit zu verschiedenen Messzeitpunkten nicht so genau möglich.

Anstatt die Besonderheiten zwischen verschiedenen Untergrundflächen herauszufinden, zu akzeptieren und unter Berücksichtigung dieser und der eigenen Zielstellung zu arbeiten, wird versucht, Gemeinsamkeiten bzw. Unterschiede zu finden und wieder zu verwerfen. Ziel sollte sein, herausfinden, welche Untergrundfläche hinsichtlich unterschiedlicher motorischer Aufgabenstellungen für die wissenschaftliche Fragestellung oder die therapeutische Intervention besser geeignet ist. Leuchte & Stöber (2002, S.81) ziehen ein Fazit dieser Problematik und betonen die notwendige Koexistenz und nicht die Konkurrenz der Umgebungsbedingungen. Je nach Wahl der Untergrundfläche müssen die jeweiligen Vor- und Nachteile in der Auswertung beachtet werden.

2.8 Forschungsstand zur Thematik und Arbeitshypothesen

Die gesellschaftliche Relevanz der Hüftendoprothetik, die theoretischen Abhandlungen zur Coxarthrose, die Darstellung der Entwicklungen in der Hüftendoprothetik und adäquate Mess- und Untersuchungsmethoden nach der Implantation eines künstlichen Hüftgelenkes zeigen den kontinuierlichen Forschungsbedarf auf diesem Gebiet. Klinische und radiologische Befunde nach Implantationen werden nicht mehr als ausreichend anerkannt und es herrscht Einigkeit darüber, die Funktionalität einer Prothese zusätzlich in der Bewegung zu beurteilen (Andriacchi & Hurwitz, 1997, 260). Die biomechanische Ganganalyse stellt eine adäquate Untersuchungsmethode in der Frührehabilitation von Patienten mit Hüfttotalendoprothesen dar und wurde von einigen Autoren zur funktionellen Überprüfung nach künstlichem Gelenkersatz erfolgreich eingesetzt (Bennett et al., 2005; Horstmann et al., 1995; Kyriazis & Rigas, 2002; Madsen et al., 2003; McCrory et al., 2001; Perron et al., 2000; Sliwinski et al., 2003; Steens et al., 2003;).

Unphysiologische funktionelle Anpassungserscheinungen können nach Implantation einer neuartigen Endoprothese oder Anwendung eines innovativen Zugangs wichtige Zusatzinformationen zum Erfolg oder Misserfolg der Weiterentwicklungen liefern. Neuerungen erfordern eine systematische und regelmäßige funktionelle Überprüfung.

A key to the analysis of patients following total joint replacement is understanding that patients adapt to stimuli such as pain, instability or muscle weakness. The adaption often appears before significant clinical problems become apparent. Thus, timely and objective information can be obtained from systematic testing of patients with new implant designs.

Andriacchi & Hurwitz, 1997, 262

Nur wenig Studien führten Messungen zum Gang auf dem Laufband nach der Implantation eines künstlichen Gelenkersatzes durch. Die Darstellung des Forschungsstandes gestaltet sich schwierig, weil der Vergleich der Studien aus verschiedenen Perspektiven vorgenommen wird. Messmethodische Unterschiede hinsichtlich der Messzeitpunkte, der biomechanischen Messplätze und somit verschiedener Parameter erschweren die Vergleichbarkeit der Studien (Tabelle 1).

Ein weiteres Defizit stellen Referenzdaten dar. Einerseits werden präoperative Daten in Beziehung zu einer gesunden Kontrollgruppe und postoperativen Werten gesetzt, andererseits stehen den Autoren als Referenzdaten nur postoperative Werte sowie betroffene und nicht betroffene Seite zur Verfügung. Die nicht betroffene Seite und die

postoperativen Werte können auf Grund von Kompensationen und persistierenden Defiziten nicht als physiologisch betrachtet werden. Statistische Überprüfungen der Seitigkeit fehlen oft. Zusätzlich ist in einigen Studien keine Übereinstimmung im kalendarischen Alter der Patienten und der Kontrollgruppe vorhanden (Mc Crory et al., 2001), obwohl die Veränderungen des Ganges im Alter weitreichend bekannt sind (Leuchte & Luchs, 2006). Tabelle 1 stellt die Vielzahl der Studien dar und folgt dem Ordnungsprinzip der Jahreszahlen. Die Zunahme der Bearbeitung des Themas innerhalb der letzten 20 Jahre wird deutlich.

Tabelle 1: Gangstudien vor und nach künstlichem Hüftgelenkersatz

Autoren	Kontrolle	MZP (N)	Prä-op.*	MZP1*	MZP2*	Messmethoden*	Laufband*
Murray et al. (1972)	-	3	x	3 M	6 M	K, E	-
Stauffer et al. (1974)	-	2	x	6 M	-	K, D	-
Malcom et al. (1980)	x	3	x	3 M	6 M	K, En	-
McBeath et al. (1980)	-	6	x	6 M	1-4 J	K, En	-
Wall et al. (1981)	-	3	x	6 M	12 M	K	-
Perrin et al. (1985)	x	2+	x	1 J	Jährlich	K	-
Steeger et al. (1985)	x	2	x	3 M	-	K, E	-
Olsson et al. (1985)	-	3	x	3 M	12 M	K, D	-
Berman et al. (1991)	x	3	x	0-18M	0-18M	K	-
Hodge et al. (1991)	x	1	-	1 J+	-	K, D	-
Arnold & Schliebe (1992b)	-	2	-	7 T	3 M	K	-
Wykman & Olsson (1992)	-	3+	x	6 M	12 M	K	-
Long et al. (1993)	-	5	x	3 M	6 M	K, D, E	-
James et al. (1994)	-	3	x	2 M	6 M	K, E	-
Horstmann et al. (1995)	-	3	x	9 W	6 M	D	-
Loizeau et al. (1995)	x	1	-	3,8 J	-	K, D, En	-
Tamaka et al. (1998)	x	1	-	12-85 M	-	K, D	-
Hesse et al. (1999)	-	1	-	6 W	-	K, D, E	x
Perron et al. (2000)	x	1	-	6-18 M	-	K, E	-
McCrory et al. (2001)	x	1	-	2-53 M	-	K, D	x
Kyriazis & Rigas (2002)	x	2	-	1 J	8-10 J	K	-
Madsen et al. (2003)	x	1	-	6 M	-	K	x
Möckel et al. (2003)	x	1	x	-	-	K, D	x
Sliwinski et al. (2003)	x	1	-	2 M+	-	K	-
Steens et al. (2003)	x	1	-	2,1 J	-	K, D, E	-
Bennett et al. (2005)	x	2	x	2 T	6 W	K	x

*x-ja, T-Tag, W-Wochen, M-Monate, J-Jahre, K-Kinemetrie, D-Dynamik, E-EMG, En-Energie

Die Anzahl randomisierter klinischer und ganganalytischer Studien zum Vergleich zwischen minimalinvasiven und traditionellen Zugängen ist sehr

gering. Neuartige minimalinvasive Operationszugänge zeigen hinsichtlich der klinischen Ergebnisse widersprüchliche Aussagen in der Literatur. Angaben zur Entwicklung des Ganges nach der Implantation fehlen oft. Nur die Arbeitsgruppe um Bennett (2005) hat bisher in einer randomisierten Untersuchung eine biomechanische Ganganalyse zur Überprüfung des minimalinvasiven Zugangs im Vergleich zur traditionellen Vorgehensweise durchgeführt. Frühfunktionelle Vorteile des innovativen Operationszuganges ließen sich nicht bestätigen (Bennett et al., 2005). Dennoch konnten innerhalb dieser Studie nur die räumlich-zeitlichen Parameter und die Bewegungsumfänge gemessen werden. Erkenntnisse zu Reaktivkräften und muskulären Aktivitäten nach minimalinvasiver Hüftimplantation liegen noch nicht vor.

Das Ziel der hier vorgestellten Untersuchung ist die Bearbeitung der zentralen Frage, ob sich mit Hilfe der biomechanischen Ganganalyse frühfunktionelle Vorteile (Berger, 2004; Berry et al., 2005; Chung et al., 2004; Wohlrab et al., 2004) eines schonenden minimalinvasiven Zugangs bestätigen lassen. Die Aktualität der Studie liegt in der erstmaligen Anwendung der Mess- und Untersuchungsmethoden der Dynamik und der Elektromyographie nach minimalinvasiver Hüftgelenkimplantation. Der Neuheitswert besteht zusätzlich in der Möglichkeit, die räumlich-zeitlichen Parameter sowie die Bodenreaktionskräfte unter der standardisierten Bedingung einer fixierten Laufbandgeschwindigkeit zu erheben. Gleichzeitig werden die räumlich-zeitliche Struktur der Gangzyklen und anhand des Fragebogens SF-36 die gesundheitsbezogene Lebensqualität erfasst. In der Verlaufskontrolle sollen die Entwicklungen der unterschiedlichen Patientengruppen untersucht werden. Ziel der Studie ist es, die Wiederherstellung des physiologischen Ganges bei unterschiedlichen Operationszugängen zu beurteilen.

Der Fragebogen SF-36 wurde in wissenschaftlichen Untersuchungen bereits erfolgreich eingesetzt, um die Veränderungen des allgemeinen Gesundheitsstatus bei Patienten nach Implantation einer Hüft- und/oder Knieendoprothese darzulegen (Bak et al., 2001; Jerosch & Floren, 2000; Kiebzak et al., 1997; March et al., 1999; Mc Guigan et al., 1995; Nilsdotter et al., 2003; Ritter et al., 1995; Steens et al., 2003; Weber & Stephan, 2005). Die Ergebnisse der Studien zeigen übereinstimmend Verbesserungen vor allem in den physischen und funktionsrelevanten Dimensionen des Fragebogens. Insbesondere die Dimensionen „Körperliche Funktionsfähigkeit“ und „Körperlicher Schmerz“ zeigen überwiegend signifikante Verbesserungen.

- Arbeitshypothese 1: In der gesundheitsbezogenen Lebensqualität, speziell in den Dimensionen „Körperliche Funktionsfähigkeit“ und „Körperlicher Schmerz“, werden unabhängig vom Zugang signifikante Verbesserungen bei den Patienten in der Verlaufskontrolle erwartet. Das Messinstrument SF-36 ist zu unspezifisch, um Unterschiede in den verschiedenen Zugangstechniken erheben zu können. Zwischen den verschiedenen Zugängen werden keine unterschiedlichen Ergebnisse zur gesundheitsbezogenen Lebensqualität erwartet.

Im Verlauf der Rehabilitation verbessert sich die Hüftgelenkbeweglichkeit indem der Hüftflexorenkontraktur entgegengewirkt wird. Die Ganggeschwindigkeiten verbessern sich postoperativ (Bennett et al., 2005; Berman et al., 1991; Olsson et al., 1985). Bennett et al. (2005) und Madsen et al. (2003) stellen im Vergleich von unterschiedlichen Operationszugängen keine Unterschiede in der Ganggeschwindigkeit fest. Die Ganggeschwindigkeit ist auch nach dem künstlichen Gelenkersatz im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe verringert (Bennett et al., 2005; Kyriazis & Rigas, 2002; Loizeau et al., 1995; Madsen et al., 2003; Malcom et al., 1980; Murray et al., 1972; Perron et al., 2000; Sliwinski et al., 2003; Stauffer et al., 1974; Steens et al., 2003).

- Arbeitshypothese 2: Die frei gewählte Geschwindigkeit auf der Gangbahn erhöht sich in beiden Patientengruppen signifikant im Verlauf der Untersuchungen. Zwischen den Zugangsgruppen werden keine Unterschiede erwartet. Das Niveau der Kontrollgruppe wird auch nach sechs Monaten nicht erreicht.

Im Verlauf der Rehabilitation verbessern sich die Schrittlängen (Berman et al., 1991; Olsson et al., 1985). Die absoluten Einbein- und die Doppelstützphasen verkürzen sich im Zusammenhang mit einer steigenden Ganggeschwindigkeit (Berman et al., 1991; Murray et al., 1972; Olsson et al., 1985). Bennett et al. (2005) weist sechs Wochen postoperativ Verbesserungen in den kinematischen Parametern nach und hebt hervor, dass die Patienten zu diesem Zeitpunkt wieder das präoperative Niveau erreichen. Murray et al. (1972) stellen präoperativ eine defizitäre Muskelkraft fest, die sich im Verlauf der Studie verbessert. In der vergleichenden Literaturanalyse wird deutlich, dass die verlängerten Aktivitätszeiten auch postoperativ für die Gangbahn bestätigt werden (Long et al., 1993; Perron et al., 2000; Steeger et al., 1985; Steens et al., 2003). Auf dem Laufband wurden bisher noch keine elektromyographischen Verlaufskontrollen nach Implantation eines künstlichen Hüftgelenkes durchgeführt.

Bennett et al. (2005) und Madsen et al. (2003) stellen in den räumlich-zeitlichen Parametern keine Unterschiede in den Operationszugängen fest. Zu den elektromyographischen Aktivitäten und den Bodenreaktionskräften bei unterschiedlichen Operationszugängen liegen keine Ergebnisse vor. Dennoch fordert die Entwicklung der minimalinvasiven Operationstechniken besonders die Kontrolle der muskulären Aktivitätsverläufe, denn die Operationszugänge postulieren eine muskel- und weichteilschonendere Herangehensweise.

Zwar sind Verbesserungen in allen Variablen des Ganges zu verzeichnen, jedoch bleiben schon vor der Implantation bestehende Defizite auch postoperativ erhalten. Die Schonhaltung in Form verschiedener Abweichungen des Ganges und damit verbundene strukturelle Veränderungen von Muskulatur, Bändern und Gelenkkapsel sind bei vielen Patienten auch nach dem künstlichen Gelenkersatz für persistierende motorische Defizite verantwortlich. Untersuchungen zeigen auch Monate (Bennett et al., 2005; Berman et al., 1991; Stauffer et al., 1974; Steeger et al., 1985) und teilweise Jahre (Kyriazis & Rigas, 2002; Long et al., 1993) nach der Implantation von künstlichen Hüftgelenken noch keine Angleichung des Ganges der Patienten an die gesunde Kontrollgruppe. Die `globalen´ in enger Beziehung zueinander stehenden Parameter der Schrittlänge und der Kadenz sind auch nach dem künstlichen Gelenkersatz im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe verringert, (Bennett et al., 2005; Kyriazis & Rigas, 2002; Loizeau et al., 1995; Madsen et al., 2003; Malcom et al., 1980; Murray et al., 1972; Perron et al., 2000; Sliwinski et al., 2003; Stauffer et al., 1974; Steens et al., 2003). Steeger et al. (1985) und Perron et al. (2000) zeigen in der Standphase der erkrankten Seite verlängerte Muskelaktivitäten im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe. Ein Vergleich elektromyographischer Daten der Patienten und der gesunden Kontrollgruppe wurde auf dem Laufband bis zum gegenwärtigen Zeitpunkt noch nicht durchgeführt.

- Arbeitshypothese 3: In den räumlich-zeitlichen und in den elektromyographischen Parametern werden im Studienverlauf in beiden Patientengruppen Veränderungen erwartet. Zwischen den Operationszugängen werden in den Parametern keine Unterschiede angenommen. Die räumlich-zeitlichen Parameter und die muskulären Aktivitätsmuster erreichen auch nach sechs Monaten nicht das Niveau der Kontrollgruppe.

McCrary et al. (2001) und Möckel et al. (2003) führten Messungen auf dem Laufband durch und stellen nur sehr geringe Asymmetrien in den

Kraft-Zeit Parametern fest. Möckel und Mitarbeiter (2003) beziehen sich nur auf präoperative Werte, McCrory et al. (2001) messen nur postoperativ. Long et al., (1993) und Steens et al. (2003) weisen auf der Gangbahn postoperativ in den Kraft-Zeit-Parametern ebenso signifikante Unterschiede zwischen betroffener und nicht betroffener Seite des Hüftgelenkes nach. In der Mehrzahl der Untersuchungen auf der Gangbahn zeigen besonders die präoperativen Messungen der räumlich-zeitlichen Variablen starke Asymmetrien zwischen den Körperseiten (Berman et al., 1991; Kyriazis & Rigas, 2002; Olsson et al., 1985; Wall et al., 1981; Wykman & Olsson, 1992). Im Verlauf der Messungen gehen die Patienten symmetrischer. Bennett et al. (2005) stellen für die Patientengruppen zwei Tage nach der Implantation eine Asymmetrie in den Schrittlängen fest, wobei eine reduzierte Schrittlänge auf der nicht operierten Seite vorliegt. Patienten mit arthrotischen Veränderungen des Hüftgelenkes zeigen präoperativ eine symmetrische zeitliche Verlaufscharakteristik der EMG-Aktivitäten der betroffenen und der nicht betroffenen Körperseite (Meurer, 2001, 114).

- Arbeitshypothese 4: In der Seitigkeit werden präoperativ zwischen der betroffenen und der nicht betroffenen Seite in den räumlich-zeitlichen Parametern, den Reaktivkräften und in den zeitlichen Innervationsmustern des M. tensor fasciae latae, des M. gluteus medius und des M. gluteus maximus signifikante Unterschiede erwartet. Nach der Implantation wird ein schneller Ausgleich der Seitigkeitsdifferenzen angenommen.

Um die Vielzahl der Parameter in den Studien einzugrenzen und eine Datenreduktion vorzunehmen, wurden von einigen Autoren diskriminante Gangparameter nach Implantation einer Totalendoprothese der Hüfte in verschiedenen Untersuchungen herausgestellt. So bestätigen Arnold & Schliebe (1992b) sowie Kyriazis & Rigas (2002) die hohe Aussagekraft der Stützphasendauer im Gangzyklus. Die Doppelstandphasendauer betrachten Sliwinski et al. (2003) als sehr entscheidend in der Verlaufsbeurteilung des Gangverhaltens nach der Implantation. Berman et al. (1991), Kyriazis & Rigas (2002), Olsson et al. (1985) u.a. betonen die Messung der Ganggeschwindigkeit. Im Sinne der Datenreduktion werden zusätzlich „funktionelle Parameter“ verwendet, die einen Bezug zu den drei funktionellen Gangphasen mit den entsprechenden Aufgaben herstellen: Gewichtsübernahme, Einbeinstand und Schwungbein vorwärtsbewegung (Götz-Neumann, 2003).

So geben der Anstieg, auch „loading rate“ genannt, und der Abfall, auch als „push-off rate“ bezeichnet (Herzog et al., 1989; Leuchte & Luchs,

2006) Auskunft zu den funktionellen Aufgaben im Gangzyklus. James et al. (1994) benennen ihre „funktionellen Parameter“ „inclining rate & declining rate“. McCrory et al. (2001) nutzen die „funktionellen Indices“ „weight acceptance rate“ und „push-off rate“. In vergleichbaren Studien haben sich sogenannte „funktionelle Parameter“ als untersuchungsrelevant herausgestellt (Herzog et al., 1989; James et al., 1994; Leuchte & Luchs, 2006; Takahashi et al., 2004; Thorwesten, 2000). Der Anstieg der Vertikalkomponente der Bodenreaktionskraft in der Belastungsantwort wird von der Arbeitsgruppe um McCrory et al. (2001) als sehr aussagekräftig für die Verlaufskontrolle nach künstlichem Hüftgelenkersatz angesehen. Thorwesten (2000) beschreibt die funktionelle Aufgabe der Bewältigung der Körperlast in der Einbeinstandphase und benutzt dazu die funktionellen Parameter der „Entlastungs- und Belastungsrate“. Die alternierende Bewältigung der Körperlast in der Einbeinstandphase beansprucht das Hüftgelenk und die hüftgelenk- und beckenstabilisierende Muskulatur des jeweiligen Standbeins besonders hoch. Die Vorwärtsbewegung des Schwungbeins auf der kontralateralen Seite entlastet das Standbein in dieser Phase und macht den Gang energieeffizient.

- Arbeitshypothese 5: Die funktionellen Parameter kennzeichnen die funktionellen Aufgaben im Gangzyklus besser als isoliert gemessene Bodenreaktionskräfte (Leuchte & Luchs, 2006). Die Untersuchung soll überprüfen, ob die funktionellen Parameter für die Verlaufskontrolle nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese, bei unterschiedlichen Operationszugängen und im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe geeignet sind.

Gegenwärtig liegen keine Ergebnisse zu Verlaufskontrollen der Reaktivkräfte auf dem dynamometrischen Laufband mit voreingestellter Bandgeschwindigkeit vor. Vergleichende Messungen für unterschiedliche Operationstechniken unter den o.g. Bedingungen wurden noch nicht durchgeführt.

- Arbeitshypothese 6: Durch die zu jeder Messung voreingestellte Laufbandgeschwindigkeit von 2,5km/h ist in der Verlaufskontrolle und zwischen den Patientengruppen nicht mit Veränderungen der Reaktivkräfte zu rechnen. Die Patientengruppen unterscheiden sich in den Reaktivkräften von der gesunden Kontrollgruppe.

3 Methodik

3.1 Stichproben und Auswahlkriterien

In die Untersuchungen konnten 21 Patienten mit primärer Coxarthrose eingeschlossen werden. Bei 17 Patienten erfolgte trotz der Erstaufnahme der Ausschluss aus der Studie, da Komplikationen während und nach der Implantation auftraten. Während der Implantation entstandene Frakturen und Nervenverletzungen führten hauptsächlich zum Ausschluss. In diesen Fällen war eine Vollbelastung nicht möglich und die Rehabilitation konnte erst später beginnen.

Die Studienpatienten wurden in der Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg operiert und nachuntersucht. Eine einheitliche Vorgehensweise hinsichtlich der Operationstechniken, der Prothesenmodelle und der Nachbehandlung in der Akutphase konnte gewährleistet werden. Die Patienten wurden über die Studie informiert und erklärten sich durch ein schriftliches Einverständnis zur Teilnahme bereit. Alle Patienten erhielten zementfreie Kurzschaftendoprothesen. Die Operationen wurden zwischen Juni 2004 und November 2005 durchgeführt.

Die Auswahl der Patienten für die Studie erfolgte nach ausgearbeiteten Kriterien. Ausgeschlossen wurden Patienten mit schwerwiegenden Erkrankungen des Herz-Kreislauf-Systems und des Nervensystems, mit Adipositas und mit anderen, den Gang beeinflussenden Verletzungen oder Erkrankungen (z.B. Gonarthrosen). Patienten, die nach der Operation Komplikationen aufwiesen, wurden aus dieser Studie ausgeschlossen und in der Datenauswertung nicht berücksichtigt. Die Voraussetzungen zur Teilnahme an der Untersuchung wurden für die Patienten wie folgt festgelegt:

- Einseitig betonte primäre Coxarthrose: Die Indikation zur operativen Versorgung ist in Folge einer einseitig betonten primären Coxarthrose gestellt worden.
- Erstversorgung: Die geplante Implantation einer Hüftendoprothese stellt eine Erstversorgung dar. Die betroffene und die gesunde Seite durften nicht voroperiert sein.

- Identische Nachbehandlung in der Akutphase: Eine gleichartige Frührehabilitation aller Studienpatienten war zu gewährleisten.
- Altersgrenze: Das Alter wurde auf den Jahrgang 1930 begrenzt. Die Patienten sind zum Zeitpunkt der Untersuchungen nicht älter als 74 Jahre.
- Gehfähigkeit: Die Patienten müssen mindestens 8-10 Minuten ohne Gehhilfen gehfähig sein, da die Ganganalyse den hilfsmittelfreien Gang erfordert.
- Schrittlänge: Die Schrittlänge muss mindestens eine Fußlänge betragen, da die Laufbandtechnik diese Bedingung zur separaten Erfassung der Daten stellt.

Die kontrollierte, nicht randomisierte Einteilung der Patienten in zwei Untersuchungsgruppen erfolgte anhand der unterschiedlichen Operationszugänge. Die Patientendaten unterscheiden sich bezüglich Alter, Gewicht und Größe nicht signifikant. Zum Zeitpunkt der Operation lag das Durchschnittsalter der Untersuchungsgruppe minimalinvasiver Zugang bei 61 Jahren, wobei die Altersspanne von 49,2 Jahren bis zu 68,8 Jahren variierte. Die Untersuchungsgruppe normaler Zugang wies ein durchschnittliches Alter von 65 Jahren auf. Der jüngste Patient dieser Untersuchungsgruppe war 45,7 Jahre und der älteste 71,8 Jahre alt. Die Patienten wurden einen Tag vor der Operation, 8 Wochen ($7,97 \pm 1,16$), 14 Wochen ($14,04 \pm 1,49$) und 27 Wochen ($27,42 \pm 1,76$) postoperativ gemessen (Tabelle 2).

Tabelle 2: Probanden- und Patientendaten

OP-Zugang/	N	Alter	Gewicht	Größe	Frau- en	Män- ner	links	rechts
Kontrolle		[Jahre]	[kg]	[cm]	N	N	N	N
Mis	10	$61,0 \pm 5,9$	$83,3 \pm 18,3$	$173,7 \pm 10,2$	3	7	2	8
Normal	11	$65,0 \pm 7,1$	$86,6 \pm 16,1$	$172,4 \pm 4,6$	3	8	7	4
Kontrolle	20	$56,1 \pm 7,3$	$71,9 \pm 14,8$	$168,4 \pm 8,9$	9	11	11	9

Die Klassifikation des Arthrosegrades (Tabelle 3) erfolgte im Rahmen der klinischen Untersuchung.

Tabelle 3: Röntgenbefunde (nach Busse et al., 1972)

Name- Abkürzung	Arthrose op	Arthrose nop	Op - Seite
dh	2	1	rechts
ei	3	1	links
fk	3	0	links
hb	3	1	rechts
hpr	3	0	links
hr	3	3	rechts
kg	3	1	links
kk	3	1	links
ku	3	3	rechts
mt	3	1	rechts
pha	3	2	links
qr	3	1	rechts
rb	3	3	rechts
rf	3	1	links
sch	k.A.	k.A.	links
scr	3	1	links
se	3	1	rechts
sh	3	2	rechts
uo	3	2	rechts
ur	3	1	rechts
we	2	1	rechts
Mittelwert	= 2,90	= 1,35	

Für Referenzdaten wurde eine altersspezifische gesunde Kontrollgruppe untersucht. Ausschlusskriterien waren den Gang beeinflussende Verletzungen oder Erkrankungen sowie Geburtsjahre vor 1930 und nach 1965. 20 gesunde Probanden mit einem durchschnittlichen Alter von 56,1 Jahren wurden in die Studie aufgenommen und im Zeitraum April 2004 – Mai 2004 einmal untersucht. Der jüngste Proband der Referenzgruppe war 42,2 Jahre und der älteste Teilnehmer 70,5 Jahre. Aus der Kontrollgruppe wurde kein Proband ausgeschlossen.

3.2 Prothesensysteme

3.2.1 Mayo®-Schafft/C.F.P.® Schafft

Allen Patienten dieser Studie wurde eine zementfreie Kurzschaftprothese implantiert. Bei 19 Patienten handelt es sich um einen Mayo®-Schafft und eine Trilogy®Pfanne und bei zwei Patienten um das Prothesenmodell Collum Femoris Preserving Prosthesis – (C.F.P.®) mit der Trabekel orientierten Pfanne (T.O.P.®) (Abbildung 6). Beide Prothesenmodelle kombinieren neue Konstruktionsprinzipien und innovative Materialien (Breusch et al., 2000, 925). Der geringe Knochenverlust während der

Implantation ist ein bedeutender Vorteil der Kurzschaftprothesen. Die Modelle ebnen den Weg für minimalinvasive Operationstechniken. Im Jahr 1981 wurde der Mayo®-Hüftprothesenschaft gemeinsam von dem Arzt B.F. Morrey und der Zimmer Chirurgie GmbH Deutschland, Kiel an der Mayo-Klinik in Rochester, USA entwickelt. Das Mayo®-Implantat ist anteroposterior als auch mediolateral konisch ausgerichtet und gewährleistet den sofortigen primärstabilen Sitz des Schaftes im Knochen. Das neuartige Schaftkonzept ermöglicht durch einen Mehrpunktkontakt in den einzelnen Bereichen des proximalen Femurs eine starre Primärverankerung. Das Ziel einer sicheren Primärverankerung im metaphysären Knochen des proximalen Femurs wird somit sichergestellt und ein Nachsinken der Prothese kann verhindert werden (Zimmer, 2005). Das Design integriert das Prinzip einer sicheren Fixierung unabhängig von der Form des proximalen Femurs. Durch den Mehrpunktkontakt muss der Oberschenkelknochen bei der Primärversorgung nur sparsam reseziert werden und sichert eine ausreichende Knochensubstanz für spätere Wechseloperationen (Hein, 2004). Weiterhin garantiert das Kurzschaft-System ein verringertes Auftreten von Oberschenkelschmerzen durch den kurzen distalen Schaftanteil und das Vermeiden von proximalem stress shielding (Zimmer, 2005). Der Prothesensitz befindet sich weit medial und demzufolge fernab der pelvitrochantären Muskulatur. Das Implantat ermöglicht durch verschiedene Größen eine Anpassung entsprechend der anatomischen Verhältnissen des Patienten. Die dreidimensionale Fiber-Metallstruktur und die aufgeraute Oberfläche des Implantates verhelfen zum schnellen An- und Einwachsen des Knochens (Zimmer, 2005).

Der C.F.P.®-Schaft von der Firma LINK, Hamburg ermöglicht den Erhalt des Schenkelhalses und der Spongiosakompression durch minimale Knochenresektion. Spongiöser Knochen im proximalen Femur muss nicht entfernt werden (Link, 2006). Die anatomische Schaftform beachtet die physiologische Anteversion im Prothesenschaft und unterschiedliche Schaftkrümmungen garantieren eine sichere Abstützung der Prothese an der medialen Kortikalis (Link, 2006). Durch die Besonderheit der Halsauflage wird eine Wiedereinleitung physiologischer Druckkräfte in das Femur gewährleistet.



Abbildung 6: Prothesenschäfte C.F.P.® (links) und Mayo® (rechts)

3.2.2 Trilogy®/T.O.P.® Pfannensystem

Die hemisphärische Trilogy®-Pfanne besteht aus einer Titanschmiedelegerung und wird zementfrei in einer press-fit-Situation im Acetabulum verklemt. Dem Operateur stehen verschiedene Modelle und Größen der Trilogy®-Pfanne zur Verfügung. Einerseits bieten integrierte Löcher die Möglichkeit der Augmentation mit Schrauben, andererseits stehen Pfannen mit integrierten Spikes zur Verfügung. Besonders am Trilogy®-Pfannensystem ist ein Sprenging-Mechanismus. Dieser Mechanismus basiert auf einem integrierten Federring und gewährleistet dadurch eine sichere Fixation sowie ein unkompliziertes Entfernen eines bereits fixierten Inlays. Konventionelles Polyethylen, crosslinked Polyethylen und Keramik sind Materialien, welche mit der Trilogy®-Pfanne vereinbar sind. Im Bereich der Polyethyleninlays kann zwischen mehreren Modellen gewählt werden. Das Material des Schaftkopfes besteht entweder aus Aluminium-Keramik oder aus Metall.

Mit dem T.O.P.® Pfanneneinsatz und unterschiedlichen Polyethyleneinsätzen wird die press-fit-Verankerung bei maximalem Knochenkontakt möglich. Zirkuläre Verzahnungsreihen am Pfannenäquator erhöhen die Primärstabilität und Metallträger mit Bohrungen dienen der zusätzlichen Schraubenverankerung (Link, 2006). Ein Schnappschloss-Mechanismus sichert den Verbund Metallträger/Polyethyleneinsatz der Trabekel orientierten Pfanne T.O.P.®.

3.3 Operationstechnik

3.3.1 Präoperative Planung

Im Rahmen der präoperativen Planung wird die korrekte Größe und Position des Schaftes sowie der Pfanne mittels Röntgenschablonen

festgelegt. Die Planungsfolien von Schaft und Pfanne sind mit einer Vergrößerung von 15% an die 15%ige Vergrößerung der Röntgenaufnahmen angepasst. Dies geschieht anhand der axialen sowie der anterior-posterior-Aufnahme. Hinsichtlich der Pfanne ist nur eine grobe Planung der Größe möglich, die endgültige Entscheidung wird während der Operation getroffen. Ein Ausgleich eventueller Beinlängendifferenzen wird berücksichtigt. Für den künstlichen Hüftgelenkersatz eines zementfreien Prothesensystems sollten Patienten eine stabile Knochenqualität und eine normale oder leicht dysplastische Anatomie im Gebiet des Hüftgelenkes aufweisen. Für die Operation wird die Rückenlage des Patienten favorisiert. Geeignet sind Operationstische, die einerseits für Röntgenstrahlen durchlässig sind und andererseits ein separates Absenken der Beine erlauben.

3.3.2 Transglutealer Zugang nach Bauer

Der lateral-transgluteale Zugang lässt einen guten Zugang zum Femurschaft zu (Debrunner, 1994, 754). Der transgluteale Zugang ermöglicht durch einen längslateralen Hautschnitt die Erhaltung der lateralen Faszien-Muskulatureinheit (Aebi-Müller et al., 2005, 25). Bei dieser Operationstechnik werden die Fascia lata und die darunter liegenden M. Glutaeus medius und M. glutaeus minimus in Faserlängsrichtung gespalten und nach ventral vom Trochanter und der Gelenkkapsel abgeschoben (Aebi-Müller et al., 2005, 25).

3.3.3 MIS™: „Minimally Invasive Surgery“ – Zugang modifiziert nach Watson-Jones

Das verkleinerte Operationsfeld bei der Implantation von Kurzschaftprothesen ermöglicht den Zugang zum Gelenk unter muskel- und weichteilschonenden Bedingungen. Die minimalinvasive Zugangstechnik MIS™, bei der die hüftstabilisierende Muskulatur nicht mehr vom Knochen abgetrennt werden muss, sondern lediglich auseinander geschoben wird, um die Prothese zu implantieren, wird an der Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg durchgeführt. Kontraindikativ kann die minimalinvasive Zugangstechnik bei Patienten mit hohem Body Mass Index oder in Verbindung von stark ausgeprägter Muskulatur und Varusstellung sein. Der ursprüngliche antero-laterale Zugang nach Watson-Jones liegt zwischen M. tensor fascia latae und M. glutaeus medius (Huggler & Schreiber, 1978, 68; Ruggieri et al., 1989, 208). Der durchgeführte minimalinvasive Eingriff ist eine modifizierte

Technik nach Watson-Jones. Durch diese muskelschonende Präparationsweise ist eine praktisch sofortige Belastungsfähigkeit nach der Operation gegeben.

3.4 Untersuchungsablauf

3.4.1 Organisatorischer Ablauf

Alle Patienten, die entsprechend der Ein- und Ausschlusskriterien ausgewählt wurden, kamen einen Tag vor der Operation und nach der ärztlichen Untersuchung in unser Ganglabor. Zu vier Messzeitpunkten wurden die Studienteilnehmer zuerst ärztlich untersucht, anschließend ganganalytisch vermessen und gaben nachfolgend anhand des Fragebogens SF-36 Auskunft zum subjektiven Gesundheitsempfinden. Die Messungen dauerten ca. 60-90 Minuten, abhängig von unterschiedlichen Eingehzeiten auf dem Laufband und möglichen Störquellen (Bewegungsartefakte, Blasen im Kontaktvermittler) in der Erfassung der elektromyographischen Signale.



Abbildung 7: Gymnastikschuhe mit Kontakt-Messsohlen

3.4.2 Vorbereitung der Patienten

Für die Gewährleistung konstanter Untersuchungsbedingungen bekamen alle Studienteilnehmer eine spezielle, auf die zu untersuchenden Muskeln abgestimmte Untersuchungsunterhose. Zusätzlich erhielten alle Teilnehmer Gymnastikschuhe mit den darin befindlichen Kontakt-Messsohlen für die Elektromyographie, um interindividuelle Unterschiede in der Sohlenbeschaffenheit zu verhindern (Abbildung 7). Mögliche Einlagen zur Aufhebung von Beinlängendifferenzen wurden im Gymnastikschuh unter der Triggersohle platziert.



Abbildung 8: Materialien zur Vorbereitung der Messung und Mehrwegelektroden

Zu den Ableitbedingungen der Signalregistrierung an den Elektroden gehört ebenfalls die Beschaffenheit der Ableitfläche auf der Haut. Eine sorgfältige Vorbereitung der Hautoberfläche beinhaltet die Enthaarung durch Rasur, die Dekornifizierung durch eine abrasive Paste, Klebestreifen oder Sandpapier sowie die Entfernung von Fettablagerungen und Schmutz auf der Haut (Abbildung 8) (Konrad, 2005, 14). In der vorliegenden Untersuchung wurden die einzelnen Ableitstellen am rechten und am linken Bein mit einem wasserfesten Stift markiert, nachfolgend rasiert und mit Alkohol entfettet (Konrad, 2005, 14). Nach diesem Arbeitsschritt wurden die oberen Epidermiszellen mit Sandpapier dekornifiziert, um einen möglichst geringen Hautwiderstand zu erreichen (Konrad, 2005, 14). Eine gründliche Präparation des Ableitortes reduziert die Impedanzen zwischen Haut und Elektrode und sichert eine gute Haftung der Elektroden. Je höher die Impedanz ist, desto schwächer ist das abgeleitete Signal.

Die Elektrodenpositionierung gehört zu den wesentlichen methodischen Fragen in der Elektromyographie und wird auch zum gegenwärtigen Zeitpunkt kontrovers diskutiert (Meurer 2001, 36). Eine Standardisierung der Versuchsbedingungen kann nur durch eindeutig reproduzierbare anatomische Bezugspunkte gewährleistet werden. Die Signalparameter der Elektromyographie hängen von der Elektrodenpositionierung ab, denn die Höhe und der zeitliche Verlauf der Spannungsanteile einzelner Muskelfasern wird von der Entfernung dieser zu den Elektroden beeinflusst. Empfohlen wird eine parallele Ausrichtung longitudinal zum Faserverlauf (Konrad, 2005, 17). Basmajian & De Luca (1985, 64) favorisieren eine Lokalisierung der Elektroden auf halber Strecke zwischen Innervationszone und Sehne. Während die Platzierung in Sehnennähe zur Amplitudenabnahme und zum Übersprechen benachbarter Muskeln führen kann, birgt eine Anordnung auf der

motorischen Endplatte die Gefahr, dass die Erregungsausbreitung in zwei Richtungen erfolgt. Fragestellungen und Untersuchungsvoraussetzungen sollten in Fragen der Elektrodenpositionierung Beachtung finden (Meurer, 2001, 39; Zwick & Konrad, 1994, 25). Meurer (2001) bezieht praktische Aspekte (leichte Auffindbarkeit, größter Abstand zu benachbarten Muskeln, kein Übersprechen) in die Überlegungen zur Platzierung ein und wählt die Muskelbauchmitte als eindeutig identifizierbaren und der Untersuchung entsprechenden Ort (Meurer, 2001, 39). Die Elektrodenpositionierung erfolgte gemäß internationaler Standards (SENIAM) auf halbem Abstand zwischen Innervationszone des Muskels und Sehnenansatz (Hermens et al., 1999).

Die paarweise napfförmigen Mehrweg-Oberflächenelektroden (Hellige®, Freiburg, Deutschland, Typ 44008347 Ag-AgCl) mit bipolarer Konfiguration wurden longitudinal des Faserverlaufs mit einem empfohlenen Interelektrodenabstand von 20 mm appliziert (Abbildung 8) (Hermens et al. 1999). Je kleiner der Elektrodenabstand gewählt wird, desto geringer sind Einzugsgebiet und somit auch Signalamplitude und Frequenz. Ist die Distanz zwischen den Elektroden größer als 20mm oder $\frac{1}{4}$ der Faserlänge des Muskels, dann besteht das Risiko des Übersprechens.

Die bipolare Konfiguration erfolgt durch Ableitung der auftretenden elektrischen Phänomene gegen eine Referenzelektrode, die auf einer inaktiven Fläche des Körpers angebracht wird. Die Referenzelektrode stellt den Bezugspunkt für die beiden differenten Elektroden dar. In der bewährten bipolaren Messanordnung werden über dem ableitbaren Muskel zwei Elektroden appliziert, um die Differenz ihrer Potentialschwankungen in Beziehung zur Referenzelektrode zu betrachten. Ein Differentialverstärker wird zur Berechnung der Potentialdifferenz der beiden Elektroden eingesetzt, um die geringe Signalstärke besser zu erfassen. Ein wesentlicher Vorteil der bipolaren Konfiguration ist die erhöhte Sicherheit gegenüber gleichbleibenden Störsignaleinflüssen (Nigg & Herzog, 1999, 352; Winter, 1987, 200; Zschorlich, 1987, 40; Zwick & Konrad, 1994, 11), denn das Aktionspotential läuft unter beiden Elektroden in Faserrichtung hindurch und schlägt alternierend in den positiven und in den negativen Bereich aus und bleibt somit erhalten. Die Weiterleitung erfolgte über Kabel.

Die Geometrie der Oberflächenelektroden kann verschiedene Formen annehmen, hat jedoch nicht so einen bedeutenden Einfluss auf das Signal wie die Größe der Kontaktfläche. Denn mit zunehmender

Kontaktfläche nimmt die Amplitude zu und die Frequenz ab (De Luca, 1993, 2. Teil: 1).

Zur Verbesserung der elektrischen Leitfähigkeit wurde ein Elektrodenkontaktgel (Marquette-Hellige®, Freiburg, Deutschland, Typ 217008306) angewendet. Der Elektrodennapf wurde sorgfältig mit dem Kontaktgel gefüllt, so dass keine Blasen oder Luft im Napf entstehen konnten. Die Referenzelektrode wurde im proximalen Teil der Tibiavorderseite des linken Unterschenkels fixiert und dient als elektrischer Bezugspunkt für die differentiellen bipolaren Elektroden. Das Applizieren auf den präparierten Stellen erfolgte mit Hilfe eines Kleberings (Marquette-Hellige®, Freiburg, Deutschland, Typ 21712301). Danach wurden mittels Schlaufenbildung Zugentlastungen an den Vorverstärkern der Elektroden gelegt und mit Tapeastreifen (Rudatape®) befestigt, so dass Bewegungsartefakte verhindert werden können (Konrad, 2005, 18; Zschorlich, 1987, 40). Eine Reduzierung der Elektrodenverschiebung wird durch Zugentlastung mittels Schlaufenbildung erreicht.

Zusätzlich musste während der Applizierung darauf geachtet werden, dass durch die Anbringung der Vorverstärker abgesichert wird, dass möglicher Schweißfluss immer in Richtung der Elektrodenbuchsen geschieht, da der Verstärker an der Elektrodenseite nicht vollständig abgedichtet ist. Die Kabel der Elektroden wurden so befestigt, dass diese die Fortbewegung nicht behindern oder verrutschen. Aufgezeichnet wurden die Aktivitätsverläufe des M. gluteus medius (GMED), des M. gluteus maximus (GMAX), des M. tensor fascia latae (TFL) und des M. rectus femoris (RF).

Nach der sorgfältigen und präzisen Elektrodenapplikation wurde der Signalgehalt aller zu messenden Muskeln nochmals in der Bewegung auf Aktivität und mechanische Artefaktfreiheit überprüft (Konrad, 2005, 21). Zusätzlich können ein 50 Hz Netzbrummen oder andere Störsignale im EMG Spektrum kontrolliert werden. Vor Beginn der Messungen absolvierten die Studienteilnehmer je nach Vorerfahrung eine Eingewöhnungsphase auf dem Laufbandergometer von ca. 5-10 Minuten.

3.5 Messplätze

3.5.1 Dynamometrisches Laufbandergometer Gaitway®

Gaitway® ist ein komplettes Ganganalysesystem, eingebaut in ein handelsübliches Laufband vom Typ Mercury®-med (9810AS10)

(Abbildung 9). Der Laufbandhersteller ist die Firma H-P-Cosmos (Deutschland), die Messtechnik stammt von der Firma KISTLER Instrumente AG Winterthur (Schweiz). Das Laufbandergometer mit integrierten Kraftmessplatten ermöglicht die Messung der vertikalen Bodenreaktionskräfte und des Kraftangriffspunktes aufeinander folgender Schritte bei geregelter Geschwindigkeit. Das spezielle Laufbandergometer wurde unter Verwendung einer patentierten Tandemanordnung der Messplattformen entwickelt und beinhaltet einen Algorithmus, der zwischen linken und rechten Fußaufritten differenzieren kann.



Abbildung 9: Dynamometrisches Laufbandergometer Gaitway®

3.5.2 Gangbahn – Ganggeschwindigkeit

Die Aufzeichnung der Ganggeschwindigkeit erfolgte durch ca. 10-12 Gehversuche in einem selbst gewählten Gangtempo. Die somit verfügbare Schrittzahl wird, von vergleichbaren Untersuchungen ausgehend (Hamill & McNiven, 1990), als reliabel angesehen. Die mittlere Ganggeschwindigkeit wurde über die Zeitmessung mittels Lichtschranken vor und hinter den Kraftmessplattformen (Abstand: 1,64m) berechnet. Der Messplatz selbst besteht aus einer 7m langen und 1,2m breiten Gangbahn, in die zwei 3D-Kraftmessplattformen (Kistler-Typ 9286A) zur separaten Erfassung der beiden Stützphasen eingelassen sind, den beiden Messwertverstärkern (Typ 9865E) und der Analog/Digital-Wandlerkarte (Typ CIO-DAS 1402/16) für die Verarbeitung der Daten mit der Software „Bioware V. 3.23“. Die Auswertung der Kraft-Zeit Parameter der Gangbahn wird anderweitig publiziert (Leuchte & Luchs, 2006).

Während des Ganges wurden die Studienteilnehmer mit einer Videokamera aufgenommen, um eine nachträgliche qualitative Beurteilung des Ganges nicht auszuschließen. Die Videoaufnahmen geben zusätzlich eine ganzheitliche Vorstellung des individuellen Ganges.

3.5.3 Elektromyographie

Die bipolaren Messungen der Oberflächenelektromyogramme erfolgten auf dem Laufband mit einem stationären 16 Kanal-Oberflächen-EMG System (Kooperationsvertrag Freiburg/Halle).

Die stand- bzw. schwunghasenspezifische Zuordnung des zyklischen Bewegungsablaufes und die Interpretation der Elektromyogramme erfolgt anhand von Kontaktzeit-Messsohlen (Abbildung 10). Ultraflache Schalter wurden im Bereich der Ferse und des Vorfußes eingebettet und schließen bei Bodenkontakt durch Druck einen elektrischen Stromkreis. Bei Kontakt entsteht eine negative Flanke, bei Kontaktende erscheint eine positive Flanke (Abbildung 10). Die Flanken dienen als Triggersignal. Der Trigger muss eindeutige Signale mit möglichst steilen Flanken besitzen, um die Zuordnung reproduzierbar zu gestalten. Beginn und Ende des Bodenkontaktes werden eindeutig dargestellt. Abschließend wurden die Kontaktzeit-Messsohlen mit dem Probandenadapter verbunden und die Elektroden auf ihre Aktivität und mechanische Artefaktfreiheit überprüft. Andererseits dienen Gelenkwinkelverläufe, Bodenreaktionskräfte oder extern gesetzte Signale als Triggersignale (Konrad, 2005, 54). Meurer (2001, 23) kritisiert Fußkontaktschalter mit Druckschaltern als unzuverlässig und präferiert dünne Metallfolien unter der Sohle und auf der Laufstrecke.

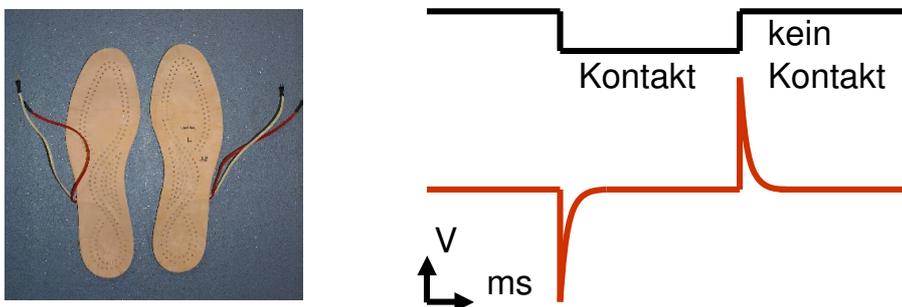


Abbildung 10: Einlegesohlen mit integrierten Fußkontaktschaltern und entsprechenden Signalen

Der Weg des Muskelaktivierungssignals beginnt an den Elektroden, wird dann durch den Vorortverstärker 200-fach verstärkt, um mögliche Brummeinstreuungen sehr gering zu halten.

Oberflächenelektromyogramme sind in der Amplitudenhöhe zu klein für eine Auswertung ohne vorhergehende Verstärkung und werden daher durch Differenzverstärker modifiziert. Die nah am Ableitort gelegenen und mit den Elektroden verbundenen Vorortverstärker messen nicht die absolute Spannung, sondern die Differenz zwischen den Potentialen an den Elektroden und beseitigen störende Potentiale, die phasengleich anliegen (Basmajian & DeLuca, 1985, 59; Perry, 2003, 257; Winter, 1987, 200). Die Qualität eines Differentialverstärkers zeigt sich im „common mode rejection ratio“ (CMRR). Um das registrierte Signal differentiell zu verstärken und dabei trotzdem wenig zu verändern, müssen Differentialverstärker die physiologischen Signalanteile verstärken und die unerwünschten Anteile eliminieren. Der CMRR beschreibt dieses Verhältnis und sollte Werte über 80 dB mit einem Noise-Anteil kleiner als $2\mu\text{V rms}$ und einem Eingangswiderstand bis zu $100\text{M}\Omega$ aufweisen (De Luca, 1993, 2. Teil, 2). Zusätzlich können analoge Tiefpassfilter die trotz der Differentialverstärkung enthaltenen hochfrequenten Signalanteile herausfiltern.

Der am Studienteilnehmer befestigte Vorverstärker-Adapter besitzt 16 Eingangsbuchsen der Vorverstärker (Abbildung 11). Die Kanäle 1-4 sind für die Schalter der Kontaktzeit-Messsohlen angepasst, die Kanäle 5-12 sind durch integrierte AC-Verstärker EMG-Signal gerecht. An der Stirnseite oberhalb des Vorverstärker-Adapters wird das Verbindungskabel zum Isolationsverstärker angeschlossen. Der Isolationsverstärker hat die Aufgabe, Analogsignale präzise, sicher und ohne Verzerrungen zwischen zwei Punkten zu übertragen, deren Spannungspotentiale bis zu 1000V differieren können (Abbildung 11).



Abbildung 11: Isolationsverstärker (unten) und Probandenverstärker (oben)

An der Vorderseite des Isolationsverstärkers befinden sich links oben die Ladeelektronik mit Anzeigelampen, Betriebsartschalter und links unten der Akkueinschub (Abbildung 12). Auf der rechten Seite ist die

Verstärkereinheit lokalisiert. An diesen Schaltern wird die Empfindlichkeit der EMG-Verstärker eingestellt. Die Einstellung der Schalter 1-12 ist in Schritten von 1mV möglich. Steht der Schalter z.B. in der Stellung 2, so ergibt eine EMG-Spannung von $\pm 2\text{mV}$ am Isolationsverstärker-Ausgang eine Spannung von $\pm 2,5\text{V}$. In der Untersuchung standen die Schalter 1-4 für die Triggersohlen in der Stellung 2 und die Schalter 5-12 in der Stellung 1.

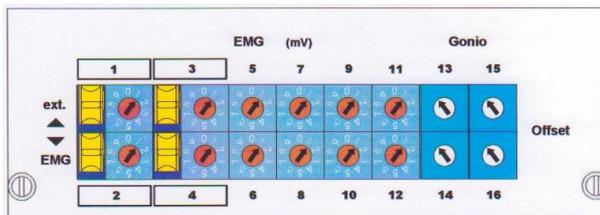


Abbildung 12: Verstärkereinheit am Isolationsverstärker

Nachdem die Signale durch den Differentialverstärker modifiziert worden sind, können diese mittels eines Analog-Digital-Wandlers in digitale Signale umgewandelt werden. Die Digitalisierung der Signale erfolgt durch eine mit dem Messrechner verbundene A/D-Wandlerkarte (DAQ 700 National Instruments®). Die Signale wurden synchron mit einer Abtastrate von 1000Hz pro Kanal aufgezeichnet. Für die Digitalisierungs- bzw. Samplerate ist der maximal zu erwartende Frequenzgehalt der myoelektrischen Aktivität von großer Bedeutung. Samplerate und maximaler Frequenzgehalt müssen unter Berücksichtigung des Nyquist-Abtasttheorems, das die Abtastrate auf mindestens das Zweifache der maximal auftretenden Signalfrequenz festlegt, aufeinander abgestimmt sein (Zwick & Konrad, 1994, 22). Wird das Nyquist-Theorem durch zu geringe Digitalisierungsraten verletzt, und das Signal kann nicht reproduzierbar erfasst werden, tritt ein sogenannter Alias-Effekt auf. Unmittelbar nach der Aufnahme und vor der Weiterverarbeitung der Signale sollte durch den Untersucher nochmals zwischen Artefakten und erwünschten Signalkomponenten unterschieden werden.

Die analoge Filterung enthält einen Tiefpassfilter 2. Ordnung von 1,5 kHz und einen Hochpassfilter von 10Hz. Die Filterungs- und Verstärkungstechniken müssen einerseits auf die Ableiteigenschaften des Muskels und andererseits auf die zu erwartende Signalhöhe des Oberflächenelektromyogramms abgestimmt sein. Das Oberflächensignal liegt im Amplitudenbereich zwischen 0 und 6 mV (Elektrodenpeak zu Elektrodenpeak), das Spektrum des Frequenzbereiches befindet sich

zwischen 0 und 500 Hz mit einem dominanten Energienanteil zwischen 50 und 150 Hz (Basmajian & DeLuca, 1985; Winter, 1987, 197).

Die weitere Datenverarbeitung erfolgte mit dem Softwareprogramm IMAGO Version 4.1.1. (Freiburg, Pfister). Das Softwareprogramm IMAGO ist in der Programmiersprache LabVIEW Version 6.0 (National Instruments Corporation® Austin, Texas) implementiert.

3.5.4 Gesundheitsbezogene Lebensqualität

Des Weiteren wurde die gesundheitsbezogene Lebensqualität über den Untersuchungszeitraum mit dem international anerkannten Fragebogen SF-36 nach Bullinger & Kirchberger (1998) dokumentiert. In der vorliegenden Untersuchung wurde die Standardversion benutzt, in der sich die Fragen auf den Zeitraum der letzten vier Wochen beziehen. Die Bearbeitungszeit liegt im Durchschnitt bei zehn Minuten. Eine zeitliche Beschränkung beim Ausfüllen des Fragebogens besteht nicht. Der Fragebogen ist von seiner psychometrischen Qualität, seiner Ökonomie und der internationalen Verbreitung her führend. Der SF-36 stellt die gekürzte Version eines weitaus umfassenderen Messinstruments dar (Bullinger & Kirchberger, 1998). Der Fragebogen existiert als Selbstbeurteilungsbogen, in einer Interviewform und als Fremdbeurteilungsbogen.

Der SF-36 gehört zu den krankheitsübergreifenden, relativ unspezifischen Messinstrumenten. Das heißt, dass bei der Erfassung der subjektiven Gesundheit von verschiedenen Populationen deren aktueller Gesundheitszustand nicht von Bedeutung ist. Dadurch ergibt sich ein weit gefächerter Einsatzbereich für den SF-36. Es können sowohl gesunde Personen ab 14 Jahren aber auch Personen mit unterschiedlichen Erkrankungen untersucht werden. Der Fragebogen SF-36 findet sowohl bei ambulanten als auch stationären Behandlungsmaßnahmen und in klinischen Studien zu den Effekten unterschiedlicher Therapieformen Anwendung. Die Erfassung der gesundheitsbezogenen Lebensqualität anhand des hier gewählten Fragebogens hat sich in wissenschaftlichen Studien etabliert (Bullinger & Kirchberger, 1998, 7).

Die Validität und die Reliabilität der Anwendung des SF-36 sind gewährleistet. Zusätzlich ermöglicht die Standardisierung einen studienübergreifenden Vergleich. Die innere Konsistenz der Subskalen wird mit $\alpha=.57$ und $\alpha=.94$ angegeben (Bullinger & Kirchberger, 1998, 32).

3.6 Durchführung der Messungen

Zur Aufrechterhaltung konstanter Messbedingungen und aus Sicherheitsgründen mussten alle Patienten zu jedem Messzeitpunkt die Sicherheitsstange anfassen. Eine Absicherung durch die Untersucher wurde auf Grund messmethodischer Aspekte des Laufbandes verhindert. Zusätzlich sind die zu Untersuchenden durch ein Sicherheitskabel mit dem dynamometrischen Laufband verbunden. Gerät der Teilnehmer auf dem Laufband zu weit nach hinten, löst sich die Magnetverbindung und das Laufband wird automatisch gestoppt. Weiterhin ist aus Sicherheitsgründen vor dem Probanden ein Alarmknopf platziert. Die Studienteilnehmer wurden bei einer Bandgeschwindigkeit von 2,5 km/h gemessen. Aufgezeichnet wurden mindestens zwei erfolgreiche Versuche mit einer Dauer von 60 Sekunden. Erfolgreich war ein Versuch, wenn mindestens 20 rechte und 20 linke Schritte zusammenhängend aufgenommen wurden. Synchron erfolgte die Aufzeichnung der elektromyographischen Signale. Nach Beendigung der Aufnahmen wurden die Elektroden entfernt und die präparierten Stellen desinfiziert und eingecremt. Im Anschluss an die Messungen wurden die Daten zusammen mit den Patienten ausgewertet und in den Vergleich zu vorherigen Messungen gestellt. Abschließend erfolgte die Befragung zur gesundheitsbezogenen Lebensqualität anhand des Fragebogens SF-36 als Selbstbeurteilungsbogen.

3.7 Parameter und Datenbearbeitung

3.7.1 Kontrollgruppenseite

Die für die Berechnung herangezogene Kontrollgruppenkörperseite wurde anhand einer Zufallsbestimmung mit dem Programm EXCEL 2000® festgelegt. Von den Probanden mit der Zufallszahl 0 wurde die linke Seite und von den Probanden mit der Zufallszahl 1 die rechte Seite für weitere Berechnungen genutzt.

3.7.2 Laufband

Die Auswertung erfolgt mit der entsprechenden Software Gaitway®. Unmittelbar nach jedem Versuch wurden die Daten auf Artefakte überprüft und fehlerhafte Schritte entfernt. Für die Auswertung sollten mindestens 20 konsekutive Gangzyklen zur Verfügung stehen. Die folgenden Kraft-Zeit (Tabelle 4), funktionellen (Tabelle 5), räumlich-zeitlichen (Tabelle 6) und elektromyographischen Parameter (Tabelle 7)

werden erhoben. Entsprechende Abbildungen der Parameter im Gangzyklus folgen den Tabellen.

Tabelle 4: Kraft-Zeit Parameter

Kraft-Zeit Parameter	Kürzel	Einheit
First Peak Force - 1. Kraftmaximum	F1	% Körpergewicht
Second Peak Force - 2. Kraftmaximum	F2	% Körpergewicht
Mid Support Force - Kraftminimum	FMID	% Körpergewicht
Time to First Peak Force - Zeit zum 1. Kraftmaximum	TF1	% Gangzykluszeit
Time to Second Peak Force - Zeit zum 2. Kraftmaximum	TF2	% Gangzykluszeit
Time to Mid Support Force - Zeit zum Kraftminimum	TFMID	% Gangzykluszeit

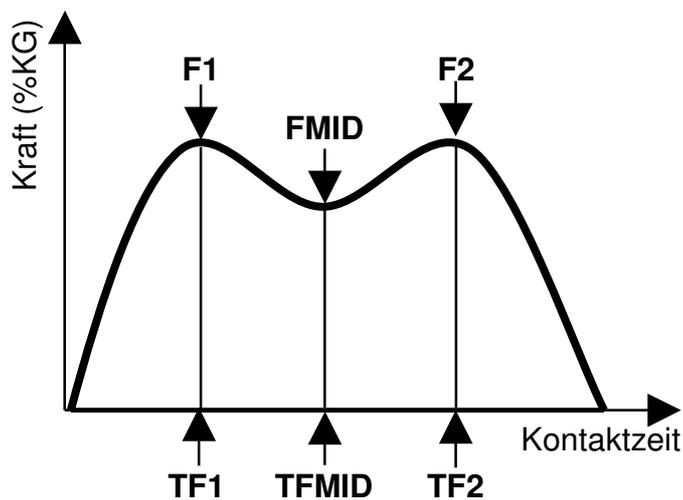


Abbildung 13: Kraft-Zeit-Parameter

Tabelle 5: Funktionelle Parameter

Funktionelle Parameter	Kürzel	Einheit
Inclining Rate - Kurvenanstieg ($F1/TF1$)	Anstieg	dimensionslos
Declining Rate - ($F2/(100-TF2)$)	Abfall	dimensionslos
Differenz 1 (Entlastungsrate) - ($FMID-F1$)	DF1	dimensionslos
Differenz 2 (Belastungsrate) - ($FMID-F2$)	DF2	dimensionslos

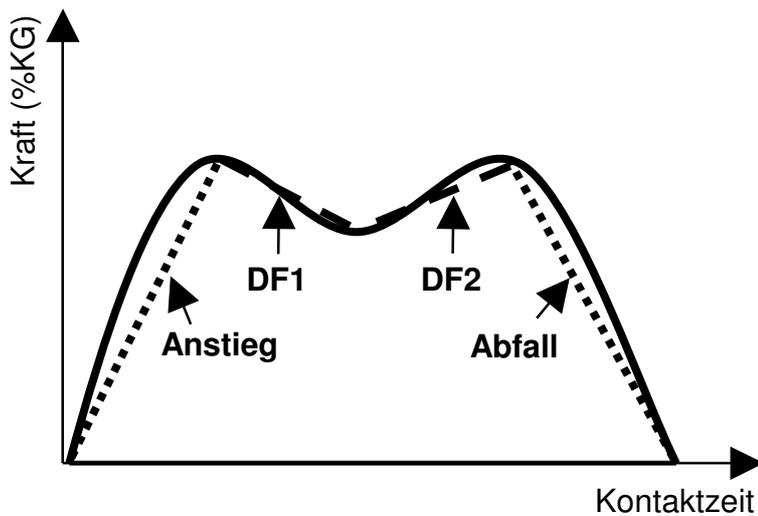


Abbildung 14: Funktionelle Parameter

Tabelle 6: Räumlich-zeitliche Parameter

Räumlich-zeitliche Parameter	Kürzel	Einheit
Step length - Schrittlänge	S_L	% Körpergröße
Cadence - Schrittfrequenz (1/min)	CAD	Schritte/Minute
Double support time - Doppelstützzeit: beide Füße gleichzeitig am Boden	DST	% Gangzykluszeit
Step time - Schrittzeit: vom initialen Bodenkontakt des einen Fußes bis zum initialen Bodenkontakt des anderen Fußes	STT	% Gangzykluszeit
Single limb stance time - Einbeinstandzeit: nur ein Fuß ist am Boden	SLS	% Gangzykluszeit
Contact time - Kontaktzeit: vom initialen Bodenkontakt bis zur Zehenablösung	COT	% Gangzykluszeit
Gait cycle time - Gangzykluszeit: Vom initialen Bodenkontakt des einen Fußes bis zum initialen Bodenkontakt desselben Fußes	GCT	Sekunden (100%)

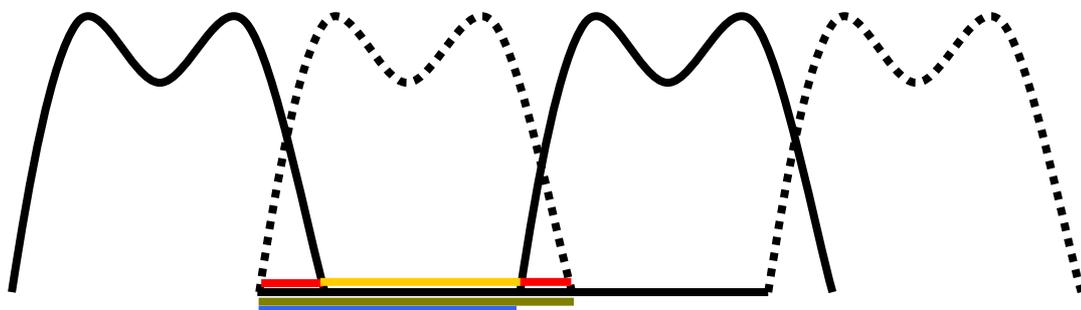


Abbildung 15: Räumlich-zeitliche Parameter (schwarz-Gangzyklusdauer, rot-Doppelstützzeit, gelb-Einbeinstützzeit, grün-Kontaktzeit, blau-Schrittzeit)

3.7.3 Gangbahn

Auf der Gangbahn wird die Ganggeschwindigkeit gemessen.

3.7.4 Elektromyographie

Tabelle 7: Elektromyographische Parameter

Elektromyographische Parameter	Kürzel	Einheit
Ende der Standphasenaktivität M.tensor fasciae latae	TFL1	% Gangzykluszeit
Beginn der Schwungphasenaktivität M.tensor fasciae latae	TFL2	% Gangzykluszeit
Ende der Schwungphasenaktivität M.tensor fasciae latae	TFL3	% Gangzykluszeit
Beginn der Standphasenaktivität M.tensor fasciae latae	TFL4	% Gangzykluszeit
Ende der Standphasenaktivität M.glutaeus medius	GMED1	% Gangzykluszeit
Beginn der Standphasenaktivität M.glutaeus medius	GMED2	% Gangzykluszeit
Ende der Standphasenaktivität M.glutaeus maximus	GMAX1	% Gangzykluszeit
Beginn der Standphasenaktivität M.glutaeus maximus	GMAX2	% Gangzykluszeit

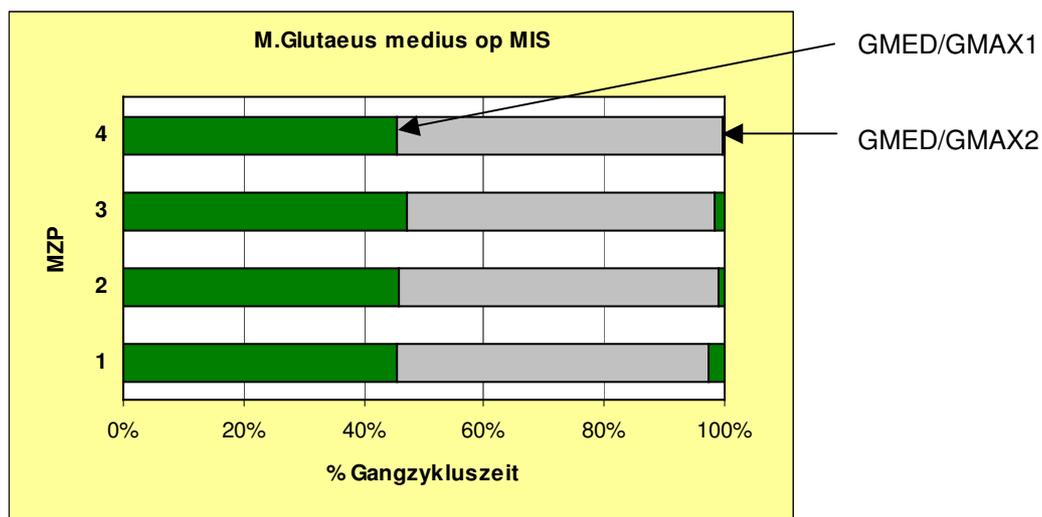


Abbildung 16: Parameter der M. glutaeus maximus und M. glutaeus medius

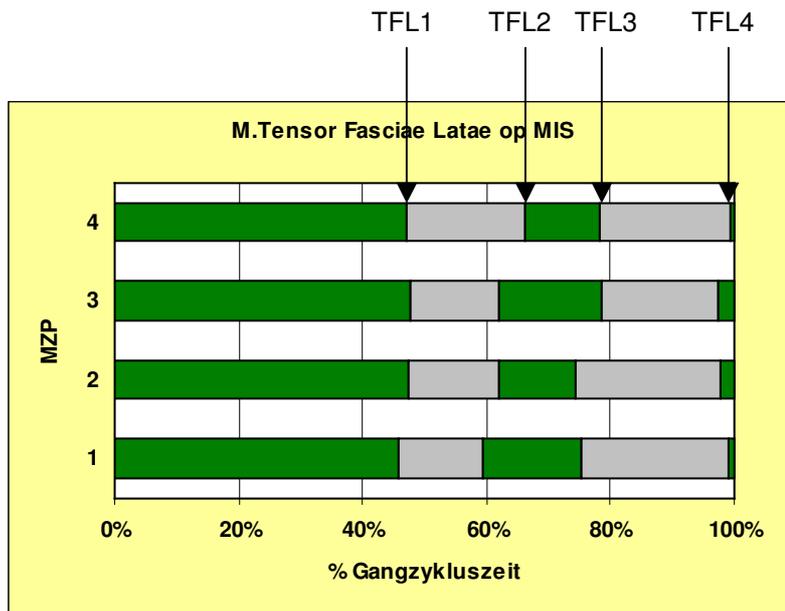


Abbildung 17: Parameter des M. tensor fasciae latae

Eine digitale Weiterverarbeitung der Roh-Elektromyogramme ist erforderlich, um reproduzierbare, valide und interpretierbare Aussagen zu treffen. Die Messdatenaufbereitung wird stark durch den stochastischen Signalcharakter des Elektromyogramms, die vorhandene Ausstattung und die spezifische Fragestellung bestimmt. Der optimale Weg der digitalen Signalverarbeitung liegt in einer Datenreduktion begründet, die so wenig Signalverluste wie nötig verlangt und soviel wie möglich von der Ursprünglichkeit und den wesentlichen Eigenschaften des Signals aufrechterhält. Das Elektromyogramm lässt sich einerseits amplituden- und zeitbezogen auswerten, andererseits ist eine Überprüfung des Frequenzgehaltes möglich. Werden Frequenzanalysen durchgeführt, dann ist das Roh-EMG die Grundlage aller Betrachtungen. In der vorliegenden Untersuchung werden jedoch nur Aussagen zum zeitlichen Auftreten von Amplitudenänderungen („timing“) getroffen.

- Begutachtung des Rohsignals auf Artefaktfreiheit (Abbildung 18)

Das EMG-Signal befindet sich in einem sehr kleinen Bereich und reagiert demzufolge sehr störanfällig auf Kabel- oder Bewegungsartefakte (Kleissen et al., 1998, 148). Die Messgenauigkeit der Untersuchungsmethode kann durch systematische oder zufällig auftretende Fehler eingeschränkt sein. Äußere Störgrößen (Netzanschluss) oder Fehler in der Verarbeitung der Signale werden als systematische Fehler betrachtet und können im Untersuchungsverlauf entstehen. Jedoch konnte durch einen dauerhaften Akkubetrieb des

Isolationsverstärkers ein Netzbrummen verhindert werden. Die Mehrzahl der Einflussfaktoren (Elektrodenanzahl, Kontaktfläche, Interelektrodenabstand und Anordnung, Lokalisation und Präparation des Ableitortes) auf das elektromyographische Signal konnte weitgehend konstant gehalten werden. Weitere technische Einflussfaktoren in der Signalerfassung hinsichtlich des Verrutschens der Elektroden, von Bewegungsartefakten und dem Kabelzug unter Belastung sind durch eine präzise Applikation mit Zugentlastungsschlaufen und Tapefixierung sowie der Prüfung auf Bewegungsartefakte vor der eigentlichen Untersuchung annähernd auszuschließen.

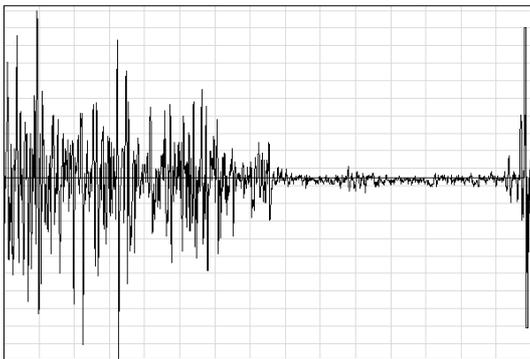


Abbildung 18: Rohsignal zur Begutachtung von möglichen Artefakten

- Identifizierung und Auswahl einzelner Gangzyklen mit Hilfe der Triggersignale der Kontaktzeit-Messsohlen (Abbildung 19)

Ein Doppelschritt beginnt mit einer negativen Flanke des Fersentriggers und endet mit der darauffolgenden negativen Flanke desselben Triggers. Die Auswahl beginnt mit dem 2. aufgezeichneten Gangzyklus und umfasst 20 aufeinanderfolgende Doppelschritte pro Körperseite.

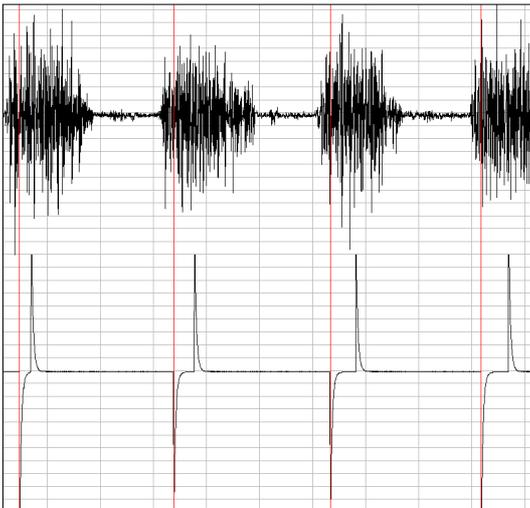


Abbildung 19: Rohsignal mit synchronen Triggersignalen zur Identifizierung und Auswahl einzelner Gangzyklen

- Vollständige Rektifizierung der Rohsignale (Abbildung 20)

Der im positiven und negativen Bereich oszillierende Charakter des Rohsignals erfordert eine Betragsbildung der Amplitudenwerte, da andernfalls einige Parametrisierungen zu einem Wert nahe Null führen würden. Diese Betragsbildung nennt man auch Gleichrichtung (Basmajian & DeLuca, 1985, 95; Konrad, 2005, 26; Perry 2003, 244).

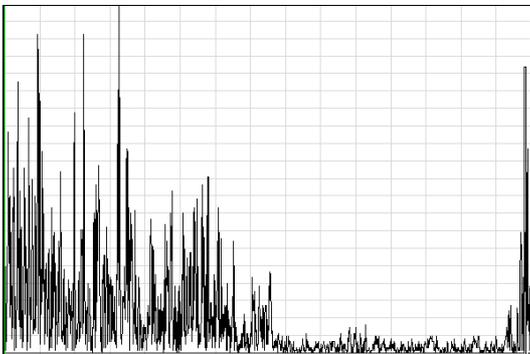


Abbildung 20: Rektifiziertes Rohsignal eines Gangzyklus

- Zeitnormierung auf 1s Gangzykluszeit und Mittelung (Abbildung 21)

Die Zeitnormierung hat das Ziel, verschieden lang andauernde Zyklen auf eine einheitliche Länge zu bringen (Pfeifer et al., 2003, 332; Konrad, 2005, 36). Absolute Bewegungszeiten werden in relative Zeiteinheiten umgewandelt und bei zyklischen Bewegungen auf 100% des definierten Bewegungszyklus normiert (Gollhofer, 2002, 39; Zwick & Konrad, 1994, 41). So stellt in der Ganganalyse der Gangzyklus einen Doppelschritt dar und die Gangzykluszeit wird auf 100% gesetzt. Werden zyklische Bewegungen untersucht, dann können die EMG-Signale einzelner Zyklen

arithmetisch gemittelt werden. Diese Mittelung führt gleichzeitig zu einer Glättung des Signals (Gollhofer, 2002, 37; Zwick & Konrad, 1994, 40) und hat die Wirkung einer Tiefpassfilterung. Meurer (2001, 28) betont die Notwendigkeit der Mittelung bei zyklischen Bewegungen und schreibt „dass jedes einzelne zur Mittelung herangezogene EMG eine gleichbleibende Grundinformation über den zeitlichen Aktivitätsverlauf des Muskels enthält, welche jedoch von starken Fluktuationen maskiert wird“.

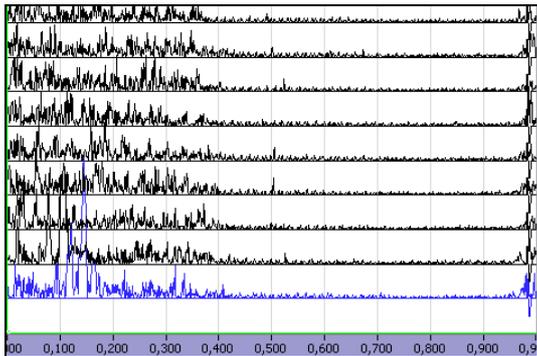


Abbildung 21: Zeitnormierung

- Bestimmung der Onset /Offset-Werte durch Schwellensetzung bei 20 % der maximalen Amplitudenhöhe und visuell-subjektiver Entscheidung, um Spikes und Artefakte auszuschließen (Abbildung 22).

Für das zeitliche Innervationsverhalten der Muskulatur über einen Aktivitätszeitraum ist eine eindeutige Definition von Beginn (Onset) und Ende (Offset) des Signals notwendig (DeLuca, 1997, 2.Teil/5). Konrad (2005, 42) beschreibt die verschiedenen Varianten der Schwellenwertbestimmung. Empfohlen wird eine Kombination von automatisiertem Erkennungsalgorithmus (z.B. prozentualer Schwellenwert bezogen auf die maximale Amplitude) und visueller Kontrolle (Konrad, 2005, 42). In der Wahl des Verfahrens fehlen standardisierte Methoden und Schwellenwerte (Jöllenbeck, 2001, 1; Perry, 2002, 243; Pfeifer et al., 2003, 332). Durch die kombinierte On-/Offset Bestimmung mittels prozentualer Schwellensetzung und visueller Entscheidung treten zufällige Fehler auf. Die Auswertungsroutine konnte durch nur einen Untersucher konstant gehalten werden. Abschließend muss darauf verwiesen werden, dass der bei der Oberflächenelektromyographie auftretende Gesamtfehler nicht quantitativ erfasst werden kann und über den Einzelfall beurteilt werden muss.

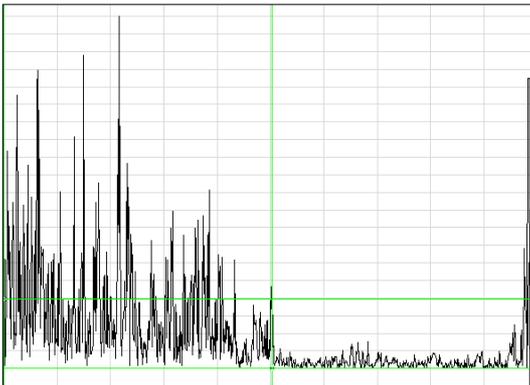


Abbildung 22: Schwellenwertsetzung bei 20% der maximalen Amplitude für einen rektifizierten und zeitnormierten Gangzyklus

In der Bearbeitung der Signale wurden keine speziellen Glättungsverfahren angewendet. Werden zyklische Bewegungen untersucht und die EMG-Signale einzelner Zyklen arithmetisch gemittelt, dann führt die Mittelung gleichzeitig zu einer Glättung des Signals (Gollhofer, 2002, 37; Zwick & Konrad, 1994, 40) und hat die Wirkung einer Tiefpassfilterung.

3.7.5 Gesundheitsbezogene Lebensqualität

Der SF-36 Health Survey konzentriert sich auf die grundlegenden Dimensionen der gesundheitsbezogenen Lebensqualität, die als wesentliche Parameter für die psychischen und körperlichen, aber auch die sozialen Aspekte des Wohlbefindens und der Funktionsfähigkeit aus Sicht der Patienten gelten können (Bullinger & Kirchberger, 1998, 10). Der vollständige Fragebogen befindet sich im Anhang. In Tabelle 8 sind die Dimensionen dargestellt.

Tabelle 8: Dimensionen des SF-36 (Bullinger & Kirchberger, 1998, 12)

Konzepte	Item-anzahl	Stufen-anzahl	Inhalt der Skalen
Körperliche Funktionsfähigkeit	10	21	Ausmaß, in dem der Gesundheitszustand körperliche Aktivitäten wie Selbstversorgung, Gehen, Treppen steigen, bücken, heben und mittelschwere oder anstrengende Tätigkeiten beeinträchtigt
Körperliche Rollenfunktion	4	5	Ausmaß, in dem der körperliche Gesundheitszustand die Arbeit oder andere tägliche Aktivitäten beeinträchtigt, z.B. weniger schaffen als gewöhnlich, Einschränkungen in der Art der Aktivitäten oder Schwierigkeiten, bestimmte Aktivitäten auszuführen
Körperliche Schmerzen	2	11	Ausmaß an Schmerzen und Einfluss der Schmerzen auf die normale Arbeit, sowohl im als auch außerhalb des Hauses
Allgemeine Gesundheitswahrnehmung	5	21	Persönliche Beurteilung der Gesundheit, einschließlich aktueller Gesundheitszustand, zukünftige Erwartungen und Widerstandsfähigkeit gegenüber Erkrankungen
Vitalität	4	21	Sich energiegeladener und voller Schwung fühlen versus müde und erschöpft
Soziale Funktionsfähigkeit	2	9	Ausmaß, in dem die körperliche Gesundheit oder emotionale Probleme normale soziale Aktivitäten einschränken
Emotionale Rollenfunktion	3	4	Ausmaß, in dem emotionale Probleme die Arbeit oder andere tägliche Aktivitäten beeinträchtigen; u.a. weniger Zeit aufbringen, weniger schaffen und nicht so sorgfältig wie üblich arbeiten
Psychisches Wohlbefinden	5	26	Allgemeine psychische Gesundheit, einschließlich Depression, Angst, emotionale und verhaltensbezogene Kontrolle, allgemeine positive Stimmung

Jedes Item thematisiert eine Skala oder ist Teil einer Skala. Die Antwortmöglichkeiten variieren zwischen einfachen ja/nein-Antworten bis hin zu sechsstufigen Antwortskalen. Der SF-36 Fragebogen erfasst acht Dimensionen der subjektiven Gesundheit mit unterschiedlichen Itemzahlen und zusätzlich die Veränderung der Gesundheit.

Für die spätere Auswertung und Interpretation der Daten ist zu beachten, dass nicht alle acht Dimensionen als gleich gewichtet angesehen werden können. Die Anzahl der Fragen, die in eine Dimension gehören, sind sehr unterschiedlich. Gut repräsentiert sind die „Körperliche Funktionsfähigkeit“, die „Körperlichen Schmerzen“ und die „Allgemeine Gesundheitswahrnehmung“, die in der vorliegenden Arbeit näher betrachtet werden sollen.

Mit Hilfe des Statistikprogramms SPSS 11.5 wurde zur Übertragung der SF-36 Fragebögen eine für diese Untersuchung spezifische Datenmatrix angelegt. Jeder Antwort auf dem Fragebogen ist eine bestimmte Zahl zugeordnet, die in die Datenmatrix eingegeben wird. In der Auswertung werden die gekennzeichneten Itembeantwortungen pro Skala addiert, wobei bei einigen Skalen bestimmte Gewichtungen zum Einsatz kommen. Es können nur Skalen ausgewertet werden bei denen weniger als 50% der Items fehlen. In dem Fall kann dann eine Mittelwertersetzung durchgeführt werden. Die Skalen werden in Werte zwischen 0 und 100 transformiert, was Vergleiche von Skalen untereinander bzw. zu verschiedenen Patientengruppen ermöglicht. Auch die Summenwerte werden mit Hilfe eines Computerprogramms berechnet. Die Werte werden ebenfalls addiert, gewichtet und transformiert.

Die Werte aus den Berechnungen sind die quantitativen Einschätzungen der subjektiven Gesundheit aus der Sicht der Befragten. In der Interpretation werden Vergleiche zwischen den Personen bzw. Populationen und alters- und geschlechtsspezifischen Referenzgruppen gezogen werden. Dabei kann die Vergleichsgruppe dasselbe Krankheitsbild aufweisen oder es handelt sich um eine gesunde Vergleichsgruppe.

Grundsätzlich spricht ein hoher Skalenwert für einen guten subjektiven Gesundheitszustand. Da bei sieben der 36 Items dieses Verhältnis umgekehrt ist, müssen diese Items entsprechend umkodiert werden. Bei 33 der 36 Items wird die Annahme unterstützt, dass lineare Beziehungen zwischen dem Item und dem der Skalenbildung zugrunde liegenden Gesundheitskonzept bestehen. Dem gegenüber stehen 3 Items, die rekaliert werden müssen, um diese Voraussetzung für die Skalenbildung zu erfüllen. Für die Berechnung der für die Auswertung nötigen Skalenwerte wird nach dem Umkodieren und Rekalibrieren der Items für jede der acht Skalen ein Skalenroh wert gebildet. Dieser Wert ist die Summe der Antworten aller Items der jeweiligen Skala. Durch die verschiedenen Antwortmöglichkeiten ergeben sich der niedrigste und der höchst mögliche Rohwert und die Spannweite zwischen den beiden Werten. Nach der Berechnung des Rohwertes kommt es zur endgültigen Transformation des Skalenwertes in einen Wert zwischen 0 und 100. Diese Transformation ist nicht unbedingt notwendig, wird aber empfohlen, um die Werte mit anderen veröffentlichten Ergebnissen vergleichen zu können. Nachfolgend ist die Ermittlung des Skalenwertes am Beispiel der Allgemeinen Gesundheitswahrnehmung dargestellt.

3.8 Statistik

Die deskriptive Erfassung und statistische Analyse der Merkmale wurde mit dem Statistikprogramm SPSS (Version 11.5) durchgeführt. Beim Vergleich der Merkmale verschiedener Patientengruppen und der Kontrollgruppe bzw. bei der Parameteruntersuchung im Verlauf der Studie innerhalb der Gruppen wurde geprüft, ob gruppen- bzw. verlaufsspezifische Unterschiede bestehen. Zur Überprüfung der Aussagekraft deskriptiver Daten und für die mögliche Übertragung der Ergebnisse auf die Grundgesamtheit wurden geeignete statistische Tests angewendet. Da insbesondere bei den elektromyographischen Messdaten in beiden Patientengruppen nicht von einer Normalverteilung ausgegangen werden kann und eine sehr geringe Stichprobenanzahl vorliegt, wurden nichtparametrische Tests (verteilungsfreie Verfahren) für die Vergleiche der Messzeitpunkte, der Patientengruppen und für die Vergleiche mit der Kontrollgruppe angewendet (Bortz & Lienert, 2003, 14, 59). Verteilungsfreie Verfahren benutzen die den Messreihen zugeordneten Rangzahlen und sind von der Charakteristik der statistischen Verteilung unabhängig.

Dabei gehen wir bei allen in dieser Untersuchung verwendeten statistischen Testverfahren von einem Signifikanzniveau $\alpha \leq 0,05$ aus (Bortz & Lienert, 2003, 37). Das maximal zu tolerierende Risiko einer falschen Entscheidung zugunsten von der Alternativhypothese H_1 beträgt somit 5%. Das Signifikanzniveau α wird mit dem berechneten p-Wert verglichen. Ist der p-Wert $\leq 0,05$, kann die Nullhypothese der Gleichheit abgelehnt werden. Wenn der p-Wert $> 0,05$ ist, kann die Alternativhypothese H_1 nicht als gültig angenommen werden. Im Rahmen der Signifikanzprüfungen in der vorliegenden Arbeit wurde keine Signifikanzkorrektur nach Bonferroni vorgenommen. (Bortz & Lienert, 2003, 40). Die Anwendung nichtparametrischer Tests erfordert nicht zwingend einen Bonferroni-Test.

Anhand der deskriptiven Statistik werden Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet. Nachfolgend sind die verwendeten parameterfreien Testverfahren im Einzelnen beschrieben:

U-Test von Mann-Whitney: Vergleich von zwei unabhängigen Stichproben. Der Test prüft die Nullhypothese, ob zwei unabhängige Stichproben aus 'formgleich' verteilten Populationen mit identischem Medianwert stammen (Bortz & Lienert, 2003, 138). Zeigt der Test ein signifikantes Ergebnis, unterscheiden sich die Mediane der zugrunde liegenden Populationen.

H-Test von Kruskal und Wallis: Vergleich mehrerer unabhängiger Stichproben. Mit dem Mehrstichprobentest wird die Nullhypothese überprüft, ob k-unabhängige Stichproben aus 'formgleich' verteilten Populationen mit identischen Rangdurchschnitten stammen (Bortz & Lienert, 2003, 154). Weist der Mehrstichprobentest eine Signifikanz auf, unterscheiden sich mindestens zwei Medianwerte in den k Populationen. Da der H-Test jedoch nur globale Unterschiede in der zentralen Tendenz kennzeichnet, sind zusätzlich Einzelvergleiche zwischen bestimmten Populationen durchzuführen (Bortz & Lienert, 2003, 161).

Vorzeichenrangtest von Wilcoxon: Vergleich von zwei abhängigen Stichproben. Dieser Test gibt an, ob sich zwei abhängige Stichproben in ihrer zentralen Differenz erheblich unterscheiden. Vor der Zuordnung der Rangwerte werden für alle Messwertpaare die Differenzen gebildet, welche dann den Rangwert bestimmen und entsprechend des Vorzeichens in zwei Gruppen unterteilt werden (Bortz & Lienert, 2003, 185).

Friedmann-Test: Vergleich mehrerer abhängiger Stichproben. Die Rangvarianzanalyse von Friedmann stellt das verteilungsfreie Gegenstück zur einfaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholungen dar (Bortz & Lienert, 2003, 185) und kennzeichnet globale Unterschiede in der zentralen Tendenz. Der Test prüft die Nullhypothese, dass sich in den durchschnittlichen Messungen Studienteilnehmer unter k Bedingungen nicht unterscheiden. Weist der Friedmann-Test ein signifikantes Resultat auf, unterscheiden sich mindestens zwei Bedingungen (Messzeitpunkte) und anschließende Einzelvergleiche im Sinne einer detaillierten Ergebnisinterpretation sind erforderlich.

3.9 Grafische Darstellung

Die grafische Darstellung der Ergebnisse erfolgt einerseits mit Fehlerbalken (doppelte Standardabweichung), andererseits wird die Darstellung mit einfachen Balkendiagrammen bevorzugt. Die Signifikanzen werden in den Diagrammen mit einem Sternchen gekennzeichnet. Für die Präsentation der EMG-Ergebnisse wurden wegen ihrer Übersichtlichkeit Balkendiagramme gewählt. Dafür werden die Signifikanzen nicht grafisch dargestellt sondern im Text und im Anhang beschrieben.

4 Ergebnisse

4.1 Allgemein

Das nachfolgende Kapitel wird in die Bereiche der gesundheitsbezogenen Lebensqualität, der räumlich-zeitlichen und der dynamischen Struktur der Gangzyklen sowie in die Elektromyographie unterteilt. Die Ganggeschwindigkeit wird vorher separat abgehandelt, da dieser Parameter als einziger auf der Gangbahn erhoben wird. Jeder Bereich gliedert sich einerseits in Längsschnittbetrachtungen des minimalinvasiven (Mis) und des normalen (Norm) Zugangs, um den postoperativen Verlauf für jede Untersuchungsgruppe gesondert zu betrachten. Die operierte (op) und die nicht operierte (nop) Seite werden im postoperativen Verlauf getrennt analysiert. Die statistische Prüfung der Seitigkeitsdifferenzen ist in tabellarischer Form im Anhang zu finden. Auf eine Darstellung der Symmetrieindices wird hinsichtlich der umfassenden getrennten Betrachtung der Körperseiten verzichtet. Andererseits werden die Unterschiede zwischen den Untersuchungsgruppen und die Annäherung an die Kontrollgruppe (Kon) im Querschnitt gezeigt. Die graphische Darstellung erfolgt nur bei ausgewählten Ergebnissen, um den Umfang der Arbeit übersichtlich zu halten.

4.2 Gesundheitsbezogene Lebensqualität (SF-36)

4.2.1 Allgemein

Die Implantation eines künstlichen Hüftgelenks ist ein schwerer operativer Eingriff. Die Erwartungen der Patienten an eine verbesserte Lebensqualität sind hoch. Die Längsschnittbetrachtungen können zeigen, ob sich die Erwartungen innerhalb der Gruppen bestätigen und stellen Zeiteffekte heraus. Jedoch soll in der Beurteilung der acht Dimensionen der Befragung ein Schwerpunkt auf die „Körperliche Funktionsfähigkeit“, die „Körperlichen Schmerzen“ und die „Allgemeine Gesundheitswahrnehmung“ gesetzt werden. Diese Dimensionen sind in der Mehrzahl der Fragen enthalten und somit repräsentativ. Der Querschnitt kann nur bedingt mögliche Unterschiede zwischen den Gruppen herausstellen. Da in klinischen Studien nach 6-8 Wochen bereits Unterschiede zwischen den Operationszugängen festgestellt

worden sind, soll an dieser Stelle statistisch überprüft werden, ob sich diese Unterschiede auch in der gesundheitsbezogenen Lebensqualität zeigen.

4.2.2 Mis-Gruppe

Die Dimensionen „Körperliche Funktionsfähigkeit“ und „Körperliche Schmerzen“ verbessern sich im Längsschnitt in der minimalinvasiven Studiengruppe signifikant (Tabelle 9). Die „Allgemeine Gesundheitswahrnehmung“ verändert sich über den Untersuchungsverlauf nicht signifikant. Die Einzelvergleiche zwischen aufeinanderfolgenden Messzeitpunkten erweisen sich nur teilweise als statistisch signifikant (Abbildung 23). So zeigen die Dimensionen „Körperliche Funktionsfähigkeit“ und „Körperliche Schmerzen“ nur signifikante Verbesserungen zwischen den ersten beiden Messterminen.

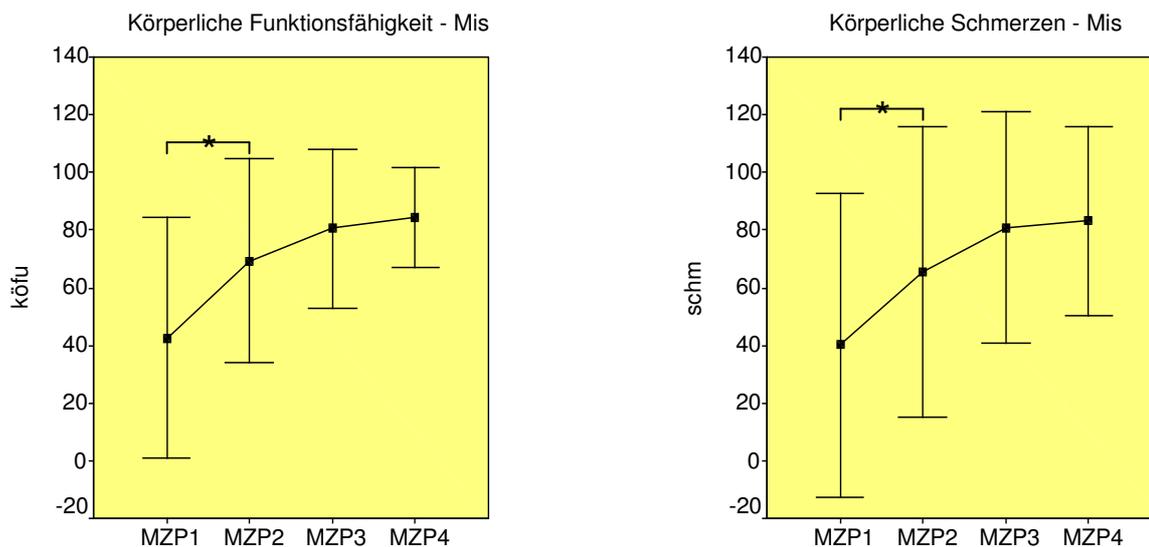


Abbildung 23: Die Dimensionen „Körperliche Funktionsfähigkeit“ und „Körperliche Schmerzen“ in der Mis-Gruppe

4.2.3 Norm-Gruppe

In der Norm Gruppe verbessern sich die Dimensionen „Körperliche Funktionsfähigkeit“, „Körperliche Schmerzen“ und „Allgemeine Gesundheitswahrnehmung“ signifikant (Tabelle 9). Die Einzelvergleiche zeigen, dass die Verbesserungen zum ersten postoperativen Messtermin vorhanden sind (Abbildung 24). Die Dimension „Körperliche Funktionsfähigkeit“ zeigt zwischen den letzten beiden Messterminen zusätzlich signifikante Verbesserungen.

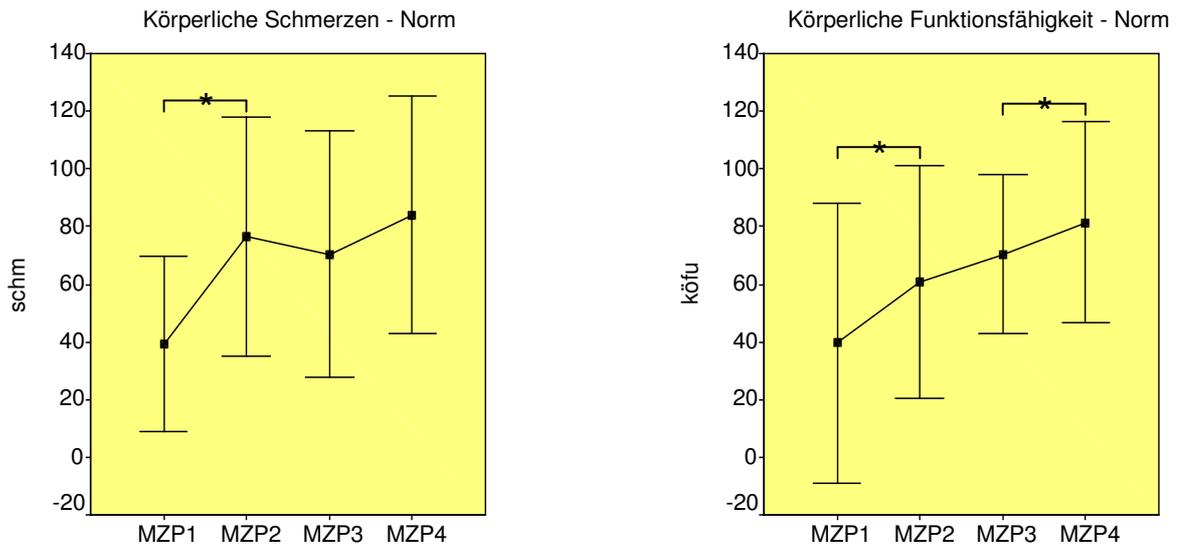


Abbildung 24: Die Dimensionen „Körperliche Funktionsfähigkeit“ und „Körperliche Schmerzen“ in der Norm-Gruppe

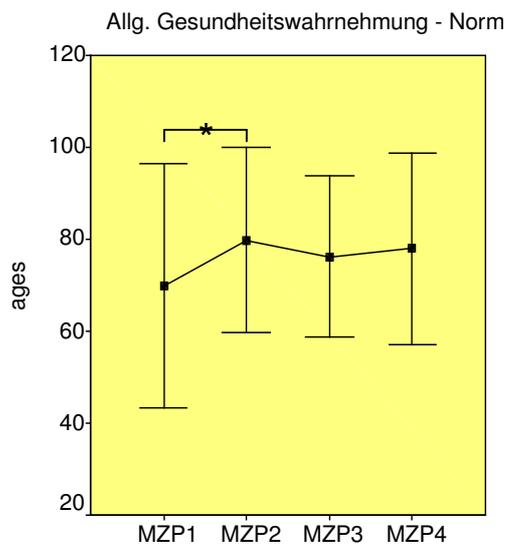


Abbildung 25: Die Dimension „Allgemeine Gesundheitswahrnehmung“ in der Norm-Gruppe

Tabelle 9: Hauptzeiteffekte der Dimensionen und Normwerte

Dimension	Gruppe (N=11/8)	Signifikanz	Kontrolle (61-70) MW/Standardabweichung	Messzeitpunkt			
				1	2	3	4
				Mittelwert / ± Standardabweichung			
Körperliche Funktionsfähigkeit	Norm	0,000	75,95 22,59	39,55	60,91	70,45	81,36
				24,34	20,23	13,87	17,48
	Mis	0,000		42,50	69,38	80,63	84,38
				20,87	17,61	13,74	8,63
Körperliche Schmerzen	Norm	0,000	71,20 27,00	39,27	76,55	70,36	83,91
				15,13	20,75	21,35	20,57
	Mis	0,001		40,12	65,50	80,88	83,13
				26,35	25,24	20,14	16,37
Allgemeine Gesundheitswahrnehmung	Norm	0,017	58,69 18,13	69,91	79,73	76,18	77,91
				13,32	10,09	8,75	10,44
	Mis	n.s.		72,50	83,63	85,12	83,63
				14,64	10,20	11,63	6,84

4.2.4 Gruppenvergleich

Die unterschiedlichen Zugangsgruppen unterscheiden sich zu keinem der Messzeitpunkte signifikant. Die gesundheitsbezogene Lebensqualität weist zwischen den verschiedenartigen Operationszugängen keine Unterschiede auf. Bullinger & Kirchberger (1998) haben SF-36 Werte für die gesamtdeutsche Normstichprobe nach Altersgruppen berechnet. Angegeben werden der Mittelwert und die Standardabweichung der entsprechenden Gesamtstichprobe. Die SF-36 Werte für die Altersgruppe zwischen 61-70 Jahren (Bullinger & Kirchberger, 1998, 52) sollen an dieser Stelle als Kontrollgruppenwerte herangezogen werden (Tabelle 9). Interessant ist, dass die Werte der „Allgemeinen Gesundheitswahrnehmung“ in beiden Zugangsgruppen zu allen Messzeitpunkten über den Referenzwerten der Kontrollgruppe liegen.

4.3 Ganggeschwindigkeit – Gangbahn

4.3.1 Mis-Gruppe

Die auf der Gangbahn gemessene selbst gewählte Geschwindigkeit der minimalinvasiven Gruppe steigert sich im Längsschnitt hochsignifikant ($p=0,001$) (Abbildung 26). Während das Ausgangsniveau vor der Operation im Mittel bei 1,08m/s ($\pm 0,13$) liegt, gehen die Patienten nach

sechs Monaten durchschnittlich mit einer Ganggeschwindigkeit von 1,23m/s ($\pm 0,12$) (Tabelle 10). Die Einzelvergleiche zeigen signifikante Veränderungen zwischen dem Tag vor der Operation und nach 14 ($p=0,028$) und 27 Wochen ($p=0,005$). Eine deutliche Erhöhung der Geschwindigkeit ist zwischen der 8. und der 14. Woche postoperativ zu verzeichnen ($p=0,007$). Die Ergebnisse verändern sich zwischen der 8. und der 27. Woche signifikant ($p=0,017$). Die Werte zwischen den ersten beiden sowie den letzten zwei Messzeitpunkten sind statistisch nicht signifikant.

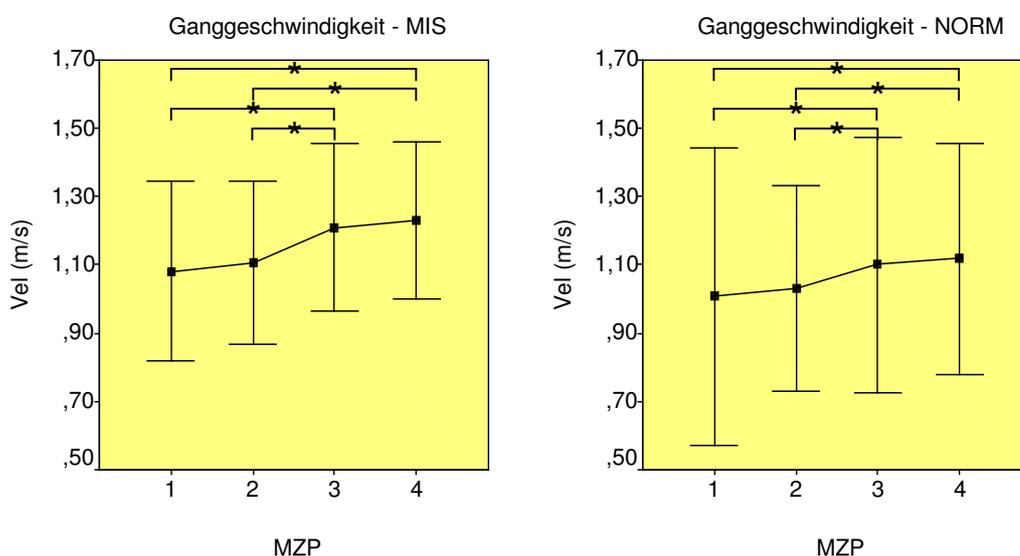


Abbildung 26: Längsschnitt der Ganggeschwindigkeit in der Mis-Gruppe und in der Norm-Gruppe

4.3.2 Norm-Gruppe

Die Ganggeschwindigkeit der Norm-Gruppe wird im Längsschnitt zunehmend höher ($p=0,010$) (Abbildung 26). Während zwischen den ersten beiden und den letzten beiden Messzeitpunkten keine signifikanten Veränderungen vorhanden sind, steigt die Ganggeschwindigkeit zwischen der 8. und der 14. Woche signifikant deutlich ($p=0,016$) an. Die Steigerung vom Tag vor der Implantation zum dritten ($p=0,016$) und zum vierten ($p=0,021$) Messzeitpunkt ist ebenso signifikant. Die statistische Überprüfung von Messzeitpunkt zwei gegenüber Messzeitpunkt vier erweist sich auch als signifikant ($p=0,010$).

4.3.3 Gruppenvergleich

Die selbstgewählte Geschwindigkeit auf der Gangbahn ist zu allen vier Messzeitpunkten im Gruppenvergleich hoch signifikant verschieden (Tabelle 10). Die Patientengruppen unterscheiden sich zu allen Messungen von der Kontrollgruppe (Abbildung 27). Obwohl sich die Patienten in der Ganggeschwindigkeit steigern, erreichen sie auch nach sechs Monaten nicht das Niveau der Kontrollgruppe. Zum vierten Messzeitpunkt sind im Einzelvergleich signifikante Unterschiede ($p=0,049$) zwischen den Operationszugängen zu verzeichnen. Die Unterschiede zwischen der Mis-Gruppe und der Norm-Gruppe sind zum Ende der Untersuchung deutlich (Tabelle 10).

Tabelle 10: Gruppenvergleich der Ganggeschwindigkeit

		Gruppe			Signifikanz
		Mittelwert (SD)			Faktor Zugang
Para- meter	MZP	Mis	Norm	Kon	p-Level
Vel	1	1,08 (0,13)	1,01 (0,22)	1,45	0,000
	2	1,11 (0,12)	1,03 (0,15)		0,000
	3	1,21 (0,12)	1,10 (0,19)		0,000
	4	1,23 (0,12)	1,12 (0,17)		0,000

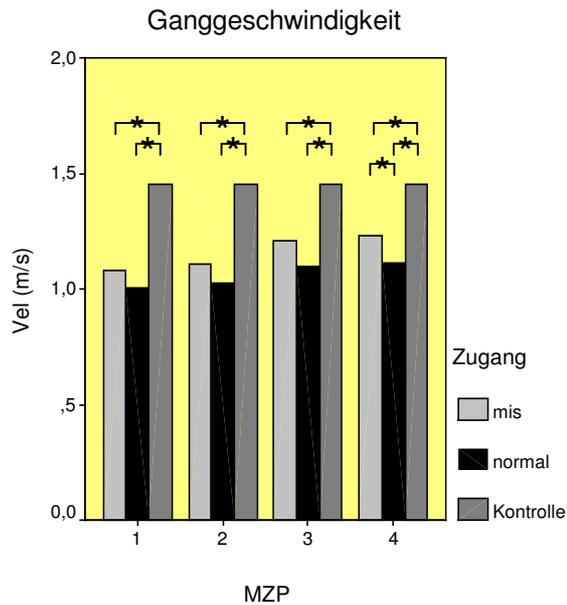


Abbildung 27: Gruppenvergleich der Ganggeschwindigkeit über alle Messzeitpunkte

4.4 Räumlich-zeitliche Parameter

4.4.1 Mis-Gruppe

Die Gangzyklusdauer steigt im Längsschnitt für die Mis-Gruppe statistisch signifikant an (Tabelle 11). Die Gangzyklusdauer steigt vom präoperativen Messzeitpunkt zur 14. Woche ($p=0,009$) und vom Eingangswert bis zur abschließenden Messung nach sechs Monaten ($p=0,047$) signifikant an (Abbildung 28).

In der statistischen Überprüfung des Parameters Kadenz bezüglich der Veränderung im Längsschnitt konnte keine Signifikanz festgestellt werden.

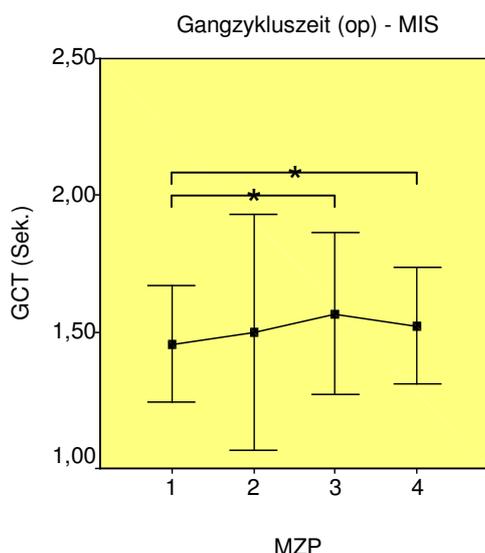


Abbildung 28: Längsschnitt der Gangzykluszeit in der Mis-Gruppe

Die Schrittlänge der operierten Seite vergrößert sich über den gesamten Messzeitraum signifikant (Tabelle 11). Die Einzelvergleiche zeigen signifikante Veränderungen zwischen dem präoperativen Termin und dem dritten Messzeitpunkt ($p=0,009$) sowie vom präoperativen Wert zur 27. Woche ($p=0,009$) (Abbildung 29). Die Schrittlänge der nicht operierten Seite verändert sich nicht signifikant.

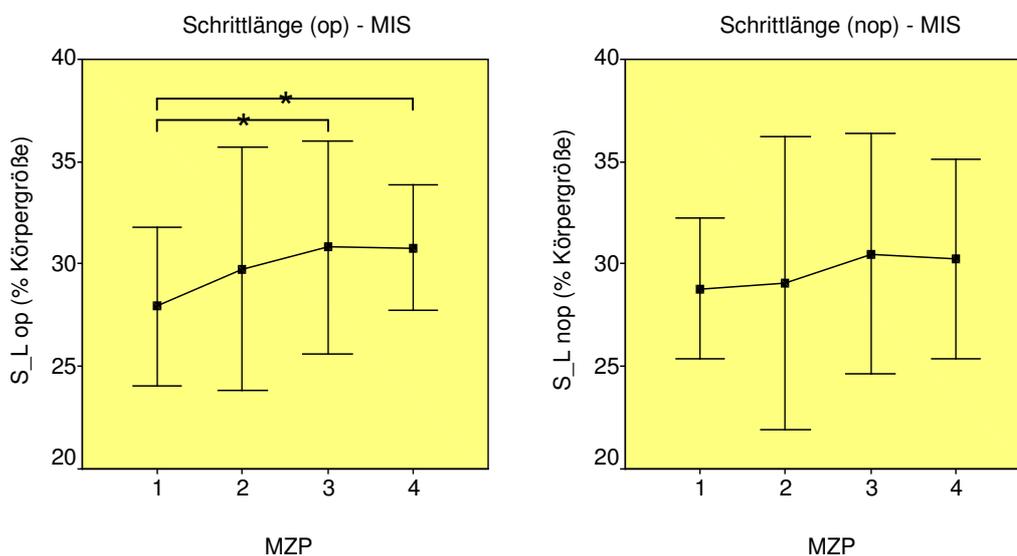


Abbildung 29: Längsschnitt der Schrittlänge operiert und nicht operiert in der Mis-Gruppe

Für die Variablen Schritt- und Doppelstützzeit sowie Einbeinstütz- und Kontaktzeit sind auf der operierten und auf der nicht operierten Seite keine statistisch signifikanten Veränderungen im postoperativen Verlauf zu erkennen (Tabelle 11).

Tabelle 11: Mis-Gruppe – Räumlich-zeitliche Parameter

Parameter	Operierte Seite				Sign.	Nicht operierte Seite				Sign.
	Messzeitpunkt Mittelwert (SD)					Messzeitpunkt Mittelwert (SD)				
	1	2	3	4		1	2	3	4	
Cad (Steps/m)	82,7 6,4	81,1 10,4	77,4 6,7	79,2 5,5	n.s.					
GC_T (s)	1,46 0,11	1,50 0,21	1,57 0,15	1,52 0,11	0,028					
Step_L (%Größe)	27,9 1,9	29,8 3,0	30,8 2,6	30,8 1,5	0,024	28,8 1,7	29,1 3,6	30,5 2,9	30,3 2,4	n.s.
Step_T (%GCT)	50,2 1,1	50,3 1,0	50,2 1,3	49,9 1,3	n.s.	49,8 1,1	49,7 1,0	49, 1,3	50,1 1,3	n.s.
DS_T (%GCT)	16,4 1,4	16,3 1,8	15,9 2,0	15,9 1,7	n.s.	14,9 1,5	15,4 1,3	15,5 1,8	15,9 1,7	n.s.
SLS_T (%GCT)	33,8 1,6	34,0 1,5	34,4 1,9	34,0 1,7	n.s.	34,9 1,5	34,3 1,9	34,3 2,3	34,3 2,2	n.s.
CO_T (%GCT)	65,1 1,5	65,7 1,9	65,7 2,3	65,8 2,2	n.s.	66,2 1,6	66,1 1,5	65,6 2,0	66,0 1,7	n.s.

4.4.2 Norm-Gruppe

Die Gangzyklusdauer und die Kadenz der Norm-Gruppe zeigen im Untersuchungsverlauf keine signifikanten Veränderungen (Tabelle 12).

Die Schrittlänge der Patienten auf der operierten Seite steigt im Längsschnitt signifikant ($p=0,032$) an. Die Schrittlänge auf der operierten Seite vergrößert sich signifikant vom präoperativen Wert zum letzten Messtermin ($p=0,006$) (Abbildung 30). Auf der nicht operierten Seite sind keine statistisch signifikanten Veränderungen über den gesamten Verlauf festzustellen. Die Einzelvergleiche vom ersten zum vierten Messzeitpunkt ($p=0,010$) und vom zweiten zum vierten Messzeitpunkt ($p=0,013$) sind statistisch signifikant verschieden (Abbildung 30).

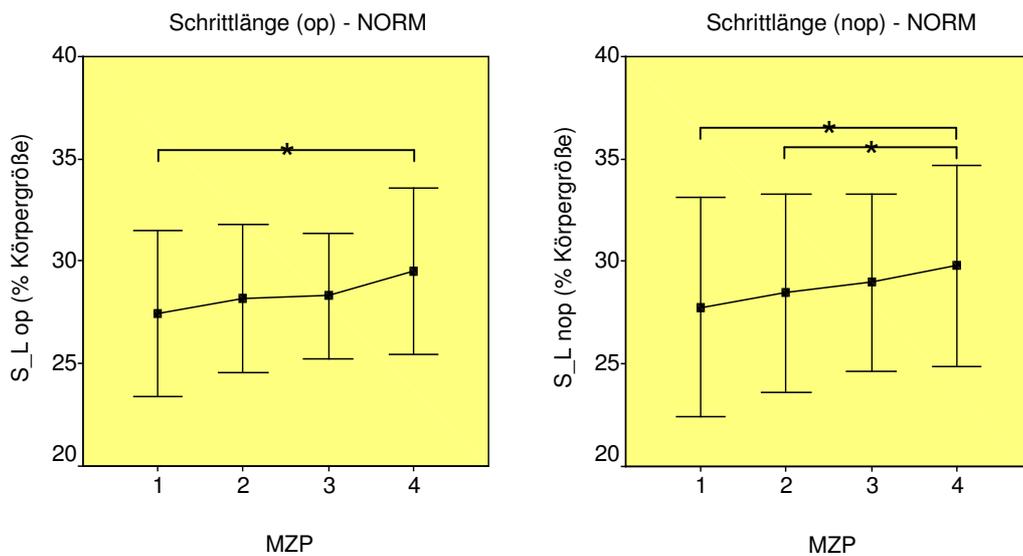


Abbildung 30: Längsschnitt der Schrittlänge operiert und nicht operiert in der Norm-Gruppe

Die Schrittzzeiten der Norm-Gruppe verändern sich signifikant in entgegengesetzter Richtung im Untersuchungsverlauf (Tabelle 12). Während die Schrittzzeit auf der operierten Seite im Längsschnitt ansteigt ($p=0,048$), nimmt die Schrittzzeit auf der nicht operierten Seite leicht ab ($p=0,029$). Die signifikanten Veränderungen finden auf der operierten Seite ($p=0,033$) und auf der nicht operierten Seite ($p=0,021$) zwischen der 8. und der 27. Woche statt (Abbildung 31). Auf der nicht operierten Seite verringert sich die Schrittzzeit zwischen den letzten beiden Messzeitpunkten erneut signifikant ($p=0,041$) (Abbildung 31). Dennoch ist das geringe Ausmaß der Veränderungen zu beachten.

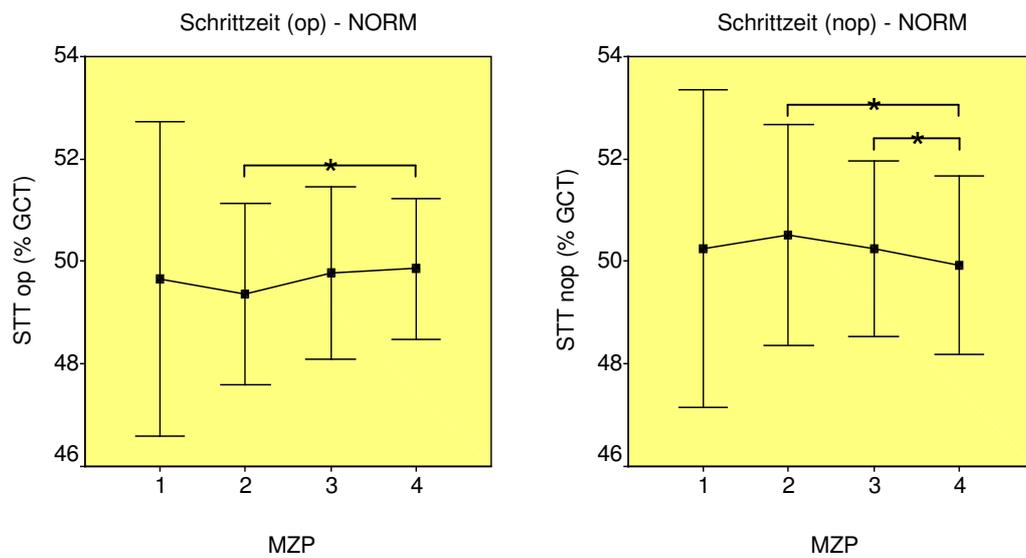


Abbildung 31: Längsschnitt der Schrittzeit operiert und nicht operiert in der Norm Gruppe

Die Parameter Kontaktzeit, Einbein- und Doppelstützzeit zeigen im Längsschnitt in der Norm-Gruppe auf beiden Seiten keine signifikanten Veränderungen (Tabelle 12).

Tabelle 12: Norm-Gruppe – Räumlich-zeitliche Parameter

Parameter	Operierte Seite				Sign.	Nicht operierte Seite				Sign.
	Messzeitpunkt Mittelwert (SD)					Messzeitpunkt Mittelwert (SD)				
	1	2	3	4		1	2	3	4	
Cad (Steps/m)	85,8 8,1	84,2 5,9	82,9 5,1	81,9 6,4	n.s.					
GC_T (s)	1,42 0,13	1,44 0,09	1,45 0,09	1,47 0,12	n.s.					
Step_L (%Größe)	27,5 2,0	28,2 1,8	28,3 1,5	29,5 2,0	0,032	27,8 2,7	28,5 2,4	29,0 2,2	29,8 2,5	n.s.
Step_T (%GCT)	49,7 1,5	49,4 0,9	49,8 0,8	49,9 0,7	0,048	50,3 1,6	50,5 1,1	50,3 0,9	49,9 0,9	0,029
DS_T (%GCT)	16,6 2,2	16,4 1,5	16,3 1,3	16,3 1,4	n.s.	15,9 1,3	16,3 1,0	16,0 1,4	16,0 0,9	n.s.
SLS_T (%GCT)	33,0 1,7	32,9 1,3	33,5 1,4	33,6 1,5	n.s.	34,4 2,0	34,2 1,5	34,2 1,6	33,9 1,5	n.s.
CO_T (%GCT)	65,5 2,0	65,6 1,2	65,8 1,6	65,9 1,2	n.s.	66,9 1,7	67,0 1,4	66,5 1,4	66,1 1,3	n.s.

4.4.3 Seitigkeit

4.4.3.1 Mis-Gruppe

In der Mis-Gruppe treten nur im Parameter Doppelstützzeit signifikante Seitigkeitsunterschiede auf. Die Doppelstützzeit der operierten Seite ist präoperativ ($p=0,022$) und 8 Wochen ($p=0,047$) nach der Implantation signifikant länger.

4.4.3.2 Norm-Gruppe

Die Seitigkeitsunterschiede in der Norm-Gruppe sind nur statistisch signifikant für die Einbeinstützzeit ($p=0,026$) und die Kontaktzeit ($p=0,033$) 8 Wochen postoperativ.

4.4.4 Gruppenvergleich

Zwischen allen drei Gruppen unterscheiden sich die Gangzykluszeiten und die Kadenz zu keinem Messzeitpunkt signifikant voneinander

(Tabelle 13). Trotz des nicht signifikanten Haupteffektes konnten in den Einzelvergleichen der Gangzykluszeit und der Kadenz zum dritten Messzeitpunkt zwischen der Norm- und der Mis-Gruppe statistisch signifikante Unterschiede ($p=0,049$) festgestellt werden (Abbildung 32 & Abbildung 33).

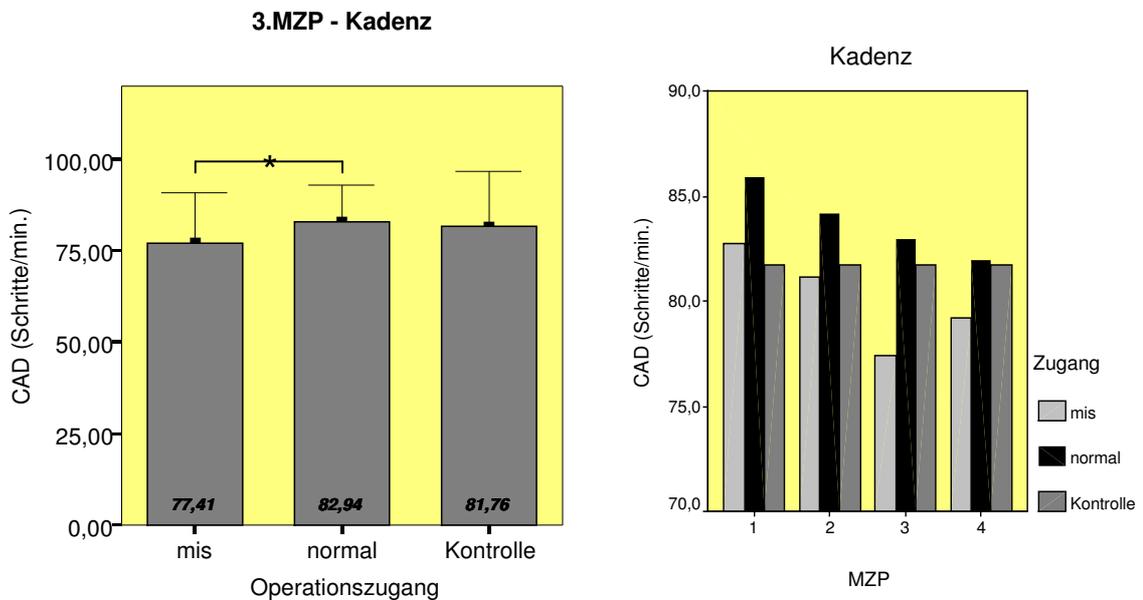


Abbildung 32: Gruppenvergleich der Kadenz zum Messzeitpunkt 3 und Gruppenvergleich gesamt

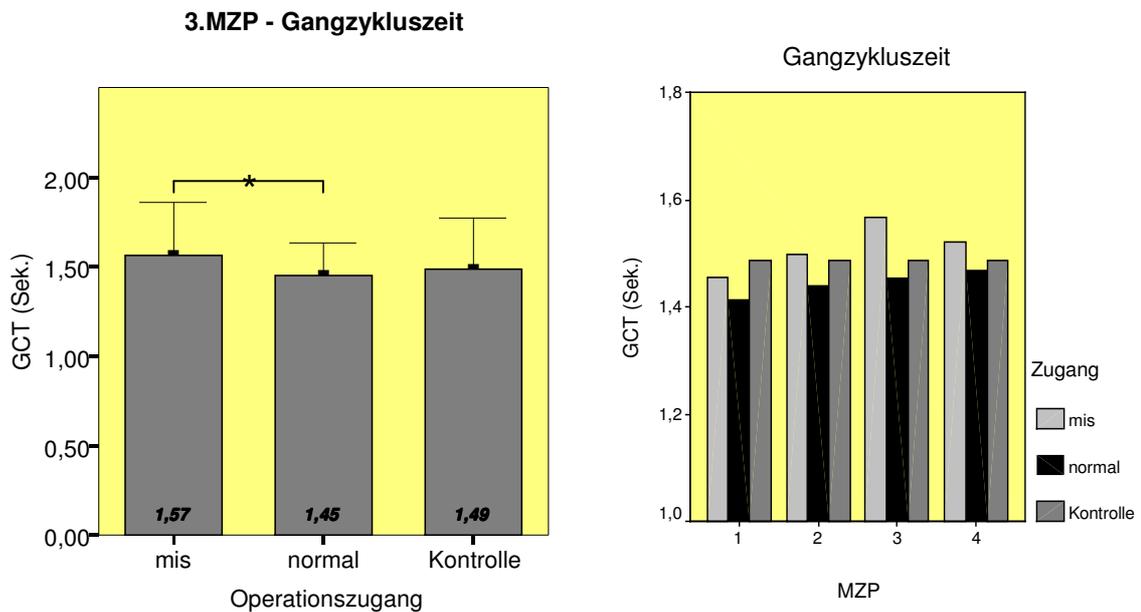


Abbildung 33: Gruppenvergleich der Gangzykluszeit zum Messzeitpunkt 3 und Gruppenvergleich gesamt

Der Gruppenvergleich zeigt in den Parametern Schrittlänge operiert und nicht operiert zu keinem Messzeitpunkt signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen (Tabelle 13). Jedoch belegen die Einzelvergleiche einerseits präoperativ signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen Norm und Kontrolle ($p=0,032$). Andererseits unterscheiden sich die verschiedenen Zugänge zum Messzeitpunkt drei signifikant im Parameter Schrittlänge operiert ($p=0,009$) (Abbildung 34).

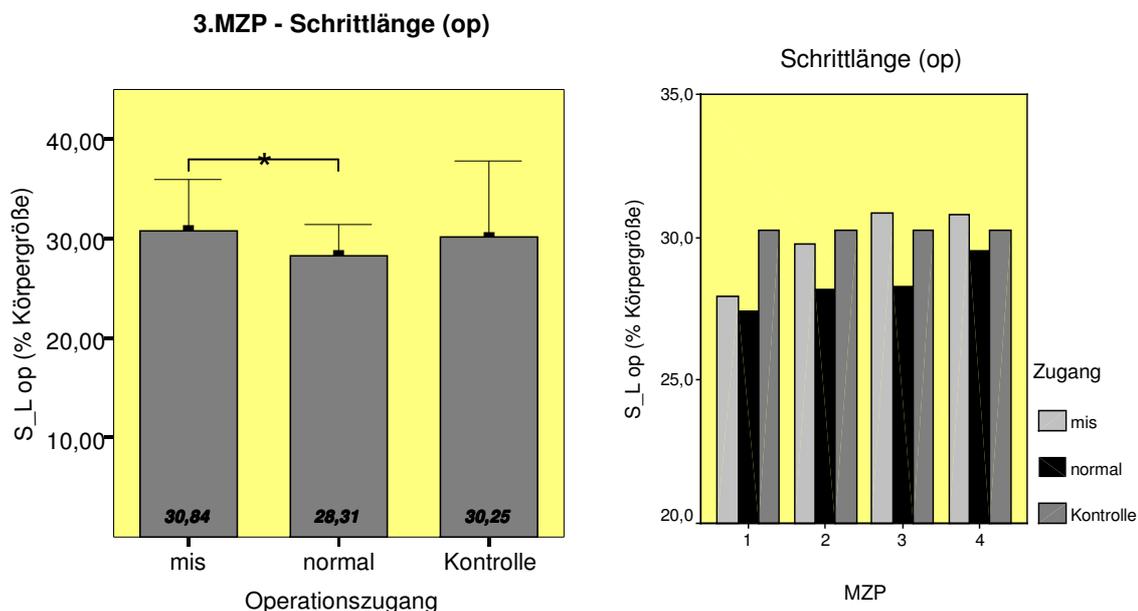


Abbildung 34: Gruppenvergleich der Schrittlänge operiert zum Messzeitpunkt 3 und Gruppenvergleich gesamt

Die Einbein- und Doppelstützzeit sowie die Schrittzeit auf der operierten und der nicht operierten Seite zeigen zwischen den Gruppen zu keinem Messzeitpunkt einen signifikanten Unterschied (Tabelle 13). Nur in zwei Einzelvergleichen zwischen der Norm-Gruppe und der Kontrollgruppe konnte für die Einbeinstützzeit auf der operierten Seite nach der 8. Woche ($p=0,032$) und für die Schrittzeit auf der nicht operierten Seite ($p=0,019$) ein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden.

Für die Kontaktzeit konnten auf der nicht operierten Seite signifikante Unterschiede in der statistischen Prüfung der Ergebnisse festgestellt werden (Tabelle 13). So ergab der Querschnitt über die drei Gruppen präoperativ ($p=0,012$) und nach 8 Wochen ($p=0,005$) signifikante Unterschiede. Die Einzelvergleiche weisen nach, dass sich die Norm-Gruppe zu allen vier Zeitpunkten der Untersuchung vom Kontrollkollektiv signifikant unterscheidet (Abbildung 35). Ein Blick in die deskriptive Statistik zeigt, dass die Kontaktzeiten der Norm-Gruppe kontinuierlich länger sind als die Kontaktzeiten der Kontrollgruppe. Die Kontaktzeiten der Mis-Gruppe unterscheiden sich nicht signifikant von der Kontrollgruppe.

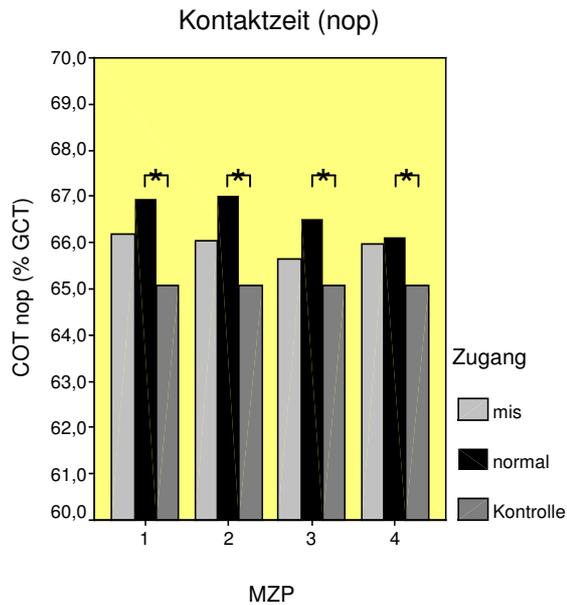


Abbildung 35: Gruppenvergleich der Kontaktzeit nicht operiert über alle Messzeitpunkte

Zusammenfassend zu den räumlich-zeitlichen Komponenten des Gangzyklus bei voreingestellter Bandgeschwindigkeit ist festzustellen, dass diese sich in beiden Gruppen im Studienverlauf nur in wenigen Parametern signifikant verändern. Statistisch signifikante Asymmetrien zwischen der betroffenen und der nicht betroffenen Seite sind in den Patientengruppen nur ganz vereinzelt festzustellen. In der vorliegenden Arbeit treten nach 14 Wochen Unterschiede zwischen der Mis-Gruppe und der Norm-Gruppe in der Kadenz, der Gangzyklusdauer und der Schrittlänge der operierten Seite in den Einzelvergleichen auf. Somit sind die Patienten der minimalinvasiven Gruppe in den räumlich-zeitlichen Parametern zur 14. Woche etwas besser als die Norm-Gruppe. Zwischen den Patienten und der Kontrollgruppe liegen zu allen Messzeitpunkten mit Ausnahme der Kontaktzeit nicht operiert kaum signifikante Unterschiede vor.

Tabelle 13: Gruppenvergleich räumlich-zeitliche Parameter

		Operierte Seite			Sign.	Nicht operierte Seite			Sign.
		Gruppe Mittelwert (SD)				Gruppe Mittelwert (SD)			
Para-meter		Mis	Norm	Kon	p-Level	Mis	Norm	Kon	p-Level
Step_L	MZP								
	1	27,9	27,5	30,3	n.s.	28,8	27,8	30,3	n.s.
	2	29,8	28,2		n.s.	29,1	28,5		n.s.
	3	30,8	28,3		n.s.	30,5	29,0		n.s.
4	30,8	29,5	n.s.		30,3	29,8	n.s.		
Step_T	1	50,2	49,7	49,6	n.s.	49,8	50,3	49,6	n.s.
	2	50,3	49,4		n.s.	49,7	50,5		n.s.
	3	50,2	49,8		n.s.	49,8	50,3		n.s.
	4	49,9	49,9		n.s.	50,1	49,9		n.s.
DS_T	1	16,4	16,6	15,5	n.s.	14,9	15,9	15,5	n.s.
	2	16,3	16,4		n.s.	15,4	16,3		n.s.
	3	15,9	16,3		n.s.	15,5	16,0		n.s.
	4	15,9	16,3		n.s.	15,9	16,0		n.s.
SLS_T	1	33,8	33,0	34,1	n.s.	34,9	34,4	34,1	n.s.
	2	34,0	32,9		n.s.	34,3	34,2		n.s.
	3	34,4	33,5		n.s.	34,3	34,2		n.s.
	4	34,0	33,6		n.s.	34,2	33,9		n.s.
CO_T	1	65,1	65,5	65,1	n.s.	66,2	66,9	65,1	0,012
	2	65,7	65,6		n.s.	66,1	67,0		0,005
	3	65,7	65,8		n.s.	65,6	66,5		n.s.
	4	65,8	65,9		n.s.	66,0	66,1		n.s.
GC_T	1	1,46	1,42	1,49	n.s.				
	2	1,50	1,44		n.s.				
	3	1,57	1,45		n.s.				
	4	1,52	1,47		n.s.				
Cad	1	82,7	85,9	81,8	n.s.				
	2	81,1	84,2		n.s.				
	3	77,4	82,9		n.s.				
	4	79,2	81,9		n.s.				

4.5 Kraft-Zeit-Struktur und funktionelle Parameter

4.5.1 Mis-Gruppe

Die Bodenreaktionskräfte F1 und FMID der operierten und der nicht operierten Seite lassen keine signifikanten Veränderungen im Längsschnitt erkennen (Tabelle 14). Der Einzelvergleich von FMID der nicht operierten Seite weist jedoch zwischen den ersten beiden Messzeitpunkten eine Signifikanz ($p=0,028$) auf. F2 zeigt nur für die statistische Überprüfung der operierten Seite eine signifikante Verringerung ($p=0,036$) über den Messzeitraum. Der Einzelvergleich zwischen dem präoperativen Wert und dem Wert in der 14. Woche postoperativ zeigt einen geringen Unterschied ($p=0,047$) (Abbildung 1).

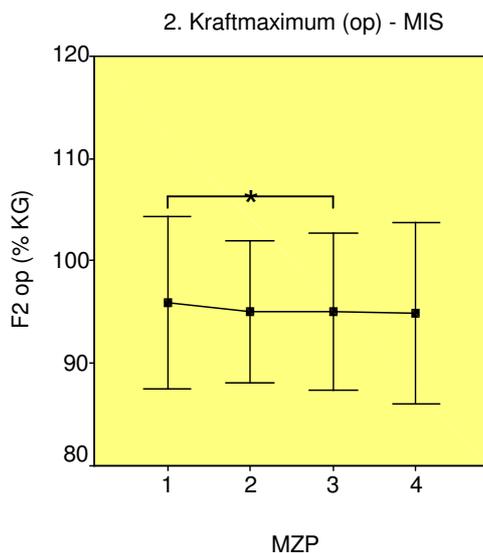


Abbildung 36: Längsschnitt des zweiten Kraftmaximums in der Mis-Gruppe

Die Zeitpunkte des Auftretens von F1, F2 und FMID sind im Längsschnitt nicht signifikant verschieden (Tabelle 14). Die zeitliche Lage der Kraftparameter verschiebt sich in der Mis-Gruppe im Untersuchungsverlauf nicht und bleibt gleich.

Tabelle 14: Mis-Gruppe: Kraft-Zeit Parameter

Parameter	Operierte Seite				Sign.	Nicht operierte Seite				Sign.
	Messzeitpunkt Mittelwert (SD)					Faktor Zeit	Messzeitpunkt Mittelwert (SD)			
	1	2	3	4			1	2	3	4
F1	94,4 4,7	95,0 2,7	94,6 3,3	95,6 3,9	n.s.	95,3 2,3	96,4 3,4	95,5 2,2	95,9 4,3	n.s.
F2	95,9 4,2	95,1 3,5	95,0 3,9	94,9 4,4	0,036	96,8 5,0	96,7 4,1	97,2 4,5	96,5 4,9	n.s.
FMID	84,0 2,6	84,2 2,2	84,4 2,3	84,7 3,4	n.s.	83,9 2,9	85,5 2,1	85,7 1,8	85,9 3,0	n.s.
TF1	20,5 1,1	20,0 1,6	19,8 1,9	19,6 1,8	n.s.	18,8 1,8	18,5 1,0	19,1 1,3	19,2 1,6	n.s.
TF2	46,6 2,3	46,4 2,6	47,2 2,1	46,9 2,9	n.s.	46,3 3,1	46,7 1,9	47,6 1,0	47,1 3,7	n.s.
TFMID	29,9 1,5	30,5 2,4	29,5 1,9	28,8 2,0	n.s.	28,7 2,7	28,9 3,6	29,3 2,8	29,4 1,6	n.s.

Funktionelle Parameter

Die Parameter DF1 (Entlastungsrate) und DF2 (Belastungsrate) zeigen im Längsschnitt auf beiden Seiten in der statistischen Analyse keine signifikanten Unterschiede (Tabelle 15).

Die Kurven des Anstiegs und des Abfalls zeigen im Längsschnitt der Mis-Gruppe auf der operierten und auf der nicht operierten Seite ebenso keine signifikanten Veränderungen (Tabelle 15). Im Einzelvergleich des Anstiegs der operierten Seite ist der Unterschied zwischen drittem und viertem Messzeitpunkt auf der operierten Seite signifikant verschieden ($p=0,047$) (Abbildung 37).

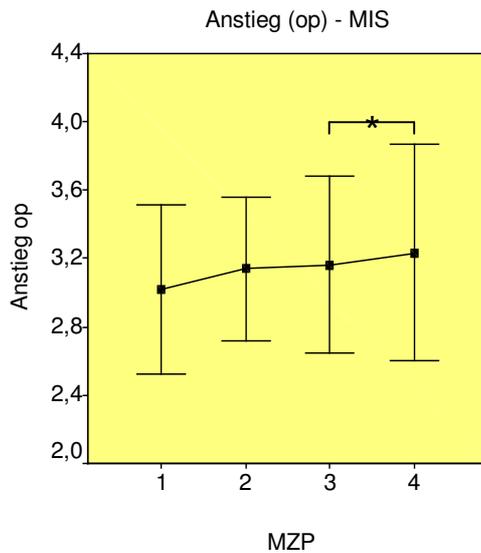


Abbildung 37: Längsschnitt des Anstiegs auf der operierten Seite in der Mis-Gruppe

Tabelle 15: Mis-Gruppe: Funktionelle Parameter

Parameter	Operierte Seite				Sign.	Nicht operierte Seite				Sign.
	Messzeitpunkt Mittelwert (SD)					Messzeitpunkt Mittelwert (SD)				
	1	2	3	4		1	2	3	4	
DF1	-10,4 2,8	-10,8 2,8	-10,2 2,2	-10,9 3,4	n.s.	-11,4 2,4	-10,9 3,6	-9,8 1,7	-10,1 3,9	n.s.
DF2	-11,9 3,1	-10,9 3,6	-10,6 2,7	-10,2 3,3	n.s.	-12,9 4,8	-11,2 3,8	-11,5 3,4	-10,7 4,5	n.s.
Anstieg	3,0 0,3	3,1 0,2	3,2 0,3	3,2 0,3	n.s.	3,4 0,3	3,5 0,2	3,3 0,2	3,3 0,3	n.s.
Abfall	3,5 0,5	3,3 0,4	3,5 0,4	3,4 0,5	n.s.	3,4 0,6	3,4 0,3	3,6 0,3	3,5 0,6	n.s.

4.5.2 Norm-Gruppe

Die Mittelwertunterschiede der Bodenreaktionskräfte F1, F2 und FMID sind unter Berücksichtigung des Längsschnitts auf der operierten und der nicht operierten Seite statistisch nicht signifikant (Tabelle 16). In den Einzelvergleichen von F1 der operierten Seite ist interessant, dass

zwischen 8. und 14. Woche ($p=0,016$) und zwischen 14. und 27. Woche ($p=0,041$) signifikante Unterschiede vorliegen (Abbildung 38). Während F1 von der 8. Woche ($95,5\pm 6,1$) zur 14. Woche ($92,7\pm 3,7$) sichtbar geringer wird, belasten die Patienten zur 27. Woche postoperativ die operierte Seite wieder signifikant stärker ($94,7\pm 3,4$) als nach 14 Wochen und befinden sich gering über dem Eingangsniveau ($94,3\pm 6,2$).

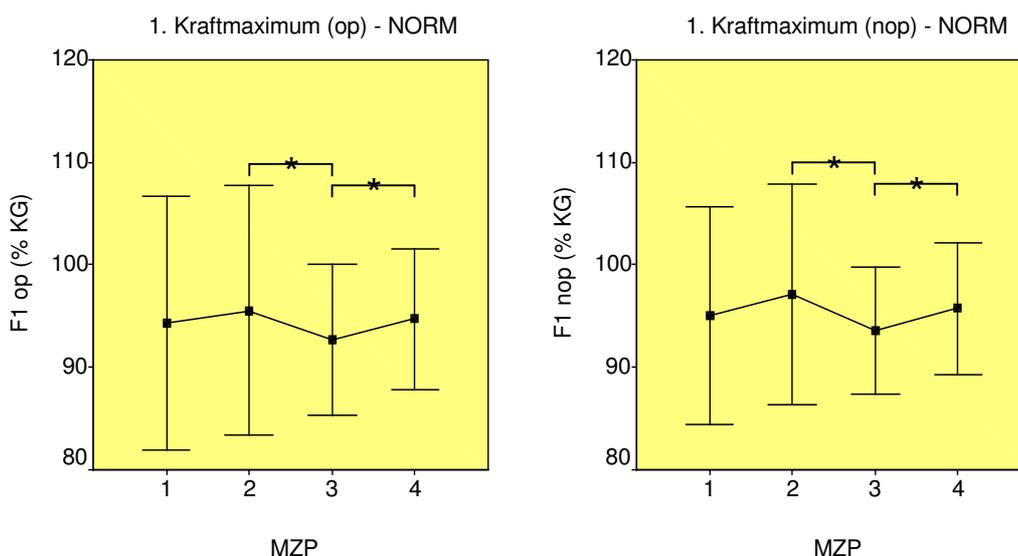


Abbildung 38: Längsschnitt des ersten Kraftmaximums der operierten und der nicht operierten Seite in der Norm-Gruppe

Die nicht operierte Seite verhält sich ähnlich (Abbildung 38). Die Patienten der Norm-Gruppe belasten 14 Wochen nach der Operation im Vergleich zur 8. postoperativen Woche im Fersenaufsatz signifikant geringer ($p=0,021$). Zwischen den letzten beiden Messterminen steigt F1 auch auf der nicht operierten Seite signifikant ($p=0,026$) an. Interessant zu beobachten sind die Werte zum zweiten Messzeitpunkt direkt nach der Rehabilitation der Patienten, da zu diesem Termin auf beiden Seiten die höchsten Werte erreicht werden.

Die Mittelwertdifferenzen von TF1, TF2 und TFMID sind im Untersuchungsverlauf nicht signifikant (Tabelle 16). Die Einzelvergleiche zwischen aufeinanderfolgenden Messzeitpunkten unterscheiden nur für TF2 operierte Seite von der 8. zur 27. Woche signifikant ($p=0,026$).

Tabelle 16: Norm-Gruppe: Kraft-Zeit Parameter

Parameter	Operierte Seite				Sign.	Nicht operierte Seite				Sign.
	Messzeitpunkt Mittelwert (SD)					Faktor Zeit	Messzeitpunkt Mittelwert (SD)			
	1	2	3	4			1	2	3	4
F1	94,3 6,2	95,5 6,1	92,7 3,7	94,7 3,4	n.s.	95,1 5,3	97,2 5,4	93,6 3,1	95,7 3,2	n.s.
F2	94,8 6,0	95,6 5,5	93,1 4,5	94,6 4,1	n.s.	95,4 6,1	97,8 6,2	95,0 4,4	95,9 4,2	n.s.
FMID	83,7 6,7	84,9 6,5	83,4 3,87	84,8 3,8	n.s.	85,2 6,3	86,6 6,0	84,5 3,4	86,1 3,7	n.s.
TF1	20,2 1,8	19,8 1,6	19,7 1,5	19,6 1,16	n.s.	19,0 1,7	19,3 1,5	18,8 1,5	19,1 0,8	n.s.
TF2	44,8 3,2	45,2 3,3	46,4 2,89	44,1 3,85	n.s.	45,1 3,8	45,0 5,1	46,3 4,5	45,8 4,3	n.s.
TFMID	29,8 2,9	28,7 2,8	29,1 2,7	29,4 1,8	n.s.	28,6 4,25	28,1 2,6	28,8 2,17	28,8 1,5	n.s.

Funktionelle Parameter

Die Differenzen DF1 (Entlastungsrate) und DF2 (Belastungsrate) der operierten und der nicht operierten Seite zeigen in den Mittelwertdifferenzen keine signifikanten Unterschiede im Untersuchungsverlauf (Tabelle 17). Der Einzelvergleich von DF1 der operierten Seite ergibt von der 8. auf die 14. Woche einen signifikanten Unterschied ($p=0,041$). DF2 der nicht operierten Seite ändert sich von der 8. auf die 27. Woche ($p=0,033$).

Der Anstieg auf der operierten Seite wird im Längsschnitt signifikant steiler (Tabelle 17). Der Einzelvergleich zwischen den letzten beiden Messterminen bestätigt den signifikant steileren Anstieg zum Ende der Messungen ($p=0,013$) (Abbildung 39). Auf der nicht operierten Seite verändern sich die Mittelwerte im Längsschnitt nicht. Die Einzelvergleiche zeigen auch keine statistisch signifikanten Unterschiede auf.

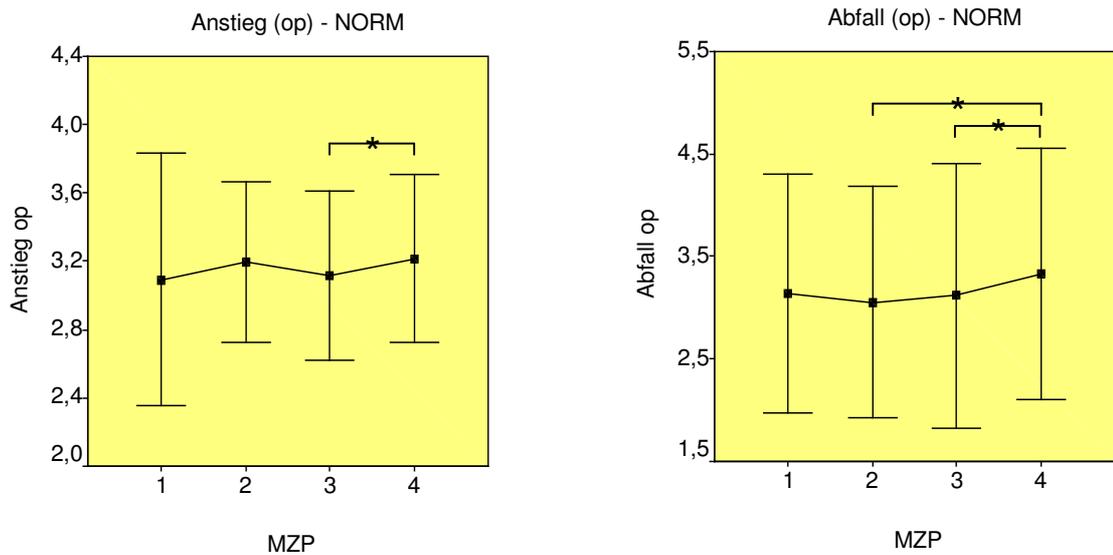


Abbildung 39: Längsschnitt des Kurvenanstiegs und Kurvenabfalls der operierten Seite in der Norm Gruppe

Der Kurvenabfall zeigt im Untersuchungsverlauf auf beiden Seiten keine statistisch signifikanten Unterschiede (Tabelle 17). In den Einzelvergleichen ergeben sich nur für die operierte Seite von der 8. zur 27. Woche ($p=0,026$) und von der 14. zur 27. Woche ($p=0,041$) signifikante Unterschiede (Abbildung 39).

Tabelle 17: Norm-Gruppe: Funktionelle Parameter

Parameter	Operierte Seite				Sign.	Nicht operierte Seite				Sign.
	Messzeitpunkt Mittelwert (SD)					Faktor Zeit	Messzeitpunkt Mittelwert (SD)			
	1	2	3	4			1	2	3	4
DF1	-10,5 4,9	-10,6 2,7	-9,3 1,5	-9,9 1,9	n.s.	-9,9 4,5	-10,5 3,6	-9,1 1,9	-9,6 2,4	n.s.
DF2	-11,1 2,9	-10,6 2,5	-9,7 2,8	-9,8 3,3	n.s.	-10,2 3,6	-11,2 2,9	-10,4 3,2	-9,8 3,3	n.s.
Anstieg	3,1 0,4	3,2 0,2	3,1 0,3	3,2 0,3	0,043	3,4 0,3	3,4 0,2	3,3 0,3	3,3 0,1	n.s.
Abfall	3,1 0,6	3,1 0,6	3,1 0,7	3,3 0,6	n.s.	3,0 0,5	3,2 0,8	3,3 0,7	3,3 0,6	n.s.

4.5.3 Seitigkeit

4.5.3.1 Mis-Gruppe

In der Mis-Gruppe weist der Parameter F1 zwischen den Seiten keine signifikanten Unterschiede auf. Bei der Betrachtung der Seitendifferenzen von F2 werden statistisch signifikante Veränderungen zur 14. Woche ($p=0,007$) zwischen operierter und kontralateraler Seite sichtbar. Die operierte Seite wird geringer belastet. Die Seitigkeitsdifferenzen sind zur 8. und zur 27. Woche nur tendenziell. Der Parameter FMID besitzt zur 14. ($p=0,028$) und zur 27. Woche ($p=0,037$) signifikante Mittelwertunterschiede zwischen operierter und nicht operierter Seite. Das Kraftminimum der operierten Seite ist geringer.

TF1 weist präoperativ ($p=0,037$), zur 8. ($p=0,013$) und zur 14. Woche ($p=0,037$) eine signifikante Seitendifferenz auf. TF1 wird auf der operierten Seite noch bis zum dritten Messzeitpunkt signifikant später erreicht als auf der nicht betroffenen Seite. Der Parameter TF2 weist zwischen den Seiten keine signifikanten Unterschiede auf. TFMID unterscheidet sich nur zur 8. Woche signifikant ($p=0,047$) zwischen den Seiten.

Die Parameter DF1 und DF2 weisen zwischen den Seiten keine signifikanten Unterschiede auf. Interessant sind an dieser Stelle die deutlichen Seitigkeitsdifferenzen des Parameters Kurvenanstieg für den

präoperativen Termin ($p=0,028$), zur 8. ($p=0,017$) und zur 14. Woche ($p=0,022$). Der Anstieg der operierten Seite ist signifikant flacher. Beim Gangkurvenabfall sind nur zur 14. Woche Unterschiede ($p=0,037$) zu sehen. Die deskriptive Statistik zeigt zum Messtermin drei auch die größten Unterschiede zwischen den Seiten im gesamten Untersuchungsverlauf. Zum Ende der Untersuchung bestehen für den Parameter Abfall keine signifikanten Unterschiede zwischen den Seiten.

4.5.3.2 Norm-Gruppe

In der statistischen Überprüfung der Seitigkeitsdifferenzen wurden für F1 nach 8 Wochen signifikante Unterschiede ($p=0,013$) festgestellt. Der Parameter F2 unterscheidet sich zwischen operierter und nicht operierter Seite zur 8. ($p=0,008$) und zur 14. Woche ($p=0,013$) signifikant. Die signifikanten Seitigkeitsdifferenzen von FMID treten zur 8. postoperativen Woche ($p=0,016$) und zum Abschluss der Messungen auf ($p=0,033$).

Die Parameter TF1, TF2 und TFMID weisen zwischen den Seiten keine signifikanten Unterschiede auf.

Die statistische Überprüfung der Seitendifferenzen des Anstiegs bestätigt für die 8. ($p=0,016$) und die 14. Woche ($p=0,033$) signifikante Unterschiede. Die Parameter Abfall, DF1 und DF2 weisen zwischen den Seiten keine signifikanten Unterschiede auf.

4.5.4 Gruppenvergleich

Zu beachten ist an dieser Stelle, dass alle Patienten aus Sicherheitsgründen die Hände während der Laufbandaufnahmen auf einer Sicherheitsstange ablegten. Die Kontrollgruppe führte die Laufbandmessungen ohne die Sicherheitsstange durch. Demzufolge sind Gruppenvergleiche mit der Kontrolle hinsichtlich der Parameter der Bodenreaktionskraft nur bedingt durchführbar.

Die Mittelwerte von F1, F2 und FMID unterscheiden sich zwischen den Patientengruppen und dem Kontrollkollektiv zu allen Messungen und auf beiden Seiten signifikant (Tabelle 18). Die Mittelwerte der Bodenreaktionskräfte liegen in den Patientengruppen deutlich unter den Werten des gesunden Kontrollkollektivs. Auch in den Einzelvergleichen weisen beide Zugangsgruppen signifikante Unterschiede zur Kontrollgruppe auf. Jedoch zeigen die Einzelvergleiche keine signifikanten Unterschiede zwischen der Mis-Gruppe und der Norm-Gruppe (Abbildung 40, Abbildung 41, Abbildung 42).

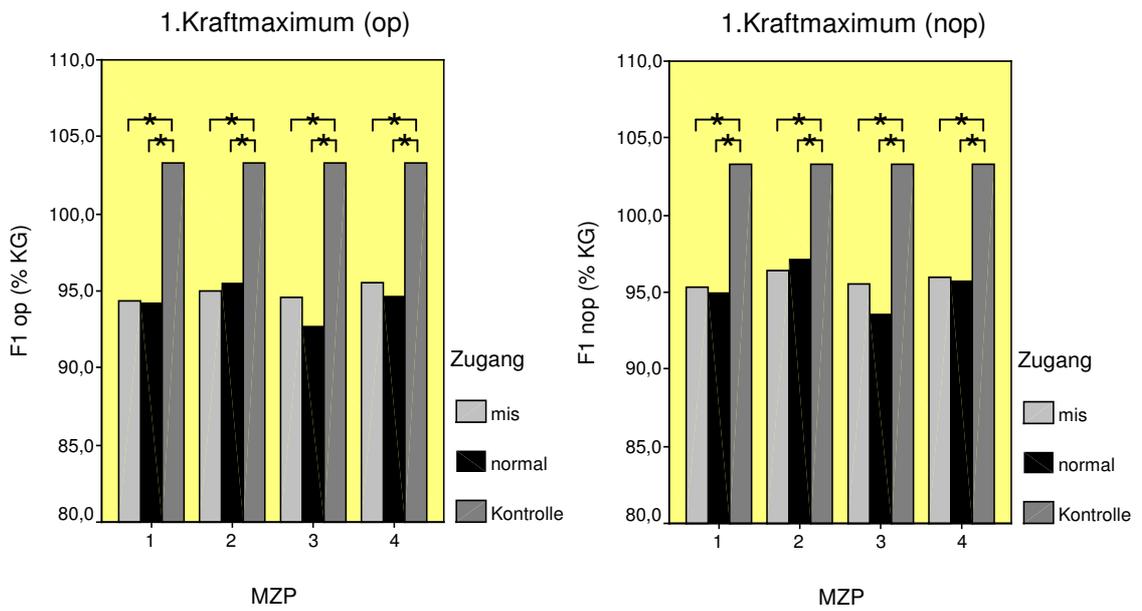


Abbildung 40: Gruppenvergleich des ersten Kraftmaximums der operierten und nicht operierten Seite zu allen Messzeitpunkten

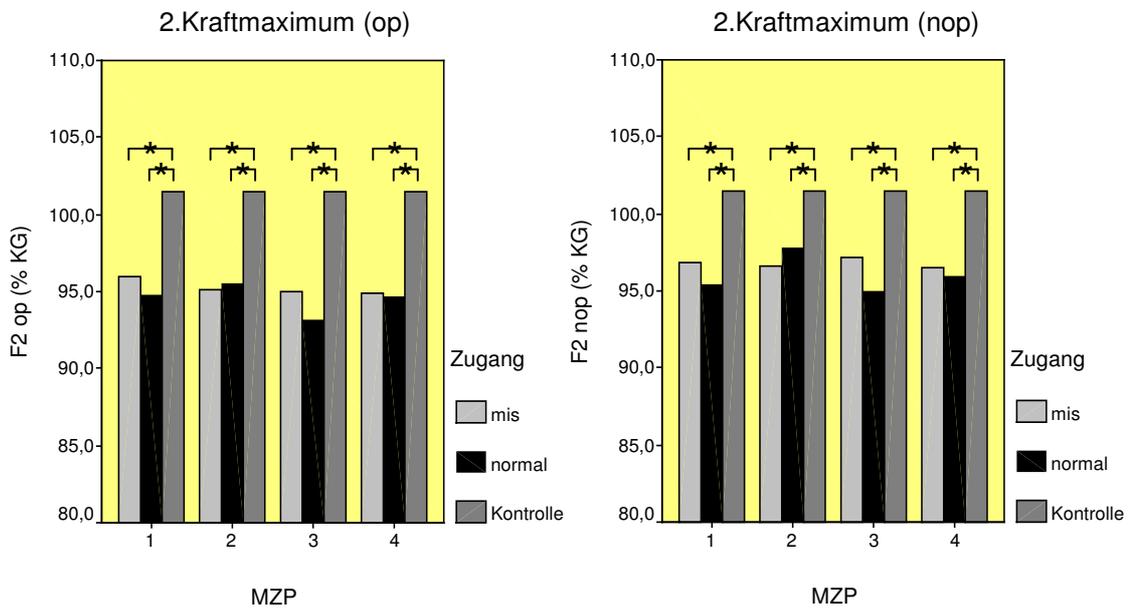


Abbildung 41: Gruppenvergleich des zweiten Kraftmaximums der operierten und nicht operierten Seite zu allen Messzeitpunkten

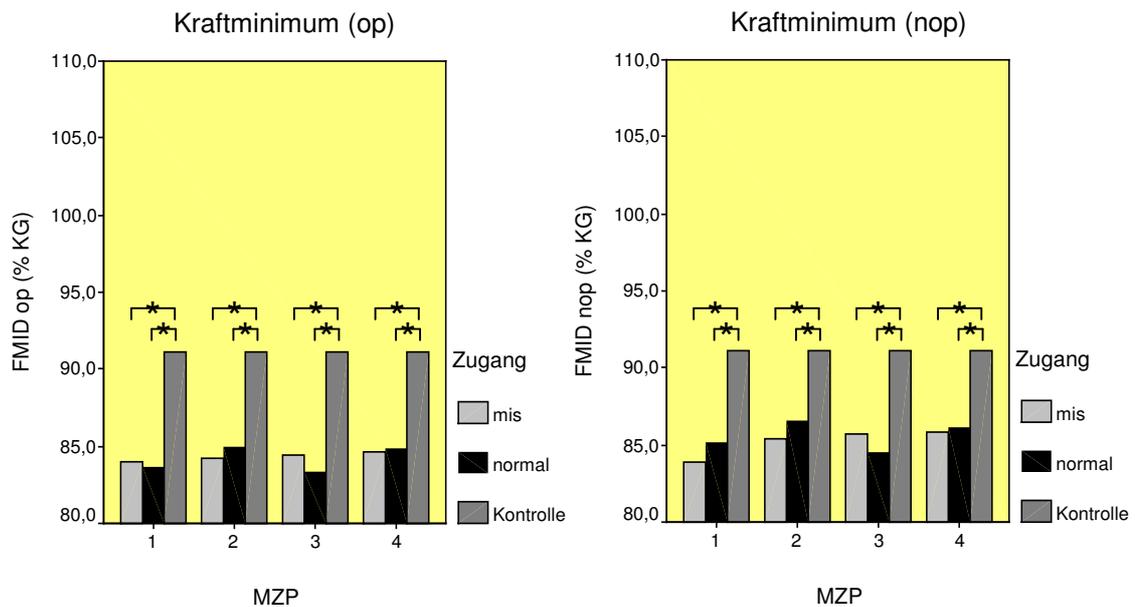


Abbildung 42: Gruppenvergleich des Kraftminimums der operierten und nicht operierten Seite zu allen Messzeitpunkten

Der Parameter TF1 ist nur auf der operierten Seite zum präoperativen Messtermin signifikant verschieden zwischen den Gruppen (Tabelle 18). Die Einzelvergleiche zwischen den Gruppen zeigen ein signifikant späteres Erreichen von F1 in der Mis-Gruppe ($p=0,006$) und in der Norm-Gruppe ($p=0,048$) verglichen mit dem gesunden Kontrollkollektiv. Die Patientengruppen unterscheiden sich nicht signifikant.

Der Parameter TF2 zeigt für die operierte Seite zur 14. und zur 27. Woche signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen (Tabelle 18). Zu allen Messzeitpunkten erreicht die Kontrollgruppe das zweite Kraftmaximum auf der operierten Seite früher als die Norm-Gruppe. Zum letzten Messzeitpunkt unterscheidet sich die Mis-Gruppe auf der operierten Seite ebenso signifikant ($p=0,026$) von der Kontrollgruppe. Auf der nicht operierten Seite treten zur 14. und zur 27. Woche signifikante Unterschiede im Gruppenvergleich auf (Tabelle 18). Die Einzelvergleiche zeigen die Unterschiede nur zwischen der Kontrollgruppe und der Norm-Gruppe zur 8. ($p=0,025$), zur 14. ($p=0,001$) und zur 27. Woche ($p=0,004$) (Abbildung 43, Abbildung 44). Zwischen der Kontrollgruppe und der Mis-Gruppe sowie zwischen den Zugangsgruppen liegen keine signifikanten Unterschiede vor.

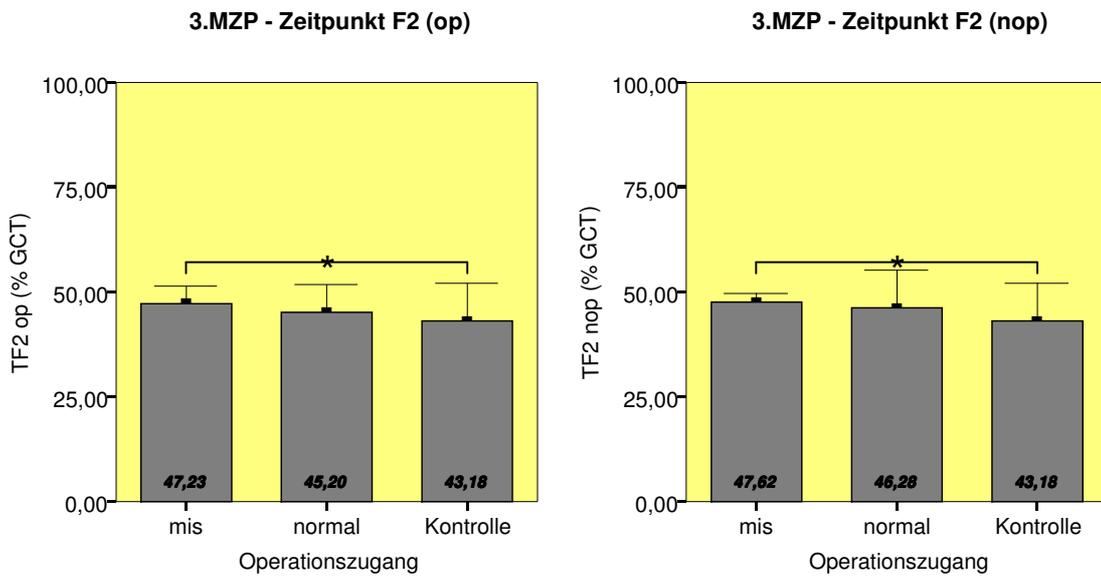


Abbildung 43: Querschnitt des Zeitpunktes vom zweiten Kraftmaximum der operierten und der nicht operierten Seite zum dritten Messzeitpunkt

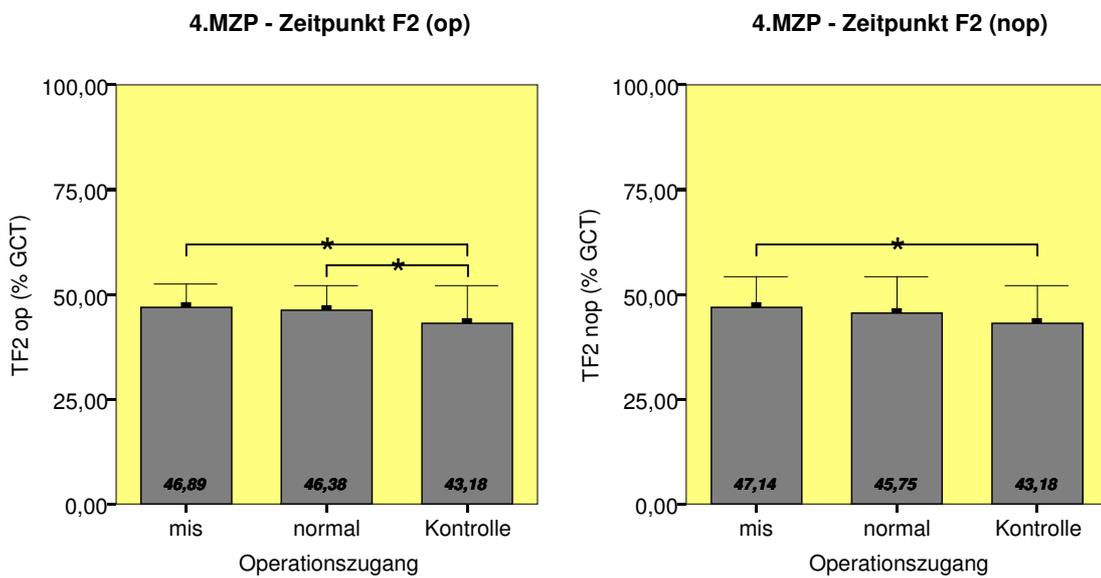


Abbildung 44: Querschnitt des Zeitpunktes vom zweiten Kraftmaximum der operierten und der nicht operierten Seite zum vierten Messzeitpunkt

TFMID zeigt keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Gruppen auf beiden Seiten und zu allen Messzeitpunkten (Tabelle 18).

Tabelle 18: Gruppenvergleich Kraft-Zeit Parameter

		Operierte Seite			Sign.	Nicht operierte Seite			Sign.
		Gruppe Mittelwert (SD)				Gruppe Mittelwert (SD)			
Parameter	MZP	Mis	Norm	Kon	p-Level	Mis	Norm	Kon	p-Level
F1	1	94,4	94,3	103,3	0,000	95,3	95,0	103,3	0,000
	2	95,0	95,5		0,000	96,4	97,1		0,000
	3	94,6	92,7		0,000	95,5	93,6		0,000
	4	95,6	94,7		0,000	95,9	95,7		0,000
F2	1	95,9	94,8	101,5	0,001	96,8	95,4	101,5	0,002
	2	95,1	95,6		0,000	96,6	97,8		0,009
	3	95,0	93,1		0,000	97,2	95,0		0,001
	4	94,9	94,6		0,000	96,5	95,9		0,001
F MID	1	84,0	83,7	91,1	0,000	83,9	85,2	91,1	0,000
	2	84,2	84,9		0,000	85,4	86,6		0,000
	3	84,4	83,4		0,000	85,7	84,5		0,000
	4	84,7	84,8		0,000	85,9	86,1		0,001
TF1	1	20,5	20,2	19,1	0,014	18,8	19,0	19,1	0,884
	2	20,0	19,7		0,248	18,5	19,3		0,402
	3	19,8	19,7		0,370	19,1	18,8		0,929
	4	19,6	19,6		0,368	19,2	19,1		0,969
TF2	1	46,6	44,8	43,2	0,103	46,3	45,1	43,2	0,143
	2	46,4	45,2		0,130	46,7	45,0		0,102
	3	47,2	46,4		0,048	47,6	46,3		0,007
	4	46,9	44,1		0,025	47,1	45,7		0,013
TF MID	1	29,9	29,8	28,9	0,459	28,7	28,6	28,9	0,928
	2	30,5	28,7		0,359	28,9	28,1		0,853
	3	29,5	29,1		0,765	29,3	28,8		0,911
	4	28,8	29,4		0,708	29,4	28,8		0,604

Funktionelle Parameter

Die Mittelwerte des Parameters DF1 auf der operierten Seite sind zu keinem Messzeitpunkt signifikant verschieden zwischen den drei Gruppen (Tabelle 19). Die Einzelvergleiche ergeben nur für die 14. Woche im Vergleich von der Norm-Gruppe und der Kontrollgruppe einen signifikanten Unterschied ($p=0,039$). Auf der nicht operierten Seite treten signifikante Unterschiede ($p=0,031$) zwischen den Gruppen zur 14.

Woche auf. Die Signifikanz geht auf Unterschiede zwischen der Norm-Gruppe und der Kontrollgruppe ($p=0,021$) zurück.

Die Werte des Parameters DF2 sind im Querschnitt auf der operierten und auf der nicht operierten Seite zu allen Messzeitpunkten nicht signifikant verschieden (Tabelle 19). Nur der Einzelvergleich zum ersten Messtermin auf der nicht operierten Seite zwischen der Mis-Gruppe und der Kontrollgruppe zeigt signifikant höhere Differenzen ($p=0,048$) zugunsten der Kontrollgruppe.

Der Anstieg der Kurve zum ersten Kraftmaximum ist auf der operierten Seite zu allen Messzeitpunkten signifikant steiler in der Kontrollgruppe als bei den Patientengruppen (Tabelle 19). Obwohl sich die Patientengruppen der Kontrollgruppe im Verlauf der Untersuchungen immer stärker annähern, sind die Mittelwerte zum Messzeitpunkt vier noch deutlich von der gesunden Kontrollgruppe entfernt (Abbildung 45). Die Einzelvergleiche zwischen den Patientengruppen sind zu keinem Messtermin signifikant verschieden.

Der Anstieg der nicht operierten Seite weist zur 14. und zur 27. Woche signifikante Mittelwertunterschiede im Gruppenvergleich auf (Tabelle 19). Zur 14. Woche gehen diese Unterschiede auf signifikante Einzelvergleiche zwischen der Mis-Gruppe und der Kontrollgruppe ($p=0,020$) sowie der Norm-Gruppe und der Kontrollgruppe ($p=0,019$) zurück (Abbildung 45). Zur 27. Woche bestehen die signifikanten Unterschiede nur noch zwischen der Norm- und der Kontrollgruppe ($p=0,005$). Die signifikanten Einzelvergleiche zwischen der Norm- und der Kontrollgruppe präoperativ ($p=0,039$) und zur 8. Woche ($p=0,048$) sind im Gruppenvergleich nicht zu erkennen.

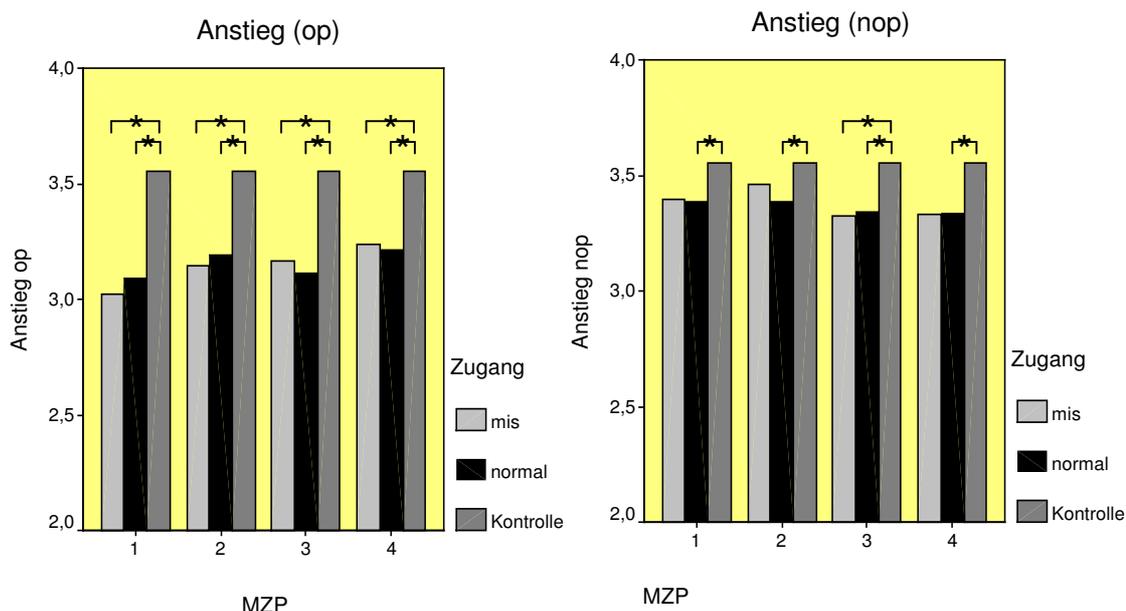


Abbildung 45: Gruppenvergleich des Kraftanstiegs der operierten und nicht operierten Seite zu allen Messzeitpunkten

Der Kurvenabfall nach Erreichen von F2 im Gangzyklus erweist sich auf beiden Körperseiten als nicht signifikant verschieden zwischen den Gruppen in der gesamten Untersuchung (Tabelle 19). Ein Einzelvergleich auf der nicht operierten Seite zwischen Kontrollgruppe und Mis-Gruppe ist zum Messzeitpunkt drei signifikant verschieden ($p=0,048$).

Zu den Kraft-Zeit und den funktionellen Parametern im Gruppenvergleich ist abschließend festzuhalten, dass mit Ausnahme des Anstiegs und DF1 der nicht operierten Seite keine signifikanten Veränderungen im Studienverlauf auftreten. Die Seitenverhältnisse sind in beiden Patientengruppen oft signifikant verschieden. Zwischen den Zugangsgruppen treten keine signifikanten Mittelwertdifferenzen auf. Die Patienten erreichen auch nach sechs Monaten nicht das Niveau der Kontrollgruppe in der Mehrzahl der Parameter.

Tabelle 19: Gruppenvergleich Funktionelle Parameter

		Operierte Seite			Sign.	Nicht operierte Seite			Sign.
		Gruppe Mittelwert (SD)				Gruppe Mittelwert (SD)			
Para- meter		Mis	Norm	Kon	p- Level	Mis	Norm	Kon	p- Level
DF 1	MZP								
	1	-10,4	-10,5	-12,2	n.s.	-11,4	-9,9	-12,2	n.s.
	2	-10,8	-10,6		n.s.	-10,9	-10,5		n.s.
	3	-10,8	-9,3		n.s.	-9,8	-9,1		0,031
4	-10,9	-9,9	n.s.		-10,1	-9,6	n.s.		
DF 2	1	-11,9	-11,1	-10,3	n.s.	-12,9	-10,2	-10,3	n.s.
	2	-10,9	-10,6		n.s.	-11,2	-11,2		n.s.
	3	-10,6	-9,7		n.s.	-11,5	-10,4		n.s.
	4	-10,2	-9,8		n.s.	-10,7	-9,8		n.s.
Anstieg	1	3,0	3,1	3,6	0,000	3,4	3,4	3,6	n.s.
	2	3,1	3,2		0,000	3,5	3,4		n.s.
	3	3,2	3,1		0,000	3,3	3,3		0,016
	4	3,2	3,2		0,001	3,3	3,3		0,017
Abfall	1	3,5	3,1	3,2	n.s.	3,4	3,0	3,2	n.s.
	2	3,3	3,1		n.s.	3,4	3,2		n.s.
	3	3,5	3,1		n.s.	3,6	3,3		n.s.
	4	3,4	3,3		n.s.	3,5	3,3		n.s.

4.6 Elektromyographie

4.6.1 Allgemein

In der Längsschnittanalyse konnten für die jeweiligen Parameter nur die Datensätze verarbeitet werden, die über alle vier Messzeitpunkte vollständig vorhanden waren. Da sich der Querschnitt über die Gruppen getrennt mit den einzelnen Messzeitpunkten befasst, konnten für diese Analyse, bezogen auf den zeitlichen Verlauf, auch unvollständige Datensätze in die Berechnungen einbezogen werden. Die unterschiedliche Datensatzanzahl ist in den statistischen Prüfungen der Ergebnisse zu berücksichtigen, denn Mittelwerte und Standardabweichungen sind zum Teil voneinander abweichend zwischen Längs- und Querschnitt. Die Parameter werden zum besseren Verständnis vorab graphisch abgebildet.

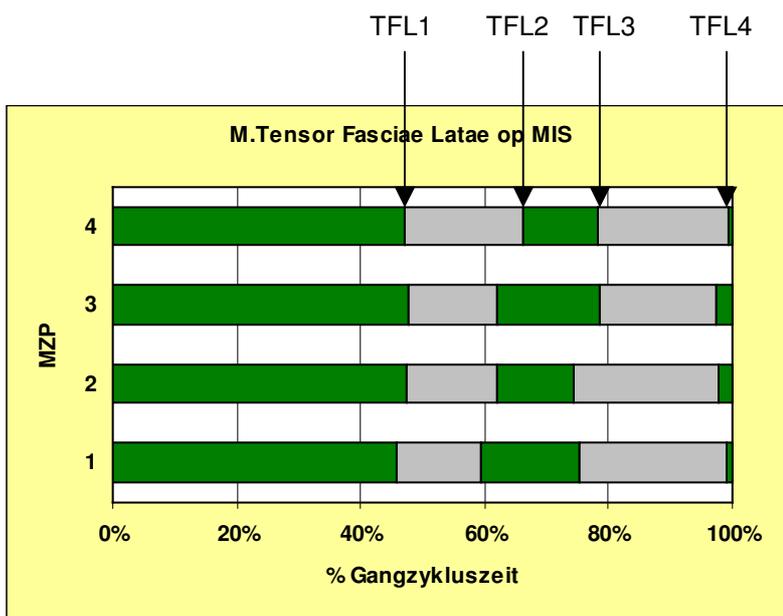


Abbildung 46: Parameter des M. tensor fasciae latae

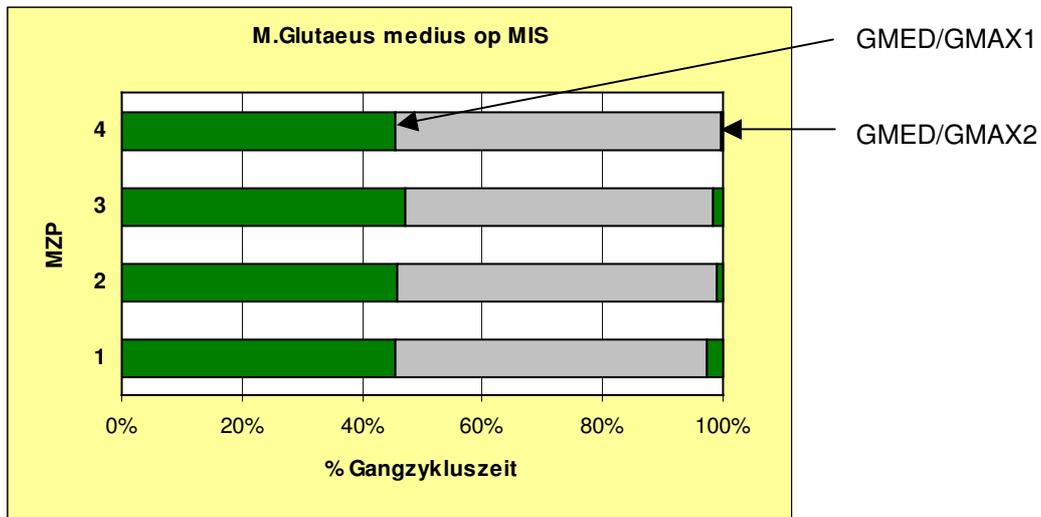


Abbildung 47: Parameter des M. glutaeus medius und M. glutaeus maximus

4.6.2 Mis-Gruppe

Der Parameter TFL1 steigt im Untersuchungsverlauf auf der operierten Seite statistisch signifikant an und endet später in der Standphase (Tabelle 20). Der Einzelvergleich vom präoperativen Termin zur 14. Woche ist signifikant verschieden ($p=0,021$) (Abbildung 48).

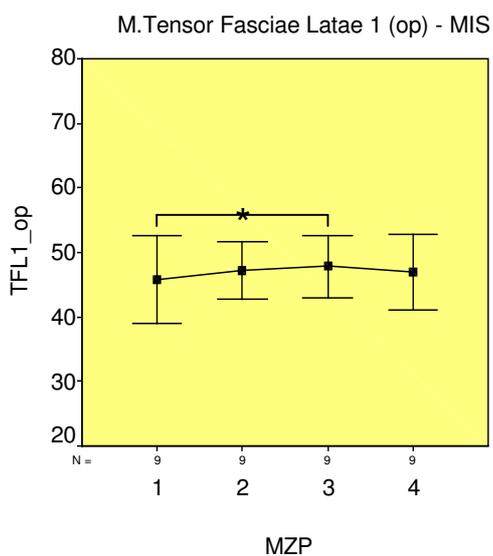


Abbildung 48: Längsschnitt des M. tensor fasciae latae (TFL1) der operierten Seite

Die Parameter TFL2, TFL3 und TFL4 sind im Längsschnitt auf beiden Seiten und in den jeweiligen Einzelvergleichen nicht signifikant verschieden (Tabelle 20).

Die Parameter GMED1 und GMED2 zeigen im Längsschnitt auf beiden Seiten keinen signifikanten Haupteffekt (Tabelle 20). In den Einzelvergleichen erweist sich für den Parameter GMED1 vom Messzeitpunkt drei zu vier auf der operierten Seite die statistische Überprüfung als signifikant ($p=0,007$) (Abbildung 49).

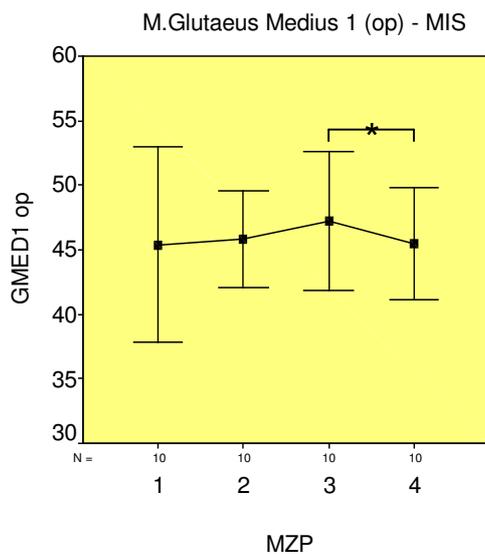


Abbildung 49: Längsschnitt des M. glutaeus medius (GMED1) der operierten Seite

Die Werte der Parameter GMAX1 und GMAX2 unterscheiden sich im Untersuchungsverlauf auf beiden Seiten nicht signifikant (Tabelle 20). Nur die Einzelvergleiche des Parameters GMAX1 zum Ende der Standphasenaktivität weisen von der 8. zur 14. Woche ($p=0,028$) und von der 14. zur 27. Woche ($p=0,021$) signifikante Veränderungen auf.

Tabelle 20: Mis-Gruppe: EMG

Parameter	Operierte Seite				Sign.	Nicht operierte Seite				Sign.
	Messzeitpunkt Mittel (SD)					Messzeitpunkt Mittelwert (SD)				
N=op/nop	1	2	3	4		1	2	3	4	
TFL1 n=9/8	45,7 3,4	47,3 2,2	47,8 2,4	47,0 3,0	0,040	45,3 2,0	44,7 3,3	44,9 4,3	45,7 2,1	n.s.
TFL2 n=6/4	59,6 2,3	60,1 4,3	60,0 6,5	66,3 9,5	n.s.	62,6 3,3	63,6 3,0	62,4 3,2	63,2 3,3	n.s.
TFL3 n=6/4	73,3 7,3	73,0 4,8	78,1 6,3	78,2 8,4	n.s.	80,3 8,5	78,7 10,4	78,0 5,5	73,1 2,8	n.s.
TFL4 n=9/8	99,0 6,0	97,7 5,87	97,3 8,3	99,5 6,6	n.s.	102,1 7,3	102,1 2,8	101,7 3,7	101,6 3,8	n.s.
GMED1 n=10/10	45,4 3,8	45,8 1,9	47,2 2,7	45,5 2,2	n.s.	44,2 5,5	44,9 3,4	45,2 4,0	44,8 2,28	n.s.
GMED2 n=10/10	97,4 5,8	98,9 5,1	98,4 5,2	99,5 4,2	n.s.	99,4 1,5	98,8 4,5	98,6 4,2	98,6 3,2	n.s.
GMAX1 n=9/9	42,5 7,9	43,1 4,2	45,5 3,1	43,8 3,4	n.s.	39,0 7,8	41,1 5,0	42,1 5,6	42,5 4,4	n.s.
GMAX2 n=9/9	97,9 2,8	98,3 3,6	98,8 2,9	98,0 3,1	n.s.	91,5 16,3	95,2 6,3	93,5 13,8	92,3 15,2	n.s.

4.6.3 Norm-Gruppe

Der Parameter TFL1 der operierten und der nicht operierten Seite unterscheidet sich im Untersuchungsverlauf nicht signifikant (Tabelle 21). Im Längsschnitt lässt sich ein signifikanter Unterschied für den Parameter TFL2 der operierten Seite ($p=0,019$) feststellen. Die Einzelvergleiche zeigen Signifikanzen zwischen dem Tag vor der Implantation und der 27. Woche ($p=0,028$) und zwischen der 14. und der 27. Woche ($p=0,008$) (Abbildung 50). TFL2 verändert sich auf der nicht operierten Seite im Studienverlauf nicht. Der Parameter TFL3 weist für beide Körperseiten keine signifikanten Unterschiede auf. TFL4 zeigt nur auf der operierten Seite signifikante Mittelwertdifferenzen (Tabelle 21). Die Einzelvergleiche bestätigen die signifikanten Mittelwertdifferenzen zwischen dem präoperativen Termin und der 8. Woche ($p=0,033$), der 8. und der 27.

Woche ($p=0,028$) sowie von der 14. zur 27. Woche ($p=0,028$) (Abbildung 50).

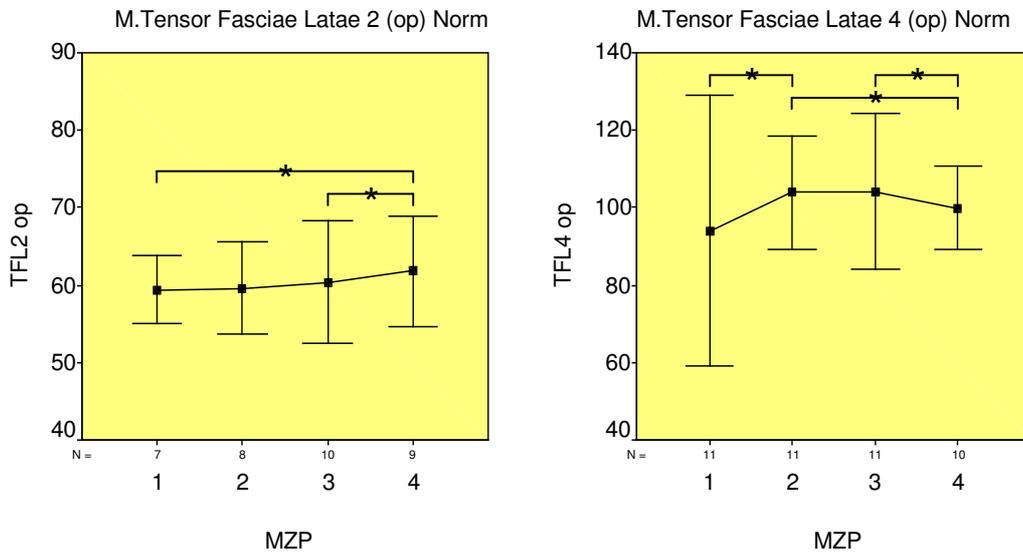


Abbildung 50: Längsschnitt des M. tensor fasciae latae (TFL2 und TFL4) der Norm-Gruppe

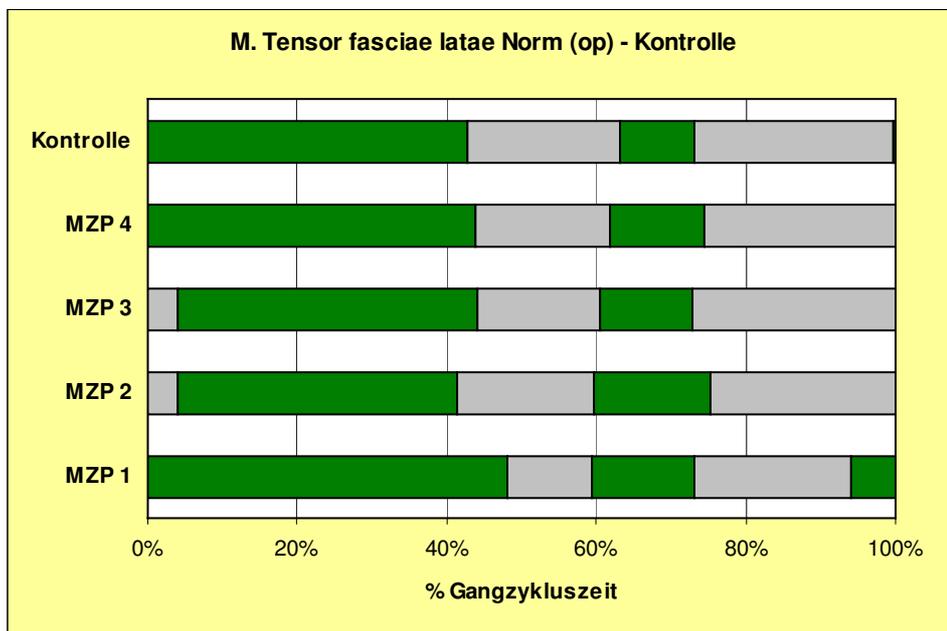


Abbildung 51: Aktivitätsdauer (grün) des M. tensor fasciae latae der operierten Seite in der Norm-Gruppe zu allen vier Messzeitpunkten und der Kontrollgruppe

Die Parameter GMED1 und GMED2 verändern sich auf beiden Seiten im Gesamtzeitraum der Untersuchungen nicht signifikant. Auch die Einzelvergleiche der Mittelwertdifferenzen weisen keine Signifikanz auf.

Die Parameter GMAX1 und GMAX2 der operierten und der nicht operierten Seite unterscheiden sich ebenso nicht signifikant im Längsschnitt (Tabelle 21). Nur der Einzelvergleich von GMAX1 der nicht operierten Seite zwischen dem präoperativen Messzeitpunkt und der 27. Woche erweist sich als signifikant verschieden ($p=0,008$).

Tabelle 21: Norm-Gruppe: EMG

Parameter	Operierte Seite				Sign.	Nicht operierte Seite				Sign.
	Messzeitpunkt Mittel (SD)					Faktor Zeit	Messzeitpunkt Mittelwert (SD)			
N=op/nop	1	2	3	4			1	2	3	4
TFL 1 N= 10/10	47,4 11,0	41,9 6,6	44,9 2,4	43,9 4,8	n.s.	44,0 3,0	44,5 2,9	43,3 3,3	45,6 2,3	n.s.
TFL 2 N= 5/5	58,9 2,3	61,0 2,3	61,7 3,5	63,5 2,4	0,019	60,7 2,2	61,2 2,7	61,6 2,8	62,7 3,2	n.s.
TFL 3 N= 5/5	74,2 6,2	75,3 4,4	75,4 4,1	75,4 2,7	n.s.	76,3 8,2	78,1 8,5	76,0 7,0	75,9 6,9	n.s.
TFL 4 N= 10/10	96,1 17,0	104,2 7,7	104,6 10,4	99,9 5,4	0,033	104,1 11,6	103,5 11,1	99,0 16,8	94,8 15,7	n.s.
GMED 1 N= 11/10	45,1 3,4	45,5 2,6	44,6 3,5	44,2 3,2	n.s.	44,5 4,5	45,2 3,2	44,4 3,6	44,3 4,2	n.s.
GMED 2 N= 11/10	96,9 2,9	93,3 12,7	92,2 13,1	92,1 12,7	n.s.	97,5 2,9	97,6 6,3	97,6 5,0	97,3 5,3	n.s.
GMAX 1 N= 8/10	39,6 7,6	43,4 2,4	44,0 2,0	43,5 3,1	n.s.	40,8 8,1	42,5 7,6	42,3 6,4	43,6 7,2	n.s.
GMAX 2 N= 8/10	94,6 2,3	93,5 3,8	92,6 4,2	93,1 4,5	n.s.	96,1 1,3	96,9 2,0	96,7 2,5	96,6 1,7	n.s.

4.6.4 Seitigkeit

4.6.4.1 Mis-Gruppe

Für den Parameter TFL1 wurden statistisch signifikante Seitigkeitsdifferenzen zum Messzeitpunkt drei ($p=0,021$) festgestellt. Die Parameter TFL2, TFL3 und TFL4 unterscheiden sich nicht signifikant zwischen operierter und nicht operierter Seite. Auch die Parameter

GMED1 und GMED2 weisen keine signifikanten Seitigkeitsdifferenzen zu den Messzeitpunkten auf. Von den Parametern des M. glutaeus maximus sind nur für den GMAX2 signifikante Unterschiede zwischen den beiden Körperseiten zu verzeichnen. GMAX2 unterscheidet sich zwischen operierter und nicht operierter Seite zum Messzeitpunkt eins ($p=0,021$), zum Messzeitpunkt zwei ($p=0,017$) und zum Termin nach sechs Monaten ($p=0,038$). Die operierte Seite wird deutlich später aktiv als die nicht operierte Seite.

4.6.4.2 Norm-Gruppe

Die Seitigkeitsdifferenzen der Parameter des M. tensor fasciae latae sind bis auf den zweiten Messzeitpunkt des TFL2 ($p=0,028$) nicht signifikant verschieden. Der Parameter GMED1 zeigt keine signifikanten Seitigkeitsdifferenzen. Die operierte und die nicht operierte Seite des GMED2 unterscheiden sich 14 Wochen postoperativ deutlich ($p=0,008$). GMED2 der operierten Seite beginnt früher als auf der nicht operierten Seite. Die Seitigkeitsdifferenzen von GMAX1 und GMAX2 sind mit Ausnahme des ersten Messtermins von GMAX2 ($p=0,047$) statistisch nicht signifikant verschieden.

4.6.5 Gruppenvergleich

Der M. tensor fasciae latae zeigt besonders im Parameter TFL1 der operierten Seite signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen (Tabelle 22). Im Querschnitt unterscheiden sich die Gruppen zu den drei postoperativen Messzeitpunkten signifikant (Abbildung 52, Abbildung 53, Abbildung 54). Werden die Einzelvergleiche der statistischen Analyse näher betrachtet, dann liegen die signifikanten Unterschiede der operierten Seite zwischen der minimalinvasiven Gruppe und der Kontrolle sowie zwischen den beiden Zugängen. Zwischen der Norm-Gruppe und der Kontrollgruppe sind keine signifikanten Unterschiede zu erkennen. Der Parameter TFL1 operierte Seite ist präoperativ ($p=0,024$), zur 8. ($p=0,001$), zur 14. ($p=0,001$) und zur 27. Woche ($p=0,003$) in der Mis-Gruppe signifikant länger als bei der Kontrollgruppe. In der 8. ($p=0,018$) und in der 14. Woche ($p=0,005$) ist TFL1 der operierten Seite in der Mis-Gruppe verglichen zur Norm-Gruppe verlängert aktiv und weiter in Richtung Schwungphase verschoben. TFL1 der nicht operierten Seite zeigt nur zum letzten Messtermin einen signifikanten Gruppenunterschied ($p=0,020$). Die Einzelvergleiche weisen verlängerte Aktivitäten in der Mis-Gruppe ($p=0,038$) und der Norm-Gruppe ($p=0,016$) im Vergleich zur Kontrollgruppe nach.

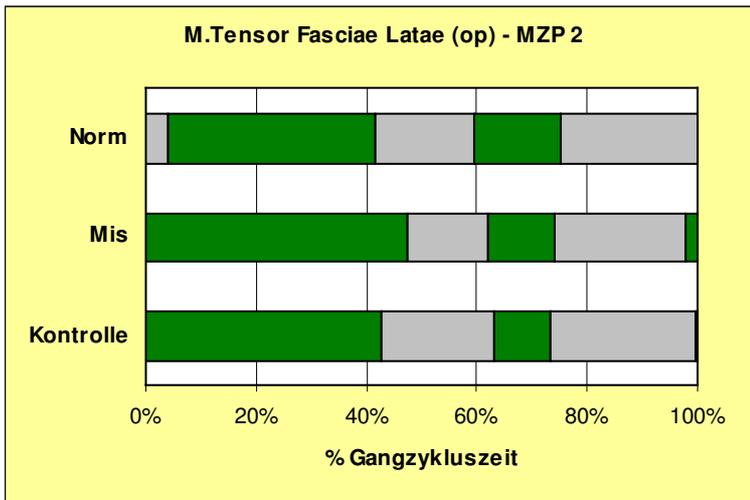


Abbildung 52: Gruppenvergleich 2.MZP: Aktivitätsdauer (grün) des Muskels tensor fasciae latae der operierten Seite und der Kontrollgruppe

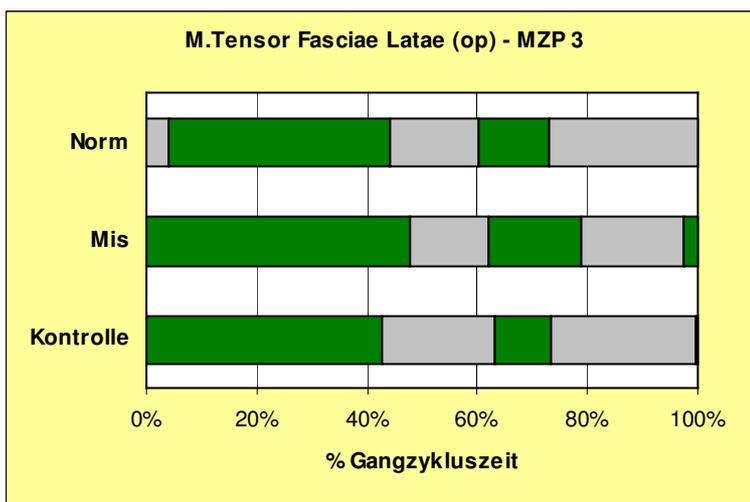


Abbildung 53: Gruppenvergleich 3.MZP: Aktivitätsdauer (grün) des M. tensor fasciae latae der operierten Seite und der Kontrollgruppe

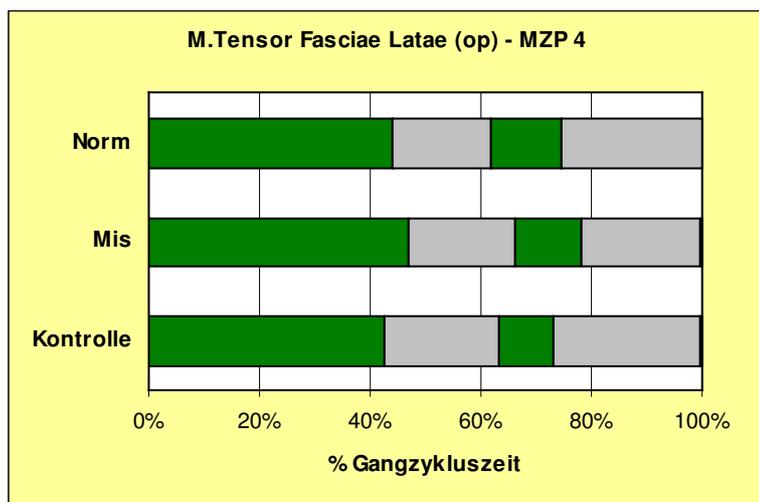


Abbildung 54: Gruppenvergleich 4.MZP: Aktivitätsdauer (grün) des M. tensor fasciae latae der operierten Seite und der Kontrolle

Der Parameter TFL2 zeigt präoperativ und zur 8. Woche nur für die operierte Seite signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen (Tabelle 22). Die Abweichungen liegen präoperativ zwischen der Kontrollgruppe und der Mis-Gruppe ($p=0,005$) sowie zwischen der Kontrollgruppe und der Norm-Gruppe ($p=0,004$). Zur 8. Woche unterscheiden sich nur noch die Kontrollgruppe und die Norm-Gruppe ($p=0,008$) voneinander. Zwischen den verschiedenen Zugängen sind keine statistisch signifikanten Veränderungen zu verzeichnen.

Die Parameter TFL3 der operierten und der nicht operierten Seite zeigen keine signifikanten Haupteffekte im gesamten Untersuchungsverlauf (Tabelle 22). Die Einzelvergleiche sind auf der operierten Seite nur zur 14. Woche zwischen den Zugängen ($p=0,045$) und auf der nicht operierten Seite präoperativ zwischen der Kontrolle und der Mis-Gruppe ($p=0,026$) signifikant verschieden.

TFL 4 weist für beide Seiten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen auf (Tabelle 22). Nur der Einzelvergleich zur 8. Woche auf der operierten Seite ist signifikant unterschiedlich zwischen dem normalen Zugang und der Kontrollgruppe ($p=0,029$).

Der Parameter GMED1 zeigt im Querschnitt zu allen Messzeitpunkten auf der operierten Seite signifikante Mittelwertdifferenzen zwischen den Gruppen (Tabelle 22). GMED1 der operierten Seite ist präoperativ ($p=0,003$), nach 8 ($p=0,001$), nach 14 ($p=0,000$) und nach 27 Wochen ($p=0,008$) in den Patientengruppen verlängert und weiter in Richtung Schwungphase verlagert (Abbildung 55, Abbildung 56, Abbildung 57, Abbildung 58). Die Einzelvergleiche sind zu allen Messzeitpunkten

signifikant verschieden. Keine signifikanten Unterschiede konnten zwischen den unterschiedlichen Zugangstechniken festgestellt werden. GMED1 der nicht operierten Seite weist zur 8. ($p=0,010$), zur 14. ($p=0,033$) und zur 27. Woche ($p=0,021$) signifikante Gruppenunterschiede auf. Mit Ausnahme des präoperativen Termins sind auch beim GMED1 der nicht operierten Seite alle Einzelvergleiche zwischen der Kontrolle und den Zugangsgruppen signifikant verschieden.

Der Parameter GMED2 zeigt nur auf der nicht operierten Seite präoperativ einen signifikanten Gruppeneffekt ($p=0,039$). Der Einzelvergleich stellt diesbezüglich Unterschiede zwischen der Kontrollgruppe und der Mis-Gruppe heraus ($p=0,011$). Ein weiterer Einzelvergleich zwischen den Zugangsgruppen auf der operierten Seite erweist sich zum letzten Messtermin als signifikant verschieden ($p=0,041$).

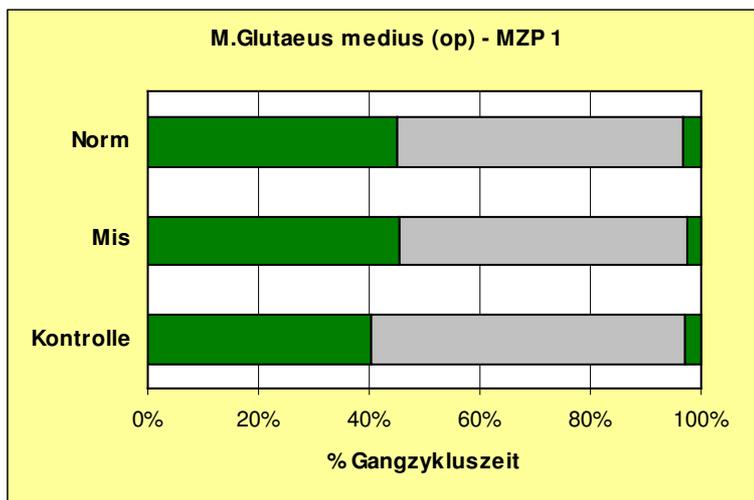


Abbildung 55: Gruppenvergleich 1.MZP: Aktivitätsdauer (grün) des *M. glutaesus medius* der operierten Seite und der Kontrollgruppe

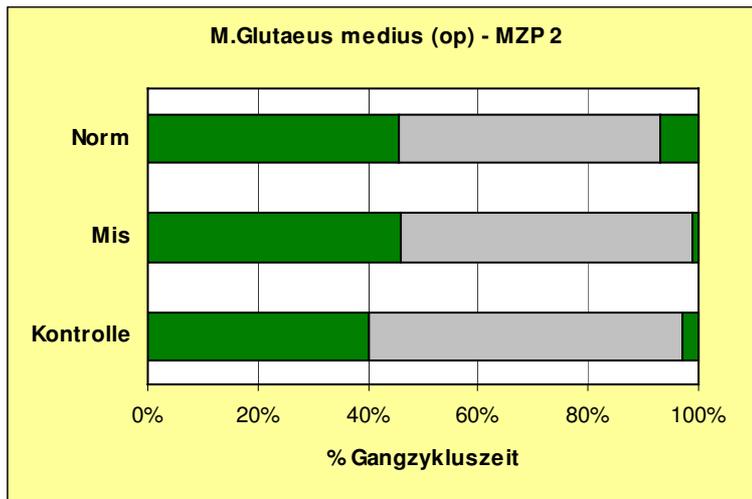


Abbildung 56: Gruppenvergleich 2.MZP: Aktivitätsdauer (grün) des M. glutaesus medius der operierten Seite und der Kontrollgruppe zum zweiten Messzeitpunkt

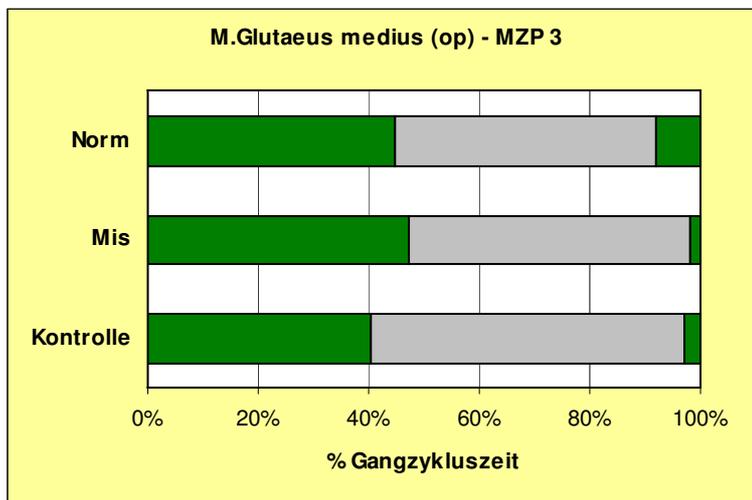


Abbildung 57: Gruppenvergleich 3.MZP: Aktivitätsdauer (grün) des M. glutaesus medius der operierten Seite und der Kontrollgruppe

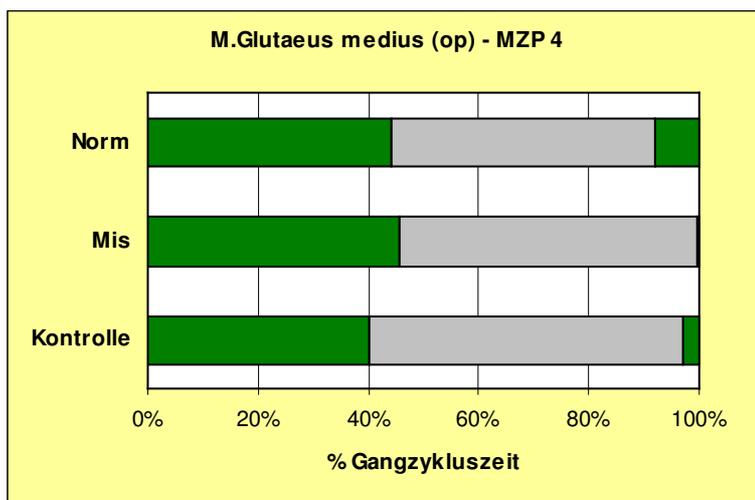


Abbildung 58: Gruppenvergleich 4.MZP: Aktivitätsdauer (grün) des M. glutaesus medius der operierten Seite und der Kontrollgruppe

Der Parameter GMAX1 weist auf beiden Seiten zu allen Messzeitpunkten signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen auf, mit Ausnahme des GMAX1 der operierten Seite präoperativ (Tabelle 22). In den Einzelvergleichen des GMAX1 der operierten Seite wird deutlich, dass die bedeutenden Unterschiede zu allen Messungen zwischen den Zugangsgruppen und der Kontrollgruppe liegen (Abbildung 59, Abbildung 60, Abbildung 61, Abbildung 62). Die Einzelvergleiche der nicht operierten Seite verhalten sich ähnlich und zeigen ab dem zweiten Messzeitpunkt hauptsächlich zwischen der Kontrollgruppe und den Patienten signifikante Unterschiede. Die Zugangsgruppen unterscheiden sich mit einer Ausnahme auf der nicht operierten Seite zur 8. Woche ($p=0,025$) auch in diesem Muskel auf keiner Seite und zu keiner Messung signifikant. Im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe ist GMAX1 - das Ende der Standphasenaktivität - auf beiden Seiten bei den Patienten beständig weiter in Richtung Schwungphase verschoben als bei der Kontrolle.

GMAX2 ist zwischen allen Gruppen auf der operierten Seite kontinuierlich signifikant verschieden (Tabelle 22). Die Einzelvergleiche auf der operierten Seite zeigen zwar zu allen Messungen signifikante Unterschiede zwischen der Mis-Gruppe und der Kontrolle, jedoch nur einen signifikanten Unterschied zum dritten Messtermin zwischen der Norm-Gruppe und der Kontrolle. Der Parameter GMAX2 operierte Seite weist in den Einzelvergleichen zwischen den verschiedenen Zugängen bis auf die 8. Woche signifikante Unterschiede auf. Die Mis-Gruppe beginnt die Standphasenaktivität auf der operierten Seite später als die

anderen beiden Gruppen. Am frühesten beginnt die Norm-Gruppe die Standphasenhauptaktivität auf dieser Seite.

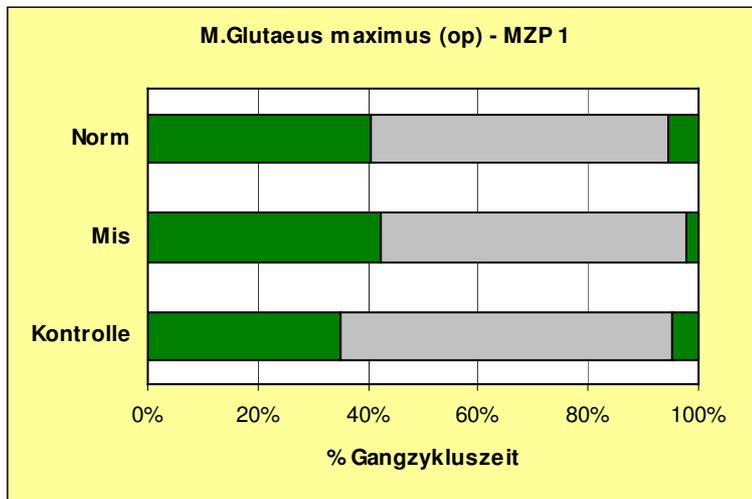


Abbildung 59: Gruppenvergleich 1.MZP: Aktivitätsdauer (grün) des M. glutaeus maximus der operierten Seite und der Kontrollgruppe

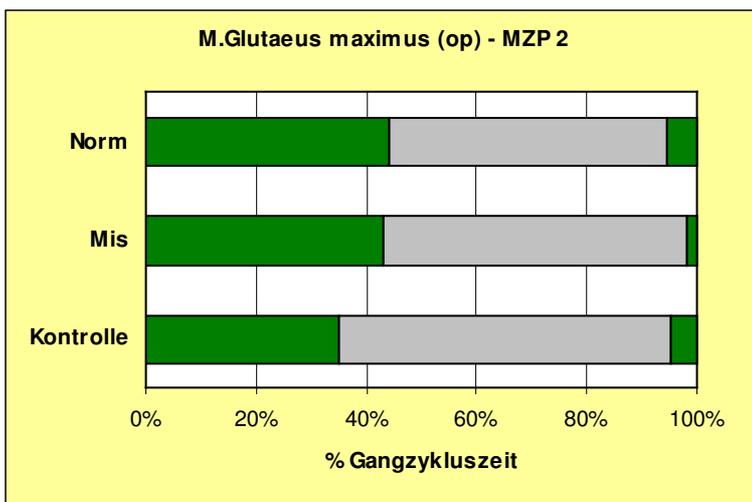


Abbildung 60: Gruppenvergleich 2.MZP: Aktivitätsdauer (grün) des M. glutaeus maximus der operierten Seite und der Kontrollgruppe

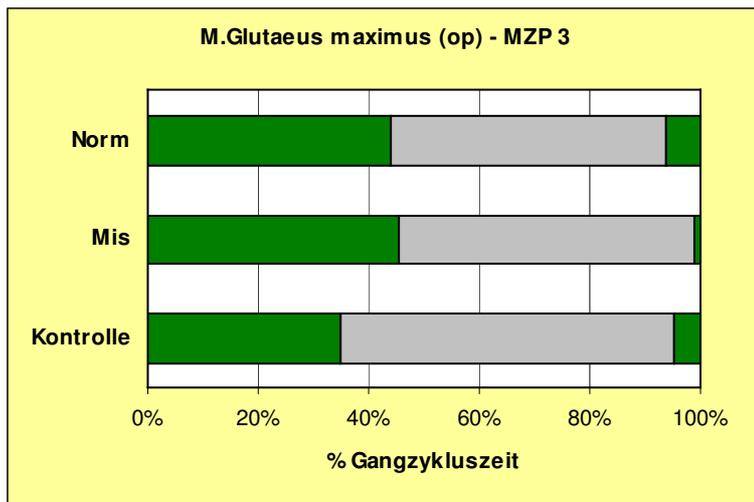


Abbildung 61: Gruppenvergleich 3.MZP: Aktivitätsdauer (grün) des *M. glutaeus maximus* der operierten Seite und der Kontrollgruppe

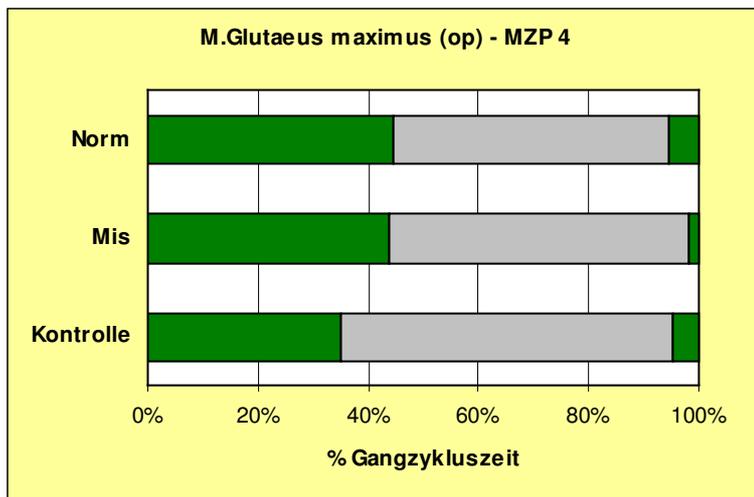


Abbildung 62: Gruppenvergleich 4.MZP: Aktivitätsdauer (grün) des *M. glutaeus maximus* der operierten Seite und der Kontrollgruppe

GMAX2 der nicht operierten Seite ist im Untersuchungsverlauf nicht signifikant verschieden zwischen den Gruppen (Tabelle 22). Nur die Einzelvergleiche der Mis-Gruppe im Vergleich zur Kontrollgruppe nach der 14. Woche ($p=0,028$) und der Vergleich zwischen der Norm-Gruppe und der Kontrollgruppe zur 27. Woche ($p=0,022$) unterscheiden sich signifikant.

Zusammenfassend ist zu den elektromyographischen Parametern festzuhalten, dass sich in der Verlaufskontrolle kaum signifikante Veränderungen zeigen. Die Seitigkeitsverhältnisse sind überwiegend nicht signifikant verschieden. Die Muskelaktivitäten des *M. glutaeus medius* und des *M. glutaeus maximus* der Patienten sind zu allen Messzeitpunkten verlängert im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe.

Tabelle 22: Gruppenvergleich EMG

		Operierte Seite			Sign.	Nicht operierte Seite			Sign.
		Gruppe Mittelwert (SD)				Gruppe Mittelwert (SD)			
Parameter	MZP	Mis	Norm	Kon	p-Level	Mis	Norm	Kon	p-Level
TFL 1	1	45,7	47,4	42,6	n.s.	45,3	44,0	42,6	n.s.
	2	47,3	41,9		0,005	44,7	44,5		n.s.
	3	47,8	44,9		0,001	44,9	43,3		n.s.
	4	47,0	43,9		0,010	45,7	45,6		0,020
TFL 2	1	59,6	58,9	63,2	0,002	62,6	60,7	63,2	n.s.
	2	62,5	61,0		0,037	63,6	61,2		n.s.
	3	62,9	61,7		n.s.	62,4	61,6		n.s.
	4	68,6	63,5		n.s.	63,1	62,7		n.s.
TFL 3	1	77,4	74,2	73,2	n.s.	80,3	76,3	73,2	n.s.
	2	76,0	75,3		n.s.	78,7	78,1		n.s.
	3	79,4	75,4		n.s.	78,0	76,0		n.s.
	4	76,7	75,4		n.s.	73,1	75,9		n.s.
TFL 4	1	99,0	96,1	99,8	n.s.	102,1	104,1	99,8	n.s.
	2	97,7	104,2		n.s.	102,1	103,5		n.s.
	3	97,3	104,6		n.s.	101,7	99,0		n.s.
	4	99,5	99,9		n.s.	101,6	94,8		n.s.
GMED 1	1	45,4	45,1	40,3	0,003	44,2	44,5	40,3	n.s.
	2	45,8	45,5		0,001	44,9	45,2		0,010
	3	47,2	44,6		0,000	45,2	44,4		0,033
	4	45,5	44,2		0,008	44,8	44,3		0,021
GMED 2	1	97,4	96,9	96,9	n.s.	99,4	97,5	96,9	0,039
	2	98,9	93,2		n.s.	98,8	97,6		n.s.
	3	98,4	92,2		n.s.	98,6	97,6		n.s.
	4	99,5	92,1		n.s.	98,6	97,3		n.s.
GMAX 1	1	42,5	39,6	34,9	0,009	39,0	40,8	34,9	n.s.
	2	43,1	43,4		0,000	41,1	42,5		0,007
	3	45,5	44,0		0,000	42,1	42,3		0,015
	4	43,8	43,5		0,000	42,5	43,6		0,004
GMAX 2	1	97,9	94,6	95,2	0,028	91,5	96,1	95,2	n.s.
	2	98,3	93,5		0,027	95,1	96,9		n.s.
	3	98,8	92,6		0,010	93,5	96,7		n.s.
	4	98,0	93,1		0,032	92,3	96,6		n.s.

5 Diskussion

5.1 Methodenkritische Aspekte

5.1.1 Stichproben

Die Untersuchung minimalinvasiver Operationstechniken im Bereich der Hüftendoprothetik stellt eine völlig neue Problematik für die instrumentierte Ganganalyse dar. Die ganganalytische Untersuchung der zeitlichen Innervationsmuster der Muskulatur mit synchroner Erfassung der Reaktivkräfte vor und nach Implantation des künstlichen Gelenkes mit minimalinvasiver Operationstechnik ist international neu und von höchstem Interesse. Die Untersuchung konnte den Anforderungen durch ein komplexes Studiendesign mit hohem technischen Untersuchungsaufwand gerecht werden.

Die minimalinvasive Operationstechnik ist in der Hüftendoprothetik noch kein standardisiertes Operationsverfahren. Eine Randomisierung der verschiedenen Zugangsgruppen war somit nicht möglich. Die Operationszugänge standen schon vor der Implantation fest. Die Patienten wurden unter Berücksichtigung der Fragestellung, der Eingangskriterien und der verschiedenen Operationstechniken von einem gleichbleibenden Untersucher ausgewählt.

Die Ein- und Ausschlusskriterien sind eng gefasst. Deshalb wurden zwar 38 Patienten präoperativ gemessen, aber nicht alle konnten in die Studie eingeschlossen werden. Die Ursachen sind Komplikationen, die während oder nach der Operation auftraten. Zusätzlich erschwerten bestehende organisatorische Bedingungen die Rekrutierung von Studienpatienten.

5.1.2 Gesundheitsbezogene Lebensqualität

Als Untersuchungsmethode kam der SF-36 Fragebogen zum allgemeinen Gesundheitszustand zum Einsatz. Der Fragebogen ist zuverlässig und sehr gut geeignet für die Verlaufskontrolle. Jedoch sind keine Normwerte speziell für Coxarthrose und nach der Implantation einer Hüft-TEP vorhanden. In der Beurteilung des Messinstrumentes kommen McGuigan et al. (1995) zu einem ähnlichen Fazit wie die vorliegende Untersuchung. Der Fragebogen erweist sich als zuverlässiges Messinstrument hinsichtlich der Verlaufskontrolle. Zum Festlegen von

Behandlungsmethoden oder von uns geforderten Vergleichen von Operationsmethoden kann dieses Messinstrument auf Grund seiner unspezifischen Fragestellung nicht genutzt werden. Die verschiedenen Dimensionen des Fragebogens werden durch die Fragen unterschiedlich repräsentiert. Nur die Dimensionen „Körperliche Funktionsfähigkeit“, „Körperliche Schmerzen“ und die „Allgemeine Gesundheitswahrnehmung“ werden durch ausreichend Fragen repräsentiert und gelten in der Auswertung als sicher.

5.1.3 Ganggeschwindigkeit

In der Untersuchung konnte die selbst gewählte Geschwindigkeit der Patienten anhand von Lichtschranken auf der Gangbahn zusätzlich gemessen werden. Die Positionierung der Sender-Empfänger-Einheit erfolgte über den Untersuchungsverlauf in Kopfhöhe, so dass keine Messartefakte durch vorzeitiges Auslösen mit den Armen auftreten konnten.

5.1.4 Laufband

Alle Ergebnisse und Interpretationen die voreingestellte Bandgeschwindigkeit betreffend beziehen sich auf das Gehen auf dem Laufband und eine direkte Übertragung auf das freie Gehen ist nicht zulässig. Ein Rückschluss auf die Gehfähigkeit und Gangabweichungen unter alltäglichen Bedingungen ist nur bedingt möglich.

Zusätzlich gestattete die voreingestellte Bandgeschwindigkeit von 2,5 km/h ein standardisiertes Vorgehen und sicherte somit eine gute Vergleichbarkeit der geschwindigkeitsabhängigen Gangparameter. Liegen Pathologien vor, wird die Ganggeschwindigkeit verlangsamt, um sich den Beeinträchtigungen und der gesteigerten Energieaufwendung anzupassen. Im Verlauf der Rehabilitation wird die Ganggeschwindigkeit höher und der Vergleich von prä- und postoperativen Daten ist nur bedingt möglich. Der messtechnische Vorzug des dynamometrischen Laufbandes ermöglicht die Messungen bei einer voreingestellten Bandgeschwindigkeit. Durch Untersuchungen im Vorfeld der Studie und durch die Aufnahme mehrerer Geschwindigkeiten wurde festgestellt, dass die Geschwindigkeit von 2,5km/h von allen Patienten zu allen Messzeitpunkten erreichbar ist. Messtechnische Probleme traten bei zu geringen Schrittlängen auf, da das Laufband dann nicht in der Lage war, zwischen linken und rechten Schritten zu unterscheiden. Ein messtechnischer Nachteil des Laufbandes, die fehlende selbst gewählte

Geschwindigkeit, konnte durch zusätzliche Messungen auf der Gangbahn gelöst werden.

Die Innersubjektvariabilität der Bodenreaktionskräfte, der räumlich-zeitlichen Variablen und der elektromyographischen Signale wurde im Gang hinreichend untersucht (Danion et al., 2003; Giakas & Baltzopoulos, 1997; Hamill & McNiven, 1990; Meurer, 2001; Witte, 2002). Die Empfehlungen bezüglich der Schrittzahl zur Ermittlung eines stabilen und reliablen Mittelwertes variieren in der Literatur stark. Giakas & Baltzopoulos (1997) sowie Hamill & McNiven (1990) sehen zehn Schritte für die Auswertung von Bodenreaktionskräften auf der Gangbahn als ausreichend reliabel an. In der vorliegenden Studie wurde der Vorteil der simultanen Mehrschrittanalyse von kinetischen und kinematischen Parametern durch die integrierte Messtechnik genutzt. Die geforderte Mindestschrittanzahl kann durch die innovative Messtechnik des Laufbandes sehr gut erhoben werden (Ducke, 2005). Für die elektromyographische Auswertung bei Patienten werden 25 Schritte empfohlen (Meurer, 2001). Die somit gewählte Schrittzahl (20 Doppelschritte) kann als ausreichend reliabel betrachtet werden. Alle Versuche wurden auf Messfehler kontrolliert und fehlerhafte Messungen (falsche Schrittsortierung) entfernt. Die Dauer eines Versuches (60 Sekunden) sicherte die ausreichende konsekutive Doppelschrittanzahl für die Auswertung.

Im Vorfeld der Patientenmessungen musste zusätzlich eine Haltestange am Laufband angebracht werden, um die Sicherheit der Patienten zu gewährleisten. Messtechnische Gegebenheiten des Laufbandergometers verhinderten eine Absicherung des Patienten durch die Therapeuten. Diese Stange wurde von allen Patienten zu allen Messungen als Sicherheitsstange genutzt. Die Kontrollgruppe wurde vor Beginn der Patientenmessungen ohne die Sicherheitsstange untersucht. Für die Fehlerabschätzung konnten in einer gesonderten Untersuchung 19 gesunde Probanden im Alter von 29,2 ($\pm 15,5$) Jahren, einem Gewicht von 67,2kg ($\pm 9,0$) und einer Größe von 172,9cm ($\pm 6,8$) bei 3km/h mit und ohne das Anfassen an der Stange gemessen werden. Durch die Division des Wertes mit Anfassen durch den Wert ohne das Anfassen errechnet sich der Fehler, um den die Bodenreaktionskraft des Versuches mit Anfassen gegenüber dem Versuch ohne Anfassen reduziert ist (Tabelle 23).

Tabelle 23: Fehlerabschätzung der Bodenreaktionskräfte

Parameter	Fehlerabschätzung (MW)	Fehlerabschätzung (SD)
F1 rechts	0,97	0,03
F2 rechts	0,96	0,02
FMID rechts	0,97	0,03
F1 links	0,97	0,04
F2 links	0,97	0,03
F3 links	0,97	0,02

5.1.5 Elektromyographie

Die Elektromyographie ist eine wichtige Untersuchungsmethode, die jedoch von vielen externen und internen Störfaktoren beeinflusst werden kann. Zusätzlich bieten die Auswertungsmöglichkeiten ein weites Feld, in dem viel Platz für Diskussionen bleibt. Die Validitätsproblematik liegt in der Applikation der Elektroden. Trotz der angestrebten korrekten Messvorbereitung und –durchführung können geringe Abweichungen nicht vermieden werden. Fehler in der Signableitung sind nicht vollständig auszuschließen. In der Applikation der Elektroden wurde den standardisierten SENIAM–Richtlinien (Hermens et al., 1999) gefolgt. Jedoch sind die Richtlinien hinsichtlich der Ausgangslage bei den funktionellen Muskeltests mit Patienten nicht einzuhalten. Denn z.B. die Palpation des M. tensor fasciae latae wird in Seitenlage vorgegeben. Da Hüftpatienten in den ersten Wochen nicht auf dem Operationsfeld liegen sollen und eine Adduktion der unteren Extremitäten vermieden werden soll, mussten die Patienten unserer Studie in Rückenlage untersucht werden. Zur Lösung der Validitätsproblematik wurden die Muskeln zusätzlich im Stehen überprüft. Zwischen Rückenlage und Stand wurden teilweise leichte Unterschiede in der Lage des Muskels festgestellt. Im Liegen waren die Patienten oft entspannter. Im Stand hingegen wurde von den Patienten sofort die Schonhaltung in Form einer vermehrten Hüftflexion eingenommen. Der M. tensor fasciae latae wird im Stand durch die stark verspannte Fasciae gestrafft. Hautverschiebungen sind an dieser Stelle zusätzlich zu berücksichtigen. Zwei Untersucher, die den gemeinsam erworbenen SENIAM-Richtlinien folgten, waren für die Applikation der Elektroden zuständig.

Für nachfolgende Messungen ist zu hinterfragen, ob der M. tensor fasciae latae weiterhin überprüft werden soll. Nach der Implantation liegt insbesondere bei den minimalinvasiven Zugängen ein breites, stark verhärtetes Narbenfeld vor. Das starke Auseinanderdehnen der Muskulatur trennt zwar keine Muskeln mehr ab, dennoch ist noch Wochen nach der Implantation eine großflächige, speziell über dem genannten Muskel liegende Verhärtung offensichtlich. Auch das lange

Überdehnen während der Operation führt zu Traumatisierungen des Muskels. Die Applikation der Elektroden entsprechend der Richtlinien wird schwierig und variiert intra- und interindividuell, denn ein Kleben der Elektroden auf der stark verhärteten Hautoberfläche verhindert saubere, eindeutige Signale. Andererseits liegen die M. tensor fasciae latae und M. gluteus medius sehr eng zusammen, so dass bei sehr schlanken Patienten und einer Verhärtung der Hautoberfläche ein Überspringen der Signale teilweise unausweichlich erscheint. Die weitere Untersuchung dieses Muskels ist bei den gewählten Operationszugängen kritisch zu hinterfragen.

Ebenso ist die isolierte Applikation des Muskels rectus femoris zu überdenken. In Anlehnung an frühere Gangstudien wurde dieser Muskel in die Untersuchungen mit einbezogen. Einerseits hat die Auswertung des Muskels zahlreiche Störsignale gezeigt, die eine Beurteilung in zeitlicher Hinsicht verhindert haben. Da einige Patienten der Studie oft schon eine schlaffe, faltige Hautoberfläche mit beachtlichem Unterhautfettgewebe besonders im Bereich des Oberschenkels aufwiesen, gestaltete sich die Hautvorbereitung und Applikation des betreffenden Muskels im Sinne eindeutiger Signale schwierig. Andererseits ist die isolierte Erfassung nur eines Muskelanteils zu überdenken, wenn der eigentliche Muskel aus mehreren Anteilen besteht. Auch die ischiokrurale Muskulatur sollte, wenn die Muskeln der unteren Extremität von Interesse sind, erfasst werden. Jedoch bildet dann die limitierte Kanalanzahl der EMG-Anlage ein Hindernis. Zusätzlich stellen neue Erkenntnisse zum M. rectus femoris die Untersuchung des Muskels bei langsamen Geschwindigkeiten in Frage (Nene et al., 2004).

Jede Längsschnittuntersuchung beinhaltet Probleme bezüglich einer identischen Elektrodenapplikation zu verschiedenen Messzeitpunkten. Veränderungen der Körperkonstitution infolge einer Gewichtsreduzierung oder operative Eingriffe und Traumatisierungen sind zusätzlich erschwerend. Da die genannten Veränderungen besonders nach der Implantation des künstlichen Gelenkes zutreffen, kann die identische Anbringung der Elektroden nicht sichergestellt werden. Eine Auswertung der Amplituden schließt sich aus, denn schon eine leichte Verschiebung der Elektroden hat Auswirkungen auf die Amplitudenhöhe jedoch nicht auf das zeitliche Innervationsmuster. Dazu gestaltet sich die Amplitudennormierung für interindividuelle Vergleiche bei Patienten auf Grund fehlender Referenzwerte schwierig.

Für das zeitliche Innervationsverhalten der Muskulatur wurde in der Untersuchung der Schwellenwert von 20% der maximalen Amplitude als

eine eindeutige Definition gesetzt. Für das Innervationsverhalten beim Gehen auf dem Laufband wurde die 20% Schwelle als ausreichend angesehen. Konrad (2005, 42) beschreibt die verschiedenen Varianten der Schwellwertbestimmung. Empfohlen wird eine Kombination von automatisiertem Erkennungsalgorithmus (z.B. prozentualem Schwellenwert bezogen auf die maximale Amplitude) und visueller Kontrolle (Konrad, 2005, 42), jedoch liegen keine einheitlichen Standards vor (Perry, 2003, 243; Pfeifer et al., 2003, 332). Durch die kombinierte On-/Offset Bestimmung mittels prozentualer Schwellensetzung und visueller Entscheidung können zufällige Fehler auftreten, die in der Studie durch nur einen Untersucher konstant gehalten wurden.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Neuheitswert der Studie

Erstmalig wurden in der vorliegenden Studie elektromyographische Parameter und Bodenreaktionskräfte zur funktionellen Überprüfung der minimalinvasiven Operationstechnik im Verlauf und im Vergleich zum normalen Zugang sowie der gesunden Kontrollgruppe untersucht. Außerdem wurden räumlich-zeitliche Parameter erfasst. Über die gesundheitsbezogene Lebensqualität konnten anhand des SF-36 zusätzliche Ergebnisse geliefert werden.

5.2.2 Gesundheitsbezogene Lebensqualität – Arbeitshypothese 1

Die Implantation eines künstlichen Gelenkes ging für die Patienten mehrheitlich mit einer Steigerung der gesundheitsbezogenen Lebensqualität einher. Besonders die Dimensionen „Körperliche Funktionsfähigkeit“ und „Körperliche Schmerzen“ verbessern sich in beiden Patientengruppen signifikant. Die Norm-Gruppe zeigt zusätzlich signifikante Verbesserungen in der „Allgemeinen Gesundheitswahrnehmung“. Die signifikanten Veränderungen treten hauptsächlich zwischen dem präoperativen Messtermin und der 8. Woche auf.

Die Ergebnisse der Verlaufskontrolle bestätigen die Resultate von Bak et al., (2001); Kiebzak et al. (1997); Mc Guigan et al. (1995); Nilsson et al. (2003); Ritter et al. (1995); March et al. (1999); Steens et al. (2003); Jerosch & Floren (2000) sowie Weber & Stephan (2005). So stellten Bak et al. (2001) statistisch signifikante Verbesserungen insbesondere in den physischen und funktionsrelevanten Dimensionen zur ersten

postoperativen Messung nach drei Monaten fest. Zu nachfolgenden Terminen waren die Verbesserungen statistisch nicht signifikant. Die Ergebnisse von Kiebzak et al. (1997) und March et al. (1999) zeigten Verbesserungen in den Schmerz- und ebenso Funktionsskalen nach durchschnittlich drei Monaten, Weber & Stephan (2005) nach sechs Monaten. McGuigan et al. (1995) und Ritter et al. (1995) stellten nach zwei Jahren Verbesserungen in fast allen Skalen heraus. Nur für die Dimension der „Allgemeinen Gesundheitswahrnehmung“ konnten March et al. (1999), McGuigan et al. (1995) und Nilsdotter et al. (2003) keine signifikanten Verbesserungen feststellen.

Zwischen den Operationsmethoden konnten keine signifikanten Unterschiede gemessen werden. Die erhobenen Werte einer alteradäquaten Normstichprobe von Bullinger & Kirchberger (1998) erreicht die Mis-Gruppe bereits nach drei Monaten und die Norm-Gruppe nach sechs Monaten. Die Mis-Gruppe liegt in den Dimensionen „Körperliche Funktionsfähigkeit“ und „Körperliche Schmerzen“ nach ca. drei Monaten deutlich über den Kontrollwerten. Die Norm-Gruppe hingegen erreicht erst nach ca. sechs Monaten das Niveau der Referenzgruppe in den Dimensionen „Körperliche Funktionsfähigkeit“ und „Körperliche Schmerzen“. Die Werte der Dimension der „Allgemeinen Gesundheitswahrnehmung“ liegen in beiden Zugangsgruppen zu allen Messzeitpunkten im Bereich der Normstichprobe. Der Vergleich der Ergebnisse mit Normwerten bestätigt die Untersuchungen von Steens et al. (2003) und Nilsdotter et al. (2003), die zwischen den Patienten und der gesunden Referenzgruppe kaum signifikante Unterschiede feststellen konnten.

Die Arbeitshypothese 1 kann somit bestätigt werden, denn die gesundheitsbezogene Lebensqualität verbessert sich signifikant in beiden Zugangsgruppen im Verlauf der Untersuchungen. Die Verbesserungen treten hauptsächlich zwischen den ersten beiden Messterminen auf. Entsprechend der Erwartungen werden zwischen den verschiedenen Zugängen keine unterschiedlichen Ergebnisse zur gesundheitsbezogenen Lebensqualität festgestellt.

5.2.3 Ganggeschwindigkeit – Arbeitshypothese 2

In beiden Zugangsgruppen steigert sich die auf der Gangbahn ermittelte Ganggeschwindigkeit signifikant. Deutliche Verbesserungen sind in beiden Patientengruppen zwischen der 8. und der 14. Woche zu verzeichnen. Zwischen dem Tag vor der Implantation und der 8. bzw. der 14. und der 27. Woche zeigen beide Zugangsgruppen keine signifikanten

Veränderungen. Die Ergebnisse bestätigen die Untersuchung von Bennett et al. (2005), Berman et al. (1991) und Olsson et al. (1986). Obwohl sich in den Untersuchungen von Bennett et al. (2005) die Ganggeschwindigkeit zwei Tage postoperativ verringert, verbessert sich diese im Untersuchungsverlauf und erreicht nach sechs Wochen die präoperativen Werte.

Zwischen den unterschiedlichen Operationstechniken, die in der vorliegenden Arbeit untersucht werden, besteht erst nach sechs Monaten ein signifikanter Unterschied in der Ganggeschwindigkeit. Zu diesem Zeitpunkt geht die Mis-Gruppe deutlich schneller als die Norm-Gruppe. Diese Ergebnisse bestätigen die Untersuchungen von Bennett et al. (2005), denn die Untersucher stellen zum letzten Messtermin nach sechs Wochen noch keine signifikanten Unterschiede zwischen den Zugangsgruppen fest. Die Ergebnisse widersprechen der Untersuchung von Madsen et al. (2003), denn die Arbeitsgruppe weist sechs Monate nach der Implantation keine signifikanten Unterschiede zwischen einem anterolateralen und einem posterolateralen Operationszugang nach.

Die Ganggeschwindigkeit ist zu allen vier Messzeitpunkten in beiden Patientengruppen signifikant geringer als in der Kontrollgruppe. Die Patientengruppen erreichen bis zum Ende der Messungen nicht das Niveau der Kontrollgruppe. Die Ergebnisse bestätigen die Untersuchungen von Bennett et al. (2005); Kyriazis & Rigas (2002); Loizeau et al. (1995); Madsen et al. (2003); Malcom et al. (1980); Murray et al. (1972); Perron et al. (2000); Sliwinski et al. (2003); Stauffer et al. (1974) und Steens et al. (2003).

Die Arbeitshypothese 2 kann hinsichtlich der Verlaufskontrolle und dem Vergleich zur Kontrollgruppe bestätigt werden. Die Ganggeschwindigkeit verbessert sich im Verlauf der Untersuchungen in beiden Gruppen. Deutliche Verbesserungen treten zwischen der 8. und der 14. Woche auf. Nach sechs Monaten ist die Mis-Gruppe deutlich schneller als die Norm-Gruppe. Da sich die Zugangsgruppen zum letzten Messzeitpunkt doch unterscheiden, kann dieser Teil der Arbeitshypothese nicht bestätigt werden. Die Werte der Kontrollgruppe werden von den Patientengruppen nicht erreicht.

5.2.4 Räumlich-zeitliche und elektromyographische Parameter – Arbeitshypothese 3

5.2.4.1 Räumlich-zeitliche Parameter

Die Vergleichsebenen beziehen sich auf Veränderungen im Verlauf der Studie und den Vergleich der Gruppen untereinander. Die räumlich-zeitlichen Komponenten des Gangzyklus bei voreingestellter Bandgeschwindigkeit verändern sich in beiden Gruppen im Studienverlauf nur in wenigen Parametern signifikant. In den räumlich-zeitlichen Größen der Mis-Gruppe sind zeitlich signifikante Effekte der Gangzyklusdauer und der Schrittlänge der operierten Seite im Studienverlauf festzustellen. Im Verlauf der Untersuchung zeigt die Norm-Gruppe ebenso signifikante Veränderungen in der Schrittlänge der operierten Seite und zusätzlich in der Schrittzeit auf beiden Seiten. Die Patienten sind durch die Implantation wieder in der Lage, die Hüftextension schmerzfrei auszuführen und freigegebene Bewegungsausmaße besser nutzen zu können. Der Gang der Patienten wird durch eine vergrößerte Schrittlänge effektiver.

Vergleichsuntersuchungen auf dem Laufband stehen nicht zur Verfügung. Bennett et al. (2005) messen auf der Gangbahn und stellen für beide Zugangsgruppen im postoperativen Verlauf Verbesserungen in der Kadenz sowie der Schrittlänge und der Standphasendauer der nicht betroffenen Seite fest. Die Patienten erreichen nach sechs Wochen wieder das präoperative Niveau (Bennett et al., 2005). Die vorliegenden Ergebnisse bestätigen Verlaufsuntersuchungen auf der Gangbahn, die nach der Implantation von Hüfttotalendoprothesen, unabhängig vom Operationszugang, signifikante Steigerungen der Schrittlänge bzw. Doppelschrittlänge feststellen (Olsson et al., 1985, Stauffer et al., 1974, Wall et al., 1981, Wykman & Olsson, 1992).

Zwischen beiden Zugangsgruppen treten in den räumlich-zeitlichen Parametern der Arbeit kaum Unterschiede auf. Die einzigen signifikant verschiedenen Ergebnisse zwischen der Mis-Gruppe und der Norm-Gruppe treten für die Kadenz, die Gangzyklusdauer und die Schrittlänge der operierten Seite nach 14 Wochen auf. Betrachtet man die Unterschiede auf dem Laufband zur 14. Woche genauer, fällt auf, dass bei voreingestellter Bandgeschwindigkeit die Schrittlänge der Mis-Gruppe auf der operierten Seite größer ist als bei der Norm-Gruppe. Demzufolge ist die Kadenz der Mis-Gruppe geringer, die Gangzyklusdauer etwas länger und der Gang effektiver als bei der Norm-Gruppe, denn für die Bewältigung der gleichen Geschwindigkeit werden weniger Schritte

benötigt. Somit sind die Patienten der minimalinvasiven Gruppe in den räumlich-zeitlichen Parametern zur 14. Woche etwas besser als die Norm-Gruppe. Nach sechs Monaten holt die Norm-Gruppe auf und zwischen den Operationszugängen sind hinsichtlich der räumlich-zeitlichen Komponenten keine signifikanten Unterschiede mehr vorhanden.

Auch Madsen et al. (2003) konnten beim Vergleich von anterolateralem und posterolateralem Zugang sechs Monate postoperativ keine signifikanten Unterschiede zwischen der Schrittlänge und der Kadenz feststellen. Bennett et al. (2005) weisen zwischen den unterschiedlichen Zugangsgruppen schon kurze Zeit nach der Operation keine signifikanten Unterschiede in den Schrittlängen und Standzeiten auf der operierten und der nicht operierten Seite nach. Unsere Ergebnisse bestätigen die Studien von Bennett et al. (2005) und Madsen et al. (2003), denn zu den von diesen Arbeitsgruppen gewählten Messterminen liegen auch in der vorliegenden Untersuchung keine Unterschiede zwischen den Zugangsgruppen vor.

Zwischen der Kontrollgruppe und den Zugangsgruppen treten beim Gehen auf dem Laufband selten Unterschiede in den räumlich-zeitlichen Parametern auf. Die Patienten zeigen bereits präoperativ kaum signifikante Unterschiede zur Kontrolle. In den vorliegenden Ergebnissen unserer Arbeit zeigt nur die Norm-Gruppe im Vergleich zur Kontrolle sehr vereinzelt signifikante Unterschiede. Auffällig sind die Signifikanzen in der Kontaktzeit der nicht operierten Seite, die beim Norm-Zugang kontinuierlich länger ist als bei der Kontrollgruppe und auf eine Asymmetrie zwischen betroffener und nicht betroffener Seite hinweist.

Diese Ergebnisse sind nicht vergleichbar mit anderen Studien. Bennett et al. (2005) und Madsen et al. (2003) messen auf der Gangbahn zum Ende der Untersuchungen deutlich reduzierte Schrittlängen und höhere Schrittfrequenzen in den Patientengruppen verglichen mit der gesunden Kontrollgruppe. In ähnlichen Analysen auf der Gangbahn wurde zwar eine Annäherung an die Referenzdaten der Kontrollgruppen gemessen, dennoch stellt eine Vielzahl von Studien auch nach Monaten und Jahren kein vollständig physiologisches Gangbild hinsichtlich der räumlich-zeitlichen Parameter fest (Berman et al., 1991; Kyriazis & Rigas, 2002; Madsen et al., 2003; Perron et al., 2000; Sliwinski et al., 2003; Stauffer et al., 1974; Steens et al., 2003).

5.2.4.2 Elektromyographische Parameter

Die untersuchten Muskeln wurden beidseitig prä- und postoperativ abgeleitet. Die Vergleichsebenen beziehen sich auf Veränderungen im Verlauf der Studie und den Vergleich der Gruppen untereinander.

In beiden Zugangsgruppen führen im Studienverlauf nur verschiedene zeitliche Innervationsmuster des M. tensor fasciae latae zu Veränderungen. Die M. gluteus medius und M. gluteus maximus verändern sich im Längsschnitt nicht. In der Mis-Gruppe zeigt der Parameter TFL1 auf der operierten Seite eine signifikante Veränderung über die Zeit. Die Standphasenaktivität verlängert sich deutlich vom präoperativen Termin zur 14. Woche. In der Norm-Gruppe verschiebt sich der Parameter TFL2 – der Beginn der Schwungphasenaktivität – auf der operierten Seite im Untersuchungsverlauf kontinuierlich im Gangzyklus nach hinten. TFL4 steigt unmittelbar postoperativ an und fällt dann von der 14. zur 27. Woche fast wieder auf das Eingangsniveau ab. Vergleichbare Verlaufsstudien zu den Innervationszeiten der Muskeln liegen nicht vor.

Zwischen den Zugangsgruppen zeigen die Mittelwertdifferenzen des TFL1 zum zweiten und zum dritten Messzeitpunkt auf der operierten Seite Unterschiede. TFL1 ist in der Mis-Gruppe länger aktiv als in der Norm-Gruppe. Im Ergebnis des M. gluteus medius zeigen sich nur präoperativ im Parameter GMED2 auf der nicht operierten Seite Unterschiede zwischen den Zugangsgruppen. Die Zugangsgruppen unterscheiden sich im Parameter GMAX1 auf der nicht operierten Seite zur 8. Woche, wobei die Aktivität der Norm-Gruppe gering verlängert ist. Ein Vergleich der Zugangsgruppen im Parameter GMAX2 präsentiert Unterschiede auf der operierten Seite zum ersten und zu den letzten beiden Messterminen. Die Muskelaktivitäten des GMAX2 der operierten Seite beginnen in der Mis-Gruppe später als in der Norm-Gruppe.

Die Kontrollgruppe und die Patientengruppen unterscheiden sich im M. tensor fasciae latae signifikant. TFL1 – das Ende der Standphasenaktivität – ist auf der operierten Seite nur in der Mis-Gruppe stetig signifikant länger aktiv als in der Kontrollgruppe. Auf der nicht operierten Seite unterscheiden sich die beiden Patientengruppen von der Kontrollgruppe, die Muskelaktivität dauert bei den Patienten länger an. Der Parameter TFL2 der operierten Seite weist zwischen der Mis-Gruppe und der Kontrollgruppe zum ersten Messzeitpunkt und zwischen der Norm-Gruppe und der Kontrollgruppe zu den ersten beiden Messzeitpunkten einen signifikant früheren Beginn der Schwungphasenaktivität auf. In den erhobenen Messwerten der

Parameter TFL3 und TFL4 sind keine Unterschiede festzustellen. Der Messzeitpunkt nach 27 Wochen erscheint für den Gruppenvergleich des M. tensor fasciae latae uninteressant, da zu diesem Zeitpunkt keine Unterschiede zu verzeichnen sind.

Von Bedeutung ist beim M. gluteus medius der Parameter GMED1 - das Ende der Standphasenaktivität. GMED1 ist bei den Patienten auf der betroffenen Seite zu allen Messzeitpunkten und auf der nicht betroffenen Seite zu allen postoperativen Terminen signifikant länger aktiv als in der gesunden Kontrollgruppe. Diese Verschiebung in Richtung Schwungphase ist kontinuierlich über den gesamten Untersuchungszeitraum evident. In der vergleichenden Literaturanalyse wird deutlich, dass Meurer (2001, 113) bei den Coxarthrose-Patienten im Vergleich zum gesunden Kollektiv zusätzlich ein zweites Maximum des M. gluteus medius auf der kontralateralen Seite erkennt. Meurer (2001) begründet dieses Ergebnis mit einer gesteigerten muskulären Stabilisierung des Hüftgelenks auch beim Durchschwingen. Die gemessene verlängerte Aktivität stabilisiert das Hüftgelenk ebenfalls vermehrt. Die schwierigen funktionellen Aufgaben des Einbeinstandes und der Schwungbeinvorwärtsbewegung werden durch verlängerte Innervationszeiten gesichert.

Der Parameter GMAX1 - das Ende der Standphasenaktivität - weist auf der operierten Seite zu allen Messzeitpunkten verlängerte Innervationszeiten in den Patientengruppen im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe auf. Der Parameter GMAX1 ist bei den Patienten beständig weiter in Richtung Schwungphase verschoben als bei der Kontrollgruppe. Auf der nicht operierten Seite des GMAX1 ist das Bild nicht ganz so einheitlich, denn während sich die Mis-Gruppe zu allen postoperativen Messzeitpunkten signifikant von der Kontrollgruppe unterscheidet, liegen diese Unterschiede in der Norm-Gruppe nur nach 8 und 27 Wochen vor. Der Parameter GMAX2 ist auf der operierten Seite zu allen Messzeitpunkten zwischen der Kontrolle und der Mis-Gruppe signifikant verschieden. GMAX2 der Mis-Gruppe auf der operierten Seite beginnt später als in der Kontrollgruppe. Im Vergleich der Kontrollgruppe mit der Norm-Gruppe liegt nur zum dritten Messzeitpunkt ein Unterschied vor. In der Norm-Gruppe beginnt GMAX2 früher als in der Kontrollgruppe. Der Wert der Kontrollgruppe liegt genau zwischen den beiden Patientengruppen. Auf der nicht operierten Seite unterscheiden sich die Parameterwerte des GMAX2 der Gruppen nicht.

Zusammenfassend ist festzustellen, dass beide Patientengruppen, verglichen mit den Referenzdaten der Kontrollgruppe, eine verlängerte

Aktivität in der Standphase aufweisen, indem sich das Ende der Aktivität bis in die terminale Standphase hinein verschiebt. In der vergleichenden Literaturanalyse wird deutlich, dass die verlängerten Aktivitätszeiten auch von anderen Autoren für die Gangbahn festgestellt werden konnten (Long et al., 1993, Perron et al., 2000, Steeger et al., 1984, Steens et al., 2003). Perron et al. (2000) und Steeger et al. (1984) stellen die verlängerte Muskelaktivität nur für den M. gluteus maximus fest. Beide Studien wählten jedoch nicht den M. tensor fasciae latae. In den von Steens et al. (2003) untersuchten Muskeln waren die von uns gewählten Muskeln vorhanden, und die verlängerte Aktivität konnte für den M. gluteus maximus und den M. tensor fasciae latae nachgewiesen werden. In der vergleichenden Analyse wird deutlich, dass die in der vorliegenden Arbeit verlängerte Aktivität bis weit in die terminale Standphase hinein reicht, wohingegen die anderen Autoren nur eine Verlängerung über die mittlere Standphase bestätigen konnten (Perron et al., 2000, Steeger et al., 1984, Steens et al., 2003). Eine Begründung dafür kann in unterschiedlichen Onset- und Offset-Schwellenwerten liegen.

Perron et al. (2000) und Steens et al. (2003) erklären die verlängerten Muskelaktivitäten mit einer vermehrten Unterstützung des Hüftgelenkes, um einem Trendelenburgzeichen entgegenzuwirken. Grundsätzlich ist die terminale Standphase besonders für Patienten schwierig, denn das entgegengesetzte Bein ist vom Boden abgehoben und die gesamte Körperlast wird vom Referenzbein getragen (Götz-Neumann, 2003, 82). Die komplexen Anforderungen entstehen einerseits durch die geringe Unterstützungsfläche, andererseits bewegt sich der Körperschwerpunkt weit über die geringe Unterstützungsfläche hinaus und muskuläre Kontrolle findet nur noch über die Wadenmuskulatur statt (Götz-Neumann, 2003, 82). Bei Coxarthrosepatienten und auch nach der Implantation scheint die Bewältigung der umfangreichen Anforderungen dieser Phase durch verlängerte Muskelaktivitäten der glutealen Muskulatur erreicht zu werden. Die verlängerten Aktivitätszeiten geben den Patienten Sicherheit in der einfach unterstützten Phase.

Das Ende der Standphasenhauptaktivität ist bei den Patienten im Vergleich zur Kontrollgruppe auf beiden Seiten verlängert. Die intramuskuläre Koordination erreicht auch nach sechs Monaten nicht das Niveau der Kontrollgruppe. Im Gegenteil, auf muskulärer Ebene sind im Vergleich des präoperativen Zustandes und zum Untersuchungsende kaum Veränderungen festzustellen. Die Muskelabweichungen erscheinen manifestiert und für die Untersucher stellen sich Fragen, die die Notwendigkeit der Angleichung an die Kontrollgruppe beinhalten. Wenn

der Patient auch nach sechs Monaten keine Veränderungen in Richtung Kontrollgruppe zeigt, das Gangbild äußerlich für den Patienten und den Untersucher zufrieden stellend erscheint, ist das Ziel der Kontrollgruppendaten wirklich notwendig? Freiwald & Engelhardt (2002, 6) sprechen in diesem Zusammenhang provokativ vom Defizitparadigma, denn alle Abweichungen von Norm- und Referenzwerten „werden als durch Trainingsmaßnahmen auszugleichende Defizite stigmatisiert“. Die Autoren konnten in eigenen Studien jedoch „phylogenetisch bewährte Anpassungen der Motorik“ nachweisen (Freiwald & Engelhardt, 2002, 6). Die Patienten sind in der Lage, individuelle Freiheitsgrade zu nutzen, um zu kompensieren und alternative Lösungen zu finden. Erst durch die Unterdrückung überschüssiger Freiheitsgrade erlernen wir, Bewegungen exakt und ökonomisch auszuführen. Die Aktivierung verdeckter und zurückgehaltener Freiheitsgrade für Alternativlösungen oder Kompensationen ist auf Grund der Ergebnisse zu überdenken. Meurer (2001, 145) äußert sich hinsichtlich einer Normalisierung oder Nichtnormalisierung sehr zurückhaltend, da die für eine Normalisierung herangezogenen Referenzdaten der gesunden Probanden eine beträchtliche Variabilität aufweisen. Andererseits kann diese zeitliche Verschiebung der Muskelaktivitäten Auswirkungen auf Langzeitergebnisse, den Prothesensitz oder sogar mögliche Lockerungserscheinungen andeuten. Wenn die muskulären Innervationszeiten eine Abweichung von der Norm zeigen, dann können diese muskulären Veränderungen ebenso zu unphysiologischen Belastungen des neuen Gelenkes führen. Erst eine regelmäßige und langjährige Evaluation der Patientenzustände hinsichtlich der Langzeitstabilität wird Aufschluss über diesen Aspekt geben.

Ein Erklärungsansatz für die zum Teil hohen Standardabweichungen der M. gluteus maximus (pars inferior et superior) und M. tensor fasciae latae (pars anterior et posterior) kann darin liegen, dass diese Muskeln funktionell aus zwei Anteilen bestehen und somit zwei unterschiedliche Aktivitätsmuster aufzeigen. Die SENIAM-Richtlinien zur Applikation der Elektroden berücksichtigen diese Unterscheidung nicht. Da unser Studiendesign sich vor allem auf Grund der Reliabilität und der Vergleichbarkeit mit anderen Studien an diesen Richtlinien orientiert hat, wurden die unterschiedlichen Aufgaben verschiedener Muskelanteile nicht ausreichend berücksichtigt. Perry (2003, 70) hat die unterschiedlichen Anteile der Muskeln genau untersucht und die Unterschiede herausgearbeitet. Auch Götz-Neumann (2003, 81) unterteilt die Aktivität des M. tensor fasciae latae in seine beiden Anteile und weist

auf die individuell verschiedenen EMG-Muster dieses Muskels hin. Der M. gluteus maximus, pars inferior, fungiert als Extensor des Hüftgelenkes und ist vom Ende der terminalen Schwungphase bis fast zum Ende der Belastungsantwort aktiv (Perry, 2003, 70). Der M. gluteus maximus, pars superior, ist als Abduktor des Hüftgelenks aktiv und beginnt seine Aktivität bei 95% des Gangzyklus und beendet diese in der mittleren Standphase (Perry, 2003, 71). Der M. tensor fasciae latae, anteriorer Anteil, kontrahiert erst in der terminalen Standphase für kurze Zeit (Perry, 2003, 71). Die posterioren Fasern des M. tensor fasciae latae zeigen ihre Aktivität zu Beginn der Belastungsantwort bis in die terminale Standphase hinein. Die Mittelwerte dieser Arbeit zeigen, dass der pars superior des M. gluteus maximus und die Fasern des posterioren Anteils des M. tensor fasciae latae in der Mehrzahl der Fälle abgeleitet worden sind.

Aus den elektromyographischen Ergebnissen der vorliegenden Arbeit kristallisiert sich bei den untersuchten Muskeln besonders das Ende der Standphasenaktivität als ein bedeutender Parameter heraus. Die Patienten bewältigen die schwierigen funktionellen Aufgaben der Lastübernahme und des Einbeinstandes durch verlängerte Muskelaktivitäten. Beim M. tensor fasciae latae werden die Unterschiede zur Kontrollgruppe nur teilweise deutlich und ausdrücklich bei den M. gluteus medius und M. gluteus maximus. Der Beginn der Standphasenaktivität zeigt nur beim M. gluteus maximus einige Unterschiede. Somit erscheint hinsichtlich einer Parameteroptimierung für Laufbanduntersuchungen nur das Ende der Standphasenaktivität aller drei aufgezeichneten Muskeln empfehlenswert. Dennoch sollten die in dieser Studie gewählten Parameter nochmals in einem größeren Stichprobenumfang mit parametrischen Tests überprüft werden.

Die Arbeitshypothese 3 kann nur teilweise bestätigt werden. In den räumlich-zeitlichen Parametern konnten in beiden Patientengruppen für die Schrittlängen der operierten Seite Veränderungen verzeichnet werden. Während der M. tensor fasciae latae Veränderungen über den Verlauf bestätigt, konnten in den M. gluteus medius und M. gluteus maximus keine Unterschiede in der Verlaufskontrolle festgestellt werden. Die Patientengruppen unterscheiden sich zur 14. Woche in den räumlich-zeitlichen Parametern. Die M. tensor fasciae latae operierte Seite und M. gluteus maximus operierte und nicht operierte Seite weisen vereinzelt geringe Unterschiede auf. Der M. gluteus medius unterscheidet sich zwischen den Operationszugängen nicht. Während in den räumlich-zeitlichen Parametern kaum Unterschiede zwischen den Patienten und der Kontrollgruppe festgestellt werden können, unterscheiden sich die

zeitlichen Innervationsmuster der untersuchten Muskeln zwischen der Kontrollgruppe und den Patienten zu allen Messzeitpunkten.

5.2.5 Seitigkeit – Arbeitshypothese 4

Die Seitigkeitsverhältnisse zwischen operierter und nicht operierter Seite wurden durch statistische Tests ohne die Angabe von qualitativen Ausmaßen (Symmetrieindex) überprüft. Signifikante Mittelwertdifferenzen wurden als asymmetrisch interpretiert, nicht signifikante Unterschiede als symmetrisch.

In den Patientengruppen sind im Studienverlauf der räumlich-zeitlichen Parameter nur ganz vereinzelt statistisch signifikante Asymmetrien zwischen der betroffenen und der nicht betroffenen Seite auf dem Laufband festzustellen. In der Mis-Gruppe weist nur die Doppelstützzeit der ersten beiden Messtermine signifikante Asymmetrien auf, in der Norm-Gruppe sind die Einbeinphasenzeit und die Kontaktzeit zum zweiten Termin signifikant verschieden zwischen den Körperseiten. Jedoch sind die Unterschiede sehr gering. Eine vergleichbare Verlaufskontrolle auf dem dynamometrischen Laufband liegt nicht vor. Die Ergebnisse der Studie bestätigen jedoch die Werte von Möckel et al. (2003), die sich nur auf präoperative Messungen auf dem Laufband beziehen. In der Mehrzahl der Untersuchungen zeigen besonders die präoperativen Messungen der räumlich-zeitlichen Variablen starke Asymmetrien zwischen den Körperseiten auf (Berman et al., 1991, Kyriazis & Rigas, 2002, Olsson et al., 1986, Wall et al., 1981, Wykman & Olsson, 1992). Im Verlauf der Messungen gehen die Patienten jedoch auch in Gangbahnstudien symmetrischer (Bennett et al., 2005). Die vergleichende Analyse zu verschiedenen Studien auf der Gangbahn zeigt, dass die Ergebnisse ein abweichendes Bild präsentieren, denn die Asymmetrien der vorliegenden Arbeit sind präoperativ nur in der Doppelstützzeit der Mis-Gruppe zu erkennen, postoperativ sind also keine grundlegenden Veränderungen nachweisbar.

Die Seitenverhältnisse der Kraft-Zeit-Parameter sind in beiden Patientengruppen signifikant verschieden. Die beiden Zugangsgruppen weisen zu unterschiedlichen Messzeitpunkten Asymmetrien auf, die dessen ungeachtet sehr gering im Umfang sind. Die signifikanten Seitigkeitsunterschiede sind in der Mis-Gruppe in den Zeitpunkten der Bodenreaktionskräfte und hauptsächlich zu postoperativen Messzeitpunkten, mit Ausnahme von TF1, zu finden. In der Mis-Gruppe sind signifikante Asymmetrien beim Parameter TF1 zu den ersten drei Messterminen, bei TF MID nach 8 Wochen, bei F2 nach 14 und bei FMID

nach 14 und 27 Wochen zu verzeichnen. Wenn in der Norm-Gruppe Asymmetrien zwischen operierter und nicht operierter Seite als signifikant nachgewiesen worden sind, dann hauptsächlich in den Bodenreaktionskräften nach 8 Wochen und nur teilweise nach 14 und 27 Wochen. Die Zeitpunkte des Auftretens der Bodenreaktionskraftparameter sind in der Norm-Gruppe durchgängig nicht signifikant verschieden zwischen den Körperseiten.

Die Ergebnisse bestätigen die Studien von McCrory et al. (2001) und Möckel et al. (2003), die postoperativ ebenfalls Messungen auf dem Laufband durchführten und nur, wenn evident, sehr geringe Asymmetrien, im Ausmaß ähnlich den vorliegenden Ergebnissen, in den Bodenreaktionskräften und den Zeitpunkten feststellten. Das Erreichen des Parameters F1 zeigt bei McCrory et al. (2001) größere Unterschiede zwischen den Seiten als in der vorliegenden Untersuchung. Ein direkter Vergleich der Werte kann aus Gründen unterschiedlicher Normierungen nicht vorgenommen werden.

Die Seitenverhältnisse der funktionellen Parameter sind in beiden Patientengruppen im Anstieg asymmetrisch. Jedoch treten die signifikanten Seitigkeitsunterschiede mit Ausnahme des Anstiegs in der Mis-Gruppe nicht präoperativ auf. In der Mis-Gruppe sind signifikante Asymmetrien im Anstieg zu den ersten drei Messterminen und im Kurvenabfall zum dritten Messzeitpunkt zu erkennen. In der Norm-Gruppe treten im Anstieg Unterschiede zwischen den Seiten zur 8. und zur 14. Woche auf. McCrory et al. (2001) stellen ebenso Asymmetrien im Kurvenanstieg (Loading rate) fest, die jedoch deutlicher ausfielen als in unserer Studie. Die vorliegenden Asymmetrien des Kurvenabfalls sind vergleichbar mit den Ergebnissen der Arbeitsgruppe um McCrory et al. (2001).

Die untersuchten Muskeln verursachen nur vereinzelt statistisch signifikante Mittelwertdifferenzen zwischen den Parametern der operierten und der nicht operierten Seite. In der Mis-Gruppe unterscheidet sich der Parameter TFL1 zur 14. Woche zwischen den Seiten. Die Seitigkeitsdifferenzen der Parameter des M. tensor fasciae latae in der Norm-Gruppe sind bis auf den zweiten Messzeitpunkt des TFL2 nicht signifikant verschieden. Der Parameter GMED1 zeigt keine Asymmetrien in beiden Gruppen. Die operierte Seite des GMED2 beginnt nur in der Norm-Gruppe zur 14. Woche früher als auf der nicht operierten Seite. GMAX1 der Mis-Gruppe zeigt keine Asymmetrien. Der Parameter GMAX2 wird in der Mis-Gruppe auf der operierten Seite präoperativ, zur 8. und zur 27. Woche später aktiv als auf der nicht operierten Seite. Die

Seitigkeitsdifferenzen von GMAX1 und GMAX2 der Norm-Gruppe sind mit Ausnahme des ersten Messtermins von GMAX 2 nicht verschieden. Meurer (2001, 112) stellt auf der Gangbahn für beide Körperseiten ähnliche zeitliche Verlaufscharakteristiken der EMG-Aktivitäten des M. gluteus medius fest.

Arbeitshypothese 4 kann teilweise bestätigt werden. In der Seitigkeit werden präoperativ, wenn auch sehr vereinzelt und gering im Ausmaß, nur Unterschiede in der Mis-Gruppe zwischen betroffener und nicht betroffener Seite festgestellt. Die Seitigkeitsdifferenzen verbessern sich im Verlauf der Studie. Postoperativ treten in beiden Gruppen Asymmetrien besonders in Kraft-Zeit Parametern, im Anstieg sowie in den zeitlichen Muskelaktivitätsverläufen des M. gluteus maximus auf. Nach 27 Wochen bestehen nur noch Asymmetrien in den Parametern FMID und GMAX2.

5.2.6 Funktionelle Parameter – Arbeitshypothese 5

Im Verlauf der Studie wird nur der Anstieg der operierten Seite in der Norm-Gruppe signifikant steiler. Die Norm-Gruppe verbessert sich in der funktionellen Aufgabe der Lastübernahme. In der Mis-Gruppe sind keine signifikanten Veränderungen der funktionellen Parameter im Längsschnitt ersichtlich. Interessant sind jedoch die teilweise signifikanten Einzelvergleiche der funktionellen Parameter. Die funktionellen Parameter lassen keine signifikante Mittelwertdifferenz zwischen den Operationszugängen erkennen. Zwischen den Patientengruppen und der Kontrollgruppe sind in den funktionellen Parametern Unterschiede zu verzeichnen. Der Kurvenverlauf des Anstiegs der operierten Seite zeigt, dass zwischen der Kontrollgruppe und den Patientengruppen zu allen Messungen signifikante Unterschiede vorhanden sind. Im Anstieg der nicht operierten Seite treten die Unterschiede nur nach 14 Wochen zwischen der Mis-Gruppe und der Kontrollgruppe sowie der Norm-Gruppe und der Kontrollgruppe und nach 27 Wochen nur noch zwischen der Norm-Gruppe und der Kontrollgruppe auf. Der Anstieg der Kontrollgruppe ist deutlich steiler als der Anstieg der operierten Seite bei den Patienten. Die Probanden kommen schneller als die Patienten zu einem höheren Kraftmaximum im Fersenaufsatz und lösen die funktionelle Aufgabe der Lastübernahme besser als die Patienten. Dieses Resultat trifft bei McCrory et al. (2001) nur für die operierte Seite zu, denn der Kurvenanstieg der nicht operierten Seite ist steiler als der Anstieg in der Kontrollgruppe. Der funktionelle Parameter Abfall unterscheidet sich zwischen den Gruppen nicht. Dagegen ist bei McCrory et al. (2001) der

Kurvenabfall der Kontrollgruppe geringer als bei den Patienten. Die funktionellen Parameter der Differenz zeigen nur nach 14 Wochen bei DF1 der nicht operierten Seite einen signifikanten Unterschied zwischen der Kontrollgruppe und der Norm-Gruppe. Nach 27 Wochen erreichen beide Patientengruppen das Niveau der gesunden Kontrollgruppe hinsichtlich der Parameter DF1 und DF2.

Die Arbeitshypothese 5 kann hinsichtlich der Verlaufskontrolle für den Parameter Anstieg bestätigt werden. Die funktionellen Parameter Abfall, DF1 und DF2 zeigen in der Verlaufskontrolle auf dem Laufband keine signifikanten Veränderungen. Die funktionellen Parameter lassen keine Unterschiede in den Operationszugängen erkennen. Im Vergleich mit der gesunden Kontrollgruppe stellen sich die Parameter Anstieg und Abfall als sehr aussagekräftig heraus.

5.2.7 Kraft-Zeit Parameter – Arbeitshypothese 6

In den Kraft-Zeit Parametern sind in beiden Zugangsgruppen, mit Ausnahme von F2 der operierten Seite in der Mis-Gruppe, keine signifikanten Veränderungen im Studienverlauf festzustellen. Als Vergleichsstudie wurde die Untersuchung von Dücke (2005) herangezogen, die Patienten nach Ersatz des vorderen Kreuzbandes auf dem dynamometrischen Laufband 4-6 Wochen und 4 Jahre postoperativ gemessen hat. Dücke (2005) stellt zum ersten Messtermin erhebliche Seitendifferenzen in der Phase der Lastübernahme fest, indem die Belastung auf der operierten Seite langsamer und kontrollierter aufgebaut wird. Vier Jahre postoperativ ergeben die vertikalen Bodenreaktionskräfte und davon abhängige Zeit und Weg Parameter keine Auffälligkeiten (Dücke, 2005).

Einen Erklärungsansatz der fast gleichbleibenden Kraft-Zeit Parameter der vorliegenden Untersuchung bieten die Umgebungsbedingungen des Laufbandes mit voreingestellter Bandgeschwindigkeit (Leuchte & Stöber, 2002) und Untersuchungsstermine nach der 4.-6. Woche. Die Bodenreaktionskräfte stehen in enger Beziehung zur Ganggeschwindigkeit. Je schneller die Geschwindigkeit, desto höher die Bodenreaktionskräfte. Wird die Geschwindigkeit konstant gehalten, sind auch die Kräfte im Fersenaufsatz und im Ballenabdruck beständig.

Die Kraft-Zeit Parameter der Ganganalyse lassen zu keinem Messzeitpunkt signifikante Mittelwertdifferenzen zwischen den Zugangsgruppen erkennen.

Die Mittelwerte von F1, F2 und FMID unterscheiden sich zwischen den Patientengruppen und dem Kontrollkollektiv zu allen Messungen und auf beiden Seiten signifikant. Beide Patientengruppen erreichen F1 der operierten Seite zum letzten Messtermin später als die gesunde Kontrollgruppe. Andererseits wird F2 der operierten Seite von der Norm-Gruppe zu allen Messzeitpunkten und von der Mis-Gruppe nur zum Termin nach 27 Wochen später erreicht als in der Kontrollgruppe. TF2 der nicht operierten Seite tritt nur in der Norm-Gruppe zu allen postoperativen Messungen später auf. Diese Ergebnisse konnten auch durch andere Autoren nachgewiesen werden (McCroory et al., 2001). Möckel et al. (2003) stellten präoperativ Unterschiede zwischen der Kontrollgruppe und Coxarthrosepatienten fest.

Die Patienten zeigen auf dem Laufband nicht den aus der Literatur zu erwartenden Gang der vorsichtigen Lastübernahme, in der die Belastung noch deutlich langsamer und kontrollierter aufgebaut wird als in der Kontrolle.

Die Arbeitshypothese 6 kann im Sinne der Verlaufskontrolle und des Vergleiches zwischen den Operationstechniken bestätigt werden. Auch die Unterschiede zur Kontrollgruppe konnten in der Untersuchung abgesichert werden.

6 Ausblick

Anhand der komplexen biomechanischen Ganganalyse konnten der Verlauf und der Einfluss unterschiedlicher Operationstechniken erfolgreich untersucht werden. Erstmals wurden in der vorliegenden Arbeit Bodenreaktionskräfte und elektromyographische Parameter nach minimalinvasiver und traditioneller Operationstechnik erfasst. Gleichzeitig konnten räumlich-zeitliche Parameter und Daten zur gesundheitsbezogenen Lebensqualität erhoben werden. Zusätzlich erfolgte die Untersuchung einer gesunden Kontrollgruppe. Die Messungen fanden auf einem dynamometrischen Laufband mit voreingestellter Bandgeschwindigkeit statt. Momentan liegen keine vergleichbaren Studien zu Messungen vor und nach der Implantation von Hüfttotalendoprothesen auf dem Laufband unter Berücksichtigung verschiedener Operationszugänge vor. Die Arbeit leistet einen entscheidenden Beitrag zur Thematik minimalinvasiver Operationstechniken in der Hüftendoprothetik.

Die Ganggeschwindigkeit auf der Gangbahn erhöht sich bei den Patienten. In der Verlaufskontrolle der räumlich-zeitlichen Parameter konnten vergrößerte Schrittlängen auf der operierten Seite in beiden Gruppen festgestellt werden. Kraft-Zeit und elektromyographische Parameter zeigen keine eindeutigen Veränderungen im Verlauf. Während der Gang der Patienten zur 14. Woche in den räumlich-zeitlichen Parametern einen eindeutigen Einfluss der Operationstechnik zugunsten der Mis-Gruppe erkennen ließ, wiesen die Kraft-Zeit und die elektromyographischen Parameter keine bedeutenden Unterschiede auf. Die Ergebnisse zum letzten Messzeitpunkt der Studie bestätigen die Resultate von Bennett et al. (2005), die in der ganganalytischen Untersuchung der Kinematik keinen entscheidenden Einfluss der minimalinvasiven Operationstechnik erkennen konnten. Die vorliegende Arbeit erweitert die Erkenntnisse von Bennett et al. (2005) und stellt zum ersten Mal elektromyographische und Kraft-Zeit Parameter zur Verfügung. Die Patienten erreichen in den räumlich-zeitlichen Parametern bereits präoperativ das Niveau der gesunden Kontrollgruppe. In den Kraft-Zeit Parametern treten zwischen den Patienten und der Kontrollgruppe prä- und postoperativ Unterschiede auf. Auch die zeitliche Verlaufskarakteristik der untersuchten Muskeln unterscheidet sich nach sechs Monaten noch deutlich von der Kontrollgruppe. Die Patienten

beider Gruppen zeigen verlängerte Muskelaktivitäten über den gesamten Messzeitraum.

In den ganganalytischen Ergebnissen konnten die klinischen Vorteile des minimalinvasiven Zugangs in der Frührehabilitation nicht bestätigt werden. Kritisch zu hinterfragen ist auch die nicht eintretende Normalisierung des Ganges beider Patientengruppen nach sechs Monaten. Weiterhin untersuchungswürdig bleibt ein Zugang, der sich in den Ergebnissen der funktionellen Kontrolle nicht vom traditionellen Zugang abhebt und sich in der klinischen Kontrolle nur in den ersten Wochen als besser herausstellt.

Die Durchführung der Studie und die Auswertung der Ergebnisse führen zu Empfehlungen hinsichtlich einer Verbesserung und Erweiterung des Studiendesigns. Orthopäden müssen in randomisierten Studien die Vorteile und Risiken der minimalinvasiven Operationstechnik noch besser abwägen. Gleiche Anästhesiebehandlungen, eine objektive Patientenselektion sowie gleich zu haltende Patientenerwartungen sind anzustreben (Lieberman, 2005, 2245). Berry et al. (2005) empfehlen in ihrer Gegenüberstellung der unterschiedlichen Auffassungen hinsichtlich der innovativen Operationstechnik eine förderliche Herangehensweise an die Problematik.

Even those with reservations about changing an already successful procedure cannot deny the potential advantages of reduced soft-tissue trauma and possibly quicker recuperation with less cost. At the same time, enthusiasts must be concerned about the new risks that these procedures and their widespread introduction might bring to an operation that in its present form is already remarkably successful.

Berry et al., 2005, 2236

In der Literatur wird deutlich herausgestellt, dass auch der Vorschaden der Muskulatur, entstanden aus der durch Schmerzen eingenommenen langjährigen Schonhaltung, durch das operative Trauma noch verstärkt wird (Meurer, 2001, 107). Die defizitäre Muskulatur zum Zeitpunkt der Implantation, die in beiden Patientengruppen vorliegt, muss als bedeutender Einflussfaktor in der Zugangsdiskussion beachtet werden. Die zusätzliche Überprüfung metabolischer und histologischer Veränderungen während und nach der starken operativen Dehnung wird als Empfehlung für die Zukunft angesehen, um die Wirkung der Traumatisierungen durch starke Dehnung besser einschätzen zu können. Weiterführende Untersuchungen zum histologischen Zustand des Muskels vor, während und nach der Operation sollten Gewebeproben des betroffenen Muskels genauer analysieren. Zusätzlich können bei der Implantation in das Muskelgewebe eingesetzte Kraftaufnehmer explizit

Auskunft darüber geben, wie stark die Muskeln gedehnt oder sogar überdehnt werden. Der Metabolismus für die Mikrodurchblutung des Muskels muss stärker in die Untersuchung minimalinvasiver Operationstechniken einbezogen werden. Zusätzlich sollten präzise bildgebende Verfahren Anwendung finden, um das Muskelgewebe nach der Implantation zu betrachten.

In weiteren Studien sollten größere und homogenere Gruppen untersucht werden. Das gesunde Gelenk erfordert eine bessere Objektivierung, denn die Einschlussbedingung einer einseitigen Coxarthrose ist selten. Zusätzlich zum SF-36 können differenzierte Hüftindices (WOMAC, HHS), speziell auf den Bereich künstlicher Hüftgelenke ausgerichtet, eingesetzt werden, um den Einfluss unterschiedlicher Operationstechniken zu bestimmen. Denn trotz der fehlenden Spezifik des SF-36 gegenüber Operationszugängen zeigte die Mis-Gruppe in der Tendenz höhere Werte in den untersuchten Dimensionen.

In weiterführenden ganganalytischen Untersuchungen ist eine Reduzierung der Parameter der Kraft-Zeit Struktur zu empfehlen und entsprechend der entscheidenden funktionellen Aufgaben im Gangzyklus auszurichten. Insbesondere zeigt der Kurvenanstieg die anhaltenden Defizite in der Bewältigung der funktionellen Aufgaben im Gangzyklus besser als isolierte Kraft-Zeit Parameter. In den Ergebnissen treten nur selten Asymmetrien auf, die besser quantifiziert werden sollten. Da die Ausmaße im Vergleich zu anderen Studien in der Tendenz geringer erscheinen, können Symmetrieindizes vorhandene Asymmetrien genauer bestimmen.

In der Ganggeschwindigkeit unterscheiden sich die Zugangsgruppen zu den ersten drei Messzeitpunkten tendenziell und zum letzten signifikant zugunsten der Mis-Gruppe. Die Unterschiede in der Ganggeschwindigkeit sollten zu weiterführenden Messungen mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten leiten, um höhere Anforderungen an die Patienten zu stellen.

Die aktuellen klinischen und ganganalytischen Studien zu minimalinvasiven Zugängen bei Hüft-TEP zeigen, dass die Problematik der Gangrehabilitation wesentlich komplexer, die Bearbeitung integrativ verstanden und interdisziplinär ausgerichtet werden muss. Die Kommunikation und der Datenverbund zwischen den orthopädischen Kliniken, den Rehabilitationskliniken und dem Ganglabor müssen zukünftig verbessert werden. Der Operateur sollte mehr Interesse zeigen, seine Operationstechniken und speziellen Endoprothesenanwendungen

an die Rehabilitationskliniken heranzutragen, um gemeinsame Richtlinien für die Anschlussheilbehandlung zu besprechen. Auf der anderen Seite müssen die Rehabilitationskliniken auch einen Schritt auf die Orthopäden zugehen, um sich über Entwicklungen in der Hüftendoprothetik ausreichend zu informieren. Obwohl einheitliche Richtlinien für die Nachbehandlung von Hüft-TEP Patienten bestehen, erscheint die Durchführung doch sehr variabel. In weiteren Untersuchungen ist eine einheitliche Anschlussheilbehandlung direkt in der Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin und Rehabilitation zu empfehlen. Nachtigall (1998) schreibt zur Problematik der Kommunikation in interdisziplinären Grenzwissenschaften am Beispiel der Bionik.

Biologen sollten lernen, das kleine Einmaleins der Technik zu praktizieren (das große ist Ingenieurssache), damit Techniker und Ingenieure überhaupt die Bereitschaft zeigen, mit ihnen zu reden. Und die Vertreter der technisch orientierten Fächer sollten lernen, daß die Biologie nicht trivial ist, auch wenn ihre Sprache manchmal (im morphologischen Bereich) einfach erscheint, dass die crux in der Komplexheit des Einzelfalls und der ungeheuren Vielfalt der natürlichen Lösungsansätze steckt, eine crux, die allerdings rasch in ein geradezu faszinierendes Anregungspotential umschlagen kann, wenn man sich nur ein wenig eindenkt oder mit Biologen unterhält.

(Vorwort, XIV)

Wenn Therapeuten sich intensiver mit den Innovationen in der Hüftendoprothetik beschäftigen und Orthopäden die Bedeutung der therapeutischen Maßnahmen nach der Implantation anerkennen, erst dann kann die Vielfalt der Lösungsansätze im Sinne des Patienten genutzt werden. Neuartige Erkenntnisse in der Hüftendoprothetik müssen in nachfolgenden Rehabilitationsmaßnahmen mehr Beachtung finden (Madsen et al., 2003, 49). Nachfolgend soll die Darstellung der Laufbandtherapie eine Empfehlung für Veränderungen im Bereich der Gangrehabilitation zeigen.

Jahrelange Schonhaltungen mit daraus hervorgehenden Veränderungen an Muskulatur, Bändern und Kapsel sind bei einer Vielzahl der Patienten auch nach der erfolgreichen Implantation für länger andauernde motorische Defizite verantwortlich. Innovationen in der Hüftendoprothetik können langfristig nur erfolgreich sein, wenn die Anschlussheilbehandlung auch den „Anschluss“ schafft. So komplex wie sich der Gang gestaltet, so komplex und vielschichtig sollte die Gangschule in der Rehabilitation verlaufen. Auf der einen Seite der Gangrehabilitation steht die Anpassung des aktiven und des passiven Bewegungsapparates an veränderte biomechanische und schmerzfreie Umgebungsbedingungen (Meurer, 2001, 107). Muskelkontrakturen, -verspannungen und -atrophien müssen bearbeitet und beseitigt werden.

Geschädigte oder nicht mehr vorhandene Strukturen sollten möglichst durch andere Strukturen des Körpers kompensiert werden. Auf der anderen Seite muss das Aufbrechen alter pathologischer Bewegungsmuster im motorischen Gedächtnis erfolgen und ein Wiedererlernen des physiologischen Ganges rückt in den Mittelpunkt der Rehabilitation (Cremerius et al., 1998, 307). Zusätzlich sollte die bereits geführte Diskussion zur Nutzung individueller Freiheitsgrade in Zukunft auch an dieser Stelle Eingang in die Diskussion finden. In der Therapie müssen dem Patienten verstärkt seine individuellen Freiheitsgrade bewusst gemacht werden (Freiwald & Engelhardt, 2002, 9).

Das Erlernen und Wiedererlernen von Bewegungen kann durch repetitives Üben auf dem Laufband erfolgen. Die Laufbandtherapie ist eine zusätzliche Maßnahme in der Gangrehabilitation. Die Idee des wiederholten Gehens, um bereits erlernte Gangmuster wieder zu automatisieren sowie Stabilität und Sicherheit zu erlangen, stellt die Aufgabe der Laufbandtherapie dar (Hesse et al. 1995, 980). Wenn das Gehen wieder erlernt werden soll, muss auch genau diese Aufgabe im Mittelpunkt der Therapie stehen. Die Ziele der Laufbandtherapie bezüglich Ökonomisierung und Automatisierung des Ganges fasst Jasper-Seeländer (2001, S.52) zusammen. Hesse et al. (1995; 1999) zeigen die Wirksamkeit der Laufbänder im Bereich der Therapie und Rehabilitation. Das Gehen auf dem Laufband zwingt zu mehr Symmetrie im Gang (Hesse et al., 1999). Werden während der Laufbandtherapie Feedback-Hilfsmittel eingesetzt, hat der Patient zusätzlich die Möglichkeit, sich kontinuierlich selbst zu verbessern. Kontrolliert der Patient sich ständig selbst, dann richtet dieser auch die notwendige Konzentration auf das Wiedererlernen des physiologischen Ganges.

Aktuelle theoretische und praktische Aspekte des motorischen Lernens, speziell des Wiedererlernens einer bereits erlernten Bewegungshandlung, sollten in Zukunft vermehrt Eingang in die Gangrehabilitation finden. Fühlen sich die Patienten beobachtet, dann konzentrieren sie sich auf jeden Schritt und erreichen ein erstaunlich physiologisches Gangverhalten. Das Gehen wird an dieser Stelle bewusst gesteuert und nicht unbewusst einfach nur abgerufen. Sobald die Konzentration nachlässt, verfallen die Patienten jedoch in ihren pathologischen Gang. Freiwald & Engelhardt (2002) stellen in ihren Ausführungen den Stand des motorischen Lernens und der Koordination in der orthopädisch-traumatologischen Rehabilitation dar und benennen eine Vielzahl von Defiziten und somit Herausforderungen für die Zukunft. Interessant ist an dieser Stelle auch die mentale Vorstellung des Gehens.

So könnte Patienten in der Gangrehabilitation die mentale Bewegungsvorstellung des Gehens vermittelt werden, um ihre gesamte Aufmerksamkeit auf den Prozess des Wiedererlernens zu lenken.

Eine interdisziplinäre Bearbeitung der Gangrehabilitation wird deutlich. Erst eine ganzheitliche, verschiedene Wissenschaftsgebiete überschreitende Untersuchung unterschiedlicher Einflüsse und Faktoren führt zum Verständnis der Komplexität des Bewegungsapparates und hilft in der Einordnung einzelner Ergebnisse aus verschiedenen Untersuchungen unterschiedlichster Wissenschaftsbereiche.

7 Literaturverzeichnis

- Aebi-Müller, J., Morioni, I. & Koch, P. (2005). *Funktionelle Nachbehandlung von Patienten mit künstlichem Hüftgelenk* (2., überarbeitete Aufl.). Göttingen: Hans Huber.
- Ajemian, S., Thon, D., Clare, P., Kaul, L., Zernicke, R.F. & Loitz-Ramage, B. (2004). Cane-Assisted Gait Biomechanics and Electromyography After Total Hip Arthroplasty [Elektronische Version]. *Arch Phys Med Rehabil*, 85, 1966-1971.
- Ajemian, S., Thon, D., Kaul, L. & Clare, P. (1980). Gait changes following total hip replacement. *Gait & Posture*, 5, 146-147.
- Alton, F., Baldey, L., Caplan, S. & Morrissey, M.C. (1998). A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics*, 13, 434-440.
- Aminian, K., Trevisan, C., Najafi, B., Dejnabadi, H., Frigo, C., Pavan, E., Telonio, A., Cerati, F., Marinoni, E.C., Robert, Ph. & Leyvraz, P.-F. (2003). Evaluation of an ambulatory system for gait analysis in hip osteoarthritis and after total hip replacement [Elektronische Version]. *Gait & Posture*, in press.
- Andriacchi, T.P. & Hurwitz, D.E. (1997). Gait biomechanics and the evolution of total joint replacement [Elektronische Version]. *Gait & Posture*, 5 (2), 256-264.
- Andriacchi, T.P. & Alexander, E.J. (2000). Studies of human locomotion: past, present and future [Elektronische Version]. *Journal of Biomechanics*, 33, 1217-1224.
- Arnold, W. & Schliebe, G. (1992a). Ganganalysen an Patienten mit Hüfttotalendoprothesen – Teil I: Ganganalyse – das Gerät Elektroichnograph – (EKIG-3) Riga. *Z. gesamte Inn. Med.*, 47, 12-14.
- Arnold, W. & Schliebe, G. (1992b). Ganganalysen an Patienten mit Hüfttotalendoprothesen – Teil II: Prä- und postoperative Ganganalysen. *Z. gesamte Inn. Med.*, 47, 15-20.
- Auvinet, B., Berrut, G., Touzard, C., Moutel, L., Collet, N., Chaleil, D. & Barrey, E. (2000). Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. *Gait & Posture*, 16, 124-134.
- Bak, P., Strohbach, H., Venbrocks, R. & Smolenski, U. (2001). Einfluss der stationären Rehabilitation nach der Hüft-Tep-Implantation auf den allgemeinen und den krankheitsspezifischen Gesundheitszustand – Kurzeitergebnisse. *Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin*, 11, 129-132.
- Ballreich, R. & Baumann, W. (Hrsg.). (1988). *Grundlagen der Biomechanik*. Stuttgart: Enke.

- Basmajian, J.V. & De Luca, C.J. (1985). *Muscles alive: their functions revealed by electromyography* (5th ed.). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Bassey, E.J., Littlewood, J.J. & Taylor, S.J.G. (1997). Relations between compressive axial forces in an instrumented massive femoral implant, ground reaction forces, and integrated electromyographs from astus lateralis during various 'osteogenic' exercises. *Journal of Biomechanics*, 30 (3), 213-223.
- Bauer, J., Cauraugh, J., Kellogg, R. & Tillman, M. (1999). Gangbildanalyse von Personen nach einer Polio-Erkrankung. Quantitative Informationen für den Patienten und Kliniker. *Orthopädie Technik*. 50 (6), 485-490.
- Baumann, J.U. (1991). Requirements of clinical gait analysis. *Human Movement Science*, 10, 535-542.
- Beck-Bornholdt, H.-P. & Dubben, H.-H. (2003). *Der Hund, der Eier legt. Erkennen von Fehlinformationen durch Querdenken* (4. Aufl.). Reinbek: Rowohlt Taschenbuch.
- Beckers, D. & Deckers, J. (1997). Ganganalyse und Gangschulung. Therapeutische Strategien für die Praxis. Berlin: Springer.
- Bellamy, N., Buchanan, W.W. (1986). A Preliminary Evaluation of the Dimensionality and Clinical Importance of Pain and Disability in Osteoarthritis of the Hip and Knee. *Clin Rheumatol* 5, 231-241.
- Belli, A., Bui, P., Berger, A., Geysant, A. & Lacour, J.R. (2001). A treadmill ergometer for three-dimensional ground reaction forces measurement during walking. *Journal of Biomechanics*, 34 (1), 105-112.
- Bennett, D., Ogonda, L., Elliott, D., Humphreys, L. & Beverland, D.E. (2005). Comparison of gait kinematics in patients receiving minimally invasive and traditional hip replacement surgery: A prospective blinded study. *Gait & Posture*, in press.
- Berger, R.A. (2004). Mini-incision total hip replacement using an anterolateral approach: technique and results. *Orthop Clin N Am*, 35, 143-151.
- Berger, R.A. (2003). Total Hip Arthroplasty Using the Minimally Invasive Two-Incision Approach. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 417 (12), 232-241.
- Bergmann, G., Graichen, F. & Rohlmann, A. (1993). Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *Journal of Biomechanics*, 26 (8), 969-990.
- Bergmann, G., Graichen, F. & Rohlmann, A. (1995a). Is staircase walking a risk for the fixation of hip implants? *Journal of Biomechanics*, 28 (5), 535-553.
- Bergmann, G., Kniggenndorf, H., Graichen, F. & Rohlmann, A. (1995b). Influence of shoes and heel strike on the loading of the hip joint. *Journal of Biomechanics*, 28 (7), 817-827.

- Bergmann, G., Graichen, F. & Rohlmann, A. (1996). Die Belastung des Hüftgelenks – Ein Überblick [Elektronische Version]. *Med. Orth. Tech.*, 116, 143-150.
- Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J. & Duda, G.N. (2001). Hip contact forces and gait patterns from routine activities. [Elektronische Version]. *Journal of Biomechanics*, 34, 859-871.
- Berman, A.T., Quinn, R.H. & Zarro, V.J. (1991). Quantitative Gait Analysis in Unilateral and Bilateral Total Hip Replacements. *Arch Phys Med Rehabil*, 72, 190-194.
- Bernstein, N.A. (1988). *Bewegungsphysiologie*. Leipzig: Johann Ambrosius Barth.
- Berry, D.J., Berger, R.A., Callaghan, J.J., Dorr, L.D., Duwelius, P.J., Hartzband, M.A., Lieberman, J.R. & Mears, D.C. (2005). Symposium: Minimally Invasive Total Hip Arthroplasty. Development, Early Results, and a Critical Analysis. *J Bone Joint Surg Am.*, 85, 2235-2246.
- Bertin, K. & Röttinger, H. (2004). Anterolateral Mini-incision Hip Replacement Surgery. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 429, 248-255.
- Bock, O. (2001). Mechanismen der sensomotorischen Adaptation beim Menschen [Elektronische Version]. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 52 (12), 338-342.
- Boda, W.L., Tapp, W. & Findley, T.F. (1994). Biomechanical comparison of treadmill and overground walking. *Proceedings, Eighth Biennial Conference, Canadian Society for Biomechanics, Calgary, August 18-20*, 88-89.
- Boenick, U. & Näder, M. (Hrsg.). (1991). Gangbildanalyse – Stand der Messtechnik und Bedeutung für die Orthopädie-Technik. Duderstadt: Mecke.
- Boenick, U. (1991). Vorwort. In U. Boenick & M. Näder (Hrsg.), *Gangbildanalyse – Stand der Messtechnik und Bedeutung für die Orthopädie-Technik*. Duderstadt: Mecke.
- Böhme, C. (2000). *Ganganalyse bei Patienten mit einseitig betonter Coxarthrose*. Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München.
- Bortz, J. (2005). *Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler* (6.Aufl.). Berlin: Springer.
- Bortz, J. & Lienert, G.A. (2003). Kurzgefasste Statistik für die klinische Forschung – Leitfaden für die verteilungsfreie Analyse kleiner Stichproben (2.Aufl.). Berlin: Springer.
- Brand, R.A., Pedersen, D.R., Davy, D.T., Kotzar, G.M., Heiple, K.G. & Goldberg, V.M. (1994). Comparison of hip force calculations and measurements in the same patient. *Journal of Arthroplasty*, 9, (1), 45-51.

- Braumann, K.-M., Reer, R. & Schuhmacher, E. (2001). Die Einschätzung der Bedeutung von Sport und Bewegung als Mittel der Therapie bei niedergelassenen Ärztinnen und Ärzten in Hamburg [Elektronische Version]. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 52 (5), 175-179.
- Breusch, S.J., Aldinger, P.R., Thomsen, M., Ewerbeck, V. & Lukoschek, M. (2000). Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik, Teil 1: Prothesenstiel. *Unfallchirurg*, 103, 918–931.
- Brinckmann, P., Hoefert, H., Jongen, H.Th. & Polster, J. (1974). *Die Biomechanik des Hüftgelenks*. Orthopäde, 3, 104-118.
- Brinckmann, P., Frobin, W. & Leivseth, G. (2000). *Orthopädische Biomechanik*. Stuttgart: Thieme.
- Bullinger, M. & Kirchberger, I. (1998). *SF-36 Fragebogen zum Gesundheitszustand – Handanweisung*. Göttingen: Hogrefe.
- Bundesgeschäftsstelle Qualitätssicherung GGMBH– BQS (2005, 17.Juni). Zugriff am 26.September 2005 unter http://www.bqs-outcome.de/2004/ergebnisse/leistungsbereiche/hueft_endo_erst
- Busse, J., Gasteiger, W. & Tönnis, D. (1972). Eine neue Methode zur röntgenologischen Beurteilung eines Hüftgelenkes – Der Hüftwert. *Arch Orthop Unfall Chir*, 72, 1-9.
- Callaghan, J.J. (1992). Total hip arthroplasty: Clinical Perspective. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 276, 33-40.
- Callaghan, J.J. (2005). Sceptical perspectives on minimally invasive total hip arthroplasty. In D.J. Berry, R.A. Berger, J.J. Callaghan, L.D. Dorr, P.J. Duwelius, M.A. Hartzband, J.R. Lieberman, & D.C. Mears, Symposium: Minimally Invasive Total Hip Arthroplasty. Development, Early Results, and a Critical Analysis (2242-2243). *J Bone Joint Surg Am.*, 85, 2235-2246.
- Canale, S.T. (Hrsg.). (2003). *Campbell's Operative Orthopaedics* vol.1, (10th ed.). Philadelphia: Mosby.
- CCOHTA bulletin: Minimally Invasive Total Hip Replacement. Ottawa: Canadian Coordinating Office for Health technology Assessment; 2004, Issue 60. Zugriff am 08. Februar 2005 unter: <http://www.ccohta.ca>
- Cerny, K. (1983). A clinical method of quantitative Gait Analysis. *Phys Ther*, 63 (7), 1125-26.
- Childress, D., Van Vorhis, R.L. & Rovick, J.S. (1991). Future Technological Directions in Gait Analysis. In U. Boenick & M. Näder (Hrsg.), *Gangbildanalyse – Stand der Messtechnik und Bedeutung für die Orthopädie-Technik* (333-337). Duderstadt: Mecke.

- Chung, W.K., Liu, D. & Foo, L.S.S. (2004). Mini-incision total hip replacement-surgical technique and early results. *Journal of Orthopaedic surgery*, 12 (1), 19-24. In H. Cotta & K.-P. Schulitz (Hrsg.), (1973). *Hüftgelenkersatz*. Stuttgart: Thieme.
- Cochran, G.V.B. (1988). *Orthopädische Biomechanik*. Stuttgart: Enke.
- Cremerius, H., Horst, F., Adler, B. & Stratthaus, M. (1998). Trainingstherapie bei Verletzungen/Erkrankungen der Hüfte und des Oberschenkels. In I. Froböse, & G. Nellesen (Hrsg.), *Training in der Therapie. Grundlagen und Praxis* (301-331). Wiesbaden: Ullstein Medical.
- Crowe, A., Samson, M.M., Hoitsma, M.J. & vanGinkel, A.A. (1996). The influence of walking speed on parameters of gait symmetry determined from ground reaction forces. *Hum Move Sci*; 15: 347-367.
- Danion, F., Varraine, E., Bonnard, M. & Pailhous, J. (2003). Stride variability in human gait: the effect of stride frequency and stride length [Elektronische Version]. *Gait & Posture*, 18 (1), 69-77.
- Daug, R. & Blischke, K. (Hrsg.). (1993). *Aspekte der Motorikforschung*: Reprint ausgewählter Beiträge aus den dvs-Protokollen Nr. 22, 31 und 35 (Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, 50). Sankt Augustin: Academia.
- Davy, D.T., Kotzar, G.M., Brown, R.H., Heiple, K.G., Goldberg, V.M., Heiple Jr., K.G., Berilla, J. & Burstein, A.H. (1988). Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty. *J Bone Joint Surg*, 70-A (1), 45-50.
- Debrunner, A.M. (1994). *Orthopädie, orthopädische Chirurgie: die Störungen des Bewegungsapparates in Klinik und Praxis* (3., vollst. überarb. Aufl.). Göttingen: Huber.
- Debrunner, A.M. (2002). *Orthopädie, orthopädische Chirurgie: patientenorientierte Diagnostik und Therapie des Bewegungsapparates* (4., vollständig überarbeitete Aufl.). Göttingen: Huber.
- DeLuca, C.J. (1993, 5.Juli). *The use of surface electromyography in biomechanics*. Zugriff am 14. Oktober 2003 unter <http://www.health.uottawa.ca/biomech/courses/apa4311/biomec~1.htm>
- Dorr, L.D. (2005). Single-incision minimally invasive total hip arthroplasty. In D.J. Berry, R.A. Berger, J.J. Callaghan, L.D. Dorr, P.J. Duwelius, M.A. Hartzband, J.R. Lieberman, & D.C. Mears, Symposium: Minimally Invasive Total Hip Arthroplasty. Development, Early Results, and a Critical Analysis (2236-2238). *J Bone Joint Surg Am.*, 85, 2235-2246.
- Ducke, I. (2005). Ergebnisse 4 Jahre nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes: Welche Variablen sind zur Ergebnisbeurteilung relevant?. Unveröffentlichte Dissertation. Humboldt-Universität, Berlin.

- Eckhardt, R., Scharf, H.P., Kreuzberger, R. & Puhl, W. (1994). Elektromyographische Untersuchungen im Rahmen der Gang- und Bewegungsanalyse. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 45 (Sonderheft), 28-29.
- Engelhardt, M. (2003). Epidemiologie der Arthrose in Westeuropa. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 54 (6), 171-175.
- Ernst, H. (2003). Krankengymnastik und Physikalische Therapiemaßnahmen zur konservativen Therapie der Arthrose [Elektronische Version]. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 54 (6), 191-195.
- Fass, V. & Müller, W. (1994). Postoperative Rehabilitation und Physiotherapie des älteren Patienten nach totalendoprothetischer Versorgung. *Orthop. Praxis*, 4, 211-213.
- Feiste, P. (2002). Vergleichende Analyse des Gangbildes bei Patienten mit degenerativer Gonarthrose vor und nach Implantation einer Kniegelenkendoprothese mit Hilfe der Ganganalyse. Dissertation, Ernst–Moritz–Arndt–Universität Greifswald.
- Foersterling, L. & Tscheuschner, R. (1996). Die computer-videogestützte Ganganalyse. Ein wirkungsvolles Instrumentarium in Fragen der Qualitätssicherung. *Orthopädie-Technik*, 47 (10), 773-781.
- Francon, F. (1956). *Documenta rheumato logica geigy (Coxarthrose)* Nr.9. Schweiz: J.R. Geigy.
- Freiwald, J. & Engelhardt, M. (2002). Stand des motorischen Lernens und der Kooperation in der orthopädisch-traumatologischen Rehabilitation. *Sportorthopädie – Sporttraumatologie*, 18, 5-10.
- Froböse, I. & Nellessen, G. (Hrsg.). (1998). *Training in der Therapie. Grundlagen und Praxis*. Wiesbaden: Ullstein Medical.
- Froböse, I., Nellessen, G. & Wilke, C. (Hrsg.). (2003). *Training in der Therapie. Grundlagen und Praxis* (2., neu bearbeitete Aufl.). München: Urban & Fischer.
- Gebauer, D., Wasmer, G. & Goldhammer, J. (1989). Das sozio-ökonomische Umfeld der hüftendoprothetisch versorgten jungen Menschen – problemlose Heilung oder Varianz der Problemkreise?. *Orthop. Praxis*, 6, 403-406.
- Giakas, G. & Baltzopoulos, V. (1997). Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry [Elektronische Version]. *Gait & Posture*, 5, 189-197.
- Gilbey, H.J., Wang, A.W. & Trouchet, T. (2003). Exercise improves early functional recovery after total hip arthroplasty [Elektronische Version]. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 408, 193-200.
- Glaser, P. (1983). *Grundriß der Biomechanik* (WTB – Biologie). Berlin: Akademie.

- Golenhofen, K. (1997). *Physiologie*. München: Urban & Schwarzenberg.
- Gollhofer, A., Schmidtbleicher, D. & Horstmann, G. (1993). Reproduzierbarkeit von neuromuskulären Aktivierungsmustern im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus. In R. Dauts & K. Blischke (Hrsg.), *Aspekte der Motorikforschung* (Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, 50, S. 230-239). Sankt Augustin: Academia.
- Gollhofer, A. & Schmidtbleicher, D. (1993). Protokoll der Expertendiskussion: Methodische Probleme der Elektromyographie. In R. Dauts & K. Blischke (Hrsg.), *Aspekte der Motorikforschung* (Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, 50, S. 230-239). Sankt Augustin: Academia.
- Gollhofer, A. (2002). EMG in der Bewegungsanalyse. *Orthopädieschuhtechnik*, 10, 33-41.
- Götz-Neumann, K. (2003). Gehen verstehen. Ganganalyse in der Physiotherapie. Stuttgart: Thieme.
- Graichen, F., Bergmann, G. & Rohlmann, A. (1999). Hip endoprosthesis for in vivo measurement of joint force and temperature [Elektronische Version]. *Journal of Biomechanics*, 32, 1113-1117.
- Hackenbroch, M. (2001). Erworbene Erkrankungen des Hüftgelenks. In C.J. Wirth (Hrsg.), *Band II: Operative Orthopädie*, 454-505. Stuttgart: Thieme.
- Hackenbroch, M. (2002). Arthrosen. Basiswissen zu Klinik, Diagnostik und Therapie. Stuttgart: Thieme.
- Hamill, J., Bates, B.T. & Knutzen, K.M. (1984). Ground reaction force symmetry during walking and running. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 55, 289-293.
- Hamill, J. & McNiven, S.L. (1990). Reliability of selected ground reaction force parameters during walking. *Human Movement Science*, 9, 117-131.
- Harkess, J.W. (2003). Arthroplasty of Hip. In S.T. Canale (Ed.), *Campbell's Operative Orthopaedics vol. 1*, (10th ed.) (318-470). Philadelphia: Mosby.
- Harris, G.F. & Wertsch, J. (1994). Procedures for Gait Analysis. *Arch Phys Med Rehab*, 75 (2), 216-225.
- Harris, G.F., Smith, P.A. (1996). *Human motion analysis: current applications and future directions* (ed.). Piscataway, NJ: IEEE PRESS Marketing.
- Harris, W.H. (1969). Traumatic Arthritis of the Hip After Dislocation and Acetabular Fractures: Treatment by Mold Arthroplasty. An End Result Study Using a New Method of Result Evaluation. *J Bone Joint Surg* 51A, 737-755.
- Hegewald, G. (1999). Ganganalytische Bestimmung und Bewertung der Druckverteilung unterm Fuß und von Gelenkwinkelverläufen. Unveröffentlichte Dissertation. Humboldt-Universität, Berlin.

- Hein, W. (2004). *Minimalinvasive Hüftendoprothetik: Empfehlungen zur Operationstechnik*. Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg.
- Hermens, H.J., Freriks, B., Merletti, R., Stegemann, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C. & Hägg, G. (1999). *European Recommendation for Surface Electromyography. Results of the SENIAM project Roessingh Research and Development b.v.*, Enschede, The Netherlands.
- Herzog, W., Nigg, B.M., Read, L.J. & Olsson, E. (1989). Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 21 (1), 110-114.
- Herzog, W., Guimaraes, A. & Zhang, Y.T. (1999). EMG. In B.M. Nigg & W. Herzog, *Biomechanics of the musculo-skeletal system* (349-375). John Wiley & Sons Ltd.: England.
- Hesse, S. (1998). Laufbandtherapie mit partieller Körpergewichtsentlastung zur Wiederherstellung der Gehfähigkeit hemiparetischer Patienten. *Neurol. Rehabil.*, 4 (3-4), 113-118.
- Hesse, S., Bertelt, C., Jahnke, M.T., Schaffrin, A., Baake, P. & Malezic, M. (1995). Treadmill Training with Partial Body Weight Support compared with Physiotherapy in Nonambulatory Hemiparetic Subjects. *Stroke*, 26 (6), 976-981.
- Hesse, S., Sonntag, D., Bardeleben, A., Käding, M., Roggenbruck, C. & Conradi, E. (1999). Das Gehen von Patienten mit voll belastbarem Hüftgelenk auf dem Laufband mit partieller Körpergewichtsentlastung, im Kreuzgang und hilfsmittelfrei. *Z. Orthop.*, 137, 265-272.
- Hesse, S., Werner, C., Seibel, H., von Frankenberg, S., Kappel, E.-M., Kirker, S. & Käding, M. (2003). Treadmill Training With Partial Body-Weight Support After Total Hip Arthroplasty: A Randomized Controlled Trial. *Arch Phys Med Rehabil*, 84, 1767-1773.
- Higuchi, F., Gotoh, M., Yamaguchi, N., Suzuki, R., Kunou, Y., Ooishi, K. & Nagata, K. (2003). Minimally invasive uncemented total hip arthroplasty through an anterolateral approach with a shorter skin incision. *J Orthop Sci*, 8, 812-817.
- Hodge, W.A., Carlson, K.L., Fijan, R.S., Burgess, R.G., Riley, P.O., Harris, W.H. & Mann, R.W. (1989). Contact pressures from an instrumented hip endoprosthesis. *J Bone Joint Surg*, 71-A (9), 1378-1386.
- Hodge, W.A., Andriacchi, T.P. & Galante, J.O. (1991). A relationship between stem orientation and function following total hip arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, 6 (3), 229-235.
- Horst, F., Adler, B., Schulte-Frei, B. & Horst, H. (2003). Orthopädisch-traumatische Grundlagen. In I. Froböse, G. Nellesen & C. Wilke (Hrsg.), *Training in der Therapie. Grundlagen und Praxis* (2., neu bearbeitete Aufl.) (297-385). München: Urban & Fischer.

- Horstmann, T., Roecker, K., Vornholt, S., Niess, A.M., Heitkamp, H.C. & Dickhut, H.-H. (2002). Konditionelle Defizite bei Coxarthrose- und Hüftendoprothesen – Patienten. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 53 (1), 17-21.
- Horstmann, T., Heitkamp, H.C., Haupt, G., Merk, j., Mayer, F. & Dickhut, H.-H. (2001). Möglichkeiten und Grenzen der Sporttherapie bei Coxarthrose- und Hüftendoprothesen – Patienten [Elektronische Version]. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 52 (10), 274-278.
- Horstmann, T., Martini, F., Mayer, F., Sell, S., Knak, J. & Zacher, J. (1995). Kraftverhalten der hüftumgreifenden Muskulatur und Gehfähigkeit bei Patienten nach Implantation einer zementfreien Hüftendoprothese. *Z. Orthop.*, 133, 562-567.
- Hörterer, H., Renger, K. & Auracher, M. (2002). Möglichkeiten der Rehabilitation nach Hüftendoprothetik. *Sportorthopädie – Sporttraumatologie*, 18, 19-23.
- Horvath, E. (1991). Zur Phänomenologie des Gangbildes. In U. Boenick & M. Näder (Hrsg.), *Gangbildanalyse – Stand der Messtechnik und Bedeutung für die Orthopädie-Technik* (1-11). Duderstadt: Mecke.
- Hottenrott, K. (2000). Belastung, Beanspruchung und Bewegungsstruktur zyklischer Lokomotionen: Eine leistungsphysiologische, biomechanische und neuromuskuläre Untersuchung im Laufen, Radfahren und Inline Skating. Habilitation, Philipps-Universität Marburg.
- Huggler, A. & Schreiber, A. (1978). *Alloarthroplastik des Hüftgelenkes* (2. Aufl.). Stuttgart: Thieme.
- Huo, H. & Gilbert, N.F. (2005). What's New in Hip Arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 87, 2133-2146.
- Hurwitz, D.E., Andriacchi, T.P., Galante, J.O., Rosenberg, A.G. & Hulet, C. (1996). Gait adaptations in patients with tep hip osteoarthritis. Abstract. *Gait & Posture*, 4 (2), 188.
- Hurwitz, D.E., Foucher, K.C. & Andriacchi, T.P. (2003). A new parametric approach for modeling hip forces during gait [Elektronische Version]. *Journal of Biomechanics*, 36, 113-119.
- Hwang, I.-S., Lee, H.-M., Cherng, R.-J. & Chen, J.J. (2003). Electromyographic analysis of locomotion for healthy and hemiparetic subjects – study of performance variability and rail effect on treadmill [Elektronische Version]. *Gait & Posture*, 18, 1-12.
- Isaccson, J., Gransberg, L. & Knutsson, E. (1986). Three-Dimensional Electrogoniometric Gait Recording. *Journal of Biomechanics*, 19 (8), 627-635.
- Jasper-Seeländer, J. (2001). Laufbandtherapie in der motorischen Rehabilitation. Stuttgart: Thieme.

- James, P.J., Nicol, A.C. & Hamblen, D.L. (1994). A comparison of gait symmetry and hip movements in the assessment of patients with monarticular hip arthritis. *Clin. Biomech.*, 9, 162-166.
- Jerosch, J. & Floren, M. (2000). Lebensqualitätsgewinn (SF-36) nach Implantation einer Knieendoprothese. *Der Unfallchirurg*, 103, 371-374.
- Jerosch, J., Heisel, J. & Fuchs, S. (1995). Sport mit Endoprothese – Was wird empfohlen, was wird erlaubt, was wird verboten? *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 46 (6), 305-312.
- Jerosch, J., Heisel, J. & Fuchs, S. (1996). Sport nach Hüftendoprothese. *Med. Orth. Tech.*, 116, 180-186.
- Jerosch, J. & Heisel, J. (Hrsg.). (2001). *Künstlicher Gelenkersatz: Hüfte, Knie, Schulter*. München: Pflaum Orthopädie.
- Jöllnbeck, T. (2001). Die Problematik der Onset-Bestimmung bei elektromyographisch basierten Bewegungsanalysen. In J. Munzert, S. Künzell, M. Reiser & N. Schott (Hrsg.), *Bewegung, Bewusstsein, Lernen*. Beiträge der dvs-Sektionssitzung Sportmotorik vom 25.-27.1.2001 in Gießen, 1-15.
- Jöllnbeck, T. (2003). Die Stellung der Biomechanik in der orthopädisch-traumatologischen Rehabilitation. *dvs-Informationen*, 18 (1), 13-17.
- Jöllnbeck, T. (2006). (Hrsg.). 7. Symposium der dvs-Sektionen Biomechanik, Sportmotorik und Trainingswissenschaft. Hamburg: Cwzalina, (im Druck).
- Jones, C.A., Voaklander, D.C., Johnston, D.W. & Suarez-Almazor, M.E. (2001). The Effect of Age on Pain, Function, and Quality of Life After total Hip and Knee Arthroplasty [Elektronische Version]. *Arch Intern Med*, 161 (3), 454-460.
- Kadaba, M.P., Wootten, M.E., Gainey, J. & Cochran, G.V.B. (1985). Repeatability of phasic muscle activity. performance of surface and intramuscular wire electrodes in gait analysis. *Journal of Orthopaedic Research*, 3, 350- 359.
- Karamanidis, K., Arampatzis, A. & Brüggemann, G.-P. (2002). Reproduzierbarkeit elektromyographischer und dynamischer Parameter bei bewusster Änderung der –Lauftechnik auf dem Laufband [Elektronische Version]. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 53 (4), 107-113.
- Karlsen, E.W., Mandl, L.A., Aweh, G.N., Sangha, O., Liang, M.H. & Grodstein, F. (2003). Total hip replacement due to osteoarthritis: the importance of age, obesity, and other modifiable risk factors. *Am J Med*, 114, 93-98.
- Kay, R.M., Dennis, S., Rethlefsen, S., Reynolds, R.A., Skaggs, D.L. & Tolo, V.T. (2000). The Effect of Preoperative Gait Analysis on Orthopaedic Decision Making [Elektronische Version]. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 372, 217-222.

- Kiebzak, G., Vain, P., Gregory, A., Mokris, J. & Mauerhan, D. (1997). SF-36 general health status survey to determine patient satisfaction at short-term follow-up after total hip and knee arthroplasty. *Journal of the Southern Orthopaedic Association*, 6 (3), 169-172.
- Kim, C.M. & Eng, J.J. (2003). Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variable of gait in persons with stroke. *Gait & Posture*, 19, 23-28.
- Kleissen, R.F.M., Buurke, J.H. & Harlaar, J. (1998). Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application [Elektronische Version]. *Gait & Posture*, 8, 143-158.
- Klinke, R. & Silbernagl, S. (Hrsg.). (2003). *Lehrbuch der Physiologie* (4. Aufl.). Stuttgart: Thieme.
- Knahr, K., Kryspin-Exner, I., Jagsch, R., Freilinger, W. & Kasperek, M. (1998). Beurteilung der Lebensqualität vor und nach Implantation einer Hüft-Totalendoprothese. *Z. Orthop.*, 136, 321-329.
- Knüsel, O. (1997). Das Gangmuster von Patienten mit Hüftarthrose. In L. Zichner, M. Engelhardt & J. Freiwald (Hrsg.), *Sport bei Arthrose und nach endoprothetischem Einsatz* (Rheumatologie – Orthopädie, 6, S.99-111). Wehr/Baden: CIBA-GEIGY Verlag.
- Konrad, P. (2005). EMG-FIBEL. Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie. Noraxon, USA.
- Krämer, T. (2003). Gangschule in der Therapie. In I. Froböse, G. Nellessen & C. Wilke (Hrsg.), *Training in der Therapie: Grundlagen und Praxis* (2., neu bearbeitete Aufl.) (S.175-188). München: Urban & Fischer.
- Kummer, B. (2005). Biomechanik. Form und Funktion des Bewegungsapparates. Köln: Deutscher Ärzte.
- Kunz, M. (1996). Effektivität eines dreiwöchigen präoperativen Programmes auf isokinetische Drehmomente, Hüftgelenksfunktion und Gesamtrehabilitationsergebnis bei Patienten nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese. Dissertation, Deutsche Sporthochschule Köln.
- Kyriazis, V. & Rigas, C. (2002). Temporal gait analysis of hip osteoarthritic patients operated with cementless hip replacement [Elektronische Version]. *Clin. Biomech.*, 17, 318-321.
- Lafortune, M.A., Henning, E.M. & Milani, T. (1994) Comparison of treadmill and overground running. *Proceedings, Eighth Biennial Conference, Canadian Society for Biomechanics, Calgary August 18-20*, 90-91.
- Lai, K.-A., Lin, C.-J., Jou, I.-M. & Su, F.-C. (2001). Gait analysis after total hip arthroplasty with leg-length equalization in women with unilateral congenital complete dislocation of the hip – comparison with untreated patients. *Journal of Orthopaedic Research*, 19, 1147-1152.

- Laube, W., Weber, J., Thue, L. & Schomacher, J. (1998a). Aktive Übungen – arbeitet der Zielmuskel wirklich? Kinesiologische Elektromyographie, Teil I. *Manuelle Therapie*, 2, 52-59.
- Laube, W., Weber, J., Thue, L. & Schleicher, W. (1998b). Persistierende Kraftdefizite nach Hüft-TEP und Kreuzband-OP infolge gestörter Muskelaktivierung: Kinesiologische Elektromyographie, Teil II. *Manuelle Therapie*, 2, 120-129.
- Laube, W & Hildebrand, H-D. (2000). Auswirkungen einer defizitären Propriozeption auf die Bewegungsprogrammierung - Koordinative Aspekte nach Kniegelenkverletzung und bei Rückenpatienten. *Orthopädie-Technik*, 51, 6, 534-550.
- Leirich, J. & Leuchte, S. (Hrsg.). (2000). Paradigmenwechsel in der Sportwissenschaft/Kolloquium aus Anlass des 75-jährigen Bestehens der Sportwissenschaft an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg. Hamburg: Czwalina.
- Leuchte, S., Speer, A., Haberland, A. (2000). Vergleichende dynamometrische Gangstudien auf dem Laufbandergometer Gaitway™ und über die Gangbahn. In: Leirich, J. & Leuchte, S. (Hrsg.). *Paradigmenwechsel in der Sportwissenschaft/Kolloquium aus Anlass des 75-jährigen Bestehens der Sportwissenschaft an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg*. Hamburg: Czwalina, 143-152.
- Leuchte, S. & Stöber, K. (2002). Laufband versus Gangbahn? – Theorie, Methodik und Empirie. *Leipziger Sportwissenschaftliche Beiträge*, 43 (1), 62-86.
- Leuchte, S., Speer, A. & Kokott, S. (2005). Tendenzen der räumlich-zeitlichen und der dynamischen Strukturierung von Gangzyklen bei unterschiedlichen Ganggeschwindigkeiten auf der Gangbahn. *Leipziger Sportwissenschaftliche Beiträge*, 1, 1-17.
- Leuchte, S. & Luchs, A. (2006). Die biomechanische Ganganalyse als Mittel der Verlaufskontrolle nach Hüfttotalendoprothese. In T. Jöllenbeck (Hrsg.), *7.Symposium der dvs-Sektionen Biomechanik, Sportmotorik und Trainingswissenschaft*. Hamburg: Czwalina, (im Druck).
- Leuchte, S. & Luchs, A. (2006). Wie symmetrisch oder asymmetrisch ist der physiologische bzw. normale Gang in Abhängigkeit vom Alter? *Phys. Med. Rehab. Kuror.* 16 (im Druck).
- Lieberman, J.R. (2005). Ethics of introduction of new operative procedures and technology. In D.J. Berry, R.A. Berger, J.J. Callaghan, L.D. Dorr, P.J. Duwelius, M.A. Hartzband, J.R. Lieberman, & D.C. Mears, Symposium: Minimally Invasive Total Hip Arthroplasty. Development, Early Results, and a Critical Analysis (2243-2246). *J Bone Joint Surg Am.*, 85, 2235-2246.
- Link (2006). Zugriff am 30. März 2006 unter <http://www.linkhh.com/deutsch/index2.htm>

- Loizeau, J., Allard, P., Duhaime, M. & Landjerit, B. (1995). Bilateral gait patterns in subjects fitted with a total hip prosthesis. *Arch Phys Med Rehabil*, 76, 552-557.
- Long, W.T., Dorr, L.D., Healy, B. & Perry, J. (1993). Functional recovery of noncemented total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 288, 73-77.
- Luchs, A., Leuchte, S., Brandt, J. (2005). Biomechanische Ganganalyse nach Implantation von Kurzschaft-Hüftendoprothesen. In S. Würth, S. Panzer, J. Krug & D. Alfermann(Hrsg.), *Sport in Europa – Abstracts, 17. dvs-Hochschultag Leipzig*. Schriften der DVS, Band 151, 186.
- Luchs, A., Leuchte, S., Brandt, J. (2006). Functional Outcome after Minimal Incision Surgery in Total Hip Arthroplasty (THA) Patients. *5th World Congress of Biomechanics*, München (im Druck).
- Lüthi, S. (1987). Die quantitative Beurteilung des menschlichen Ganges. *SWISS MED*, 9, 31-34.
- Madsen, M.S., Ritter, M.A., Morris, H.H., Meding, J.B., Berend, M.E., Faris, P.M. & Vardaxis, V.G. (2003). The effect of total hip arthroplasty surgical approach on gait [Elektronische Version]. *Journal of Orthopaedic Research*, 22 (1), 44-50.
- Malcom, F., Macnicol, M.F., McHardy, R. & Chalmers, J. (1980). Exercise testing before and after hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg*, 62-B (3), 326-331.
- Mainka, C. & Boenick, U. (1994). Integrierte Gangbildanalyse mit Hilfe eines Laufbandergometers. *Orthopädie-Technik*, 45 (7), 682-689.
- March, L., Cross, M., Lapsley, H., Brnabic, A., Tribe, K., Bachmeier, C., Courtenay, B. & Brooks, P. (1999). Outcomes after hip or knee replacement surgery for osteoarthritis. *Medical Journal of Australia*, 171, 235-238.
- Martinek, V. (2003). Anatomie und Pathophysiologie des hyalinen Knorpels. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 54, 6, 166-170.
- Martini, F., Knak, J., Horstmann, T. & Zacher, J. (1994). Isokinetische Kraftmessung bei Koxarthrose. *Orthop. Praxis*, 4, 208-210.
- McBeath, A.A., Bahrke, M.S. & Balke, B. (1980). Walking efficiency before and after total hip replacement as determined by oxygen consumption. *J Bone Joint Surg*, 62-A (5), 807-810.
- McCroory, J.L., White, S.C. & Lifeso, R.M. (2001). Vertical ground reaction forces: objective measures of gait following hip arthroplasty [Elektronische Version]. *Gait & Posture*, 14, 104-109.
- McGuigan, F., Hozack, W., Moriarty, L., Eng, K. & Rothman, R. (1995). Predicting quality-of-life outcomes following total joint arthroplasty. Limitations of the SF-36 Health Status Questionnaire. *Journal of Arthroplasty*, 10, (6), 742-747.

- Mears, D.C. (2005). Development of a two-incision minimally invasive total hip replacement. In D.J. Berry, R.A. Berger, J.J. Callaghan, L.D. Dorr, P.J. Duwelius, M.A. Hartzband, J.R. Lieberman, & D.C. Mears, Symposium: Minimally Invasive Total Hip Arthroplasty. Development, Early Results, and a Critical Analysis (2238-2240). *J Bone Joint Surg Am.*, 85, 2235-2246.
- Medved, V. (2001). *Measurement of human locomotion*. Florida: CRC Press LLC.
- Meinel, K. & Schnabel, G. (1987). *Bewegungslehre – Sportmotorik*. Berlin: Volk und Wissen.
- Messenger, N. (1991). Clinical application of gait analysis: Results of a survey in the UK. In U. Boenick & M. Näder (Hrsg.), *Gangbildanalyse – Stand der Messtechnik und Bedeutung für die Orthopädie-Technik* (S. 191-197). Duderstadt: Mecke.
- Meurer, A. (2001). Elektromyographie und Goniometrie der menschlichen Gehbewegung: eine methodische Studie mit gesunden Probanden verschiedener Altersklassen und mit Coxarthrose- und Gonarthrosepatienten. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Möckel, G., Perka, C., Labs, K. & Duda, G. (2003). The influence of walking speed on kinetic and kinematic parameters in patients with osteoarthritis of the hip using a force-instrumented treadmill and standardised gait speeds. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 1-10. Zugriff am 11.Mai 2004 unter <http://springerlink.metapress.com/media>.
- Munzert, J., Künzell, S., Reiser, M. & Schott, N. (Hrsg.). (2001). *Bewegung, Bewusstsein, Lernen*. Beiträge der dvs-Sektionssitzung Sportmotorik vom 25.-27.1.2001 in Gießen. Hamburg: Czwalina.
- Murray, M.P., Brewer, B.J. & Zuege, R.C. (1972). Kinesiologic measurements of functional performance before and after McKee-Farrar total hip replacement. *J Bone Joint Surg*, 54-A (2), 237-256.
- Nachtigall, W. (1998). *Bionik. Grundlagen und Beispiele für Ingenieure und Naturwissenschaftler*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Nene, A., Byrne, C. & Hermens, H. (2004). Is rectus femoris really a part of quadriceps? Assessment of rectus femoris function during gait in able-bodied adults. *Gait & Posture*, 20 (1), 1-13.
- Nigg, B.M., De Boer, R.W. & Fisher, V. (1995). A kinematic comparison of treadmill and overground running. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 27 (1), 98-105.
- Nigg, B.M. & Herzog, W. (1999). *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. John Wiley & Sons Ltd.: England.
- Nilsdotter, A., Petersson, I., Roos, E. & Lohmander, L. (2003). Predictors of patient relevant outcome after total hip replacement for osteoarthritis: a prospective study. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 62, 923-930.

- Nogler, M., Polikeit, A., Wimmer, C., Brückner, A., Ferguson, S.J. & Krismer, M. (2003). Primary stability of a ROBODOC[®] implanted anatomical stem versus manual implantation [Elektronische Version]. *Clinical Biomechanics*, 19 (2), 123-129.
- Noth, J. (1993). Physiologische Grundlagen der Entstehung elektromyographisch ableitbarer Spannungen. In R. Dauts & K. Blischke (Hrsg.), *Aspekte der Motorikforschung* (Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, 50, S. 199-212). Sankt Augustin: Academia.
- Ogonda, L., Wilson, P., Archbold, P., Lawlor, M., Humphreys, P., O'Brien, S. & Beverland, D.A. (2005). A minimal-incision technique in total hip arthroplasty does not improve early postoperative outcomes. A prospective, randomized, controlled trial. *J Bone Joint Surg Am*, 87, 701-710.
- Olsson, E., Goldie, I. & Wykman, A. (1985). Total Hip Replacement: A comparison between Cemented (Charnley) and Non-cemented (HP Garches) fixation by clinical assessment and objective gait analysis. *Scand J Rehab Med*, 18, 107-116.
- Ounpuu, S. & Winter, D.A. (1989). Bilateral electromyographical analysis of the lower limbs during walking in normal adults. *Clin Neurophysiol*, 72, 429-438.
- Pedotti, A. (1991). Future perspectives in Europe for quantitative analysis of movement. In U. Boenick & M. Näder (Hrsg.), *Gangbildanalyse – Stand der Messtechnik und Bedeutung für die Orthopädie-Technik* (S. 322-332). Duderstadt: Mecke.
- Perrin, T., Dorr, L.D., Perry, J., Gronley, J. & Hull, D.B. (1985). Functional evaluation of total hip arthroplasty with five- to ten-year follow-up evaluation. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 195, 252-260.
- Perron, M., Malouin, F., Moffet, H. & McFadyen, B.J. (2000). Three-dimensional gait analysis in women with a total hip arthroplasty [Elektronische Version]. *Clinical Biomech.*, 15, 504-515.
- Perry, J. (2003). *Ganganalyse. Norm und Pathologie des Gehens* (Deutsche Ausgabe). München: Urban & Fischer.
- Plitz, W. (1996). *Biomechanik des künstlichen Hüftgelenkes*. Med. Orth. Tech., 116, 142.
- Pfeifer, K., Vogt, L. & Banzer, W. (2003). Kinesiologische Elektromyographie (EMG). *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 54 (11), 331-332.
- Postel, M., Kerboul, M., Evrard, J. & Courpied, J.P. (Eds.). (1985). *Total hip replacement*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Prince, F., Corriveau, H., Hébert, R. & Winter, D.A. (1997). Gait in the elderly. *Gait & Posture*, 5, 128-135.
- Pschyrembel (2002). *Klinisches Wörterbuch*. (259. Aufl.). Berlin: de Gruyter.

- Puhl, W. (2000). Ätiologie, Pathogenese und Pathochemie der degenerativen Gelenkerkrankungen. In L. Zichner, M. Engelhardt & J. Freiwald (Hrsg.), *Sport bei Arthrose und endoprothetischem Ersatz* (5. unveränderte Aufl.). (9-22). Nürnberg: Novartis Pharma.
- Rau, G., Disselhorst-Klug, C. & Schmidt, R. (2000). Movement biomechanics goes upwards: from the leg to the arm [Elektronische Version]. *Journal of Biomechanics*, 33, 1207-1216.
- Reichel, H.-S. (1991). Das Gangbild des Menschen – allgemeine und spezielle Betrachtungen. *Physikalische Therapie*, 12 (3), 165-174.
- Reichelt, A. (Hrsg.). (1993). *Orthopädie*. Stuttgart: Enke.
- Richtlinien für Sport bei Endoprothesenträgern. (1987). *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 38, 62-63.
- Ritter, M., Albohm, M., Keating, E., Faris, P. & Meding, J. (1995). Comparative outcomes of total joint arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, 10, (6), 737-741.
- Rittmeister, M., König, D.P., Eysel, P. & Kerschbaumer, F. (2004). Minimal-invasive Zugänge zum Hüft- und Kniegelenk bei künstlichem Gelenkersatz. *Der Orthopäde*, 33 (11), 1229-1235.
- Rittmeister, M. & Peters, A. (2005). Künstlicher Hüftgelenkersatz über eine posteriore Mini-Incision – Ergebnisse in 76 aufeinanderfolgenden Fällen, *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 143, 403-411.
- Robinson, R.O., Herzog, W. & Nigg, B.M. (1987). Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry. *J Manipul Physiol Ther*, 10, 172-176.
- Roos, E.M. (2003). Effectiveness and practice variation of rehabilitation after joint replacement [Elektronische Version]. *Curr Opin Rheumatol*, 15, 160-162.
- Rosenroth, P. (1980). Asymmetry of gait and the relationship to limb dominance. *Hum. Locomotion*, 1, 26-27.
- Rösler, J. & Perka, C. (2000). The effect of anatomical positional relationships on kinetic parameters after total hip replacement. *International Orthopaedics*, 24, 23-27.
- Roth, K. & Willimczik, K. (Hrsg.). (1999). Dimensionen und Visionen des Sports. Evaluation – Profilbildung – Globalisierung; Beiträge zum 14. Sportwissenschaftlichen Hochschultag der dvs (Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, 108). Hamburg: Czwalina.
- Ruckelshausen, M.C. (1973). Technische Entwicklung der Hüftendoprothesen. In H. Cotta, & K.-P. Schulitz (Hrsg.), *Hüftgelenkersatz* (1-14). Stuttgart: Thieme.

- Ruggieri, F., Zinghi, G.F., Boriani, S. & Specchia, L. (1989). Anatomical Exposures and Surgical Approaches to the Limbs, Anatomische Darstellungen und Zugangswege in der Chirurgie der Extremitäten. Wien: Springer.
- Sadeghi, H, Allard, P & Duhaime, M. (1997). Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. *Hum Mov Sci*, 16, 327-346.
- Sadeghi, H, Allard, P, Price, F & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & Posture*, 12, 34-45.
- Sadeghi, H. (2003). Local or global asymmetry in gait of people without impairments. *Gait & Posture*, 17, 197-204.
- Savvidis, E. & Löer, F. (1989). Größe der am proximalen Femur einwirkenden Kräfte bei unterschiedlichen entlastenden Gangarten mit reduzierten Bodenreaktionskräften. *Z. Orthop.*, 127, 111-117.
- Schneider, E. & Chao, E.Y. (1983). Fourier Analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. *Journal of Biomechanics*, 16 (8), 591-601.
- Schulte-Frei, B., Horst, H. & Horst, F. (2003). Trainingstherapie bei Verletzungen und Erkrankungen des Bewegungsapparates. In I. Froböse, G. Nellesen, C. Wilke (Hrsg.), *Training in der Therapie: Grundlagen und Praxis* (2., neu bearbeitete Aufl.) (S.387-508). München: Urban & Fischer.
- Schultz, W., Weber, T., Blumentritt, S. & Schmalz, T. (2003). Ganganalytische Untersuchungen von Patienten mit valgusierender Tibiakopfosteotomie [Elektronische Version]. *Der Orthopäde*, 32 (4), 331-339.
- Seichert, N, Erhart, P & Senn, E. (1997). Die Etablierung der instrumentierten Ganganalyse (IGA) als Verfahren zur unmittelbaren klinikrelevanten Gangbeurteilung. *Phys Rehab Kur Med*, 7, 1-11 (Sonderdruck).
- Senn, E. (1987). Die Grenzen und Kriterien der funktionellen Gangbeurteilung. *SWISS MED*, 9 (3b), 25-30.
- Siebel, T. & Käfer, W. (2005). Klinisches Outcome nach Roboter-assistierter versus konventionell implantierter Hüftendoprothetik: Prospektive, kontrollierte Untersuchung von 71 Patienten. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 143, 391-398.
- Skinner, H.B. (1993). Pathokinesiology and total joint arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 288, 78-86.
- Sliwinski, M.M., Sisto, S.A., Batavia, M., Chen, B. & Forrest, G.F. (2003). Dynamic stability during walking following unilateral total hip arthroplasty [Elektronische Version]. *Gait & Posture*, 19 (2), 141-147.
- Springorum, H.P. (2004). Zwei Zugänge zum Hüftgelenkersatz – Vergleich der Patientenzufriedenheit – Eine Matched-pair-Studie. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 142, 503-504.

- Stansfield, B.W. & Nicol, A.C. (2002). Hip joint contact forces in normal subjects and subjects with total hip prostheses: walking and stair and ramp negotiation. *Clinical Biomechanics*, 17, 130-139.
- Stauffer, R.N., Smidt, G.L. & Wadsworth, J.B. (1974). Clinical and biomechanical analysis of gait following Charnley total hip replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 99, 70-77.
- Steger, D., Blümlein, H., Bodem, F. & Menke, W. (1985). Ganganalytische Untersuchungen zur Frage der sportlichen Belastbarkeit endoprothetisch versorgter Patienten mit Hüft- und Kniegelenksarthrosen. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 36 (3), 69-76.
- Steger, D., Blümlein, H., Bodem, F. & Menke, W. (1996). Stellt die Bewegungsanalyse des menschlichen Gangbildes auf dem Rollergotest eine Alternative zur Untersuchung auf der ebenen Laufstrecke dar? *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 47 (5), 328-336.
- Steens, W., Rosenbaum, D., Goetze, C., Gosheger, G., van den Daele, R. & Steinbeck, J. (2003). Clinical and functional outcome of the Thrust Plate Prosthesis: short- and medium-term results [Elektronische Version]. *Clinical Biomechanics*, 18, 647-654.
- Steidle, G. (1999). *Instrumentierte Ganganalyse. Einfluß der Oberkörperbewegung auf das Gehen*. Unveröffentlichte Dissertation, Medizinische Fakultät, Universität München.
- Stolk, J., Verdonschot, N. & Huiskes, R. (2001). Hip-joint and abductor-muscle forces adequately represent in vivo loading of a cemented total hip reconstruction [Elektronische Version]. *Journal of Biomechanics*, 34, 917-926.
- Stüssi, E. (1987). Was heißt Ganganalyse?. *SWISS MED*, 9 (3b), 8-13.
- Sutherland, D.H. (2001). The evolution of clinical gait analysis part 1: kinesiological EMG [Elektronische Version]. *Gait & Posture*, 14, 61-70.
- Sutherland, D.H. (2002). The evolution of clinical gait analysis Part II Kinematics [Elektronische Version]. *Gait & Posture*, 16, 159-179.
- Takahashi, T., Ishida, K., Hirose, D., Nagano, Y., Okumiya, K., Nishinaga, M., Doi, Y. & Yamamoto, H. (2004). Vertical ground reaction force shape is associated with gait parameters, time up and go, and functional reach in elderly females. *J Rehabil Med*, 36, 42-45.
- Tanaka, Y. (1998). Gait analysis of patients with osteoarthritis of the hip and the those with total hip arthroplasty. *Biomed. Mater. Eng.*, 8, 187-196.
- Thorwesten, L. (2000). Veränderung ausgewählter ganganalytischer Parameter in der Rehabilitation operativ versorgter Kreuzbandläsionen. Dissertation, Deutsche Sporthochschule Köln.

- Threlkeld, A.J., Cooper, L.D., Monger, B.P., Craven, A.N. & Haupt, H.G. (2002). Temporospacial and kinematic gait alterations during treadmill walking with body weight suspension [Elektronische Version]. *Gait & Posture*, 17 (3), 235-245.
- Toro, B., Nester, C.J. & Farren, P.C. (2003), The Status of Gait Assessment Among Physiotherapists in the Unites Kingdom. *Arch Phys Med Rehabil*, 84, 1878-84.
- Tschauner, C. (1997). Die Hüfte. Stuttgart: Ferdinand Enke.
- Trudelle-Jackson, E. & Smith, S.S. (2004). Effects of a late-phase exercise program after total hip arthroplasty: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehab*, 85, (7), 1056-1062.
- Vaughan, C.L. (2003). Theories of bipedal walking: an odyssey [Elektronische Version]. *Journal of Biomechanics*, 36, 513-523.
- Verdonck, A. & Wiek, M. (2003). Testverfahren. In I. Froböse, G. Nellesen & C. Wilke (Hrsg.), *Training in der Therapie. Grundlagen und Praxis* (2., neu bearbeitete Aufl.). (S.247-296). München: Urban & Fischer.
- Viton, J.-M., Timsit, M., Mesure, S., Massion, J., Franceschi, J.-P. & Delarque, A. (2000). Asymmetry of Gait Initiation in patients with Unilateral Knee Arthritis. *Arch Phsy Med Rehabil*, 81, 194-200.
- Vogt, L. & Banzer, W. (1999). Vergleichende oberflächenelektromyographische Untersuchung ausgewählter Rumpf- und Hüftmuskeln beim Gehen auf der freien Gehstrecke und auf dem Laufbandergometer [Elektronische Version]. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 50 (3), 84-88.
- Walker, W.C., Keyser-Marcus, L.A., Cifu, D.X. & Chaudhri, M. (2001). Inpatient interdisciplinary rehabilitation after total hip arthroplasty surgery: A comparison of revision and primary total hip arthroplasty [Elektronische Version]. *Arch Phy Med Rehabil*, 82, 129-133.
- Wall, J.C. & Ashburn, A. (1979). Assessment of gait disability in hemiplegics. *Scan. J. Rehab. Med.*, 11, 95-103.
- Wall, J.C., Ashburn, A. & Klenerman, L. (1981). Gait analysis in the assessment of functional performance before and after total hip replacement. *J. Biomed. Engng.*, 3, 121-127.
- Wang, A.W., Gilbey, H.J. & Ackland, T.R. (2002). Perioperative exercise programs improve early return of ambulatory function after total hip arthroplasty [Elektronische Version]. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, 81 (11), 801-806.
- Watelain, E., Dujardin, F., Babier, F., Dubois, D. & Allard, P. (2001). Pelvic and lower limb compensatory actions of subjects in an early stage of hip osteoarthritis [Elektronische Version]. *Arch Phys Med Rehabil*, 82, 1705-1711.
- Waters, R.L. & Mulroy, S. (1999). The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait & Posture*, 9, 207-231.

- Weber, L. & Stephan, M. (2005). Bewilligte ambulante orthopädische Rehabilitationen. *Zeitschrift für Orthopädie*, 143, 133-137.
- White, S.C., Yack, H.J., Tucker, C.A. & Lin, H.-Y. (1998). Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 30 (10), 1537-1542.
- Whittle, M.W. (1991). *Gait analysis. An introduction*. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Whittle, M.W. (1996). Clinical gait analysis. A review. *Human Movement Science*, 15 (3), 369-387.
- Widhalm, R., Höfer, G., Krugluger, J. & Bartalsky, L. (1990). Ist die Gefahr der Sportverletzung oder die Gefahr der Inaktivitätsosteoporose beim Hüftprothesenträger größer? Folgerungen auf die Dauerhaftigkeit von Prothesenverankerungen. *Z. Orthop.*, 128, 139-143.
- Wilke, C. & Froböse, I. (1998a). Grundlagen der Bewegungssteuerung und des koordinativen Trainings in der Therapie. In I. Froböse & G. Nellessen (Hrsg.), *Training in der Therapie. Grundlagen und Praxis* (S.52-78). Wiesbaden: Ullstein Medical.
- Wilke, C. & Froböse, I. (1998b). Sensomotorisches Training in der Therapie: Grundlagen und praktische Anwendung. In I. Froböse, G. Nellessen & C. Wilke (Hrsg.), *Training in der Therapie. Grundlagen und Praxis* (2., neu bearbeitete Aufl.) (S.139-174). München: Urban & Fischer.
- Winter, D.A. & Yack, H.J. (1987). EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 67, 402-411.
- Winter, D.A. (1987). *The biomechanics and motor control of human gait*. Waterloo, Ontario [u.a.]: University of Waterloo Press.
- Wirth, C.J. (Hrsg.). (2001). *Band II: Operative Orthopädie*. Stuttgart: Thieme.
- Wirtz, D.C. & Forst, R. (1996). Revisions- und Rerevisionsalloarthroplastik des Hüftgelenkes – eine therapeutische Herausforderung. *Med. Orth. Tech.* 116, 163-172.
- Wirtz, D.C., Heller, K.-D. & Niethard, F.U. (1998). Biomechanische Aspekte der Belastungsfähigkeit nach totalendoprothetischem Ersatz des Hüftgelenkes. *Z. Orthop.*, 136, 310-316.
- Witte, K. (2002). Stabilitäts- und Variabilitätserscheinungen der Motorik des Sportlers unter nichtlinearem Aspekt. Aachen: Shaker.
- Wohlrab, D., Hagel, A. & Hein, W. (2004). Vorteile der minimalinvasiven Implantation von Hüfttotalendoprothesen in der frühen postoperativen Rehabilitationsphase. *Z Orthop. Ihre Grenzgebiete*, 142, 685-690.

- Wolff, R. (1988). Biomechanik. In H. Zilch & U. Weber (Hrsg.), *Lehrbuch Orthopädie mit Repetitorium* (S.21-28). Berlin: de Gruyter.
- Wollny, R. (1993). Stabilität und Variabilität im motorischen Verhalten. Aachen: Meyer & Meyer.
- Wollny, R. (2002). Motorische Entwicklung in der Lebensspanne. Warum lernen und optimieren manche Menschen Bewegungen besser als andere?. Schorndorf: Hofmann.
- Woltring, H.J. (1991). Functional Movement Analysis in medicine and rehabilitation. In U. Boenick & M. Näder (Hrsg.), *Gangbildanalyse – Stand der Messtechnik und Bedeutung für die Orthopädie-Technik* (S. 12-18). Duderstadt: Mecke.
- Wykman, A. & Olsson, E. (1992). Walking ability after total hip replacement: a comparison of gait analysis in unilateral and bilateral cases. *J Bone Joint Surg, 74-B*, 53-56.
- Yang, J.F. & Winter, D.A. (1984). Electromyographic amplitude normalization methods: Improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil, 65*, 517-521.
- Yang, J.F. & Winter, D.A. (1985). Surface EMG profiles during different walking cadences in humans. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology, 60*, 485-491.
- Zajac ,F.E., Neptune, R.R. & Kautz, S.A. (2002). Biomechanics and muscle coordination of human walking Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations [Elektronische Version]. *Gait & Posture, 16*, 215-232.
- Zajac ,F.E., Neptune, R.R. & Kautz, S.A. (2003). Biomechanics and muscle coordination of human walking Part II: Lessons from dynamical simulations and clinical implications. [Elektronische Version]. *Gait & Posture, 17*, 1-17.
- Zichner, L., Engelhardt, M. & Freiwald, J. (Hrsg.). (2000). *Sport bei Arthrose und nach endoprothetischem Einsatz* (5. unveränderte Aufl.). Nürnberg: Novartis Pharma.
- Zichner, L., Engelhardt, M. & Freiwald, J. (Hrsg.). (1997). *Sport bei Arthrose und nach endoprothetischem Einsatz* (Rheumatologie – Orthopädie, 6) (2.Aufl.). Wehr/Baden: CIBA-GEIGY.
- Zilch, H. & Weber, U. (1988) (Hrsg.). *Lehrbuch Orthopädie mit Repetitorium*. Berlin: de Gruyter.
- Zilch, H. (1988). Degenerative Erkrankungen. In H. Zilch & U. Weber (Hrsg.), *Lehrbuch Orthopädie mit Repetitorium* (S.205-233). Berlin: de Gruyter.
- Zimmer (2005, 28.Oktober 2005). Zugriff am 28.Oktober 2005 unter <http://www.zimmergermany.de/templates/>

Zschorlich, V. (1987). EMG und Dynamometrie in der Bewegungsforschung. Dissertation. Universität Oldenburg.

Zwick, E.B. & Konrad, P. (1994). EMG Fibel: Ein praxisorientierter Leitfaden für Einsteiger in das kinesiologische EMG. Kongressbeilage zum Noraxon EMG Meeting. Berlin.

Anhang

Anhang A

Monika Bullinger und Inge Kirchberger
Fragebogen zum Allgemeinen Gesundheitszustand SF 36
Selbstbeurteilungsbogen Zeitfenster 4 Wochen

In diesem Fragebogen geht es um die Beurteilung Ihres Gesundheitszustandes. Der Bogen ermöglicht es, im Zeitverlauf nachzuvollziehen, wie Sie sich fühlen und wie Sie im Alltag zurechtkommen. Bitte beantworten Sie jede der Fragen indem Sie bei den Antwortmöglichkeiten die Zahl ankreuzen, die am besten auf Sie zutrifft.

	Ausgezeichnet	Sehr gut	Gut	Weniger gut	Schlecht
1. Wie würden Sie Ihren Gesundheitszustand im allgemeinen beschreiben?	1	2	3	4	5

	Derzeit viel besser	Derzeit etwas besser	Etwa wie vor einem Jahr	Derzeit etwas schlechter	Derzeit viel schlechter
2. Im Vergleich zum vergangenen Jahr, wie würden Sie Ihren derzeitigen Gesundheitszustand beschreiben?	1	2	3	4	5

Im folgenden sind einige Tätigkeiten beschrieben, die Sie vielleicht an einem normalen Tag ausüben.			
3. Sind sie durch Ihren derzeitigen Gesundheitszustand bei diesen Tätigkeiten eingeschränkt? Wenn ja, wie stark?	Ja, stark eingeschränkt	Ja, etwas eingeschränkt	Nein, überhaupt nicht eingeschränkt
3.a anstrengende Tätigkeiten , z. B. schnell laufen, schwere Gegenstände heben, anstrengenden Sport treiben	1	2	3
3.b mittelschwere Tätigkeiten, z.B. einen Tisch verschieben, Staub	1	2	3

saugen, kegeln, Golf spielen			
3.c Einkaufstaschen heben oder tragen	1	2	3
3.d mehrere Treppenabsätze steigen	1	2	3
3.e einen Treppenabsatz steigen	1	2	3
3.f sich beugen, knien, bücken	1	2	3
3.g mehr als 1 Kilometer zu Fuß gehen	1	2	3
3.h mehrere Straßenkreuzungen weit zu Fuß gehen	1	2	3
3.i eine Straßenkreuzung weit zu Fuß gehen	1	2	3
3.j sich baden oder anziehen	1	2	3

Hatten Sie <i>in den vergangenen 4 Wochen auf Grund Ihrer körperlichen Gesundheit</i> irgendwelche Schwierigkeiten bei der Arbeit oder anderen alltäglichen Tätigkeiten im Beruf bzw. zu Hause?	Ja	Nein
4.a Ich konnte nicht so lange wie üblich tätig sein	1	2
4.b Ich habe weniger geschafft als ich wollte	1	2
4.c Ich konnte nur bestimmte Dinge tun	1	2
4.d Ich hatte Schwierigkeiten bei der Ausführung	1	2

Hatten Sie in den vergangenen 4 Wochen aufgrund seelischer Probleme irgendwelche Schwierigkeiten bei der Arbeit oder anderen alltäglichen Tätigkeiten im Beruf bzw. zu Hause (z.B. weil Sie sich niedergeschlagen oder ängstlich fühlten)?	Ja	Nein
5.a Ich konnte nicht so lange wie üblich tätig sein	1	2

5.b Ich habe weniger geschafft als ich wollte	1	2
5.c Ich konnte nicht so sorgfältig wie üblich arbeiten	1	2

	Überhaupt nicht	Etwas	Mäßig	Ziemlich	Sehr
6. Wie sehr haben Ihre körperliche Gesundheit oder seelischen Probleme in den <i>vergangenen 4 Wochen</i> Ihre normalen Kontakte zu Familienangehörigen, Freunden, Nachbarn oder zum Bekanntenkreis beeinträchtigt?	1	2	3	4	5

	Keine Schmerzen	Sehr leicht	Leicht	Mäßig	Stark	Sehr stark
7. Wie stark waren Ihre Schmerzen in den <i>vergangenen 4 Wochen</i> ?	1	2	3	4	5	6

	Überhaupt nicht	Ein bißchen	Mäßig	Ziemlich	Sehr
8. Inwieweit haben die Schmerzen Sie in den <i>vergangenen 4 Wochen</i> bei der Ausübung Ihrer Alltagstätigkeiten zu Hause und im Beruf behindert?	1	2	3	4	5

In diesen Fragen geht es darum, wie Sie sich fühlen und wie es Ihnen <i>in den vergangenen 4 Wochen</i> gegangen ist. (Bitte kreuzen Sie in jeder Zeile die Zahl an, die Ihrem Befinden am ehesten entspricht.) Wie oft waren Sie in den vergangenen 4 Wochen	Immer	Meistens	Ziemlich oft	Manchmal	Selten	Nie
9.a voller Schwung?	1	2	3	4	5	6
9.b sehr nervös?	1	2	3	4	5	6

9.c so niedergeschlagen, dass Sie nichts aufheitern konnte?	1	2	3	4	5	6
9.d ruhig und gelassen?	1	2	3	4	5	6
9.e voller Energie?	1	2	3	4	5	6
9.f entmutigt und traurig?	1	2	3	4	5	6
9.g erschöpft?	1	2	3	4	5	6
9.h glücklich?	1	2	3	4	5	6
9.i müde?	1	2	3	4	5	6

	Immer	Meis- tens	Manch- mal	Selten	Nie
10. Wie häufig haben Ihre körperliche Gesundheit oder seelischen Probleme in den <i>vergangenen 4 Wochen</i> Ihre Kontakte zu anderen Menschen (Besuche bei Freunden, Verwandten usw.) beeinträchtigt?	1	2	3	4	5

Inwieweit trifft <i>jede</i> der folgenden Aussagen auf Sie zu?	Trifft ganz zu	Trifft weit- gehend zu	Weiß nicht	Trifft weit- gehend nicht zu	Trifft über- haupt nicht zu
11.a Ich scheine etwas leichter als andere krank zu werden	1	2	3	4	5
11.b Ich bin genauso gesund wie alle anderen, die ich kenne	1	2	3	4	5
11.c Ich erwarte, dass meine Gesundheit nachlässt	1	2	3	4	5
11.d Ich erfreue mich ausgezeichneter Gesundheit	1	2	3	4	5

Anhang B

Mis-Gruppe: Signifikanzen der Verlaufskontrolle – Räumlich-zeitliche Parameter

Parameter	Operierte Seite						Nicht operierte Seite					
	Messzeitpunkte						Messzeitpunkte					
	1-2	1-3	1-4	2-3	2-4	3-4	1-2	1-3	1-4	2-3	2-4	3-4
Step_L	0,139	0,009	0,009	0,445	0,333	0,799	0,799	0,074	0,059	0,169	0,241	0,959
Step_T	0,575	0,959	0,508	0,646	0,059	0,059	0,575	0,959	0,508	0,646	0,093	0,074
DS_T	0,799	0,203	0,285	0,047	0,114	0,575	0,074	0,093	0,017	0,721	0,203	0,203
SLS_T	0,721	0,203	0,508	0,169	0,959	0,114	0,169	0,241	0,169	0,878	0,799	0,799
CO_T	0,169	0,241	0,203	0,959	0,878	0,646	0,721	0,241	0,508	0,445	0,878	0,093
GC_T	0,508	0,009	0,047	0,066	0,508	0,241						
Cad	0,508	0,009	0,059	0,139	0,333	0,285						
Vel	0,508	0,028	0,005	0,007	0,017	0,508						

Mis-Gruppe: Signifikanzen der Verlaufskontrolle – Kraft-Zeit und funktionelle Parameter

Parameter	Operierte Seite						Nicht operierte Seite					
	Messzeitpunkte						Messzeitpunkte					
	1-2	1-3	1-4	2-3	2-4	3-4	1-2	1-3	1-4	2-3	2-4	3-4
F1	0,799	0,721	0,878	0,445	0,721	0,169	0,203	0,575	0,575	0,575	0,575	0,646
F2	0,285	0,047	0,169	0,799	0,799	0,721	0,721	0,646	0,799	0,386	0,878	0,333
FMID	0,959	0,575	0,575	0,799	0,575	0,646	0,028	0,074	0,139	0,878	0,508	0,721
TF1	0,241	0,333	0,241	0,445	0,285	0,285	0,508	0,721	0,241	0,241	0,114	0,959
TF2	0,575	0,508	0,721	0,445	0,721	0,508	0,575	0,139	0,333	0,059	0,333	0,169
TFMID	0,575	0,575	0,059	0,093	0,059	0,333	0,878	0,799	0,508	0,799	0,333	0,959
DF1	0,508	0,721	0,799	0,333	0,575	0,333	0,508	0,074	0,203	0,285	0,241	0,878
DF2	0,093	0,059	0,059	0,721	0,646	0,333	0,477	0,594	0,594	0,131	0,534	0,534
Anstieg	0,169	0,333	0,169	0,721	0,203	0,047	0,285	0,386	0,285	0,093	0,139	0,959
Abfall	0,285	0,721	0,386	0,386	0,575	0,508	0,445	0,139	0,241	0,114	0,285	0,878

Mis-Gruppe: Signifikanzen der Verlaufskontrolle - Elektromyographische Parameter

Parameter	Operierte Seite						Nicht operierte Seite					
	Messzeitpunkte						Messzeitpunkte					
	1-2	1-3	1-4	2-3	2-4	3-4	1-2	1-3	1-4	2-3	2-4	3-4
TFL1 n=9/8	0,139	0,021	0,161	0,678	0,678	0,109	0,674	0,594	0,553	0,889	0,575	0,859
TFL2 n=6/4	0,575	0,499	0,116	0,799	0,173	0,345	0,398	0,173	0,128	0,116	0,672	0,225
TFL3 n=6/4	0,575	0,499	0,345	0,176	0,116	0,752	0,237	0,917	0,553	0,600	0,735	0,249
TFL4 n=9/8	0,767	0,859	0,374	0,859	0,213	0,097	0,779	0,314	0,767	0,674	0,611	0,594
GMED1 n=10/10	0,959	0,139	0,838	0,333	0,508	0,007	0,646	0,475	0,799	0,721	0,721	0,759
GMED2 n=10/10	0,308	0,508	0,053	0,575	0,285	0,139	0,959	0,959	0,721	0,646	0,594	0,760
GMAX1 n=9/9	1,000	0,110	0,678	0,028	0,441	0,021	0,515	0,050	0,110	0,441	0,575	0,767
GMAX2 n=9/9	0,260	0,109	0,441	0,515	0,953	0,314	0,139	0,110	0,192	0,594	0,514	0,058

Norm –Gruppe: Signifikanzen der Verlaufskontrolle – Räumlich-zeitliche Parameter

Parameter	Operierte Seite						Nicht operierte Seite					
	Messzeitpunkte											
	1-2	1-3	1-4	2-3	2-4	3-4	1-2	1-3	1-4	2-3	2-4	3-4
Step_L	0,328	0,131	0,006	0,594	0,050	0,110	0,286	0,062	0,010	0,286	0,013	0,328
Step_T	0,182	0,328	0,374	0,075	0,033	0,657	0,477	0,477	0,424	0,248	0,021	0,041
DS_T	0,722	0,929	0,929	0,477	0,477	0,929	0,328	0,722	0,722	0,594	0,594	0,657
SLS_T	0,859	0,286	0,131	0,182	0,213	1,000	0,722	0,859	0,213	0,929	0,075	0,110
CO_T	1,000	0,424	0,182	0,477	0,075	0,929	0,594	0,328	0,131	0,286	0,041	0,286
GC_T	0,286	0,091	0,091	0,721	0,534	1,000						
Cad	0,374	0,110	0,026	0,374	0,248	0,594						
Vel	0,477	0,016	0,021	0,016	0,010	0,424						

Norm-Gruppe: Signifikanzen der Verlaufskontrolle – Kraft-Zeit und funktionelle Parameter

Parameter	Operierte Seite						Nicht operierte Seite					
	Messzeitpunkte											
	1-2	1-3	1-4	2-3	2-4	3-4	1-2	1-3	1-4	2-3	2-4	3-4
F1	0,859	0,091	0,424	0,016	0,374	0,041	0,328	0,248	0,374	0,021	0,790	0,026
F2	0,859	0,286	0,722	0,062	0,477	0,062	0,248	0,929	0,328	0,075	0,477	0,328
FMID	0,929	0,929	0,286	0,534	0,062	0,155	0,534	0,790	0,374	0,213	0,534	0,328
TF1	0,859	0,328	0,131	0,534	0,722	0,477	0,859	0,929	0,374	0,424	0,657	0,534
TF2	0,534	0,859	0,328	0,062	0,026	0,213	0,929	0,286	0,424	0,182	0,374	0,534
TFMID	0,477	0,477	0,594	0,328	0,374	0,657	0,929	0,859	0,594	0,328	0,213	0,657
DF1	1,000	0,534	0,722	0,041	0,328	0,213	0,477	0,594	0,594	0,131	0,534	0,534
DF2	0,594	0,155	0,248	0,110	0,248	0,790	0,213	0,722	0,929	0,328	0,033	0,286
Anstieg	0,722	0,722	0,110	0,534	0,286	0,013	0,790	0,594	0,859	0,286	0,374	0,477
Abfall	0,657	1,000	0,374	0,328	0,026	0,041	0,722	0,131	0,213	0,790	0,594	0,859

Norm –Gruppe: Signifikanzen der Verlaufskontrolle – Elektromyographische Parameter

Parameter	Operierte Seite						Nicht operierte Seite					
	Messzeitpunkte						Messzeitpunkte					
	1-2	1-3	1-4	2-3	2-4	3-4	1-2	1-3	1-4	2-3	2-4	3-4
TFL1 n=9/8	0,450	0,824	0,386	0,424	0,878	0,721	0,444	0,799	0,131	0,203	0,507	0,102
TFL2 n=6/4	0,345	0,051	0,028	0,889	0,050	0,008	0,735	0,343	0,249	0,933	0,611	0,090
TFL3 n=6/4	0,345	0,866	0,917	0,263	0,944	0,477	0,398	0,686	0,249	0,499	0,612	0,735
TFL4 n=9/8	0,033	0,062	0,508	0,965	0,028	0,028	0,799	0,424	0,075	0,721	0,155	0,155
GMED1 n=10/10	0,683	0,575	0,424	0,327	0,182	0,929	0,333	0,646	0,859	0,059	0,212	0,838
GMED2 n=10/10	0,965	0,824	0,929	0,477	1,000	0,859	0,182	0,444	0,534	0,678	0,507	0,594
GMAX1 n=9/9	0,093	0,110	0,139	0,767	0,575	0,721	0,450	0,241	0,008	0,878	0,721	0,139
GMAX2 n=9/9	0,374	0,515	0,721	0,176	0,959	0,721	0,721	0,859	0,505	0,646	0,929	0,799

Seitigkeitsverhältnisse – Räumlich-zeitliche Parameter

		Mis			Norm		
		Seite Mittelwert (SD)		Wilcoxon p-Level	Seite Mittelwert (SD)		Wilcoxon p-Level
Parameter	MZP	Op	Nop	Op versus Nop	Op	Nop	Op versus Nop
Step_L	1	27,94 (1,94)	28,82 (1,71)	0,203	27,47 (2,02)	27,76 (2,67)	0,534
	2	29,76 (2,97)	29,09 (3,58)	0,169	28,19 (1,82)	28,46 (2,41)	0,534
	3	30,84 (2,60)	30,51 (2,92)	0,386	28,31 (1,53)	29,00 (2,16)	0,110
	4	30,81 (1,53)	30,28 (2,44)	0,203	29,53 (2,04)	29,81 (2,45)	0,534
Step_T	1	50,17 (1,08)	49,79 (1,06)	0,333	49,66 (1,53)	50,25 (1,55)	0,722
	2	50,29 (1,00)	49,71 (1,01)	0,508	49,36 (0,89)	50,51 (1,08)	0,075
	3	50,22 (1,25)	49,77 (1,27)	0,646	49,78 (0,84)	50,25 (0,85)	0,424
	4	49,90 (1,33)	50,10 (1,31)	0,575	49,85 (0,68)	49,93 (0,86)	0,929
DS_T	1	16,38 (1,39)	14,93 (1,47)	0,022	16,64 (2,19)	15,90 (1,31)	0,328
	2	16,34 (1,83)	15,42 (1,31)	0,047	16,44 (1,47)	16,29 (0,95)	0,657
	3	15,85 (2,04)	15,46 (1,77)	0,333	16,26 (1,26)	16,04 (1,43)	0,248
	4	15,88 (1,67)	15,85 (1,67)	0,878	16,26 (1,43)	16,01 (0,91)	0,424
SLS_T	1	33,78 (1,62)	34,86 (1,46)	0,074	33,03 (1,70)	34,35 (2,00)	0,110
	2	33,95 (1,47)	34,29 (1,89)	0,721	32,92 (1,28)	34,22 (1,53)	0,026
	3	34,37 (1,94)	34,32 (2,33)	0,959	33,52 (1,39)	34,21 (1,58)	0,182
	4	34,02 (1,67)	34,25 (2,15)	0,799	33,60 (1,50)	33,92 (1,46)	0,534
CO_T	1	65,11 (1,48)	66,17 (1,58)	0,074	65,54 (1,96)	66,93 (1,65)	0,110
	2	65,72 (1,88)	66,06 (1,46)	0,721	65,61 (1,16)	67,01 (1,36)	0,033
	3	65,68 (2,32)	65,63 (1,95)	0,959	65,82 (1,59)	66,51 (1,41)	0,182
	4	65,75 (2,17)	65,99 (1,67)	0,878	65,93 (1,22)	66,13 (1,34)	0,657

Seitigkeitsverhältnisse – Kraft-Zeit und funktionelle Parameter (a)

		Mis			Norm		
		Seite Mittelwert (SD)		Wilcoxon p-Level	Seite Mittelwert (SD)		Wilcoxon p-Level
Parameter	MZP	Op	Nop	Op versus Nop	Op	Nop	Op versus Nop
F1	1	94,37 (4,72)	95,29 (2,33)	0,721	94,27 (6,20)	95,05 (5,31)	0,790
	2	94,95 (2,74)	96,38 (3,36)	0,114	95,54 (6,08)	97,15 (5,40)	0,013
	3	94,59 (3,33)	95,51 (2,22)	0,114	92,72 (3,70)	93,59 (3,09)	0,131
	4	95,58 (3,86)	95,94 (4,32)	0,799	94,69 (3,41)	95,73 (3,23)	0,075
F2	1	95,92 (4,19)	96,83 (5,03)	0,445	94,79 (6,02)	95,41 (6,08)	0,657
	2	95,06 (3,50)	96,65 (4,06)	0,074	95,58 (5,52)	97,82 (6,16)	0,008
	3	95,04 (3,86)	97,18 (4,47)	0,007	93,13 (4,45)	94,97 (4,40)	0,013
	4	94,85 (4,43)	96,54 (4,91)	0,059	94,63 (4,09)	95,92 (4,15)	0,110
FMID	1	83,98 (2,61)	83,92 (2,92)	0,959	83,72 (6,73)	85,20 (6,26)	0,328
	2	84,16 (2,16)	85,45 (2,11)	0,114	84,94 (6,50)	86,61 (5,99)	0,016
	3	84,42 (2,32)	85,67 (1,76)	0,028	83,39 (3,87)	84,54 (3,42)	0,062
	4	84,66 (3,44)	85,87 (2,95)	0,037	84,83 (3,83)	86,14 (3,66)	0,033
DF1	1	-10,39 (2,83)	-11,37 (2,39)	0,575	-10,54 (4,94)	-9,85 (4,46)	0,929
	2	-10,79 (2,81)	-10,93 (3,64)	0,959	-10,60 (2,70)	-10,54 (3,55)	0,790
	3	-10,17 (2,20)	-9,84 (1,69)	0,285	-9,33 (1,54)	-9,05 (1,93)	0,477
	4	-10,92 (3,39)	-10,07 (3,86)	0,241	-9,86 (1,93)	-9,59 (2,35)	0,657
DF2	1	-11,94 (3,11)	-12,91 (4,83)	0,333	-11,07 (2,92)	-10,21 (3,62)	0,477
	2	-10,90 (3,60)	-11,20 (3,84)	0,878	-10,64 (2,54)	-11,21 (2,91)	0,657
	3	-10,62 (2,74)	-11,51 (3,42)	0,333	-9,73 (2,82)	-10,43 (3,24)	0,477
	4	-10,19 (3,32)	-10,68 (4,49)	0,508	-9,80 (3,32)	-9,78 (3,32)	0,594
Anstieg	1	3,02 (0,25)	3,40 (0,32)	0,028	3,09 (0,37)	3,39 (0,30)	0,062
	2	3,14 (0,21)	3,46 (0,22)	0,017	3,19 (0,24)	3,39 (0,18)	0,016
	3	3,16 (0,26)	3,32 (0,24)	0,022	3,12 (0,25)	3,34 (0,27)	0,033
	4	3,23 (0,32)	3,33 (0,33)	0,445	3,22 (0,25)	3,34 (0,14)	0,110
Abfall	1	3,45 (0,49)	3,36 (0,55)	0,575	3,14 (0,58)	3,03 (0,48)	0,657
	2	3,33 (0,35)	3,37 (0,33)	0,646	3,05 (0,56)	3,17 (0,75)	0,657
	3	3,46 (0,42)	3,61 (0,34)	0,037	3,12 (0,65)	3,28 (0,68)	0,248
	4	3,40 (0,48)	3,54 (0,62)	0,285	3,33 (0,61)	3,28 (0,64)	0,594

Seitigkeitsverhältnisse – Kraft-Zeit und funktionelle Parameter (b)

		Mis			Norm		
		Seite Mittelwert (SD)		Wilcoxon p-Level	Seite Mittelwert (SD)		Wilcoxon p-Level
Parameter	MZP	Op	Nop	Op versus Nop	Op	Nop	Op versus Nop
TF1	1	20,47 (1,10)	18,78 (1,84)	0,037	20,18 (1,79)	19,00 (1,68)	0,248
	2	20,01 (1,63)	18,51 (0,97)	0,013	19,75 (1,60)	19,31 (1,46)	0,248
	3	19,83 (1,87)	19,07 (1,26)	0,037	19,72 (1,52)	18,79 (1,53)	0,075
	4	19,63 (1,76)	19,22 (1,57)	0,575	19,57 (1,16)	19,07 (0,80)	0,091
TF2	1	46,55 (2,27)	46,27 (3,12)	0,646	44,79 (3,22)	45,11 (3,78)	0,859
	2	46,44 (2,60)	46,67 (1,91)	0,799	44,07 (3,85)	44,98 (5,05)	0,790
	3	47,23 (2,10)	47,62 (1,03)	0,575	45,20 (3,33)	46,28 (4,52)	0,286
	4	46,89 (2,86)	47,14 (3,66)	0,799	46,38 (2,89)	45,75 (4,33)	0,790
TFMID	1	29,93 (1,49)	28,71 (2,72)	0,285	29,78 (2,92)	28,59 (4,25)	0,328
	2	30,52 (2,41)	28,88 (3,62)	0,047	28,68 (2,84)	28,07 (2,64)	0,594
	3	29,52 (1,87)	29,34 (2,84)	0,241	29,09 (2,71)	28,79 (2,17)	0,790
	4	28,79 (2,01)	29,43 (1,56)	0,285	29,43 (1,80)	28,80 (1,53)	0,328

Seitigkeitsverhältnisse – Elektromyographische Parameter (a)

		Mis			Norm		
		Seite Mittelwert (SD)		Wilcoxon p-Level	Seite Mittelwert (SD)		Wilcoxon p-Level
Parameter	MZP	Op	Nop	Op versus Nop	Op	Nop	Op versus Nop
TFL1	1	45,72 (3,40)	45,02 (2,04)	0,515	47,99 (10,61)	43,90 (2,83)	0,374
	2	47,28 (2,22)	44,70 (3,27)	0,176	41,52 (6,35)	44,50 (2,93)	0,169
	3	47,78 (2,43)	44,76 (4,04)	0,021	44,12 (3,47)	43,48 (3,21)	0,477
	4	46,99 (2,97)	45,33 (2,27)	0,313	43,91 (4,79)	45,62 (2,15)	0,221
TFL2	1	59,40 (2,55)	62,51 (5,16)	0,069	59,37 (2,18)	62,01 (2,53)	0,225
	2	61,93 (6,47)	64,51 (2,22)	0,310	59,55 (2,97)	62,38 (2,70)	0,028
	3	62,10 (8,24)	63,19 (3,98)	0,500	60,38 (3,96)	62,19 (2,54)	0,916
	4	66,28 (9,53)	67,76 (10,25)	0,345	61,78 (3,56)	62,90 (2,90)	0,345
TFL3	1	75,47 (7,37)	79,49 (7,38)	0,208	73,19 (5,58)	75,91 (7,04)	0,080
	2	74,21 (5,42)	73,76 (8,73)	0,866	75,15 (3,75)	75,47 (7,42)	0,345
	3	78,71 (5,94)	80,13 (9,47)	0,500	72,85 (4,41)	75,30 (6,06)	0,058
	4	78,20 (8,37)	74,83 (9,40)	0,500	74,40 (3,71)	74,11 (6,08)	0,753
TFL4	1	98,97 (6,04)	101,67 (6,91)	0,722	94,02 (17,51)	105,25 (11,71)	0,091
	2	97,74 (5,87)	102,05 (2,76)	0,080	103,90 (7,33)	103,52 (11,11)	0,799
	3	97,33 (8,33)	100,99 (4,03)	0,214	104,14 (10,03)	99,59 (16,08)	0,722
	4	99,49 (6,64)	101,51 (3,58)	0,678	99,87 (5,35)	95,57 (15,15)	0,959
GMED1	1	45,40 (3,80)	44,22 (5,51)	0,308	45,10 (3,41)	44,51 (4,26)	0,575
	2	45,84 (1,89)	44,85 (3,43)	0,541	45,49 (2,63)	45,12 (3,03)	0,756
	3	47,20 (2,71)	45,20 (4,00)	0,114	44,62 (3,46)	44,39 (3,64)	0,953
	4	45,47 (2,16)	44,78 (2,28)	0,333	44,19 (3,20)	44,30 (4,00)	0,965
GMED2	1	97,43 (5,87)	99,41 (1,54)	0,683	96,90 (2,89)	97,62 (2,73)	0,477
	2	98,93 (5,08)	98,75 (4,45)	0,333	93,25 (12,73)	98,21 (6,27)	0,075
	3	98,35 (5,23)	98,61 (4,22)	0,878	92,17 (13,06)	97,59 (5,02)	0,008
	4	99,52 (4,15)	98,64 (3,22)	0,333	92,13 (12,74)	97,61 (5,11)	0,053

Seitigkeitsverhältnisse – Elektromyographische Parameter (b)

		Mis			Norm		
		Seite Mittelwert (SD)		Wilcoxon p-Level	Seite Mittelwert (SD)		Wilcoxon p-Level
Parameter	MZP	Op	Nop	Op versus Nop	Op	Nop	Op versus Nop
GMAX1	1	42,48 (7,87)	39,02 (7,84)	0,236	40,41 (6,99)	40,91 (7,66)	0,959
	2	43,08 (4,15)	41,08 (4,97)	0,374	44,04 (2,52)	42,33 (7,26)	0,575
	3	45,50 (3,14)	42,14 (5,64)	0,109	44,13 (1,81)	42,31 (6,43)	0,333
	4	43,78 (3,44)	42,48 (4,35)	0,441	44,42 (3,84)	43,38 (6,89)	0,477
GMAX2	1	97,89 (2,87)	91,47 (16,33)	0,021	94,66 (2,28)	96,10 (1,26)	0,047
	2	98,29 (3,56)	95,14 (6,33)	0,017	94,50 (3,98)	96,86 (1,90)	0,284
	3	98,84 (2,87)	93,54 (13,80)	0,110	93,88 (4,53)	96,65 (2,53)	0,093
	4	98,01 (3,08)	92,31 (15,18)	0,038	94,63 (4,59)	96,73 (1,69)	0,126

Mis-Gruppe versus Norm-Gruppe – Räumlich-zeitliche Parameter

Parameter op/nop	Mis-Gruppe versus Norm-Gruppe			
	Messzeitpunkt - Signifikanzniveau			
	1	2	3	4
Step_L op	0,481	0,260	0,009	0,078
Step_L nop	0,439	0,944	0,231	0,526
Step_T op	0,573	0,105	0,673	0,833
Step_T nop	0,622	0,159	0,622	0,573
DS_T op	0,888	0,944	0,526	0,526
DS_T nop	0,205	0,159	0,526	0,725
SLS_T op	0,360	0,181	0,526	0,622
SLS_T nop	0,439	0,944	0,833	0,944
CO_T op	0,481	0,944	0,833	0,833
CO_T nop	0,291	0,205	0,481	1,000
GC_T	0,360	0,673	0,049	0,260
Cad	0,324	0,481	0,049	0,324
Vel	0,291	0,231	0,067	0,049

Mis-Gruppe versus Norm-Gruppe: Kraft-Zeit und funktionelle Parameter

Parameter op/nop	Mis-Gruppe versus Norm-Gruppe			
	Messzeitpunkt - Signifikanzniveau			
	1	2	3	4
F1 op	0,673	0,944	0,291	0,778
F1 nop	0,944	1,000	0,139	0,944
F2 op	0,573	0,888	0,526	1,000
F2 nop	0,439	0,673	0,360	0,833
FMID op	0,944	1,000	0,573	0,944
FMID nop	0,481	0,944	0,260	0,622
DF1 op	0,725	0,778	0,481	0,778
DF1 nop	0,121	0,833	0,360	0,833
DF2 op	0,439	0,888	0,260	0,481
DF2 nop	0,159	0,778	0,673	0,778
Anstieg op	0,725	0,833	0,573	1,000
Anstieg nop	0,944	0,481	0,778	0,888
Abfall op	0,260	0,291	0,139	0,944
Abfall nop	0,105	0,573	0,360	0,526
TF1 op	0,673	0,778	0,944	0,944
TF1 nop	0,673	0,159	0,888	0,725
TF2 op	0,260	0,205	0,105	0,888
TF2 nop	0,324	0,622	0,833	0,573
TFMID op	0,673	0,231	0,725	0,526
TFMID nop	0,725	0,725	0,833	0,159

Mis-Gruppe versus Norm-Gruppe: Elektromyographische Parameter

Parameter op/nop	Mis-Gruppe versus Norm-Gruppe			
	Messzeitpunkt - Signifikanzniveau			
	1	2	3	4
TFL1 op	0,820	0,018	0,005	0,120
TFL1 nop	0,305	0,756	0,732	0,648
TFL2 op	0,958	0,431	0,591	0,346
TFL2 nop	0,563	0,068	0,749	0,207
TFL3 op	0,315	0,753	0,045	0,723
TFL3 nop	0,248	0,441	0,180	0,916
TFL4 op	0,732	0,074	0,403	0,624
TFL4 nop	0,676	0,328	0,731	0,304
GMED1 op	0,725	0,751	0,181	0,397
GMED1 nop	0,833	0,647	0,762	0,860
GMED2 op	0,170	0,091	0,121	0,041
GMED2 nop	0,105	0,972	0,545	0,725
GMAX1 op	0,382	0,568	0,513	0,648
GMAX1 nop	0,806	0,025	0,935	0,849
GMAX2 op	0,018	0,254	0,010	0,037
GMAX2 nop	0,540	0,909	0,307	0,939

Mis-Gruppe versus Kontrollgruppe: Räumlich-zeitliche Parameter

Parameter op/nop	Mis-Gruppe versus Kontrollgruppe			
	Messzeitpunkt - Signifikanzniveau			
	1	2	3	4
Step_L op	0,086	0,660	0,692	0,692
Step_L nop	0,235	0,333	0,965	0,930
Step_T op	0,071	0,095	0,253	0,538
Step_T nop	0,860	0,481	0,428	0,113
DS_T op	0,113	0,147	0,758	0,379
DS_T nop	0,356	0,860	0,826	0,567
SLS_T op	0,538	0,758	0,930	0,758
SLS_T nop	0,173	0,725	0,758	0,895
CO_T op	0,895	0,253	0,481	0,333
CO_T nop	0,071	0,253	0,202	0,095
GC_T	0,676	0,860	0,194	0,468
Cad	0,792	1,000	0,124	0,312
Vel	0,000	0,000	0,000	0,001

Mis-Gruppe versus Kontrollgruppe: Kraft-Zeit und funktionelle Parameter

Parameter op/nop	Mis-Gruppe versus Kontrollgruppe			
	Messzeitpunkt - Signifikanzniveau			
	1	2	3	4
F1 op	0,000	0,000	0,000	0,000
F1 nop	0,000	0,000	0,000	0,001
F2 op	0,002	0,000	0,001	0,001
F2 nop	0,008	0,006	0,014	0,008
FMID op	0,000	0,000	0,000	0,000
FMID nop	0,000	0,000	0,000	0,001
DF1 op	0,159	0,271	0,124	0,253
DF1 nop	0,173	0,660	0,065	0,147
DF2 op	0,538	0,965	0,965	0,826
DF2 nop	0,048	0,059	0,509	0,895
Anstieg op	0,000	0,000	0,001	0,006
Anstieg nop	0,455	0,312	0,020	0,071
Abfall op	0,253	0,428	0,218	0,312
Abfall nop	0,538	0,379	0,048	0,124
TF1 op	0,006	0,135	0,312	0,356
TF1 nop	0,792	0,455	0,725	0,895
TF2 op	0,028	0,043	0,016	0,028
TF2 nop	0,059	0,025	0,001	0,004
TF MID op	0,235	0,187	0,481	0,895
TF MID nop	0,965	0,826	0,660	0,567

Mis-Gruppe versus Kontrollgruppe: Elektromyographische Parameter

Parameter op/nop	Mis-Gruppe versus Kontrollgruppe			
	Messzeitpunkt - Signifikanzniveau			
	1	2	3	4
TFL1 op	0,024	0,001	0,001	0,003
TFL1 nop	0,077	0,140	0,203	0,038
TFL2 op	0,005	0,232	0,550	0,433
TFL2 nop	0,759	0,088	0,550	0,219
TFL3 op	0,231	0,495	0,093	0,161
TFL3 nop	0,026	1,000	0,073	0,785
TFL4 op	0,906	0,540	0,706	0,423
TFL4 nop	0,157	0,084	0,423	0,099
GMED1 op	0,005	0,002	0,000	0,004
GMED1 nop	0,099	0,020	0,031	0,018
GMED2 op	0,146	0,113	0,129	0,071
GMED2 nop	0,011	0,124	0,082	0,058
GMAX1 op	0,014	0,003	0,000	0,001
GMAX1 nop	0,187	0,012	0,016	0,007
GMAX2 op	0,020	0,045	0,005	0,012
GMAX2 nop	0,268	0,268	0,028	0,114

Norm-Gruppe versus Kontrollgruppe: Räumlich-zeitliche Parameter

Parameter op/nop	Norm-Gruppe versus Kontrollgruppe			
	Messzeitpunkt - Signifikanzniveau			
	1	2	3	4
Step_L op	0,032	0,107	0,091	0,591
Step_L nop	0,083	0,186	0,302	0,680
Step_T op	0,620	0,773	0,364	0,409
Step_T nop	0,201	0,019	0,063	0,201
DS_T op	0,099	0,091	0,099	0,091
DS_T nop	0,457	0,052	0,302	0,160
SLS_T op	0,127	0,032	0,386	0,457
SLS_T nop	0,741	0,934	0,741	0,901
CO_T op	0,536	0,137	0,173	0,052
CO_T nop	0,007	0,002	0,017	0,048
GC_T	0,201	0,483	0,635	0,804
Cad	0,173	0,386	0,650	1,000
Vel	0,000	0,000	0,000	0,000

Norm-Gruppe versus Kontrollgruppe: Kraft-Zeit und funktionelle Parameter

Parameter op/nop	Norm-Gruppe versus Kontrollgruppe			
	Messzeitpunkt - Signifikanzniveau			
	1	2	3	4
F1 op	0,000	0,000	0,000	0,000
F1 nop	0,000	0,001	0,000	0,000
F2 op	0,002	0,001	0,000	0,000
F2 nop	0,002	0,029	0,000	0,001
FMID op	0,001	0,001	0,000	0,000
FMID nop	0,003	0,003	0,000	0,003
DF1 op	0,215	0,148	0,039	0,063
DF1 nop	0,076	0,201	0,021	0,058
DF2 op	0,620	0,869	0,591	0,680
DF2 nop	0,934	0,283	0,741	0,680
Anstieg op	0,001	0,000	0,000	0,001
Anstieg nop	0,039	0,048	0,019	0,005
Abfall op	0,967	0,620	0,741	0,457
Abfall nop	0,620	0,869	0,710	0,650
TF1 op	0,048	0,231	0,201	0,173
TF1 nop	0,710	0,483	0,710	0,869
TF2 op	0,509	0,591	0,483	0,026
TF2 nop	0,322	0,302	0,117	0,076
TF MID op	0,457	0,869	0,710	0,433
TF MID nop	0,741	0,591	0,869	0,804

Norm-Gruppe versus Kontrollgruppe: Elektromyographische Parameter

Parameter op/nop	Norm-Gruppe versus Kontrollgruppe			
	Messzeitpunkt - Signifikanzniveau			
	1	2	3	4
TFL1 op	0,094	0,885	0,099	0,202
TFL1 nop	0,445	0,159	0,353	0,016
TFL2 op	0,004	0,008	0,079	0,431
TFL2 nop	0,289	0,682	0,412	0,539
TFL3 op	0,765	0,306	0,660	0,329
TFL3 nop	0,375	0,529	0,205	0,585
TFL4 op	0,457	0,029	0,148	0,725
TFL4 nop	0,103	0,129	0,090	0,302
GMED1 op	0,006	0,004	0,014	0,039
GMED1 nop	0,029	0,009	0,037	0,030
GMED2 op	0,967	0,741	0,650	0,606
GMED2 nop	0,482	0,083	0,187	0,179
GMAX1 op	0,012	0,000	0,000	0,000
GMAX1 nop	0,082	0,004	0,628	0,007
GMAX2 op	0,495	0,860	0,022	0,788
GMAX2 nop	0,210	0,055	0,129	0,022

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich vor allem bei meinem Doktorvater Siegfried Leuchte für seine langjährige Unterstützung und die verständnisvolle und anregende Betreuung meiner Arbeit bedanken.

Ganz besonders danke ich Kerstin Witte für Diskussionen zur Elektromyographie, durch die diese Arbeit erheblich bereichert werden konnte.

Mein Dank gilt ebenso Jörg Brandt für die Unterstützung im Aufbau des Ganglabors und die medizinische Betreuung der Studie.

Meiner Wegbestreiterin Kerstin Bosch danke ich für die intensiven Gespräche und die aufmunternden Worte während der Arbeit. Daneben möchte ich mich bei Sandra Franz und Daniel Holzmüller für ihre vielen Denkanstöße bedanken. Katrin Riedl danke ich für die erfolgreiche Übernahme des Ganglabors, durch die ich den nötigen Freiraum zum Schreiben der Arbeit bekam. Die Studentinnen Sandra Schumann und Regina Ullmann haben mich in der Durchführung der umfangreichen Messungen hilfreich unterstützt.

Andrea Dietrich danke ich für die mühevollen Durchsicht des Manuskriptes.

Bedanken möchte ich mich auch bei Cornelia Vetter und Angela Rosemeier für die praktische Hilfe im Klinikalltag.

Dank gebührt allen Probanden und Patienten, von denen viele mehrfach die Untersuchung absolvierten.

Meiner Familie möchte ich dafür danken, dass sie mir durch ihre teilnehmende und großzügige Unterstützung während meiner Studienzeit den Freiraum ermöglicht haben, allen Spuren zu folgen, die mich interessieren.

Meiner WG danke ich für die tägliche Erdung.

Aus tiefstem Herzen danke ich Görschwin, der mir durch seine wunderbare Gelassenheit geholfen hat, während dieser Zeit nicht außer Atem zu geraten.

Dem Land Sachsen-Anhalt danke ich für die finanzielle Unterstützung der Arbeit durch das Graduiertenstipendium des Landes.

Eidesstattliche Erklärung

Ich versichere, dass die vorliegende Arbeit zum Thema „Minimalinvasiver Operationszugang bei Hüfttotalendoprothesen – Verlaufskontrolle mittels biomechanischer Ganganalyse“ von mir selbständig verfasst und keine anderen Hilfsmittel als die hier angegebenen verwendet wurden.

Alle Zitate sowie sinngemäße wörtliche Wiedergaben, die anderen Werken entnommen wurden, habe ich unter Angabe der Quelle kenntlich gemacht. Die Abbildungen, Diagramme und Tabellen sind von mir erstellt, sofern diese nicht als Entlehnung gekennzeichnet sind.

Halle (Saale), 19. April 2006

Antje Luchs