Aus der Klinik für Physikalische Medizin und Rehabilitation der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Gangentwicklung und Bewegungswahrnehmung im Hüftgelenk in der Rehabilitation nach TEP-Implantation bei Dysplasiekoxarthrose

zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät der Charité – Universitätsmedizin Berlin

Von Jens Föll

aus Wuppertal

Dekane: Prof. Joachim W. Dudenhausen

Prof. Dr. med. Martin Paul

1. Gutachter: Professor Dr. E. Conradi

2. Gutachter: Professor Dr. H. Ch. Scholle

3. Gutachter: Professor Dr. C. Gutenbrunner

Datum: 19.4.04

Abstracts

Ganganalyse und Bewegungswahrnehmung im Hüftgelenk in der Rehabilitation nach TEP-Implantation bei Dysplasiekoxarthrose

Ganganalyse, sensomotorisches Lernen, TEP-Implantation, Rehabilitation

Observative prospektive Kohortenstudie mit 22 Patienten über 3 Jahre. Wir untersuchten, ob die intensive Schulung der Diskrimination des Hüftgelenks von Beckenbewegungen Auswirkungen auf die Harmonisierung des Gangbilds in der postoperativen Rehabilitation habe. Es wurde anhand der videogestützten Ganganalyse auf dem Laufband ein Score der Gangharmonie gebildet, der neben dem Gang als Ganzkörperbewegung auch koordinative Faktoren wie den Bewegungsfluß berücksichtigt. Faktoren wie Schmerz und Erfahrung in übenden Verfahren wurden in einer Regressionsanalyse auf ihre Assoziation mit der Gangharmonie überprüft. Modelle des Bewegungslernens wurden auf langfristige Strategien der Rehabilitation angewendet.

Gait Analysis and movement perception in the hip joint in the rehabilitation after THR in secondary OA due to congenital dysplasia of the hip

Gait analysis, sensorimotor learning, Total Hip Replacement, Rehabilitation

Prospective observative cohort study over 3 years. A cohort of people with OA of the hip due to CDH was followed up over 3 years. The discrimination of hip movements from pelvis movements was measured and compared with the gait harmony. A Gait Harmony Score reflecting total body movement and coordinative factors has been developed and validated. In a regression analysis we measured the association between confounding variables like preoperative pain and experience in exercise with gait harmony and hip proprioception. Models of motor learning in rehabilitation have been applied to the postoperative development of the gait in order to establish models for longterm rehabilitation strategies.

Inhaltsverzeichnis

1.Einleitung ... 6
1.1.Dysplasiekoxarthrose ... 6
1.2. Spezifiken der muskulären Rehabilitation nach Hüft-TEP-Implantation ... 8
1.3. Die Rehabilitation als Entwicklungsprozess ... 9
1.4. Die Gangstörung bei Dysplasiekoxarthrose ... 10
1.5. Die Enstehung der Ganganalyse ... 11
1.6. Methoden der Ganganalyse und ihre klinische Anwendung ... 12
1.7. Bisherige Untersuchungen zur Ganganalyse bei Hüfterkrankungen ... 14
1.8. Aufgabenstellung der Untersuchung ... 18
2. Material und Methoden ... 19
2.1. Örtliche und zeitliche Rahmenbedingungen ... 19
2.2. Ein – und Ausschlußkriterien ... 19
2.3. Operationsverfahren und Therapiestrategie der Anschlußheilbehandlung ... 20
2.4. Untersuchungsgang ... 20
2.5. Kontrollgruppe ... 23
2.6. Die Einflußfaktoren des Rehabilitationsprozesses ... 23
2.7. Bewegungswahrnehmung und Fähigkeit Mikrobewegungen im Hüftgelenk zu isolieren ... 25
2.8. Die visuelle Gangbildanalyse auf dem Laufband ... 27
2.8.1. Geschwindigkeit ... 28
2.8.2. Schrittlänge ... 28
2.8.3. Rotationsstellung der Beine, Spurbreite, Zirkumduktionsbewegungen ... 29
2.8.4. Hüft- und Kniewinkel ... 30
2.8.5. Abrollbewegung, Stoßdämpfung ... 30
2.8.6. Lockerheit der kinematischen Kette, Armpendel ... 31
2.8.7. Stabilisierung, Trittsicherheit ... 32
2.8.8. Bewegungsfluss, Bewegungssymmetrie ... 32
2.8.9. Einbeinstand ... 33
2.9. Der retrospektive Fragebogen zur Einschätzung der AHB ... 34
2.10. Statistik ... 35
2.11. Recherchestrategien ... 37
3. Ergebnisse ... 38
3.1. Einflußfaktoren im Prozeß der Rehabilitation ... 38
3.1.1. OP-Schwierigkeit und OP-Komplikationen ... 38
3.1.2. Die Verlagerung des Rotationszentrums ... 39
3.1.3. Die Verteilung der Arthrosegrade ... 40
3.1.4. Die Verteilung der Dysplasiegrade ... 40
3.1.5. Die Verteilung der Vorerfahrung in übenden Verfahren und Bewegungstherapie ... 41
3.1.6. Das Engagement in der Rehabilitationsphase ... 41
3.1.7. Der Gebrauch der Gehstützen ... 42
3.1.8. Die Erfassung der Schmerzen in der präoperativen Phase ... 43
3.2. Die Erfassung der Bewegungswahrnehmung und Isolationspräzision im Hüftgelenk ... 45
3.3. Die semiquantitative visuelle Gangbildbewertung ... 45
3.3.1. Vergleich der Gangqualität am Ende der stationären Rehabilitation und nach einem Jahr ... 46
3.4. Der Vergleich Probanden/Patienten ... 54
3.5. Der Kreuzvergleich der Juroren – interindividuelle Reliabilität ... 56
3.6. Einfluß ausgewählter Begleitfaktoren auf Gangqualität und Hüftkoordination ... 57
3.6.1. Einfluß auf die Bezugsgröße „Verbesserung des Ganges“ (Differenz-Score1/2) ... 57
3.6.2. Einfluß auf die Bezugsgröße „Gangqualität nach einem Jahr“ (Score 2) ... 60
3.6.3. Beziehung zwischen den Einflußfaktoren und der Bewegungswahrnehmung im Hüftgelenk ... 63
3.7. Die Auswertung des retrospektiven Fragebogens ... 66
3.8. Korrelation zwischen der Bewegungswahrnehmung im Hüftgelenk und der Steigerung in der Qualität des Ganges in der Phase bis zu einem Jahr nach der Operation ... 68
4. Diskussion ... 72
4.1. Überblick ... 72
4.2.1. Ergebnisse ... 73
4.2.2. Vergleich mit anderen Ansätzen ... 74
4.2.3. Methodenkritik ... 75
4.3. Die Präzision der Wahrnehmung und Bewegungsausführung im Hüftgelenk und ihre Wechselwirkung mit dem Gang ... 76

4.4. Der Einfluß prädiktiver Faktoren auf die Entwicklung des Ganges und der Koordination im Hüftgelenk in der Rehabilitation nach TEP-Implantation 77
4.5. Einbindung in einen theoretischen Rahmen 79
5. Zusammenfassung 81
6. Literatur 83

UNSERE HALTUNG KOMMT VON UNSEREN HANDLUNGEN,
UNSERE HANDLUNGEN KOMMEN VON DER NOT.
WENN DIE NOT GEORDNET IST,
WOHER KOMMEN DANN UNSERE HANDLUNGEN ?
WENN DIE NOT GEORDNET IST,
KOMMEN UNSERE HANDLUNGEN VON UNSERER HALTUNG
(Bertolt Brecht, Fatzerkommentar)

1.Einleitung und Problemdiskussion

Die Rehabilitation arbeitet zumeist mit Patienten mit chronischen Erkrankungen. Die damit einhergehenden Körperkonzepte, Bewegungsgewohnheiten und Lebensstile sind schwer zu erforschen. Am Beispiel von Patienten mit langjährig bestehenden Einschränkungen infolge einer Dysplasiekoxarthrose soll die Rehabilitation als sensomotorischer Entwicklungsprozeß untersucht werden. Das besondere Interesse gilt der Bewegungsregulation in der postoperativen Gangentwicklung über den Zeitraum der Anschlußheilbehandlung hinaus. Dabei wird die Gangentwicklung nach TEP-Implantation in ihrer Wechselwirkung mit koordinativen Fähigkeiten im Hüftgelenk betrachtet. Zwar wird von Operateuren die Notwendigkeit und der bedeutende Anteil der Rehabilitation am Ergebnis der Operation betont,[1 2 3] doch wurde dieser Aspekt bislang nur selten als gesonderte Einflußgröße auf das Operationsergebnis untersucht. Diese Untersuchung richtet sich auf die sensomotorische Entwicklung und untersucht theoretische Modelle, die diese Entwicklung beschreiben können. Im Mittelpunkt dieser Modelle steht motorisches Lernen.

1.1.Dysplasiekoxarthrose

Die Dysplasiekoxarthrose ist die arthrotische Spätfolge der kongenitalen Hüftgelenksdysplasie. Patienten mit Dysplasiekoxarthrose unterscheiden sich in Statik und Dynamik von der Normalbevölkerung und von Patienten mit primärer Koxarthrose. Die Dysplasiekoxarthrose geht mit einer Fehlstellung von Hüftkopf und –pfanne sowie mit Fehlstatik und –dynamik der betroffenen Extremität und natürlich auch der Wirbelsäule einher.[4] Die Hüftgelenksdysplasie bzw. kongenitale Entwicklungsverzögerung des Hüftgelenks wird als Teil einer frühkindlichen Entwicklungsstörung angesehen.[5 6] Es werden darin zwei Subtypen unterschieden: Die intrauterine teratologische Hüftgelenksdysplasie, die in übergreifende kongenitale Defizite wie Arthrogryposis und Myelodysplasie eingeordnet ist

und die typische Dislokation, die prä- und postnatal in ansonsten gesunden Kindern vorkommt.[7] Es gibt darin eine Häufung bei weiblichen Babies, die in Steißlage geboren wurden. Beiden gemein ist die Folge, daß die Entwicklung der Innervations- und Aktivierungsketten verändert ist: Vojta[8] beschreibt generelle Störungen der Motorik bei Säuglingen und Kleinkindern mit Hüftgelenksdysplasie. Bombelli[9] hingegen sieht die kongenitale Hüftgelenksdysplasie als Folge einer angeborenen muskulären Dysbalance. Dementsprechend findet man sowohl statische als auch dynamische Asymmetrien der Hüftstabilisierung, was sich im typischen Watschelgang der Patientinnen mit Hüftgelenksdysplasie äußert, wie ihn schon 1895 Trendelenburg[10] beschrieb. Perka[11] befasst sich 1998 mit der Dysplasiekoxarthrose im Zusammenhang mit der Operationsplanung in Bezug auf Gelenkspannung, Luxationsneigung, Korrektur von Fehlstellungen und mit der Rolle ambulanter oder stationärer Rehabilitationsverfahren.

Patientinnen mit Dysplasiekoxarthrose sind üblicherweise jünger, stehen aktiv im Leben und unterscheiden sich daher auch im psychosozialen Anforderungsprofil deutlich von den in fortgeschrittenerem Alter operierten Patienten mit primärer Koxarthrose. Die Krankheitsvorgeschichte ist meist lang. Die endoprothetische Versorgung steht am Ende einer Kette von konservativen und operativen Interventionen. Einschränkungen der motorischen und sozialen Entwicklung sind häufig. Die rehabilitative Behandlung setzt bei einer verketteten statischen und dynamischen Störung an. Man sieht die typische Fehlstatik mit Knick-Senk-Spreizfuß, valgisierten hypermobilen Kniegelenken, Coxa valga, lumbaler Hyperlordose, abgeschwächter unterer Bauchmuskulatur, Blasenstörungen, muskulärer Hypertrophie des thorakolumbalen Übergangs, fixierter BWS und Kopfvorneige als Muster, das die Hüfte als wesentliches Glied integriert.[12] Im Gang müssen diese Asymmetrien dynamisch kompensiert werden. So steht der Gang im Mittelpunkt des rehabilitativen Teils der Behandlung der Hüftgelenksdysplasie. Gleichzeitig geht es um die Rolle der Bewegungssteuerung in der Rehabilitation. Die Koordination von Bewegung und Haltung ist eine besondere Aufgabe der post-operativen Rehabilitation, da bei den Patientinnen eine langjährige Störung der Koordination vorliegt. In der vorliegenden Studie gingen wir von der Hypothese aus, dass die Genauigkeit der periartikulären Bewegungskoordination wesentlich für die motorische Entwicklung in der Rehabilitation sei. Dabei kommt im Diskurs der Korrektur gestörter motorischer Stereotype, wie sie in neurophysiologisch orientierten Theorien der Bewegungsregulation gelehrt werden, der Bewegungswahrnehmung eine Schlüsselfunktion zu.[13]

1.2. Spezifik der muskulären Rehabilitation nach Hüft-TEP-Implantation

Das Problem, wie standardisierte Bedingungen hergestellt werden können, um den Erfolg medizinischer Behandlungen und/oder Operationen der Hüftgelenkskoxarthrose zu vergleichen, wird viel diskutiert.[14] [15] Die etablierten Scores berücksichtigen mit unterschiedlicher Wichtung die Faktoren Schmerz, Gehfähigkeit, funktionelle Kapazität und Beweglichkeit.[16] [17] [18] [19] Sie beziehen sich aber ausschließlich auf operative Maßnahmen, ohne rehabilitative Gesichtspunkte einzuschließen. Es ist daher oft kritisiert worden, daß das funktionelle Ergebnisses für die Patienten nicht eingehend berücksichtigt wird.[20] [21]
Die Probleme der Behandlung der Koxarthrose wechseln zu den jeweiligen Zeitpunkten der Behandlung: Vor der Operation steht der Schmerz im Vordergrund, perioperativ geht es darum, den Eingriff komplikationsarm zu bewältigen. In der ersten Zeit danach erfolgt mit der Wundheilung das langsame Herantasten an die gewonnenen Möglichkeiten bzw. das Erholen von der Operation. Keiner der etablierten Scores kann diese Aufgabenwechsel zusammengefasst bewerten. Das führte zur Einbeziehung neuer Kriterien.
In den 1960er und 1970er Jahren wurden vor allem Techniken der instrumentellen Ganganalyse als Verfahren der Objektivierung eines OP-Ergebnisses oder als Differenzierungsmerkmal unterschiedlicher Prothesendesigns oder OP-Verfahren entwickelt.[22] [23] In den 1990er Jahren wurde die subjektive Lebensqualität der Patienten in die Evaluation einbezogen.[24] [25] [26] Die Rehabilitationsphase selber war jedoch nur selten Gegenstand von Outcome-Untersuchungen.[27] [28] [29]

Innerhalb verschiedener Längsschnittuntersuchungen wurden im Rahmen von Vorher/Nachher-Vergleichen Gehfähigkeit, funktionelle Kapazität und Schmerz untersucht.[30] [31] Dabei richtete sich der Blick auch auf die Zeit der Rekonvaleszenz. Es gilt als gesichert, daß die Kraft der Abduktoren im Laufe eines Zeitraums von zwei Jahren bei gutem Verlauf allenfalls submaximale Werte erreicht [32] Ähnlich verhält es sich mit der Gehfähigkeit.[33] Die Untersuchungen über die Ergebnisse der postoperativen stationären Rehabilitation beziehen sich auf unmittelbar postoperative Probleme wie Wundheilungsstörungen, Schwellungen, Kraftminderung und Schmerz.[34] [35] [36] [37] Geht es um die Übungsbehandlung, steht meistens die Kraft der Abduktoren als Schlüsselmuskel der Hinkmechanismen im Vordergrund.[38] Die neuromuskuläre Stabilisierung ist lediglich im Zusammenhang mit dem Luxationsschutz ist Gegenstand des Interesses.[39] [40] Grigg untersuchte die Fähigkeit zur Propriozeption der Hüfte vor und nach TEP-Implantation und stellte dabei keine signifikanten Unterschiede fest.[41]

Eine japanische Arbeitsgruppe um Ishii untersuchte die Propriozeption bei Arthrose und bei Gelenkendoprothesen und fand den Ort der Propriozeption nicht im Gelenk selber, sondern in den Spindeln der umgebenden Muskeln.[42]

Das Anliegen dieser Arbeit ist die Untersuchung der neuromuskulären Stabilisierung der Hüfte insbesondere im Zusammenhang mit der Gehfähigkeit. Perka[11] untersuchte 1998 die Effizienz unterschiedlicher Rehabilitationsmaßnahmen und stellte fest, daß es auch ohne stationäre Anschlußheilbehandlung im Rahmen der postoperativen Rekonvaleszenz zu einer Besserung kommt. Es zeigte sich, daß nicht eine zeitlich beschränkte Rehabilitationsmaßnahme, sondern die kontinuierliche Durchführung des Übungsprogramms entscheidend für das funktionelle Ergebnis sei. Daher bestehe das wesentliche Ziel der ambulanten und stationären Weiterbehandlung in der intensiven Schulung der Patienten, wobei die Motivation und die Anleitung für das Übungsprogramm besonders zu betonen seien.[43] [44] Damit sind unterschiedliche Ebenen der Rehabilitation angesprochen: Die Rehabilitation beinhaltet zum einen die Durchführung der Übungen zur Kräftigung und Beweglichkeitsverbesserung. Sie umfaßt zum anderen aber auch einen Prozeß der psycho-physischen Selbsterfahrung, der Fragen der Körperwahrnehmung und der Copingstrategien einschließt. Aus dieser Perspektive ist die Operation nicht nur Schmerztherapie, sondern auch ein nachhaltiger Grundstein für eine veränderte Lebensführung.

1.3. Die Rehabilitation als Entwicklungsprozess

Die Arbeiten von Perka 1998 und Viktor 1987 haben den Weg in die Richtung der Betrachtung der Rehabilitation nach TEP-Implantation als Anpassungsprozess gewiesen. Die Patienten koordinieren nach der Operation alte Bewegungsabläufe in neuen biomechanischen Bedingungen zuerst in einer klinischen Umgebung, dann in ihrem gewohnten Zuhause oder gar in regulärer Erwerbstätigkeit. Die Rehabilitation als nachhaltig ausgelegte Intervention muß daher das Erkennen und Überarbeiten gewohnter Kompensationsmechanismen, die Genesung vom operativen Eingriff, die Wiederkehr der Funktion und den Erwerb neuer Fähigkeiten in Betracht ziehen. Bei Patientinnen mit Dysplasiekoxarthrose besteht häufig parallel zur arthroseinduzierten periartikulären Muskelschwäche[45] ein Koordinationsdefizit. Zur Behandlung von Gangstörungen ist die Hüft-Becken-Region mit den Abduktoren und den verkürzten Adduktoren die Schlüsselregion. Die kontrollierte Integration der Hüfte in Bewegungsabläufe ebnet den Weg für die genaue Ausführung der Übungen zum Einen und den harmonischen Gang zum anderen. Um kompensatorische Überlastungsschäden der

Nachbargelenke zum einen oder eine verfrühte Gelenklockerung durch wiederholte Belastungsspitzen zu vermeiden, ist bei diesen meist jüngeren Patientinnen ein „runder“ Gang Aufgabe der Sekundärprävention. Das beinhaltet selbständiges langfristiges Üben. Die Aufgabe der Rehabilitation besteht darin, das Üben zu üben. Die Dynamik von bewußtem Bewegen – Konsolidieren – Automatisieren wurde bisher hauptsächlich in der Sportwissenschaft mit dem Neuerwerb spezieller motorischer Fähigkeiten unter handlungstheoretischer Perspektive bearbeitet.[46] Auch dort gibt bis heute keine widerspruchsfreie Theorie motorischen Lernens.[47] In den Rehabilitationswissenschaften wurde motorisches Lernen nur ansatzweise im Zusammenhang mit dem Funktionserwerb nach zerebrovaskulären Insulten theoretisch behandelt. Nach Shumway und Cook ist motorisches Lernen planmäßiges Üben einer Bewegung als Neuerwerb oder Überarbeitung mit dem Ziel der sicheren Handlung in Auseinandersetzung mit einer Umweltanforderung.[48] Im Gegensatz dazu sei Bewegungsregulation lediglich die Kontrolle einer Bewegung hinsichtlich der motorischen Kontrollebenen Cortex-Cerebellum-Basalganglien-spinale Zentren-periphere Regulationsebenen. Es gibt im Moment keine Modelle für die Rolle des motorischen Lernens in der muskulären Rehabilitation. Die Schwierigkeit besteht darin, den Vorgang der Überarbeitung schon bestehender motorischer Muster sowohl deskriptiv, als auch begrifflich zu erfassen.

1.4. Die Gangstörung bei Dysplasiekoxarthrose

Die Gangstörung ist die zentrale Größe der Hüftgelenkserkrankungen. Auch erfolgreiche operative Therapien können häufig Gangstörungen nicht beheben.[49] Hinken wird definiert als Asymmetrie des Ganges in seinen Distanz- und Zeitfaktoren. Dabei wird unterschieden zwischen Verkürzungshinken, Schmerzhinken, Versteifungshinken, Lähmungshinken, Hinken bei statischer und dynamischer Instabilität und Hinken bei neuromuskulären Koordinationsstörungen.[50] Diese Formen des Hinkens treten jedoch in der Regel als Mischform auf.[51] Schon 1865 beschrieb Duchenne[52] das typische Hüfthinken und verglich es aufgrund der Schwäche der Abduktoren mit dem Hinken bei Lähmungen. Trendelenburg arbeitete den M.gluteus medius als Schlüsselmuskel des Hüfthinkens heraus: In koxarthrotischen Hüftgelenken ist die Muskulatur der Abduktoren entweder aus anatomischen Gründen wegen der Annäherung von Ansatz und Ursprung oder aus funktionellen Gründen aufgrund der reflektorischen Hemmung insuffizient. 1939 untersuchte Calvé die Rolle des

Schmerzes und prägte den Begriff des „antalgic gait“, des Schmerzvermeidungshinkens.[53] Mit Einführung der genaueren technischen Mittel der Ganganalyse untersuchte Pat Murray den Gang der Hüftkranken und stellte dabei folgende charakteristischen Muster fest: Verringerte Geschwindigkeit, verlängerte Dauer der Doppelstandphase, vermehrte Bewegungen des Rumpfes und des Kopfes, verminderte Schrittlänge, wenn das betroffene Bein den Schrittzyklus beginnt (Extensionshemmung), vermehrte Beckenbewegung, verminderte Bewegungsausschläge sowohl der Hüften als auch der Knie, vermehrte Ellbogenflexion auch in der Schwungphase, verminderte Schrittfrequenz.[54] So sehen wir im Hüfthinken einen Schlüsselmuskel - M. gluteus medius - und eine asymmetrische Ganzkörperbewegung.

1.5. Die Enstehung der Ganganalyse

Seit Borellis Pionieruntersuchungen im 17.Jahrhundert[55] wird der menschliche Gang systematisch erforscht. Die grundlegende Schwierigkeit der Ganguntersuchung ist die begrenzte zeitliche Auflösung des menschlichen Auges.[56] Die einzelnen Phasen des Ganges können nur schlecht unterschieden werden.[57] Insbesondere die Muskelaktivität und Bewegungsabfolge der Schwungphase war über Jahrhunderte Gegenstand lebhafter Diskussionen gewesen, bis mit der Entwicklung der Photographie Muybridge[58] einzelne Gangbestandteile sichtbar machte. Diese Entwicklung wurde mit dem Film fortgeführt und endet mit der Videoaufzeichnung einschließlich der Zeitlupeneinstellung.

Im 19.Jahrhundert führten die Gebrüder Weber[59] und im französischen Raum Marey[60] im gangspezifische Bewegungsstudien durch. Am Beginn des 20.Jahrhunderts erforschten der Anatom Braune und der Mathematiker Fischer systematisch den Gang.[61] Sie unterteilten den Schwerpunkt des Körpers in die Summe der regionalen Schwerpunkte der einzelnen Gliedmaßen und setzten sie in Beziehung zur Trägheit und Schwerkraft. Durch genaueste Messungen, die bis heute Gültigkeit besitzen und z.B. von Pauwels[62] zur Berechnung der Hüftbelastung herangezogen wurden, erfassten sie die einzelnen Phasen des Ganges. So wiesen sie die Existenz muskulärer Kräfte in der Pendel- bzw. der Schwungphase nach, was bis dahin wissenschaftlich umstritten war (Gebr. Weber).

Bernstein, ein Schüler Pavlovs, arbeitete mit hochauflösender Chronozyklometrie und konnte damit wesentliche Fragen der Bewegungsphysiologie und der Gangentwicklung im Altersverlauf bearbeiten. Er prägte den Begriff des Ganges als biodynamisches Gewebe und richtete sein Interesse auf das Verhältnis von Zentrale und Peripherie in der motorischen

Steuerung. Er postulierte die grundlegende Unregierbarkeit der Peripherie durch die Zentrale aufgrund der unendlichen Freiheitsgrade, die ein multimuskulär gesteuertes mehrgliedriges Pendel, wie es die Gliedmaßen sind, besitzt.[63]

Mit weiteren technischen Entwicklungen wie z.B. der Elektromyographie und der Druckplatten zur Messung der Bodenreaktionskräfte (entweder als Sohle im Schuh oder als Sensor im Boden) begann eine neue Etappe der Gangforschung. Das kalifornische Labor um Ralston, Inman und Eberhart setzte neue Maßstäbe der Gangbeobachtung, standardisierte die Ganganalyse und setzte die Erkenntnisse in die klinische Anwendung um.[64] [65] [66] Was Scherb[67] noch als Myokinesiographie mit dem Bewegungstasten der muskulären Aktivierung begann, wurde mit der Elektromyographie instrumentell objektivierbar.[68] Debrunner[69] und Baumann setzten diese Forschungen fort, indem sie mit Druckplatten die Bodenreaktionskräfte maßen.

In der Zwischenzeit hat sich die Technik der Ganganalyse weiterentwickelt. Es stehen verschiedene Systeme der Aufzeichung und Objektivierung der Gangspuren zur Verfügung: Sohlendruckprofile, Ganglinien, Zyklogramme, Oberflächen-EMG, Nadel-EMG, Aufzeichungen auf einem Laufsteg, auf einem Laufband oder wie beim Pferderennen mit mitlaufender Kamera. Allen Systemen gemein ist die Tatsache, daß nur Bewegungsspuren exakt erfassbar sind, nicht aber der gesamte Bewegungszusammenhang. Außerdem beeinflussen sämtliche Aufzeichnungssysteme den Bewegungsablauf.

Komplexe instrumentelle Ganganalysen nehmen großen zeitlichen und apparativen Aufwand in Anspruch. Sie werden nur in wenigen Zentren der Sekundärversorgung durchgeführt und unterscheiden sich zudem erheblich je nach benutztem System. Ihr Stellenwert für klinische Entscheidungsprozesse wird demzufolge kontrovers beurteilt. So bemerkte Charnley kritisch, das Ganglabor sei ein Ort, in dem umständlich quantifiziert werde, was der erfahrene Kliniker ohnehin sehe.[70] Demgegenüber vertritt Andersson 1981, die Ganganalyse sei die einzige objektive Untersuchung, um die Gebrauchsfähigkeit einer Knie- oder Hüftprothese evaluieren zu können.[71]

1.6. Methoden der Ganganalyse und ihre klinische Anwendung

Arthur Steindler beschrieb den Gang als ein permanentes Spiel zwischen Gewinnen und Verlieren des Gleichgewichts, als eine Serie von Beinahe-Katastrophen.[72] Die klinische Ganganalyse versucht, dies Spiel in seine Bestandteile zu zerlegen. Brand und Crowninshield

definierten Kriterien (Seite 71) für ein objektives, relevantes und kommunizierbares System der Ganganalyse und nannten dabei Quantifizierbarkeit, Störungsfreiheit, Reproduzierbarkeit, Kommunizierbarkeit und therapeutische Relevanz.[73]

Eine Reihe von Untersuchungen bestätigte die geringe Reliabilität visueller Einschätzungen.[74] [75] In der Rehabilitationsforschung hat sich das System des Rancho-Los-Amigos- Hospitals unter Jaqueline Perry durchgesetzt.[76] Perry übernahm die Einteilung der Gangphasen von Inman/Ralston und entwickelte eine ausgeklügelte Wahrnehmungsordnung, mit der die divergenten Befunde der visuellen Ganganalyse dokumentiert werden können. Sie unterteilt den Gangzyklus ausgehend vom Bodenkontakt in acht Phasen. Davon sind fünf der Standphase und drei der Schwungphase zugeordnet.[77] Abweichend davon haben Erhart und Senn[78] den Gangzyklus vom Moment der Schwerpunktverschiebung geordnet und aus den gewonnenen Kraft/Druck-Verteilungen der Meßplatten ein System zur Unterscheidung zwischen strukturellen Einschränkungen und Kompensationsmechanismen entwickelt. Als Methode wenden sie die mathematische Kurvendiskussion auf die Schwerkraft-Bodenreaktionskraft-Ganglinie an. Als universelle Screening-Instrumente in der Geriatrie werden „Duke Mobility Skills Profile"[79] und „Rivermead Visual Gait Assessment"[80] eingesetzt. Beide sind Übersichtsskalen zur Einschätzung der Mobilität im Alltag. Im deutschen Sprachraum hat Klein-Vogelbach die „Funktionelle Bewegungslehre" als ganzheitliches Behandlungskonzept mit eigenständiger Terminologie entwickelt.[81] Sie richtet von einem gymnastisch-ästhetischen Erfahrungshintergrund aus den Blick auf den Gang als Ganzkörperbewegung und arbeitet mit metaphorischen Bewegungsinstruktionen zur Stabilisierung.

Die klinische Ganganalyse findet in unterschiedlichen Bereichen der klinischen Praxis Anwendung:

- Bewegungsstörungen bei neuromuskulären Krankheitsbildern wie Hemiparese, Myopathien, spastische Zerebralparese, inkomplette Querschnittlähmungen
- Orthetische und prothetische Hilfsmittelversorgung
- Bewegungsstörungen oder –einschränkungen nach Traumata
- Geriatrische Einschätzung des Sturzrisikos und der Mobilität
- Psychomotorische Auffälligkeiten, körpertherapeutische Behandlung

Es können im Überblick drei Kategorien der Ganganalyse unterschieden werden:

- Die instrumentelle oder apparative Ganganalyse. Sie liefert exakte und quantifizierbare Spuren der zeitlichen und räumlichen Bewegungsvariablen. Sie ist objektiv, aber fragmentarisiert.

- Die klinisch-visuelle Ganganalyse: GangBILD-Analyse. Sie beschreibt die Gliedmaßen in der Ganzkörperbewegung: Winkelverhältnisse, Rhythmus, zyklische und azyklische Auffälligkeiten des Bewegungsablaufs, Stabilisationsfähigkeit und Kompensationsbewegungen im individuellen Zusammenhang. Sie wird meist von Physiotherapeuten und Ärzten im therapeutischen Kontext angewandt und ist eine subjektive Einschätzungsmethode mit objektiven Bestandteilen, somit bestenfalls semiquantitativ.
- Die psychomotorische Ganganalyse. Sie bezieht sich auf den Gang als sozioemotionales Signal in seiner persönlichen Besonderheit und situativen Gebundenheit. Sie wird im Umfeld der körperorientierten Psychotherapie und psychomotorischen Therapie angewandt.[82 83 84]

Der Gang als halbautomatisches Bewegungsgeschehen stellt sich aus verschiedenen Wahrnehmungsfenstern unterschiedlich dar. Das objektive Bewegungsfragment der apparativen Ganganalyse steht der subjektiven Einschätzung der Bewegungsgestalt in der Gangbildanalyse gegenüber. Jede Anwendung der Ganganalyse bewegt sich mit den entsprechenden Einschränkungen zwischen diesen Polen. In Deutschland befinden sich derzeit apparative Systeme auf dem Markt, die entweder mit Bodenreaktionskräften oder Winkelmessungen über Marker und Sensoren arbeiten. Damit ist immer nur ein Teilbereich der Ganzkörperbewegung „Gang“ abgebildet. Im Zusammenhang mit der Darstellung gestörter Bewegungsabläufe ist daher ein System gefordert, das Ganzkörperbewegungen darstellt und auch in der pädagogischen rehabilitativen Arbeit als Feedback-Instrument eingesetzt werden kann. Es soll idealerweise sowohl für Kostenträger als auch für Therapeuten in der täglichen Arbeit schnell und unkompliziert einsetzbar sein. Als Darstellungssystem für die Entwicklung des Ganges soll es auch koordinative Faktoren erfassen, die in der Umsetzung zum Gehen in der häuslichen Umgebung wichtig sind.

1.7. Bisherige Untersuchungen zur Ganganalyse bei Hüfterkrankungen

Nur wenige Studien zur Rehabilitation nach Hüftgelenksalloarthroplastik berücksichtigen die Ganganalyse oder differenzierte Betrachtung des Ganges. Die Methodenvielfalt sowie die geringen Teilnehmerzahlen erschweren die Vergleichsfähigkeit.

Pat Murray unternahm eine Reihe von Untersuchungen. Neben der Beobachtung der Gangunterschiede von Männern und Frauen und der Untersuchung des normalen Ganges

studierte sie 1971 die Gangmuster von Patienten mit einseitigem Hüftschmerz bei Hüftkopfnekrose und Arthrose.[85] Bei einem Patientenkollektiv von 26 Männern untersuchte sie mit Lichtmarkern und Stroboskop im Dämmerlicht Geschwindigkeit, Schrittlänge und Winkelabweichungen.[86] Sie stellte dabei eine geringere Geschwindigkeit, vermehrte Unregelmäßigkeit der Schrittlängen, vermehrtes Oszillieren des Oberkörpers und natürlich das charakteristische Verlagern des Oberkörpers auf die Standseite fest. Die Schrittlänge war auf der Standseite deutlich auf Kosten der Extension verringert, wobei erhebliche Unterschiede zwischen der gemessenen Extension bei der Untersuchung und der genutzten Extension im Ganggeschehen bestanden. Murray führt das in Anlehnung an Untersuchungen Rydells, die eine vermehrte Belastung in der späten Standphase postulieren, auf eine Schmerzhemmung zurück. Auffallend war, daß alle Patienten Abweichungen des Becken-Rumpf-Kopf-Komplexes zur erkrankten Seite hin aufwiesen. Die Studie wies hinsichtlich des Absinkens des Beckens Unterschiede zu den Untersuchungen Calvés auf, der einen klaren Trennstrich zwischen antalgischem Hüfthinken und Hinken durch Glut.-med.-Insuffizienz zog. 1981 veröffentlichte Murray eine 4-Jahre-Verlaufsuntersuchung von 58 Patienten mit 72 Hüftendoprothesen.[87] Sie zeigte ein kontinuierliches Ansteigen der Hüftfunktion in den ersten zwei Jahren auf submaximales Niveau, das ab dann stagnierte.

1974 untersuchte S.Collert [88] 94 Patienten nach Trochanterosteotomie bei Koxarthrose auf dem Laufsteg direkt vor und ein Jahr nach der OP und stellte dabei signifikante Besserungen des Schmerzes bei Gewichtsbelastung und bei der Schrittlänge fest.

R.N.Stauffer[89] fand 1974 bei 25 Patienten keine Korrelation zwischen der realen genutzten Hüftbewegung im Gehen und der Hüftbeweglichkeit bei Patienten mit Charnley-Endoprothese nach der Operation.

Die Gewichtsverteilung und Raum/Zeit-Parameter vor und nach Endoprothesenimplantation bei einseitiger Koxarthrose untersuchte L.Baon[90] 1976 bei 55 Patienten auf dem Laufsteg. Er fand eine erhöhte Doppelstandphase und eine erhöhte Standphasendauer des nicht operierten Beines, was die Beobachtungen von Murray bestätigt.

Bewegungen im Gangverlauf sowie Muskelaktivierung im Vorher/Nachher-Vergleich verglich D.Steeger [91] bei 31 Koxarthrosepatienten mit einem Kontrollkollektiv von 40 Patienten und benutzte dabei elektrooptische Goniometer und EMG. Die gängige Meinung bestätigend, zeigten sich signifikante Unterschiede der Zeit- und Distanzfaktoren in beiden Vergleichen. Hinsichtlich der muskulären Steuerung fand Steeger prä- und postoperativ eine erhöhte Aktivität im Stand-Schwungphasenübergang und eine Dyskordination der Beschleunigung und Abbremsung des Unterschenkels in der Schwungphase. Auch in der

Kontrolle nach 5 Jahren ließ sich noch trotz Annäherung an die Normalwerte eine muskuläre Dyskoordination im Sinne erhöhter kontinuierlicher Muskelaktivität im Stand/Schwungphasen-Übergang nachweisen.

1981 untersuchte J.C. Wall [92] mit Bodenmatten bei 16 Patienten mit einseitiger Hüftarthrose vor und nach der Implantation einer Hüftendoprothese die Zeit- und Distanzfaktoren und stellte dabei fest, daß sich im Laufe des ersten halben Jahres nach der OP Gangsymmetrie und Geschwindigkeit deutlich verbessern. Die Normalwerte des Kollektivs von Murray wurden jedoch nicht erreicht.

M.F.Macnicol[93] fand 1980 ein signifikantes Ansteigen der Ganggeschwindigkeit insbesondere bei zuvor stark gehbehinderten Patienten im Vorher/Nachher- Vergleich.

Elisabeth Olsson [94] untersuchte bei 119 Patienten die Korrelation zwischen Ganganalyse und klinischer Untersuchung bzw. funktioneller Kapazität. Das beinhaltete die maximale Geschwindigkeit im ebenerdigen Gang und beim Treppensteigen, den Pulsanstieg bei maximaler Geschwindigkeit und alle Parameter des Harris- Hip-Scores. Die Ganganalyse beinhaltete als apparativ ermittelten Parameter die Bodenreaktionskräfte auf einem 5 m langen Laufsteg mit eingearbeiteten Druckmessern neben der visuellen Gangbildauswertung. Zusätzlich ermittelte sie die subjektive Einschätzung der Patienten. Als aussagekräftigste Korrelation zwischen dem klinischen Gesamteindruck und den Werten der apparativen Ganganalyse stellte sie die vertikalen Bodenreaktionskräfte und die mittlere Geschwindigkeit fest. Zusammenfassend zeigte Olssons Untersuchung die hohe Bedeutung der Ganganalyse für die Objektivierung der Therapieergebnisse. Das beinhaltete sowohl Schmerzlinderung, als auch Hilfe zur Schulung des klinischen Blicks.

Als Arbeitsgruppe des Ganglabors Zurzach untersuchten Thomas Langer[95] und Christoph Itin[96] 1992 eine Gruppe von 32 Koxarthrose-Patienten klinisch und mit Zuhilfenahme eines elektrogoniometrischen Systems der apparativen Ganganalyse (Selspot II). Dabei verglichen sie zum einen die Ergebnisse einer konservativen Behandlung hinsichtlich der Bewegungsparameter, zum anderen deren Entwicklung im Laufe eines Jahres. Sie fanden Kompensationsmechanismen der eingeschränkten Hüftextension in der Unterschenkel- und Fußbewegung. Die Beschränkung der Messungen auf die untere Extremität ließ leider wesentliche Kompensationsmechanismen ab dem Becken aufwärts nicht in die Wertung mit einfließen.

William Long, Lawrence Dorr und Jaquelin Perry[97] untersuchten 1992 bei 18 Patienten zu vier Zeitpunkten vor und nach der Endoprothesenimplantation Parameter der funktionellen Kapazität: EMG, Gangggeschwindigkeit, Bodenreaktionskräfte und

Ganganalyse. Sie stellten einen signifikanten Zusammenhang zwischen Lockerung der Prothesen und neuromuskulärer Dyskoordination fest. Die Abduktoren erreichten auch nach zwei Jahren nicht das Normalniveau. Deshalb empfahlen sie eine lange Rehabilitationsdauer.

Verlaufsparameter bei Koxarthrose mit endoprothetischer Versorgung im Vorher/Nachher-Vergleich untersuchten J.James et al. [98] 1994 bei 45 Patienten in drei Gruppen. Sie ermittelten Bodenreaktionskräfte (Kistlerplatten) und Winkelverhältnisse (Goniometer) und verglichen die Werte dann mit dem Harris-Hip-Score. Dabei stellten sich die Verhältnisse in der Loading-Response-Phase als der entscheidende Punkt der Gewichts- und Balanceverteilung heraus. Die Methode erwies sich als einfach und zuverlässig in der Objektivierung von Gangasymmetrien.

Eva-Maria Kappel[99] wendete 1997 die Registrierung der Bodenreaktionskräfte auf einem Laufsteg und die oberflächliche Ableitung der Aktivität des M.gluteus medius auf die Frage eines Defizites im Timing des Glut.-med.-Einsatzes als mögliche Ursache des persistierenden Hinkens trotz geglückter OP und zufriedenstellender Funktion der Abduktoren im isolierten Muskelfunktionstest an. Das Patientenkollektiv umfasste 18 Patienten. Die interindividuellen Unterschiede der Muskelaktivierung ließen jedoch keine statistisch signifikanten Ursachen für Hinkmechanismen im Bereich des Timings erkennen.

Franco Catani und seine Mitarbeiter[100] verglichen 1998 15 Patienten mit Dysplasiekoxarthrose und primärer Koxarthrose. Patienten mit Dysplasiekoxarthrose zeigten ein signifikant anderes Gangbild, auf welches die Positionierung der Hüftgelenkspfanne keinen Einfluß hatte.

Die Arbeitsgruppe der Klinik Berlin mit Hesse[101] und Sonntag[102] beschäftigte sich 1999 und 2000 mit Veränderungen des Ganges mit Gewichtsentlastung auf dem Laufband unter besonderer Berücksichtigung der glutealen Aktivierungsmuster. Sie fanden elektromyographisch bei 19 Patienten eine verminderte Aktivierung der Glutäen beim Gehen an Unterarmgehstützen mit andererseits harmonischerem Gangbild und empfahlen das Training auf dem Laufband zur kontrollierten Gangschulung nach Hüftgelenksendoprothesenimplantation.

Marc Perron[103] und Mitarbeiter untersuchten im Jahr 2000 kinematisch das Gangbild von Frauen nach TEP-Implantation im Vergleich zu einer Kontrollgruppe und fanden eine Korrelation zwischender Kraftminderung der Hüftextensoren in der frühen Standphase und der Verminderung der Ganggeschwindigkeit. Sie arbeiteten mit Bewegungsmarkern, Bodenreaktionskräften und einem Laufsteg.

Nach TEP-Implantation schwindet der Schmerz, die messbare Funktionsfähigkeit der Hüfte ist aber nachhaltig beeinträchtigt. Das betrifft Geschwindigkeit, Abduktorenkraft, Gelenkwinkel und Gangsymmetrie.
Keine dieser Untersuchungen widmete sich den koordinativen Komponenten des Ganges oder der Veränderung des Ganges als Ganzkörperbewegung. Dies ist das Thema der vorliegenden Arbeit.

1.8. Aufgabenstellung der Untersuchung

Das Thema der Arbeit ist die Bewegungswahrnehmung im Hüftgelenk in der Rehabilitation nach Implantation einer Hüftgelenksendoprothese bei Dysplasiekoxarthrose und ihre Wechselwirkung mit der Gangentwicklung. Es bestehen folgende Hypothesen:

1. Bei Patientinnen mit Dysplasiekoxarthrose besteht parallel zur Schwäche der Hüftabduktoren ein periartikuläres Koordinationsdefizit.
2. Die Wahrnehmung und Koordination der Schlüsselregion Hüftgelenk/ Hüftabduktoren/Becken ist von essentieller Bedeutung für die Gangentwicklung nach TEP-Implantation.
3. In der Rehabilitation des Ganges bei Dysplasiekoxarthrose spielen motorische Lernprozesse eine Rolle.

Das soll in den folgenden Themenkomplexen ausgearbeitet werden:

- Entwicklung einer Methode der visuellen Gangbildbeurteilung, die im Rahmen der orthopädischen Rehabilitation die Gangqualität im inter- und intraindividuellen Vergleich dokumentierbar und möglichst quantifizierbar machen kann. Die Messungen und Einteilungskriterien sollen durch Kreuzvergleiche validiert werden.
- Im Rahmen dieser prospektiven beobachtenden Studie soll die Entwicklung der koordinativen und perzeptiven Genauigkeit im Hüftgelenksbereich im Behandlungsverlauf untersucht werden. Bestehen Korrelationen zur Gangqualität?
- Die Einflußfaktoren der Rehabilitation mit besonderer Berücksichtigung der Bewegungsentwicklung und die Rolle der stationären Rehabilitation sollen mit Hilfe eines Fragebogens dargestellt werden. Diese Informationen sollen hinsichtlich ihres prädiktiven Einflusses auf die Gangharmonie und Koordination im Hüftgelenk betrachtet werden. Daraufhin soll die Rehabilitation als Lernprozeß untersucht werden.

2. Material und Methoden

2.1. Örtliche und zeitliche Rahmenbedingungen

Die Untersuchung wurde von 1996 bis 1999 in den Hellmuth-Ulrici-Kliniken (Sommerfeld bei Berlin) durchgeführt. Die Patientinnen wurden in der Klinik für Endoprothetik operiert und durchliefen anschließend die stationäre Anschlußheilbehandlung im Rahmen des integrierten Klinikkonzepts in der Abteilung für manuelle Medizin und Rehabilitation . Sie wurden vor der Operation vom Autor befragt und untersucht. Zu Beginn und zum Ende der Anschlußheilbehandlung wurde ein ausführlicher orthopädisch-manualmedizinischer Befund mit Gangbeurteilung erhoben. Gegen Ende der Anschlußheilbehandlung und nach 6 bis 12 Monaten wurden die Patientinnen noch einmal untersucht. Eine Laufbandganganalyse fand gegen Ende der AHB und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung statt. 3 Jahre später schloß sich dem eine retrospektive Befragung durch einen Fragebogen an.

prä-Op	2 Wochen post-Op *Beginn AHB*	5 Wochen post-Op *Ende AHB*	6-12 Monate post-Op Nachuntersuchung	3 Jahre post-Op
		Ganganalyse	Ganganalyse	Fragebogen
Koordination Becken-Hüft-Bereich	Koordination Becken-Hüft-Bereich	Koordination Becken-Hüft-Bereich	Koordination Becken-Hüft-Bereich	
Faktorenerhebung				Faktorenerhebung

2.2. Ein – und Ausschlußkriterien

Die Patientengruppe umfasste 22 Patientinnen im Alter von 37-69 Jahren (Mittelwert: 53,5 Jahre), davon 19 Frauen und 3 Männer. Als Einschlußkriterium der Koxarthrose wurde die Kategorie Charnley II (doppelseitige Arthrose, aber keine wesentlichen anderen Begleiterkrankungen) gewählt. Ausschlußkriterium war eine die Mobilität und Übungsfähigkeit behindernde Begleiterkrankung. 12 Patientinnen hatten eine doppelseitige Koxarthrose. Es wurden 33 Endoprothesenimplantationen durchgeführt, davon keine

Revision. In einem Fall wurde die ebenfalls stark dysplastische kontralaterale Hüfte nach dem positiven Ergebnis der Anschlußheilbehandlung für die andere Hüfte doch nicht operiert. 11 Patientinnen wurden innerhalb kurzer Zeit (< 6 Monate) aufeinanderfolgend an beiden Hüften operiert.

2.3. Operationsverfahren und Therapiestrategie der Anschlußheilbehandlung

Alle Patientinnen wurden bis auf drei Ausnahmen vom gleichen Operateur in der gleichen Operationsechnik operiert. Es wurden zementfreie PTP- Endoprothesen im transglutäalen Zugang nach Bauer ("Harding´s Approach") implantiert. Nur bei intraoperativen Fissuren oder Erkerplastiken wurde die Mobilisierung in Teilbelastung angegangen, ansonsten konnten die Patienten vom Moment des ersten Bodenkontakts an mit Unterarmgehstützen voll belasten. Die unmittelbar postoperative Krankengymnastik war mit isometrischen Spannungsübungen auf die Kräftigung der Abduktoren ausgerichtet. In der Anschlußheilbehandlung wurde besonderes Augenmerk auf afferenzverstärkende Therapien nach Janda[104] gelegt. Neben den Therapien zur lokalen Kräftigung und den üblichen Maßnahmen zum Erlernen des Gehens an Gehstützen, dem Treppensteigen etc. wurden mit manual- und neuraltherapeutischen Techniken funktionsverbessernde Interventionen hauptsächlich im Bereich gestörter Muskelfunktionen (Adduktoren, Schultergürtel, HWS) und der vertebralen Übergangsregionen durchgeführt. Die Therapie bestand ansonsten aus physikalischen Anwendungen (Hydro-, Elektro- und Thermotherapie), medizinischer Trainingstherapie und Schulung im Umgang mit Endoprothesen. Die Therapieziele und –maßnahmen wurden jeweils individuell und im engen interprofessionellen Kontakt im Behandlungsteam mit Physiotherapeuten, Masseuren, Sozialarbeitern und Psychologen abgestimmt. In der medizinischen Trainingstherapie und dem Übungsprogramm für das selbständige Training stand die koordinative Schulung mit Balanceübungen und Kräftigungsübungen auf instabilen Unterlagen im Vordergrund.

2.4. Untersuchungsgang

Präoperativ wurde die Anamnese einschließlich der speziellen Schmerz- und Bewegungsgeschichte erhoben. Neben der routinemäßigen orthopädischen Erhebung des

Lokalbefunds mit Bewegungsausmaß, Untersuchung des Einbeinstands und der Muskelkraft wurde ein manualmedizinischer Status mit Weichteilbefund, Statikuntersuchung und visueller Gangbildeinschätzung sowie Bewertung gestörter Muskel- und Gelenkfunktionen erhoben. Genaues Augenmerk wurde auf die Tests zur sensomotorischen Differenzierung und Muskelaktivierung gelegt.

Diese Tests wurden vor der Operation, zu Beginn der postoperativen Weiterbehandlung, vor der Entlassung in die häusliche Umgebung und nach ca. einem Jahr bei der Nachuntersuchung durchgeführt.

Die visuelle Gangbilduntersuchung auf dem Laufband schloss sich gegen Ende der AHB – zu Beginn war der Gang noch nicht stabil genug und es konnte auch auf dem Laufband nicht geübt werden – und in der Nachuntersuchung der manuellen Untersuchung an. Das Gehen auf dem Laufband wurde über zwei Minuten auf Video dokumentiert und anschließend mit den Patienten und Probanden ausgewertet. Später folgte die genaue zeitintensive Einzelauswertung mit Ermittlung der Schrittlängen und der koordinativen Beschreibungskategorien. Die Patientinnen wurden in vorbereitenden Übungseinheiten mit dem Laufband vertraut gemacht. Wenn sie sich sicher fühlten und mit den erhöhten Anforderungen an die Koordination zurecht kamen, wurde das Bewegungsgeschehen dokumentiert. Wegen der möglichen Verfälschung durch das Gehen mit Gehhilfen (Aufstützen) verzichtete man auf Kraftmeßsohlen. In dem Ganglabor liefen die Patienten auf dem Laufband in muskeldefinierender Bekleidung, um den Blick auf Aktivierungsketten, Instabilitäten sowie Achsenverhältnisse zu gewährleisten. Nach dem „Warmlaufen“ wurde in genauer Absprache mit den Patienten die angenehmste Laufbandgeschwindigkeit ermittelt und über zwei Minuten das Gehen mit vier rechtwinklig ausgerichteten Kameras aufgenommen. Die Einstellungen folgten einem festgelegten Rhythmus und beinhalteten die Betrachtung von vorne, von hinten und von beiden Seiten. Eingeblendet wurden Sequenzen mit viergeteiltem Bildschirm (Split Screen), um die Synchronizität der Bewegungen genauer einschätzen zu können. Auf dem Bildschirm wurde ein Raster über das Bild gelegt, um Achsabweichungen genau feststellen zu können. Auf dem gestoppten Laufband folgte noch der Einbeinstand mit Dokumentation des An- und Absetzens, was den Einschluß der Balancefähigkeit in die Dokumentation ermöglicht.

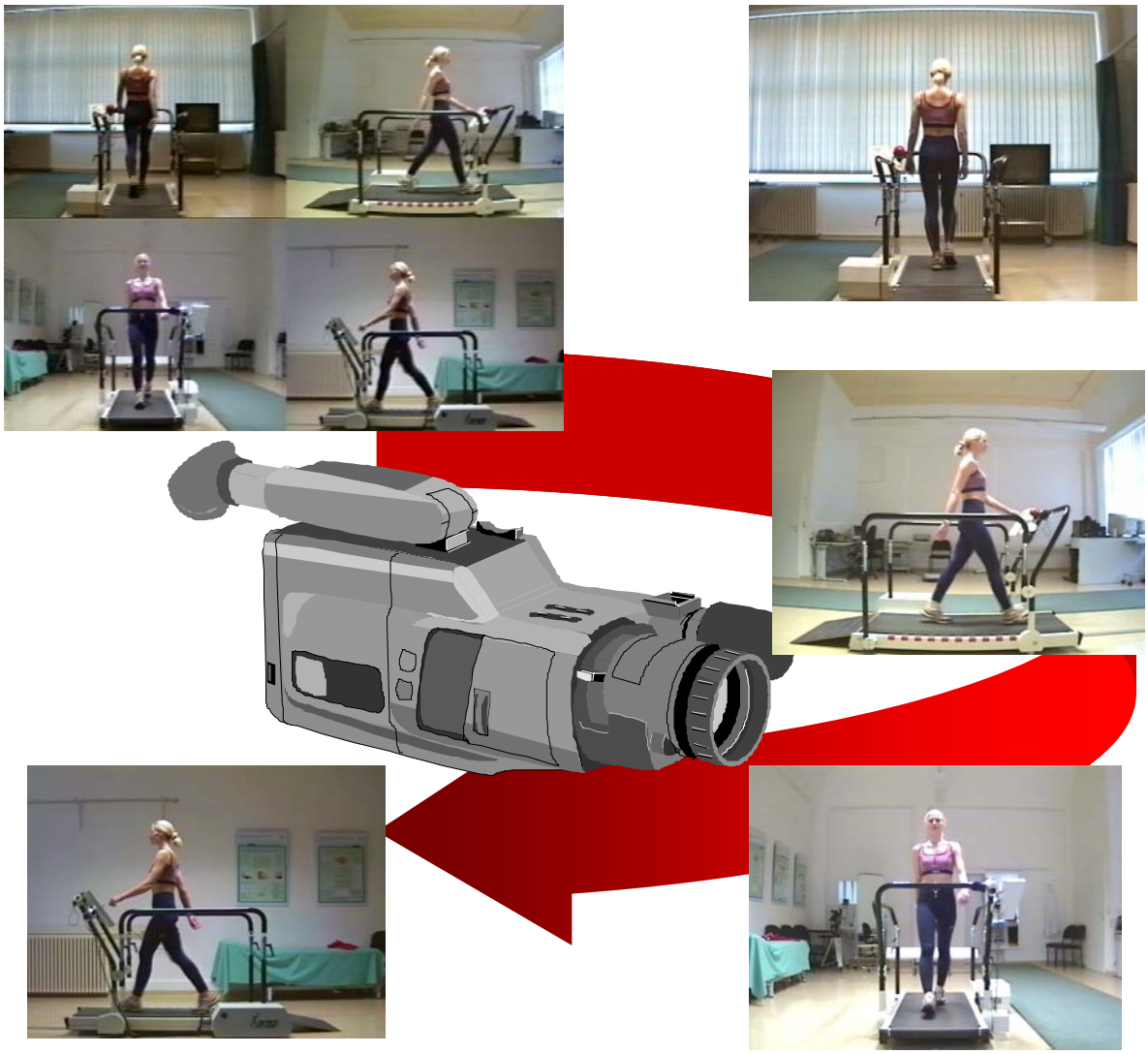


Abbildung 1: Zeitlicher Ablauf der videogestützten Laufband-Gangdarstellung, Probandin der Kontrollgruppe

2.5. Kontrollgruppe

Zur Kontrolle wurden 26 Mitarbeiter (Altersspanne: 21-62 J.; Mittelwert: 32J.) und Patienten (Altersspanne: 23-54J.; Mittelwert: 53J.) der Hellmuth-Ulrici-Klinik ohne Beeinträchtigung des Bewegungssystems untersucht.
Die visuelle Gangbildanalyse erfolgte bei allen Patienten und Probanden durch zwei voneinander unabhängige Gutachter, einem Sporttherapeuten und einem Arzt.

2.6. Die Einflußfaktoren des Rehabilitationsprozesses

Es wurden verschiedene Einflußgrößen untersucht und in Subgruppen eingeteilt. Die Informationen stammten aus OP-Berichten, aus Mitteilungen des Operateurs und aus anamnestischen Angaben der Patientinnen beim Erstinterview und bei der Fragebogenerhebung.

- Der OP-Schweregrad (Einteilung durch den Operateur)
  Einteilung in leicht, mittel und schwer

- Die OP- Komplikationen (Einteilung durch den Operateur)
  Einteilung in
  a) keine Komplikation
  b) kompensierte Komplikation (z.b. postoperative Anämie oder Wundinfektion)
  c) Komplikation mit vorübergehender Einschränkung (z.B. Muskelspannung bei Beinverlängerung oder partielle reversible Femoralisparese)
  d) Komplikation mit persistierender Einschränkung (z.B. Adduktorentenotomie)

Es wurden Wundheilungsstörungen, intraoperative Faktoren wie Fissuren oder ausgedehnte Weichteilplastiken und Nervenläsionen erfaßt.

- Operative Beinverlängerungen oder Verlagerungen des Rotationszentrums

  Die Verlagerung des Rotationszentrums wurde eingeteilt in:

  a) Pfannenkomponente orthotop
  b) Pfannenkomponente in Intermediärpfanne
  c) Pfannenkomponente in Sekundärpfanne

- Der Arthrosegrad (nach Funke)[105]

  1. Grad: Überlastungsschmerz, Gehdauer über drei Stunden maximal, Ermüdungshinken, Kälteempfindlichkeit, Schwäche
  2. Grad: Anlaufschmerz und Überlastungsschmerz, Gehdauer 30 min bis 3 h, Schonhinken, Bewegungseinschränkung
  3. Grad: Bewegungsvermeidung, Verengung des Radius, Dauerschmerz, maximale Gehdauer 30 min, nächtlicher Ruheschmerz
  4. Grad: Dauerschmerz, Unerträglichkeit, Lagerungsprobleme, maximale Gehdauer 5 min, Kapselschmerz, Krepitation

- Der Schweregrad der Dysplasie nach Eftekhar[106]

  1. Grad: Dysplasie in situ
  2. Grad: Schwere Dysplasie mit Subluxation
  3. Grad: Intermediäre Dislokation
  4. Grad: Hohe Dislokation in Sekundärpfanne

- Vorerfahrung in Physiotherapie oder übenden Verfahren

  a) Keine (noch nie Physiotherapie gehabt)
  b) Wenig (ein oder zwei Serien in der Krankheitsgeschichte)
  c) Regelmäßig, intensiv (stationäre Behandlung, regelmässige Behandlungen)

- Die Intensität bei der selbständigen Weiterführung des Übungsprogramms wurde nach folgenden Gesichtspunkten klassifiziert:

  a) Keine eigenen Übungen
  b) „Ab und zu Spannungsübungen“
  c) „Für die Zeit der Reha das vorgeschriebene Programm, ist alles schnell eingeschlafen“
  d) Wie vorgeschrieben das Reha-Programm, begleitend Gymnastik

e) Seither regelmäßig darüber hinausgehend Sport/Übungsprogramm/Fitness-Center

- Für die Dauer der Stützenbenutzung wurden fünf Kategorien gebildet:
  a) Hilfsmittel < 3 Monate
  b) < 3 Monate mit zwei UA-Gehstützen
  c) 3 Monate mit zwei Gehstützen, 3 mit einer Gehstütze
  d) > 6 Monate mit zwei Gehstützen
  e) auch nach 12 Monaten noch Gebrauch der Gehstützen

- Die Intensität des präoperativen Schmerzes

  Einteilung in die visuelle Analogskala von 1-10

- Die Dauer des präoperativen Schmerzes

  Die Dauer der Schmerzen vor der Operation wurde wie folgt eingeteilt:
  a) < ½ Jahr
  b) ½ Jahr bis zwei Jahre
  c) 2-5 Jahre
  d) < 5 Jahre

2.7. Bewegungswahrnehmung und Fähigkeit Mikrobewegungen im Hüftgelenk zu isolieren

Teil der Untersuchung der neuromuskulären Stabilisierung der Hüfte sind die Übersichtstests zum motorischen Stereotyp nach Janda[107] – die Hüftabduktion aus der Seitlage und die Hüftextension aus der Bauchlage[108] – sowie der Test zur Fähigkeit zur Isolierung der Hüftbewegung beim Pendeln des entspannten Beins. Diese Tests sind in den klinikinternen Standards enthalten. Im entspannten Stand, auch und gerade mit Unterarmgehstützen in der Rehabilitationsphase, erfolgt die Untersuchung der Fähigkeit zur Differenzierung von Mikrobewegungen im Hüftgelenk. Die Aufgabe lautet, im Stehen das Becken fixiert zu halten und spielerisch die Bewegung der Hüfte in ihrem Gelenk zu spüren, den Fuß locker am Boden schleifen zu lassen, ohne dabei aber das gesamte Becken zu bewegen. Diese Übung beinhaltet aktive und passive Bewegungen und ist als integrative Geschicklichkeitsübung gedacht. Das orientiert sich an perzeptiv orientierten Vorgehensweisen der Rehabilitation. Perfetti[109] sieht und behandelt den Muskel/Gelenkkomplex in der neurologischen Rehabilitation als Wahrnehmungsorgan, Feldenkrais[110] benutzt die Wahrnehmung der kleinsten möglichen

entspannten Bewegung in einem Gelenk zur Änderung verfestigter Gebrauchsmuster. Die Einteilung erfolgt entlang der Mühe, die notwendig ist, um eine entspannte Hüftbewegung bei gleichzeitig stabilisiertem Becken durchführen zu können:

Die Fähigkeit zur Isolation der Hüftbewegung bei stabilisiertem Becken

Der Patient steht. Der Auftrag lautet: „Lassen Sie das entspannte Bein pendeln, lassen Sie den Fuß auf dem Boden schleifen. Spüren sie die Beschaffenheit des Bodens. Halten Sie das Becken stabil. Stellen Sie sich ein Wasserglas auf ihrem Beckenkamm vor – es dürfte nicht ins Schwappen geraten."

0. Völlige Steifheit, alleiniges und sofortiges Bewegen des fixierten Beckenblocks
1. Eine Spur von Hüftgelenkseigenbewegungen innerhalb dominierender Beckenbewegungen
2. Mit Konzentration selektive Hüftgelenkseigenbewegung möglich
3. Mit Konzentration nur geringe Beckenmitbewegung bei kleinamplitudiger Hüftgelenkseigenbewegung
4. Mikrorotation der Hüfte problemlos möglich ohne Aufmerksamkeitsfokussierung

Diese Unterscheidungsmerkmale wurden in einem Hüft-Score erfasst, der für die Zwecke der Studie Aufschluß geben sollte über die Fortschritte der sensomotorischen Differenzierung. Die Skala reicht damit von 0 bis 4 Punkten. Dieser Score wurde zum Zweck dieser Untersuchung entwickelt. Dabei wurde nur das operierte arthrotische Bein erfasst, nicht aber die kontralateral nicht betroffene Hüfte bei dem Teil der Patientinnen mit nur einseitiger Dysplasiekoxarthrose. Die Werte der Patientinnen mit doppelseitiger Arthrose wurden dabei durch 2 geteilt, um eine numerische Vergleichbarkeit der Werte zu ermöglichen.

Die Patientinnen wurden über den Sinn dieser Übung aufgeklärt und zum regelmäßigen Üben ermuntert. Ihnen wurde der Zusammenhang mit dem Sich-Einfinden mit den veränderten biomechanischen Verhältnissen erläutert. Es wurde empfohlen, nicht auf große Bewegungsausschläge oder schnelle Bewegungen zu achten, sondern möglichst fein und genau den Bereich in der Bewegung zu erspüren und diese Erfahrung dann im Gehen umzusetzen. Als Feedback dienten entweder die körpereigene Rückmeldung oder das Spiegelbild. Der Sinn dieser ungewohnten Bewegung und die Relevanz für das weitere Üben wurde erklärt. Es wurde insbesondere auf den Transfer in das Gehen und auch die Dokumentation für die Studie eingegangen (knowledge of results). Um den Faktor

Wahrnehmung zu betonen, wurde die langsame Ausführung der Übung ausdrücklich erläutert. Sage bezeichnete 1977 die verlangsamte Ausführung einer Bewegung als Prozess der Wahrnehmung.[111]

2.8. Die visuelle Gangbildanalyse auf dem Laufband

In der Klinik für Manuelle Medizin Sommerfeld wird als Standard der Ganganalyse die videogestützte Gangbildanalyse auf dem Laufband durchgeführt. Es ist ein semiquantitatives Verfahren, das die zeit- und raumabhängigen Variablen des Gehens ebenso wie ästhetische Faktoren beinhaltet. Die Patienten werden vor der Videodokumentation mit dem System vertraut gemacht, um koordinations- und situationsbedingte Einschränkungen zu minimieren. Es ist ausgerichtet auf die Erfassung des Ganges auf einem Laufband mit Aufzeichnung in 4 Perspektiven. Die Videowiedergabe hat eine Zeitlupenfunktion. Die Dauer der Aufnahme beträgt 2 Minuten. Die Geschwindigkeit wird nach einer Einlaufphase als die frei gewählte angenehmste Geschwindigkeit über die Laufbandgeschwindigkeit vom Aufnehmenden eingestellt. Anschließend führt der Untersuchte das Manöver „Einbeinstand“ aus. Beim Einbeinstand wird auch das An- und Absetzen des Beins als Koordinationsleistung betrachtet. Die Auswertung erfolgt entlang neun ausgewählter mit einem Maßstab versehener Kriterien: Geschwindigkeit, Schrittlänge, Spurbreite, Winkelverhältnisse, Abrollbewegung, Lockerheit der kinematischen Kette, Bewegungsfluss, Stabilisierung und Einbeinstand. Diese Kriterien wurden zum Teil aus koordinativen Kategorien der Sportwissenschaft wie z.B. dem Bewegungsfluß bei Meinel und Schnabel[112] entlehnt, zum Teil aus der einschlägigen Literatur (siehe Seite 13-16) übernommen. All diese Kategorien wurden skaliert und zusammen mit der aufgrund ihrer Bedeutung doppelt zählenden Geschwindigkeit zu einem sogenannten Ganganalyse-Score mit maximal 50 Punkten zusammengefasst. Dieser Score wurde von uns als solcher für diese Arbeit entwickelt und in der täglichen Arbeit mit den Patienten angewendet. Dies ist der Versuch zur integrierenden Bewertung des Ganggeschehens. Es ermöglicht den intra- und interindiduellen Vergleich der visuellen Ganganalysen zum Zweck der Dokumentation, wenn es um eine zusammenfassende Wertung geht. Die Bewertung orientiert sich an der Bewegungssymmetrie als ästhetischer Kategorie, die der externen Bewertung zugänglich ist. Das sieht im Einzelnen folgendermassen aus:

2.8.1. Geschwindigkeit

Sie ist der zentrale Parameter des Ganges.[113] Mit ihm verändern sich nach Gary Smidt[114] die Kadenz, das Verhältnis von Schwungphase und Standphase, Schrittlänge, die Dauer der Doppelstandphase und die Schritthöhe. Abweichend von der zugrundegelegten Einteilung nach Smidt 1993 wurde die Skalierung auf die veränderten Bedingungen des Laufbands und die Bedingungen des Gehens an Unterarmgehstützen angepasst. Auf dem Laufband ist die komfortable frei gewählte Geschwindigkeit geringer als auf festem Boden. Innerhalb des Scores der Ganganalyse wird der Wert der Geschwindigkeit verdoppelt, man kommt damit auf einen möglichen Maximalwert von 50 Punkten im Ganganalysescore.

0 Gehunfähigkeit
1. < 0,9km/h km/h – sehr langsam
2. < 1,5 km/h – langsam
3. < 2,5 km/h – moderat
4. < 3,5 km/h – moderat–schnell
5. > 4,5 km/h – schnell

2.8.2. Schrittlänge

Die Schrittlänge ist ein wesentlicher Faktor des Ganges. Ein unsicherer Gang ist immer ein kleinschrittiger Gang. Mit dem Begriff „Schritt“ ist hier der Einzelschritt gemeint. Obwohl die Schrittlänge abhängig ist von Geschwindigkeit, der Größe und der Beinlänge und normalerweise in einer auf diese Faktoren bezogenen Formel verrechnet wird, wurde darauf aus Gründen der Vereinfachung verzichtet. Die näherungsweise Bestimmung der Einzelschrittlänge ist über die Skalierung des Laufbandes gut möglich und informiert über den Parameter „Kleinschrittigkeit“ des Ganges. Die ebenfalls daraus ermittelbaren Symmetriewerte fließen in andere Kategorien mit ein. Ein Einzelschritt ist die Länge von der Ferse des Fußes beim Fuß-Boden-Kontakt bis zur Ferse des anderen Fußes in der Bodenkontaktphase des Gangzyklus. Bei der Auswertung des Gehens auf dem Laufband erfolgte die Messung indirekt über die maßstabsgetreue Umrechnung anhand der gemessenen beidseitigen Distanz zwischen Ferse des Stand- und Spielbeins auf dem Bildschirm mit einem Maßstab am Laufband. Für die grobe Einteilung auch beim Betrachten ohne videogestützte Laufbandtechnik ist die Einteilung nach Tinetti[115] [116] möglich.

Dabei wird die Distanz zwischen der Spitze des Fußes in der Standphase und der Ferse des anderen Beins im Moment der Kontaktaufnahme gemessen.

0. 0-10 cm, Zwischenraum zwischen Fußspitze des hinteren Fußes und Ferse des vorderen Fußes minus ½ Fuß
1. 0- 20 cm, Ferse und Fußspitze auf gleicher Höhe
2. 20- 30 cm, Fersen-Fußspitzen-Abstand ½ Fuß
3. 30- 40 cm, Fersen-Fußspitzen-Abstand 1 Fuß
4. 40- 50 cm, Fersen-Fußspitzen-Abstand 1½ Fuß
5. > 50 cm, Fersen-Fußspitzen-Abstand > 1½ Fuß

2.8.3. Rotationsstellung der Beine, Spurbreite, Zirkumduktionsbewegungen

Fußrotation, Kontrakturen oder Verspannungen der pelvifemoralen Muskulatur und der Stabiliserungsketten zeigen sich in Veränderungen der Spurführung. Ein Zeichen der muskulären Dysbalance im Becken ist die verstärkte Aussenrotationsstellung der Beine. Im postoperativen Verlauf nach Implantation einer Endoprothese bleibt dies Zeichen als Hinweis auf eine muskuläre Dysfunktion lange bestehen. Über die Ursache dieses Phänomens, das schon Duchenne beschrieb,[117] besteht Unklarheit. Es werden sowohl Verspannungen im Bereich der kleinen Hüftrotatoren[118] (Mm.piriformis, gemelli, obturator int. et ext.) als auch der Adduktoren und des M. tensor fasciae latae dafür verantwortlich gemacht. Abduktionskontrakturen führen zur verbreiterten Schrittspur, Adduktionskontrakturen zur Verengung.

0. > 60°
1. > 45°
2. > 40 °, < 0° stark verbreiterte oder verschmälerte Spur, starke Zirkumduktionsbewegung
3. > 30° < 5° verbreiterte oder verschmälerte Spur, Zirkumduktionsbewegung, Füße starr
4. > 20°, bei genauerem Hinschauen Zirkumduktionsbewegung erkennbar, fehlende Fußrotation
5. 7 - 20°

2.8.4. Hüft- und Kniewinkel

In der Betrachtung des Ganges ist die aktive Ausnutzung der möglichen Gelenkwinkel entscheidend. Damit ist sowohl die Reaktion auf die Steifheit der Gelenke (im Gegensatz zur Messung der maximalen Gelenkwinkel auf der Behandlungsliege) als auch die Möglichkeit persistierender Bewegungsmuster gemeint. Im Gangablauf wesentlich ist die Möglichkeit zur Endextension als Vorbedingung der Gangdynamik. Einschränkungen darin sind die ersten Anzeichen der Beugekontraktur und des typischen Gangmusters des Arthrosekranken.

0. Völlige Versteifung
1. Aktiver Bewegungsumfang < 10°
2. Extensionshemmung, Beugekontraktur > 20°, Bewegungsumfang < 20 °
3. Extensionshemmung, aktiver Bewegungsumfang 20- 40 °,
4. Aktiver Bewegungsumfang 40°, Extensionshemmung
5. Endextension möglich, volle Hüftbeweglichkeit, Knie 0 -60 °

2.8.5. Abrollbewegung, Stoßdämpfung

Die Abrollbewegung ist der Schlüssel zur Koordination des Ganges und wird definiert als die Bewegung des Körperschwerpunktes über den Fuß. Eine koordinierte Abrollbewegung ermöglicht die verlustarme Übertragung der kinetischen Energie. In der Stoßdämpfungsphase wird über die exzentrische Kontraktion der Muskulatur die kinetische Energie der propulsiven Bewegung „Gang“ über die synergetische aktivierte Muskulatur in der kinetischen Kette der unteren Extremität verteilt.[119] [120] [121] Druckmaxima werden so vermieden. Ein abgefederter Schritt mit koordinierter Exzentrik, also harmonischer Abrollbewegung, schont das Implantat. Ein harter Schritt produziert eine ungleichmäßige Druckverteilung im Gelenk. Gerade bei einer zyklischen Bewegung kommt diesem Umstand im Hinblick auf die Lebensdauer des Implantats eine große Bedeutung zu . Allerdings ist die Beurteilung der Abrollbewegung ohne Kistler-Platten schwierig und erfordert neben einem Videorekorder mit Zeitlupeneinstellung ein gutes Auge. Das Leitmotiv im klinischen Alltag ist das laute Geräusch beim Aufprallen, was ganganalytisch einer insuffizienten Exzentrik entspricht – man fällt unkoordiniert in den

Schritt hinein und kann die kinetische Energie des beschleunigten Körpers nicht kontrollieren. Zu beachten ist dabei das Schuhwerk des Untersuchten.

0. Aufsetzen des verriegelten Beins, Initialkontakt mit ganzem Fuß
1. Hartes Geräusch, Initialkontakt mit ganzem Fuß, Minimalbewegung in Nachbargelenken
2. Deutliches Geräusch, in Zeitlupe Abrollen ansatzweise erkennbar
3. Geringes Geräusch, in Zeitlupe Abrollbewegung erkennbar
4. Geräusch, Abrollbewegung erkennbar
5. kein Geräusch, harmonische Abrollbewegung erkennbar

2.8.6. Lockerheit der kinematischen Kette, Armpendel

Für den harmonischen Ablauf des Ganges als energiesparender Bewegung ist neben der Fähigkeit zur Stabilisierung die zum kontrollierten Lösen der Spannung entscheidend (reziprokes Pulsieren). Das ermöglicht Oszillieren bzw. das Gehen als Schwingung. Da es sich hier um zwei Fortbewegungsarten handelt, nämlich die des Ganges an Gehstützen (Kriechen) sowie die bipedale Lokomotion, werden hier unterschiedliche Qualitäten des Pendelverhaltens zusammengefasst. Die Schwungphase des Beines wird ebenso wie das Armpendel betrachtet. Im Gang an Gehstützen ist die Lockerheit der kinematischen Kette schwer zu beurteilen Wenn es sich dazu um die Mobilisation in Teilbelastung handelt, ist es gar obsolet. Beim Gang an Gehstützen richtet sich die Aufmerksamkeit auf die Unterschenkel in der terminalen Schwungphase. Trotz der erhöhten Doppelstandphase bei niedriger Geschwindigkeit oder kleinschrittigem Gehen ist die Schwungphase auch da vorhanden. Man schaut auf die Beschleunigungs- und Abbremsbewegungen des Unterschenkels gegen den Oberschenkel. Im freien Gehen betrachten wir das Armpendel in seiner Auslenkung nach vorn und hinten sowie in seiner Rhythmik.

0. keine Schwungbewegung möglich
1. minimale Bewegung des Beins in Schwungphase, Schultergürtel maximal gespannt, starkes Abstützen
2. Beinschwung gebremst, deutliches Abstützen
3. Beinpendel gehemmt, Stützen nur Balancierhilfe, Schultergürtel fest, kein Pendel
4. Beinpendel gelöst, Armpendel gehemmt
5. freies Armpendel, lockere Beinbewegung in Schwungphase

2.8.7. Stabilisierung, Trittsicherheit

Über die Kontrolle des unbewegten Körpers hinaus – sichtbar als Haltung - muß hier der bewegte Körper auf einer instabilen Grundlage ruhig gehalten werden. Der Gang ist hier als Ganzkörperbewegung erfasst. Man betrachtet die Stabilisierung des Körpers im Gangzyklus als Zusammenwirken von Muskelketten über den gesamten Körper. Darin sind ausdrücklich Rumpf, Kopf und Arme nicht als Anhängsel des Beckens bewertet. Die Kontrolle der Trägheitskräfte in der bipedalen Lokomotion erfordert ein genaues Zusammenspiel der Muskulatur in primärer Haltearbeit und Gegenhaltermechanismen, konzentrische und exzentrische Arbeit in genauer zeitlicher Ordnung. Insuffizienzerscheinungen treten in der Stemm- und in der Schwungphase auf. Das sind dann Auslenk- oder Durchschlagbewegungen infolge des Versagens der primär tragenden oder aber der Gegenhaltermechanismen.[122] In diese Kategorie fallen das Abknicken in den Sprunggelenken (meist in die Valgusinstabilität), das „DURCHSCHLAGEN " der Kniegelenke in die rekurvatio cruris, das Versagen der Beckenstabilisierung in der horizontalen, transversalen und frontalen Ebene. Auch beim Gang an Unterarmgehstützen ist dies als „schlingerndes" Becken zu sehen. Am eindruckvollsten stellt sich das als Duchenne-Hinken mit der Abweichung des Thorax über die betroffene Seite dar. Diese seitliche Auslenkung kann sich bis zum Kopf fortsetzen. Diese Einteilung versucht, die Stabilisierung an Gehstützen mit der Stabilisierung im freien Gang zu verbinden und ein gemeinsames Wertungssystem zu erstellen.

0. Instabilität in allen Etagen, stärkstes Abstützen, Instabilität der Gelenke der unteren Extremität
1. Schlingerndes Becken an Gehstützen und starkes Abknicken in Sprung- oder Kniegelenk
2. Schlingerndes Becken oder Thoraxabweichung > 10 cm zur Mittellinie bzw. Kopfabweichung bis zu einer Kopfbreite von der Mittellinie, leichte Gelenkinstabilität
3. Thoraxabweichung > 8 cm und/oder verstärkte Beckenrotation, starkes Abstützen
4. Thoraxabweichung > 4 cm oder leichtes Einknicken in Gelenk der unteren Extremität
5. Vollständige Stabilisierungsfähigkeit

2.8.8. Bewegungsfluss, Bewegungssymmetrie

Die Gangasymmetrie mit ungleichen Schrittlängen als das klassische Hinken ist damit erfasst. Der Fluß (angelehnt an die Sportwissenschaftler Meinel und Schnabel[123]) beschreibt die

Kohärenz der Bewegungen, die Verknüpfung der koordinierten Einzelbewegungen. Darin enthalten sind die numerisch in diesem System schlecht fassbaren Symmetrieparameter von Stand/Schwungphase, Einzelschritt rechts/Einzelschritt links, Schrittspur, eventuelle „painful arcs“, Schlenker des Beins in der Schwungphase oder Zirkumduktionsbewegungen. Für die Alltagswahrnehmung ist der Bewegungsfluss bedeutend. Er spiegelt die Bewegungskompetenz, die motorische Sicherheit und die Geschicklichkeit des Gehenden wider. Gerade in der Einschätzung des älteren Patienten ist dies in Hinblick auf das Sturzrisiko wichtig.

0. stockende, abgehackte Bewegungen ohne Verknüpfung, Koordination fast unmöglich
1. stockende diskontinuierliche Bewegungen, mühsamer Kampf
2. stockende diskontinuierliche Bewegungen mit mühsamer Verknüpfung, übermäßige Schrittlängenvariation
3. verknüpfte Bewegungen mit „holprigen“ Unebenheiten und/oder Schrittlängenasymmetrie
4. geschmeidiger Bewegungsfluss mit Diskontinuitäten, die erst bei genauerer Betrachtung zu sehen sind
5. geschmeidige verknüpfte Bewegungen, gleichmäßige Schrittfolge, auch Störungen können kompensiert werden

2.8.9. Einbeinstand

Im bewegten Körper ist der Einbeinstand ein wesentliches Element des Gangzyklus. Hinkmechanismen zeigen sich meist in der monopedalen Phase des Gangzyklus. Aus diesem Grund wird dieses Element noch einmal aus der Dynamik herausgelöst und im ruhenden Körper untersucht.[124] Dabei wird neben den Kompensationsmechanismen die Fähigkeit der Koordination in die Bewertung mit aufgenommen, also das Hineingehen und Herausgehen aus der Position „Einbeinstand“- eine Aufgabe der Balancefähigkeit. Dabei ist wichtig, daß es sich um eine lernbare Bewegung handelt. Patienten können die Rumpfabweichung korrigieren, wenn sie das Ziel der Aufgabe oder des Tests wissen (zum Beispiel die Aufrechthaltung des Beckens). Das ist in der Klinik für die Wertung des diagnostischen Tests „Trendelenburg-Zeichen“ wichtig. Dadurch kann er auch zum Trainingsprogramm für die Abduktorenmuskulatur werden. Untersucht wird hier aber die Bewegung, die der Patient in seiner Gewohnheit einnimmt.
Untersucht wird die monopedale Balancefähigkeit als Beckenstabilisierung einschließlich der Rumpfstabilisierung und der Kompensationsmechanismen.

0. Einbeinstand muskulär, koordinations- oder angstbedingt nicht möglich

1. Einbeinstand mühevoll mit Anstrengung möglich, Rumpfabweichen und Beckenabsinken, Herstellen und Auflösen der Pose sehr schwer (Trendelenburg pos.), Kompensationsmechanismen durch Anhaken der Beine
2. Einbeinstand mühevoll, aber sicher, Rumpfabweichen, Positionswechsel unsicher, Kompensationsmechanismen durch Anhaken der Beine
3. Einbeinstand sicher, Rumpfabweichen, Positionswechsel mit Ausgleichsbewegungen, Becken gerade
4. Einbeinstand sicher, keine Rumpfabweichung, Korrekturbewegung
5. Einbeinstand sicher, keine Ausgleichs- und Korrekturbewegung

2.9. Der retrospektive Fragebogen zur Einschätzung der AHB

Zwei Jahre nach der Operation fand eine Fragebogenaktion statt, die sich auf die retrospektive Betrachtung der Rehabilitationsphase richtete. Da es sich um spezifische Fragen der Rehabilitation nach Hüftgelenksendoprothesen handelt, wurde auf validierte, aber unspezifische Instrumente wie etwa den Fragebogen zur Evaluierung der Lebensqualität SF 36 verzichtet. Es stehen sich eine Aussage auf der einen Seite und ein Kommentar gegenüber. Indifferente Antworten sind möglich, Mehrfachnennungen nicht. In der Frage nach der Einschätzung der Anteile ist die Schätzung der prozentualen Verteilung gefragt. Die Perspektive des Fragebogens ist ein Rückblick entsprechend dem verstrichenen Zeitraum von drei Jahren nach der Operation.

Tabelle 1: Fragebogen drei Jahre nach OP und Rehabilitation

Ich nehme mich anders wahr	☐ Auf jeden Fall ☐ Nein, da hat sich nichts geändert ☐ Was soll die Frage?
Die Freunde und die Familie meinen, mein Gehen habe sich nach der OP stark geändert, ich hinke nicht mehr so	☐ Auf jeden Fall ☐ Ja, aber wie, das weiß ich auch nicht ☐ Weiß nicht ☐ Nein
Ich komme kaum aus dem Haus	☐ Ja ☐ Es gibt selten Gelegenheiten ☐ Ich kann ja auch schlecht gehen ☐ Nein
Ich merke die Grenzen des Gehens sehr deutlich, z.B. bei längerem Gehen oder beim schnellen Gehen oder Stolpern	☐ Ja ☐ Ja, aber das ist starken Formschwankungen unterworfen ☐ Nein

Das große Weh ist weg, aber die vielen Wehs und Wehwehchen machen mir das Leben mühselig und lästig	☐ Richtig! ☐ Stimmt zwar, aber ich komme damit gut zurecht ☐ Phasenweise ☐ Nein
Seit der OP und der Reha hat sich mein Lebensstil stark geändert (Kontakte, Ausgehen, „gesellschaftliches Leben“)	☐ Nein ☐ Auf jeden Fall! ☐ Weiß nicht ☐ Nicht unbedingt
Die Hüfte gehört zu mir!	☐ Ja ☐ Ja, aber das hat gedauert ☐ Die eine, aber mit der anderen ist das so eine Sache
Ich habe mich neu kennengelernt ohne die Schmerzen	☐ Ja ☐ Bedingt, ich habe nach wie vor Beschwerden ☐ Kann ich eigentlich nicht sagen
Mein Alltagsleben ist nach wie vor deutlich eingeschränkt	☐ Ja, aber nicht wegen der Hüfte ☐ Ja, wegen der Hüfte ☐ Nein ☐ Phasenweise, erträglich
Grob über den Daumen gepeilt schätze ich die Anteile der verschiedenen Phasen an dem Ergebnis der OP folgendermaßen ein:	☐ % OP ☐ % Weiterbehandlung ☐ % eigene Übungen ☐ % einfach die Zeit danach
Die Reha-Phase hat mir einen anderen Zugang zu meinem Körper ermöglicht	☐ Kann ich eigentlich nicht sagen ☐ Ja ☐ Was soll die Frage?

2.10. Statistik

Die Diversität der Informationskategorien über den Beobachtungszeitraum hinweg bedingt ein heterogenes Datenmaterial. Die Daten sind in metrischen und in ordinalen Skalen organisiert. Die Auswertung des Datenmaterials erfolgte in Zusammenarbeit mit dem Institut für Medizinische Biometrie der Charité Berlin unter Anwendung des Statistikprogramms SPSS 10.0. Die Daten gliedern sich in drei Komplexe.

2.10.1. Auswertung der Gangbildanalyse

Der erste Datenkomplex bezieht sich auf die visuelle Gangbildanalyse auf dem Laufband. Wie oben beschrieben, wurde ein Score mit sowohl metrischen (Geschwindigkeit, Schrittlänge) als auch ordinal skalierten Merkmalen (Abrollbewegung etc.) gebildet. Dieser

Score setzt sich aus den Einzelmerkmalen und der Geschwindigkeit zusammen, die Geschwindigkeit zählt dabei ihrer Wichtigkeit wegen doppelt. Die maximal zu erreichende Punktzahl ist 50. Der Score wurde in verschiedenen Achsen überprüft.

- Vorher/Nachher

Die semiquantitative Bewertung wurde auf die Gruppe der Patienten bei Ende der Anschlußheilbehandlung und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung angewendet. Eine Normalverteilung lag nicht vor. Zur Beurteilung der Veränderungen zweier verbundener Stichproben wurde als nicht-parametrisches Verfahren der Wilcoxon-Test angewendet. Das Signifikanzniveau wurde zu $\alpha = 0{,}05$ festgelegt. Bei $p < \alpha$ liegt Signifikanz vor, d.h. die Nullhypothese (keine Veränderung) wird abgelehnt, ansonsten wird sie beibehalten.

- Patienten/Probanden

Zum Vergleich wurde eine Gruppe asymptomatischer Probanden bewertet. Damit sollte die Genauigkeit des Scores ermittelt werden. Nach Sichtung der Daten auf Normalverteilung und Kontingenz wurde als nichtparametrisches Verfahren zur Beurteilung zweier unverbundener Stichproben der Mann-Whitney-Test angewendet.

- Unterschiedliche Beobachter bei gleichem Maßstab

Um die interindividuelle Zielgenauigkeit und zuverlässige Austauschbarkeit– interrater reliability - des Beobachtungsmaßstabs zu ermitteln, betrachteten zwei unterschiedliche Juroren mit dem gleichen Bewertungsmaßstab die Patienten zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Es wurden Kreuztabellen gebildet und als Maß der Übereinstimmung der Kappa-Wert ermittelt.

- Messung der Rehabilitationsdifferenzen

Aus der Summe der Scorewerte gegen Ende der AHB und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wurde ein Differenzscore D-Score1/2 ermittelt, der das Ausmaß der Veränderung bzw. Verbesserung des Gangbildes innerhalb des Beobachtungszeitraumes von 6-12 Monaten abbildet. Die dabei entstandene Rangliste wurde mit den Einflußfaktoren abgeglichen und eine explorative Datenanalyse durchgeführt. Dem folgten multivariate Regressionsanalysen mit den Zielgrößen Gangqualität und Bewegungsgenauigkeit im Hüftgelenk und den obigen Einflussfaktoren, um den Vorhersagewert dieser Einflußfaktoren zu bestimmen.

2.10.2. Auswertung der Bewegungswahrnehmung im Hüftgelenk

Der zweite Datenkomplex ist der Verlauf der Bewegungswahrnehmung im Hüftgelenk. Diese Betrachtungen wurden zuerst deskriptiv in Tabellen und in Boxplots dargestellt. Dabei wurde die Gesamtheit der ermittelten Werte auf die Personenzahl übertragen und im Zeitverlauf verglichen. Das methodische Problem bestand in der Tatsache, daß die Anzahl der Hüftoperationen und somit der Rehabilitationsvorgänge nicht mit der Zahl der Patienten übereinstimmt, da manche an beiden Hüften operiert wurden und somit Zuordnungsprobleme bestanden. Sollte sich der Vergleich auf die Person oder auf die Operation, die Hüfte, den Rehabilitationsvorgang beziehen? Die unterschiedlichen Informationen wurden schließlich in einer Hilfsvariable, dem Hüftindex bzw. Hüftquotienten zusammengefasst. Dieser Hüftindex bestimmt sich aus der Anzahl der operierten Hüftgelenke: Wenn ein Patient zum Beispiel mit der einen operierten Hüfte in dem Score mit „3“ und mit der anderen Hüfte mit „2“ bewertet wird, hat er einen Hüftindex von 2,5. Hat er nur eine operierte Hüfte und erzielt eine „2“, so ist der Hüftindex „2“. Diese Hüftindices wurden miteinander verrechnet, um analog zur Verbesserung des Gangbilds in der Zeit zwischen Anschlußheilbehandlung und Nachuntersuchung einen Wert zur Verbesserung der Wahrnehmungsfähigkeit zu gewinnen. Diese Werte wurden anschließend mit den entsprechenden Werten der Gangqualität verglichen, um mögliche Korrelationen zu finden. Weiterhin wurden sie mit relevanten Subkategorien der Ganganalyse wie „Geschwindigkeit“ und „Lockerheit der Bewegung“ verglichen. Es wurden Korrelationskoeffizienten nach Spearman bzw. Pearson als Maße für bivariate monotone bzw. lineare Zusammenhänge berechnet.

2.11. Recherchestrategien

Über die Literaturangaben der Grundlagenwerke erschloß sich ein Pool der verbindlichen Arbeitsliteratur in den gängigen Fachzeitschriften im deutschen und angloamerikanischen Sprachraum. Eine Medline-Recherche entlang der Suchbegriffe „Rehabilitation“, „Hip Replacement“, „Proprioception“ und „Gait Analysis“ erbrachte weitere Quellen bis zum Jahr 2002. Die graue Literatur wurde mit Kongressberichten und Zitaten der Artikel in den Zeitschriften der Assistenzberufe erschlossen. Eine weitere Quelle waren die Wissenschaftsbeilagen in den großen deutschen und englischsprachigen Tageszeitungen.

3. Ergebnisse

3.1. Einflußfaktoren im Prozeß der Rehabilitation

Entsprechend der Häufigkeitsverteilung der Dysplasiekoxarthrose dominiert der Frauenanteil in der Patientengruppe. Das Alter ist in zwei Gipfeln verteilt, der frühen Koxarthrose mit ca 40 Jahren und der späten Verteilung analog zum Auftreten der primären Koxarthrose.
Die Spannweite beträgt 31 Jahre, der Mittelwert liegt bei 53,5 Jahren und der Median bei 55 Jahren. 19 Frauen und 3 Männer sind in die Gruppe eingeschlossen

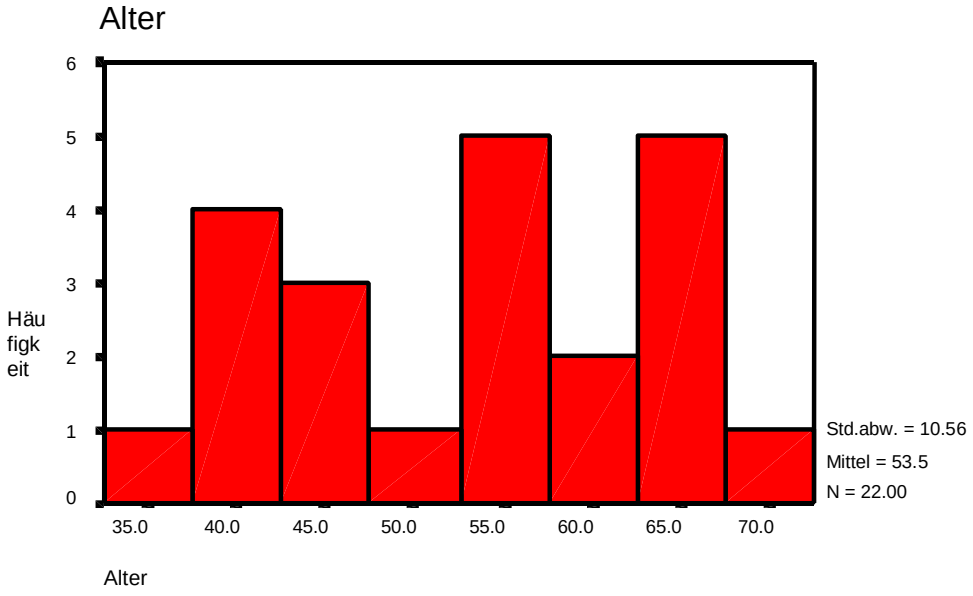


Abbildung 2: Alterszusammensetzung der Patientinnen

3.1.1. OP-Schwierigkeit und OP-Komplikationen

Die OP-Schwierigkeit wurde als möglicher Einflußfaktor entlang der hausinternen Klassifikation sowie die Komplikationen entsprechend ihrer Tragweite eingeteilt.

Tabelle 2: **Operationsschwierigkeit**

OP-Schwierigkeit	Häufigkeit	Prozent
leicht	6	27.3
mittel	10	45.5
schwer	6	27.3

Die Verteilung war relativ ausgeglichen mit einem Schwerpunkt bei der mittleren Schwierigkeitsstufe. Die Komplikationen wurden aufgeschlüsselt in ihre Tragweite. Der Hauptteil bestand in temporären Wundheilungsstörungen, die den Belastungsaufbau in der Frührehabilitationsphase verzögerten. Als schwerwiegender wurden Knochenfissuren oder Muskelverletzungen aufgefasst.

Tabelle 3: **Operationskomplikationen**

Komplikationen	Häufigkeit	Prozent
Keine Komplikation	15	68,2
Kompensierte Komplikation	3	13,6
Vorübergehende Einschränkung	1	4,5
Bleibende Einschränkung	3	13,6

3 Patientinnen hatten Komplikationen mit bleibenden Einschränkungen, die auch auf die Rehabilitationsphase Auswirkungen hatten (Knochenfissur, Adduktorentenotomie, Femoralisschädigung).

3.1.2. Die Verlagerung des Rotationszentrums

Die Rolle der Verlagerung des Rotationszentrums des Beines im Hinblick auf die Veränderungen des Ganges ist oft befragt worden. Hier wurde in Positionierung in der Sekundärpfanne oder Zwischenverlagerung in eine Intermediärpfanne unterschieden.

Tabelle 4: **Verlagerung des Rotationszentrums**

Verlagerung des Rotationszentrums	Häufigkeit	Prozent
orthotop unverändert	10	45.5
intermediär	10	45.5
in Sekundärpfanne	2	9.1

Starke Veränderungen als Implantation in einer Sekundärpfanne hatten nur zwei Patientinnen. Die Beinverlängerung hielt sich dementsprechend in Grenzen, die der Rehabilitation nicht die Schmerzgrenzen der zwanghaften Muskeldehnung aufzwangen.

3.1.3. Die Verteilung der Arthrosegrade

Nach Funke wurden die Arthrosegrade ermittelt. Das Maximum der Verteilung lag entsprechend der Vorannnahmen bei der schweren Arthrose mit Dauerschmerz.
Nur eine Patientin hatte eine leichte Arthrose mit Anlaufschmerz.

Tabelle 5: **Arthrosegrad nach Funke**

Arthrosegrad (nach Funke)	Häufigkeit	Prozent
Grad 1	0	0
Grad 2 (Anlaufschmerz)	1	4.5
Grad 3 (Nachtschmerz)	7	31.8
Grad 4 (Dauerschmerz)	14	63.6

3.1.4. Die Verteilung der Dysplasiegrade

Nach Eftekhar (1993) wurden die Dysplasiegrade ermittelt und aufgeschlüsselt.
Dabei ergab sich eine ausgeglichene Verteilung von schweren Dysplasien mit Subluxation, Dysplasien mit Sekundärpfanne und hoher Dislokation.

Tabelle 6: **Dysplasiegrad nach Eftekhar**

Dysplasiegrad	Häufigkeit	Prozent
Schwere Dysplasie mit Subluxation	8	36.4
Intermediäre Dislokation	6	27.3
Hohe Dislokation	8	36.4

3.1.5. Die Verteilung der Vorerfahrung in übenden Verfahren und Bewegungstherapie

Mit Blick auf die lange Vorgeschichte und allgemeinen Bewegungseinschränkungen ermittelten wir die Vorerfahrung in Körpertherapien: Dabei zeigte sich, daß der Großteil überhaupt keine Vorerfahrung hatte oder ambulant Serien von Krankengymnastik hatten, die aber nicht in eine regelmäßige Praxis mündeten. 3 Patientinnnen beschäftigten sich schon vor der Operation mit übenden Verfahren und führten das auch nach dem Eingriff weiter.

Tabelle 7: **Vorerfahrung in übenden Verfahren**

Bewegungsvorerfahrung	Häufigkeit	Prozent
keine	11	50.0
wenig	8	36.4
regelmäßig	3	13.6

3.1.6. Das Engagement in der Rehabilitationsphase

Gesetzt, daß die postoperative Anschlußheilbehandlung nur Anstöße für ein weiteres selbständiges Lernen ist, erfragten wir das Ausmaß der selbständig weitergeführten Übungen.

Tabelle 8: **Engagement in der Rehabilitationsphase**

Engagement	Häufigkeit	Prozent
keine selbständigen Übungen	2	9.1
ab und zu, sehr sporadisch	5	22.7
am Anfang, dann eingeschlafen	4	18.2
tägliche Übungen	11	50.0

Der Großteil, genau die Hälfte, behauptete, wie empfohlen die täglichen Übungen regelmäßig durchgeführt zu haben. Bei der anderen Hälfte blieb es beim guten Willen und das ganze Konzept des regelmäßigen Übens versandete in der Routine des häuslichen Alltags. Was darin nicht aufgeht, war die Tatsache, daß einige der Patientinnen zwar nicht „weit über das empfohlene Maß hinaus“ ihre Übungen machten, wohl aber einen regelmäßigen kollektiven Rahmen für die Gymnastik suchten und sich Fitneßstudios oder Gymnastikgruppen anschlossen.

3.1.7. Der Gebrauch der Gehstützen

Der Gebrauch der Stützen ist sowohl unter den operierenden als auch den nicht operierenden Therapeuten umstritten. Auch die Patienten haben unterschiedliche Herangehensweisen an diese Fragestellung. Sie wurden im Laufe der Nachuntersuchung im Hinblick auf die Dauer der Stützenbenutzung und die Strategie der Stützenentwöhnung befragt.

Tabelle 9: **Dauer der Gehstützenbenutzung**

Stützenbenutzung	Häufigkeit	Prozent
< 3 Mon mit Hilfsmitteln	1	4.5
<3 Mon mit zwei UA-Gehstützen	1	4.5
3 mit zwei, 3 nur eine UA-Gehstütze	2	9.1
>6 Mon. mit zwei UA-Gehstützen	12	54.5
nach 12 Mon mit Hilfsmittel	6	27.3

Zwei Patientinnen entwöhnten sich rasch von ihren Stützen und waren nach drei Monaten schon standfest auf ihren Beinen. Der Großteil bewegte sich über ein halbes Jahr an zwei Unterarmgehstützen außerhalb des Hauses vorwärts, 6 Patientinnen waren auch nach einem Jahr noch auf Stützen für die Stabilisierung des Gangbildes angewiesen. Das kann sowohl auf muskuläre Schwäche mit dem Zwang zum Abstützen hinweisen, als auch eine psychische Stütze bedeuten.

3.1.8. Die Erfassung der Schmerzen in der präoperativen Phase

Die Schmerzdauer und die Schmerzintensität in der Zeit der Erkrankung vor der Operation wurde im Hinblick auf den Einfluß auf die Rehabilitationsphase ermittelt.
Die Schmerzintensität wurde mit der visuellen Analogskala gemessen.

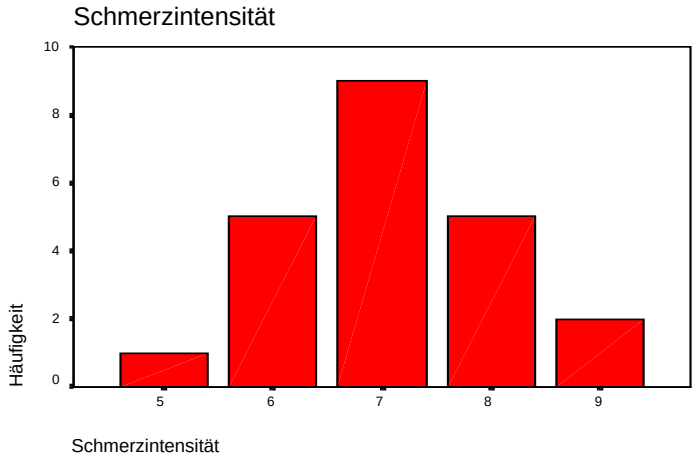


Abbildung 3: Histogramm der Verteilung der präoperativen Schmerzintensität

Der Hauptanteil lag bei einer Schmerzintensität von 7, stärkste Schmerzen hatten zwei Patientinnen. Der Großteil hatte Schmerzen über der Schmerzstärke 7, eine Zuordnung zum Medikamentengebrauch unternahmen wir jedoch nicht, da das sehr stark von persönlichen Vorstellungen und Gewohnheiten geprägt war und nicht die erlebte Schmerzintensität abbilden würde. Die Schmerzdauer wurde in Bereiche bis zu 5 Jahren skaliert.

Tabelle 10: **Dauer des präoperativen Schmerzes**

Schmerzdauer	Häufigkeit	Prozent
< 1/2 Jahr	5	22.7
1/2 -2Jahre	7	31.8
2-5 Jahre	4	18.2
> 5 Jahre	6	27.3

Auch dort gab es eine ausgeglichene Verteilung mit einem Schwerpunkt der aktivierten Arthrose über einen Zeitraum von ca. 2 Jahren bis zur Operation, wobei man dabei die OP-Wartezeit mit berücksichtigen sollte.

3.2. Die Erfassung der Bewegungswahrnehmung und Isolationspräzision im Hüftgelenk

Wie auf Seite 18 und 24 schon berichtet, wurden zu vier Zeitpunkten angelehnt an die Beobachtungen Perfettis das differenzierte Entspannungsvermögen im Hüftgelenk erfasst, dargestellt als die Fähigkeit zur Isolation des Hüftgelenks in einer Bewegungskette. Addiert man die Nominalwerte dieser Graduierung zu einem synthetischen Wert, dem Hüftquotienten, könnte man die sensomotorische Differenzierungsfähigkeit im Hüftgelenk darin abgebildet sehen

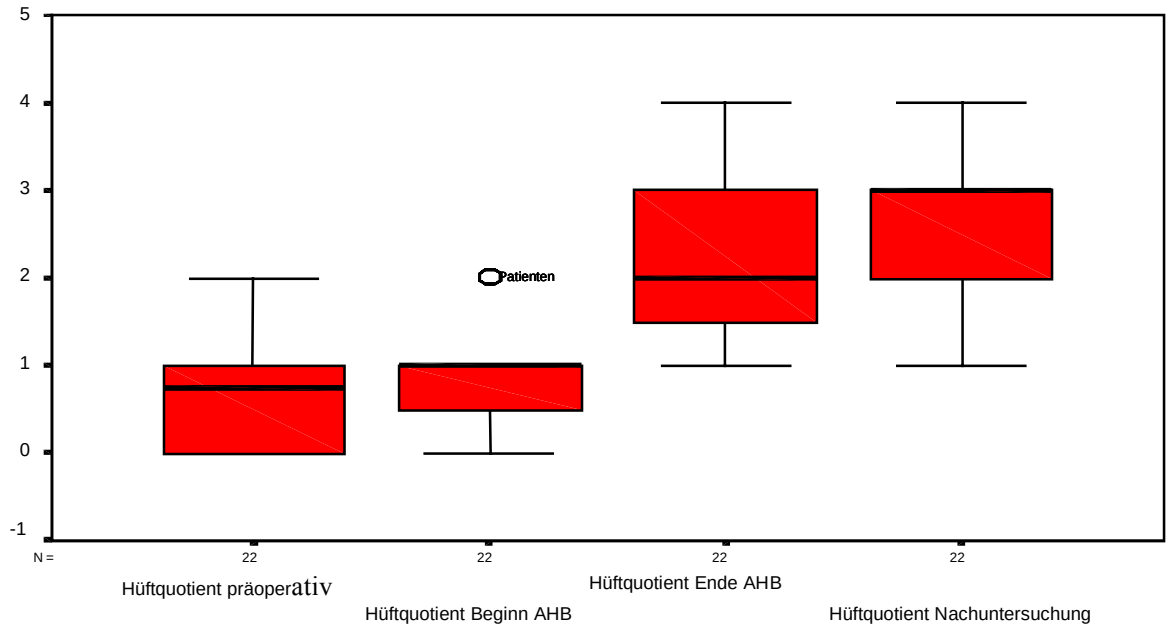


Abbildung 4: koordinativer Hüftquotient im Zeitverlauf eines Jahres als Boxplot

Dargestellt ist der Verlauf der Hüftquotienten innerhalb eines Jahres. Man sieht, wie sich die Fähigkeit zur Wahrnehmung der Eigenbewegung erst nur unerheblich ändert (0,7 zu 0,9), um dann im Rahmen der Anschlußheilbehandlung auf einen mittleren Wert anzusteigen. Innerhalb des Zeitraums bis zur Nachuntersuchung ändert sich lediglich Mittelwert (2,1 zu 2,7) und Quartile, die Spannweite bleibt unverändert.

3.3. Die semiquantitative visuelle Gangbildbewertung

Der zweite Hauptkomplex der Untersuchung war die qualitative Ganganalyse. Der Gang wurde auf dem Laufband in einer standardisierten Weise aufgezeichnet und ausgewertet. Die

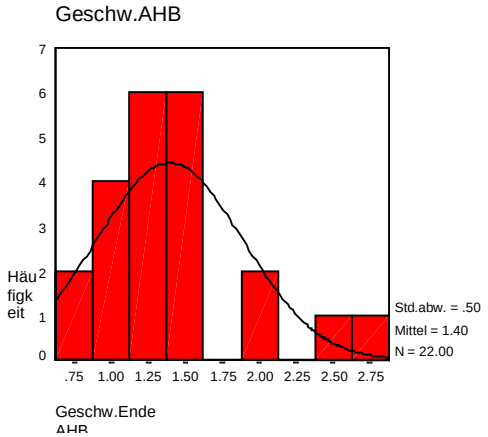
Vergleiche zwischen Vorher und Nachher, Patienten und Probanden und die Jurorenvergleiche dienten dem Zweck, diesen Standard zu überprüfen.

3.3.1. Vergleich der Gangqualität am Ende der stationären Rehabilitation und nach einem Jahr

Gegen Ende der stationären Anschlußheilbehandlung ca. fünf Wochen nach der Operation und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung führten wir die Gangtests auf dem Laufband durch. Wie auf Seite 25 schon beschrieben, ist es eine zusammengesetzte Kategorientabelle mit instrumentell ermittelten Meßwerten und anhand Festlegungen ermittelter subjektiver Einschätzungen. Die Bewertungen sind ordinal skaliert. Die Scores wurden als nicht-parametrisch klassifiziert und ihre Rangliste mit Hilfe des Wilcoxon-Tests bestimmt und verglichen:

3.3.1.1.Geschwindigkeit

Gegen Ende der Nachuntersuchung bewegt sich der Großteil der Patienten mit einer Gehgeschwindigkeit von ca. 1,5 km/ h auf dem Laufband. Die Maximalgeschwindigkeit zu diesem Zeitpunkt beträgt 2, 7 km/h. Die Häufung liegt klar im unteren Drittel der möglichen Verteilung. Das Bild ändert sich zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung: Die mittlere Geschwindigkeit ist annähernd doppelt so hoch und der Maximalwert liegt bei 3,6 km/h.



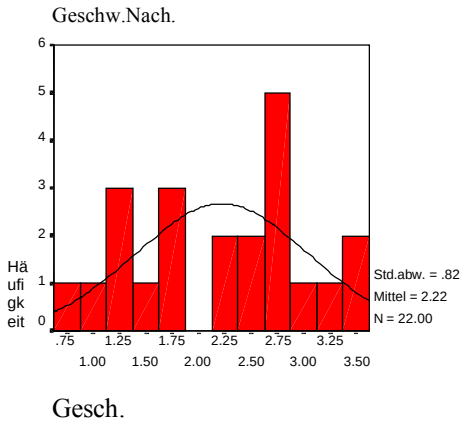


Abbildung 5: Abbildung 6: Vergleich der Verteilung der Gehgeschwindigkeit 5 Wochen nach der Operation und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung

Sicher ist das eine erhebliche Steigerung, aber im Vergleich zur Kontrollgruppe immer noch weit unterhalb der Norm. Es sind erhebliche Unterschiede hinsichtlich der Streuung, der Mittelwerte und der Maximalgeschwindigkeit zu verzeichnen (Z-Wert –3,766, Sign. P = 0,000)

Tabelle 11: **Geschwindigkeit Ende AHB/Nachuntersuchung**

Statistiken

		Geschwindigkeit Ende AHB	Geschwindigkeit Nach
N		22	22
Mittelwert		1,3955	2,2227
Median		1,2500	2,3500
Standardabweichung		,4952	,8211
Spannweite		1,90	2,80
Minimum		,80	,80
Maximum		2,70	3,60
Perzentile	25	1,0750	1,3750
	50	1,2500	2,3500
	75	1,5000	2,8000

3.3.1.2. Schrittlängen

Einhergehend mit der Geschwindigkeit hat sich auch die Länge des Schritts, also des Doppelschritts, vergrößert. Das betrifft sowohl die Spannbreite, als auch den Mittelwert. Statistisch gesehen hat sich die Schrittlänge nicht signifikant verbessert (Z-Wert -2,28, P = 0,026).

Tabelle 12: **Schrittlänge Ende AHB/Nachuntersuchung**

Statistiken

		Schrittlänge prä Bereiche	Schrittlänge post Bereiche
N		22	22
Mittelwert		2,59	3,23
Median		2,00	3,00
Standardabweichung		,73	1,27
Spannweite		2	4
Minimum		2	1
Maximum		4	5
Perzentile	25	2,00	2,00
	50	2,00	3,00
	75	3,00	4,25

3.3.1.3. Rotationsstellung, Zirkumduktionsbewegungen

Diese Beobachtungskategorisierung richtete sich auf die statischen und dynamischen Anordnungen der Extremität – die entlastende Außenrotation, das Spiel der Füße, das „Mitschleppen“ der gesamten Extremität als Zeichen dafür, das Bein noch nicht in sichere Bewegungs- oder Handlungsabläufe eingebaut zu haben. Diese Zeichen wurden in einer Beobachtungsachse zusammengefasst. Wie man sieht, ist eine Veränderung eingetreten, die aber statistisch unbedeutend zu sein scheint (Z-Wert - 1,604, p= 0,109)

Tabelle 13: **Spurbreite Ende AHB/Nachuntersuchung**

Statistiken

		Spurbreite Ende AHB	Spurbreite Nachunter suchung
N		22	22
Mittelwert		3,59	3,86
Median		4,00	4,00
Standardabweichung		,73	,83
Spannweite		3	3
Minimum		2	2
Maximum		5	5
Perzentile	25	3,00	3,00
	50	4,00	4,00
	75	4,00	4,25

3.3.1.4. Hüft- und Kniewinkel

In dieser Kategorie wurden die sichtbaren aktiven Winkelbewegungen zusammengefasst, die ihrerseits auf die größere passive Beweglichkeit hinweisen, die dem zugrundeliegt.

Tabelle 14: Winkelverhältnisse Ende AHB/Nachuntersuchung

Statistiken

		Hüft- und Kniewinkel Ende AHB	Hüft- und Kniewinkel Nachuntersuchung
N		22	22
Mittelwert		2,64	3,27
Median		3,00	3,00
Standardabweichung		,85	,88
Spannweite		3	3
Minimum		1	2
Maximum		4	5
Perzentile	25	2,00	2,75
	50	3,00	3,00
	75	3,00	4,00

Die Winkelverhältnisse ändern sich beträchtlich in den Monaten nach der Anschlußheilbehandlung. Die Extensionshemmung schwindet, die Unterschenkel schwingen wieder mehr und dieses aktive Ausnutzen der vorhandenen Beweglichkeit schlägt sich auch in der Statistik nieder. Der Median ist bei beiden Gruppen gleich, die Spannweite und der Mittelwert jedoch deutlich unterschieden. Der Z-Wert in der statistischen Auswertung verbundener Merkmale beträgt –3,5 bei $p = 0.00$.

3.3.1.5. Abrollbewegung, Stoßdämpfung

Die Abrollbewegung ändert sich hauptsächlich in der Tendenz der Streubreite, der Median ist unverändert. Die Spannbreite hat in der Nachuntersuchung zugenommen.
Man sieht, daß sich zwar die Spannbreite nach oben hin zu einer besseren Koordination verschoben hat, der Median jedoch unverändert ist. Insgesamt hat jedoch die Einschätzung doch eine signifikante Änderung aufgezeigt, hauptsächlich als Verschiebung der Streubreite hin zu höheren Werten. Das kann man als eine kontrolliertere Exzentrik in der Heel-On-Phase

des Schritts, der Kontrolle der propulsiven Kräfte des Gehens lesen. Statistisch ist diese Änderung jedoch nicht signifikant (Z-Wert -2,264 p = 0,024)

Tabelle 15: **Abrollbewegung Ende AHB/ Nachuntersuchung**

Statistiken

		Abrollbewegung Ende AHB	Abrollbewegung Nachunter-suchung
N	Gültig	22	22
Mittelwert		2,73	3,32
Median		3,00	3,00
Standardabweichung		1,08	,99
Spannweite		3	4
Minimum		1	1
Maximum		4	5
Perzentile	25	2,00	3,00
	50	3,00	3,00
	75	4,00	4,00

3.3.1.6. Lockerheit der Bewegungskette, Armpendel

In einer gemeinsamen Kategorie wurden die Beobachtungen zur Lockerheit im Gehen zusammengefasst. Das bezieht sich auf die Freiheit des Armpendels und damit auf das Ausmaß der Entwicklung hin zur Entspannung in der Bewegung. Betrachtet werden dabei Pendelbewegungen der Arme und der Beine, all die Komponenten des Ganges, die ihm Anmut und Lässigkeit verleihen können

In dieser Kategorie wurde versucht, das Ausmaß der Entspannung im sensomotorischen Zusammenhang zu erfassen Damit zeichnet sich eine Änderung ab, die zwar für den Patienten entscheidend sein kann, statistisch aber nicht ins Gewicht fällt. Wie schon bei der Spurbreite und den Rotationsbewegungen zeigt sich, daß die Änderungen, die bei der Einzelauswertung augenfällig zu sein scheinen, im Gesamtzusammenhang nicht so sehr ins Gewicht fallen. (Z-Wert -2,425 P = 0,015). Allerdings ist zu beachten, daß zu dem Zeitpunkt der Nachuntersuchung die meisten Patienten ohne Stützen gehen und von daher die Lockerheit der Bewegungen auf einer anderen koordinativen Ebene zu erreichen ist.

Tabelle 16: **Lockerheit der kinematischen Kette Ende AHB/Nachuntersuchung**

Statistiken

		Lockerheit der kinematischen Kette AHB	Lockerheit der kinematischen Kette Nach
N	Gültig	22	22
Mittelwert		2,91	3,45
Median		3,00	4,00
Standardabweichung		,92	,80
Spannweite		3	3
Minimum		1	2
Maximum		4	5
Perzentile	25	2,00	3,00
	50	3,00	4,00
	75	4,00	4,00

3.3.1.7. Stabilisierung, Trittsicherheit

Die Trittsicherheit des Großteils der Patientinnen hat sich nicht wesentlich im Beobachtungszeitpunkt verändert: Mit Stützen müssen sie sich stark abstützen, ohne Stützen ist die Beckenrotation verstärkt. Der Wert der schlechtesten Stabilisierung, das „ schlingernde Becken“ ist nicht mehr zu beobachten, dafür hat eine Patientin die völlige Stabilisierungsfähigkeit erreicht – man sieht dem Gang keine Schwäche mehr an. Insgesamt verändert sich die Stabilisierung in den 6- 12 Monaten nach der Operation wenig, was sich auch statistisch darstellen lässt (Z-Wert -0,632 P = 0,527).

Tabelle 17: **Stabilisierung und Trittsicherheit Ende AHB/Nachuntersuchung**

Statistiken

		Stabilisierung AHB Ende	Stabilisierung Nachuntersuchung
N		22	22
Mittelwert		3,05	3,14
Median		3,00	3,00
Standardabweichung		,79	,77
Spannweite		3	3
Minimum		1	2
Maximum		4	5
Perzentile	25	3,00	3,00
	50	3,00	3,00
	75	4,00	4,00

3.3.1.8. Bewegungsfluss, Bewegungssymmetrie

In dieser an ästhetischen Maßstäben angelegten Kategorie wurde versucht, die Kohärenz der Bewegungen und die Unempfindlichkeit Störungen gegenüber zu erfassen. Der Bewegungsfluss gegen Ende der AHB ist auf einem mittleren Niveau angesiedelt (mit Ausreißern nach oben und nach unten). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung, beim Gehen ohne Stützen, zeigt sich eine höhere Variationsbreite mit allerdings gleichem Mittelwert. Statistisch gesehen hat sich nichts entscheidend verändert (Z-Wert –1,886 p = 0,059), was sich auch mit der optischen Einschätzung persisitierender koordinativer Defizite deckt.

Tabelle 18: **Bewegungsfluß Ende AHB/Nachuntersuchung**

Statistiken

		Bewegungsfluß Ende AHB	Bewegungs fluß Nachunter-suchung
N		22	22
Mittelwert		2,91	3,27
Median		3,00	3,00
Standardabweichung		,53	,70
Spannweite		2	2
Minimum		2	2
Maximum		4	4
Perzentile	25	3,00	3,00
	50	3,00	3,00
	75	3,00	4,00

3.3.1.9. Einbeinstand

Diese Beobachtung des „Trendelenburg“ wurde genauer skaliert, um im Manöver des Einbeinstandes Hinweise zur Koordination und zur Bewegungssicherheit auf einem Bein zu bekommen, was sich unterscheidet von der herkömmlichen Betrachtungsweise, die lediglich das Absinken des Beckens als Zeichen der Insuffizienz der Glutäalmuskulatur betrachtet.

Tabelle 19: **Einbeinstand Ende AHB/Nachuntersuchung**

Statistiken

		Einbeinstand Ende AHB	Einbeinstand Nachunters.
N	Gültig	22	22
Mittelwert		2,27	3,32
Median		2,50	3,00
Standardabweichung		,94	1,13
Spannweite		3	4
Minimum		1	1
Maximum		4	5
Perzentile	25	1,00	3,00
	50	2,50	3,00
	75	3,00	4,00

Im Einbeinstand haben deutliche Veränderungen stattgefunden: Die untere Bewertungskategorie, das Nicht-Bewältigen des Einbeinstands, ist statt 6 nur noch mit zwei Positionen vertreten – im Gegenzug stieg die Kompetenz der Balancierfähigkeit auf einem Bein in der Gruppe deutlich an, wie die Belegung der höheren Kategorien zeigt. (Z-Wert – 3,573 P = 0.000)

3.3.1.10. Zusammenfassung der Änderungen in den Kategorien

Im Vergleich Anschlußheilbehandlung/ Nachuntersuchung zeigen sich die größten Entwicklungen in den Kategorien Geschwindigkeit, Winkelverhältnisse und Einbeinstand. In einer Gruppe geringerer Signfikanz (< 0,05) folgen Schrittlänge, Abrollbewegung und Lockerheit der kinematischen Kette. Bewegungsfluß, Spurbreite und vor allem die Stabilisierung ändern sich in der Bewertung nur unwesentlich. Die Zusammenfassung der gepoolten Ganganalyse-Scores im Vergleich der beiden Referenzzeitpunkte zeigt eine signifikante Veränderung (Z-Wert im Wilcoxon-Test – 3,529, asymptotische Signifikanz 0,000). Angesichts der geringen Fallzahl ist jedoch Vorsicht in der Bewertung dieser Ergebnisse angebracht.

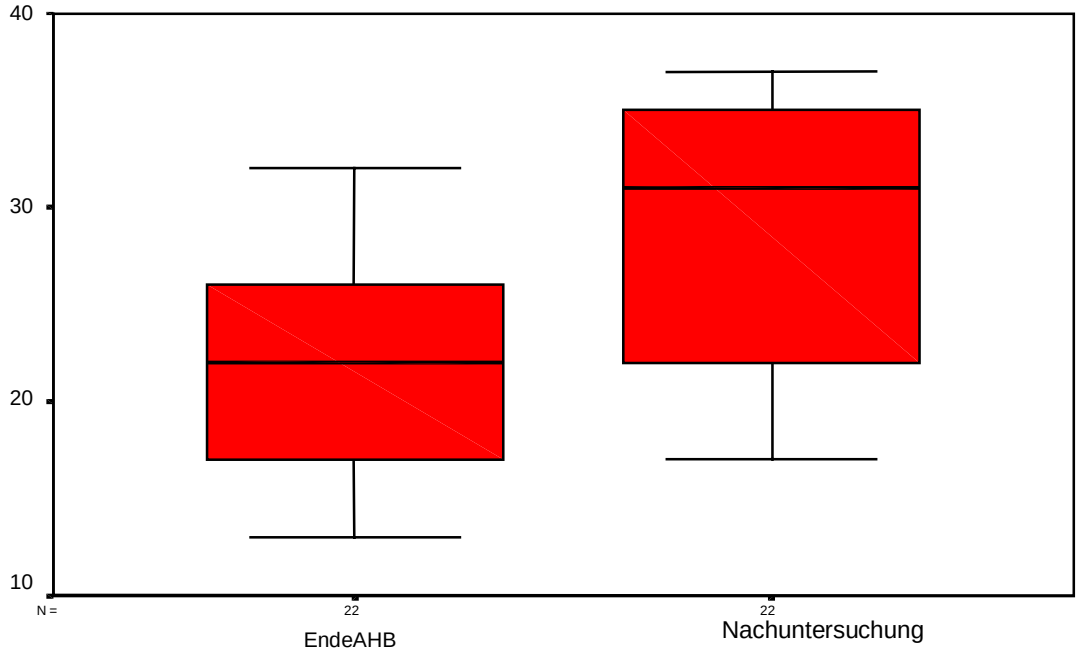


Abbildung 7: Ganganalyse-Score Ende Anschlußheilbehandlung und Nachuntersuchung (1 Jahr)

3.4. Der Vergleich Probanden/Patienten

Um die Aussagefähigkeit der visuellen Gangbewertung zu überprüfen – unterscheidet das Bewertungsraster zwischen „Krank“ und „Gesund“ ? – unterzogen sich 26 Probanden dem zweiminütigen Test auf dem Laufband. Auch dort wurde nach einer Eingewöhnungsphase die Ganggeschwindigkeit festgeschrieben, auch dort erfolgte nach dem Gangtest der Einbeinstand mit Betrachtung der Gesamtbewegung. Zu bemerken ist das Durchschnittsalter der Probanden und das unterschiedliche Altersprofil. Im folgenden haben wir die Ergebnisse der Vergleiche als Tabelle zusammengefasst. In jedem Teilbereich haben sich die Patienten und Probanden signifikant unterschieden, so daß eine Sammeltabelle ausreichend ist. Nur für die Geschwindigkeit erfolgte aus Gründen der Anschaulichkeit die bildliche Darstellung. Die Daten wurden als unverknüpfte Paare verglichen und statistisch mit dem Mann-Whitney-Test als nichtparametrischem Test untersucht.

Schauen wir nun in die Einzelheiten der Vergleiche Patienten/Probanden:

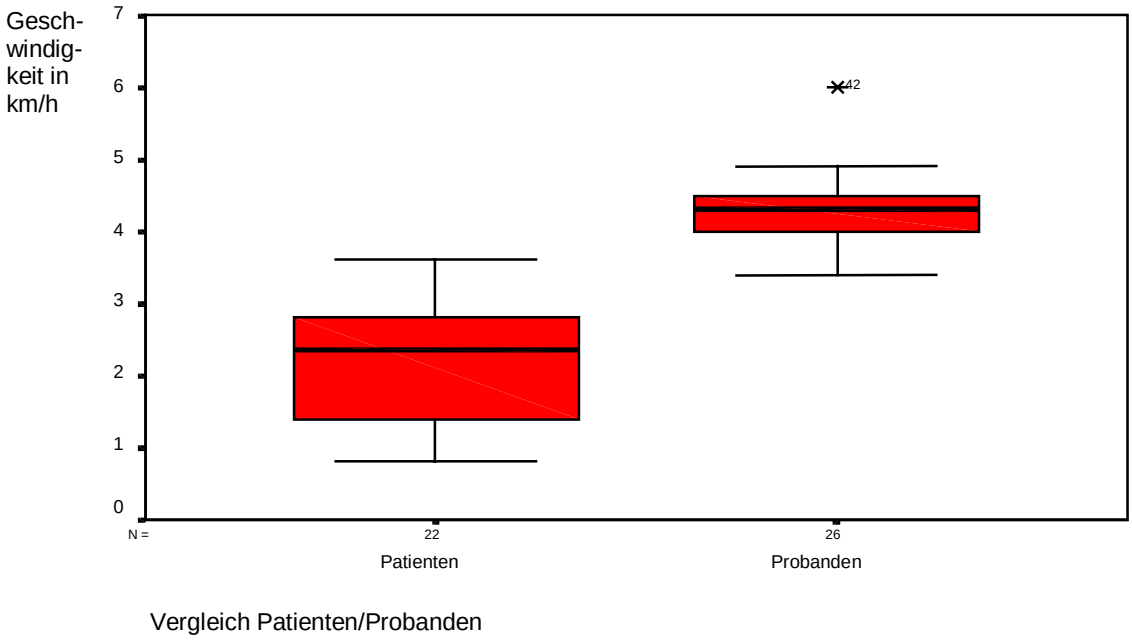


Abbildung 8: Vergleich der Geschwindigkeit der Patienten (1 Jahr nach OP) mit Probandenkollektiv

Die Gehgeschwindigkeit der Patienten ist auf einem niedrigen Niveau breit gestreut, während die Probanden auf einem höheren Niveau dicht gedrängt beieinander liegen. Ein Ausreißerwert liegt bei 6 km/h. Es zeigt sich insgesamt ein signifikanter Unterschied der Gehgeschwindigkeiten.

Tabelle 20: **Nichtparametrische Tests zum Vergleich der Ganganalysekategorien Patienten/Probanden**

	Z	**Mann-Whitney-U-Test**	**Wilcoxon-Test**	**Asymptotische Signifikanz**
Schrittlänge	-5,988	12,500	265,500	,000
Spurbreite	-3,644	125,000	378,000	,000
Winkelverhältnisse	-5,772	28,000	281,000	,000
Abrollbewegung	-4,648	74,000	327,000	,000
Lockerheit der kinematischen Kette	-3,828	118,000	371,000	,000
Stabilisierung	-5,695	28,000	281,000	,000
Bewegungsfluß	-5,686	27,000	280,000	,000
Einbeinstand	-4,653	76,500	329,500	,000

3.5. Der Kreuzvergleich der Juroren – interindividuelle Reliabilität

Das Bewertungssystem wurde auf seine Austauschbarkeit und Unabhängigkeit von einzelnen Bewertern überprüft und validiert. Die Videodokumente der Nachuntersuchung wurden mit Schablone zum Ganganalyse-Score nach intensiver Einführung zwei Kollegen vorgelegt.
Wie bei den vorangegangenen Untersuchungen werden die Mittelwerte und die Spannbreite des 95% Konfidenzintervalls angegeben und Differenzen in nichtparametrischen Tests verdeutlicht. Das Maß der Übereinstimmung wird mit dem Kappa-Wert angegeben.
Die Graduierung der Übereinstimmung erfolgte nach Sachs[125] :

Tabelle 21: **Interrater Reliability**

Kappa-Wert	Übereinstimmung
< 0,10	keine
0.10 – 0.40	schwach
0.41 – 0.60	deutlich
0.61 – 0.80	stark
0.81 – 1.00	fast vollständig

Die Geschwindigkeit und die Schrittlänge sind als exakte Parameter unveränderlich und sind deshalb nicht noch einmal mit angegeben.

Tabelle 22: Synopse der Übereinstimmungsparameter der zusätzlichen Juroren in Ganganalyse

	Intervall-Maß Pearson-R	**Ordinal- bzgl. Ordinalmaß, Korrelation nach Spearman**	**Maß der Übereinstimmung Kappa-Wert**
Spurbreite	,797	,800	,478
Winkel	,968	,956	,931
Abrollbewegung	,853	,859	,441
Lockerheit der kinematischen Kette	,888	,730	,739
Stabilisierung	,707	,730	,443
Bewegungsfluß	,601	,591	*
Einbeinstand	,907	,885	,688

Die Kappa-Statistik kann nicht berechnet werden. Sie benötigt eine symmetrische 2-Wege-Tabelle, in der die Werte der ersten Variable mit den Werten der zweiten Variable übereinstimmen.

In der Auswertung zeigt sich eine Streuung des Kappa-Wertes von „nicht berechenbar“(wegen fehlender Symmetrie, zu starken Unterschieden im Bewerten, Ausreißer der Daten) bis 0,931, was als fast vollständige Übereinstimmung gilt.
Eine „deutliche“ Übereinstimmung mit Kappa-Werten zwischen 0.41-0.6 zeigt das Urteil der Juroren in den Kategorien Abrollbewegung, Stabilisierung und Spurbreite.
Die Lockerheit der kinematischen Kette und der Einbeinstand liegen im Bereich der starken Übereinstimmung (0.61 – 0.80).

3.6. Einfluß ausgewählter Begleitfaktoren auf Gangqualität und Hüftkoordination

3.6.1. Einfluß auf die Bezugsgröße „Verbesserung des Ganges“ (Differenz zwischen Ganganalyse-Score AHB und Ganganalyse-Score Nachuntersuchung , „D Score 1/2 “)

Die Kategorien der visuellen Gangbildanalyse einschließlich des Einbeinstands (Seite 24-28) wurden als Score verrechnet, wobei der Geschwindigkeit eine zentrale Rolle zukam und sie daher doppelt bewertet wurde. Wie Smidt 1992 feststellt, ist die Geschwindigkeit der zentrale Parameter des Ganges und stellt funktionelle Kapazität ausreichend dar. Bei neun Kategorien mit jeweils 5 maximal zu vergebenden Punkten ergibt sich dann ein Maximalwert von 50 Punkten (Geschwindigkeit x 2, jeder andere Wert mit einer Maximalpunktzahl zählt einfach). Wir betrachteten den Einfluß bzw. Vorhersagewert der verschiedenen untersuchten Faktoren sowohl auf den Gesamtscore, als auch auf den Steigerungs-Score, der Differenz zwischen den Werten bei der Nachuntersuchung und dem Ende der AHB. Wir nahmen an, dieser Differenz-Score spiegele die Steigerung in der Rehabilitationsphase wider und sei daher besonders aussagefähig im Hinblick auf die motorische Entwicklung. Das Datenmaterial wurde in zwei Schritten bearbeitet. Zuerst erfolgte die explorative Datenanalyse. Die Scorewerte wurden in Boxplots aufgetragen und gegen den Differenz-Score auf der Y-Achse in ein Diagramm abgebildet. Die statistische Signifikanz dieses Trends wurde mit einer linearen Regressionsanalyse berechnet. Aus der Menge der betrachteten Faktoren wurden die folgenden Kategorien herausgehoben: Schmerz, Bewegungsvorerfahrung, Verlagerung des Rotationszentrums und Engagement in der Übungsbehandlung.

- Bewegungsvorerfahrung

Die meisten Patientinnen haben keine Bewegungsvorerfahrung (11 keine, 8 wenig, 3 intensiv). Nicht erstaunlich, aber bemerkenswert ist, daß die Patientinnen mit Bewegungsvorerfahrung die größten Fortschritte erzielen.

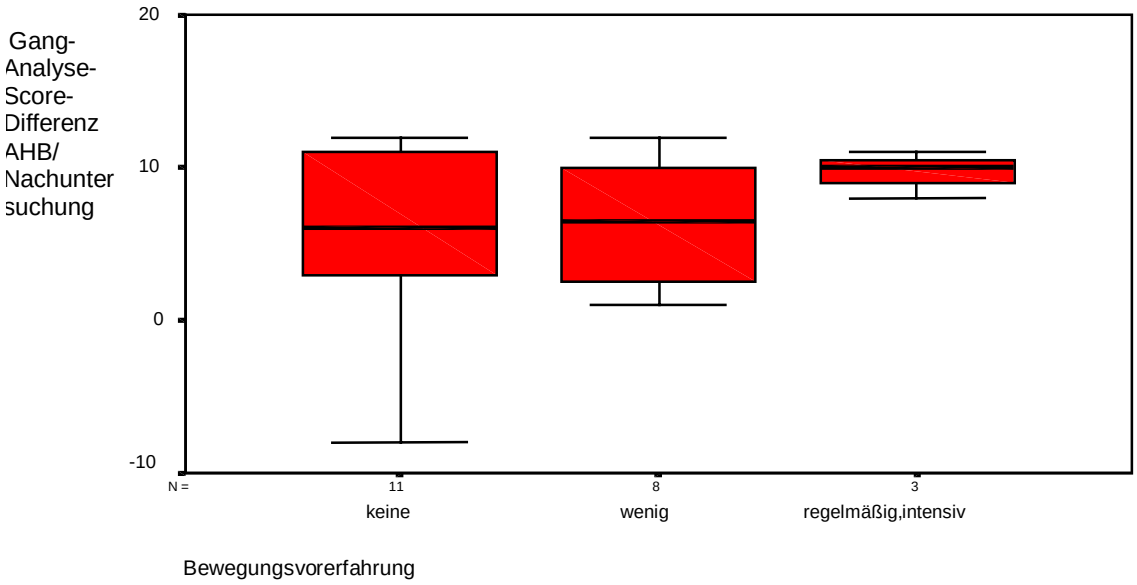


Abbildung 9: Vergleich der Differenzscore-Werte der Patienten aufgeschlüsselt nach der Bewegungsvorerfahrung im Boxplot (explorative Datenanalyse)

- Engagement in der selbständigen Weiterführung des Übungsprogramms

Sieht es entsprechend auch mit dem Engagement aus? Der Übungsfleiß wurde in 5 Untergruppen skaliert, die von „keine Übungen“ bis zu regelmässigen Einheiten im Fitness-Studio reichten.

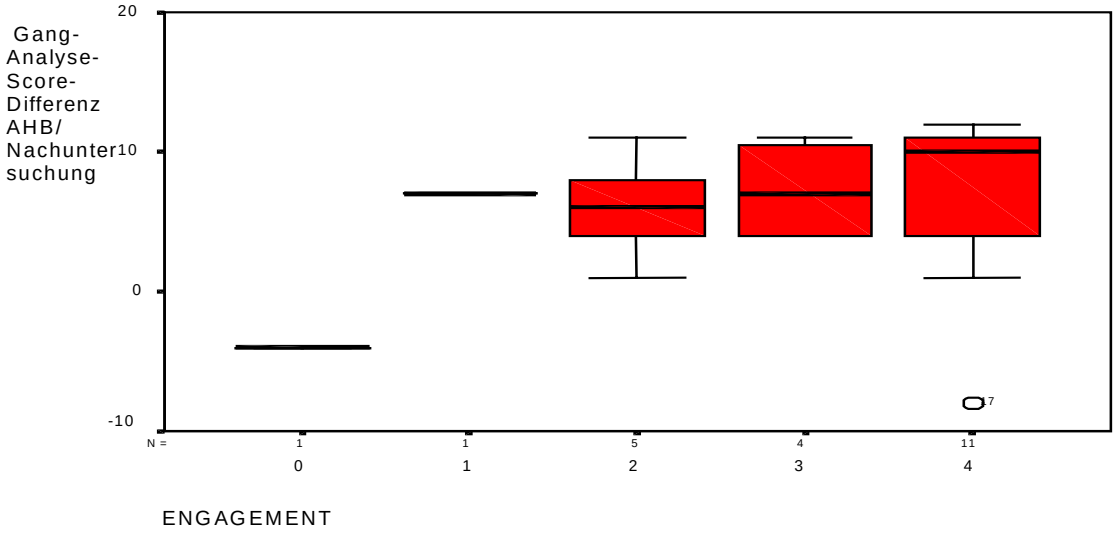


Abbildung 10: Aufschlüsselung der Werte des Steigerungs-Scores nach Engagement (explorative Datenanalyse) im Boxplot

:

Hier zeigt sich, daß die meisten Fortschritte von denen erzielt werden, die auch am meisten dafür tun. Es ist aber dennoch deutlich zu sehen, wie die Mediane sich voneinander unterscheiden und die Patientinnen mit einem Mittelwert von einem Punktzugewinn von 10 der Gruppe der viel Trainierenden angehören. Es gibt eine Ausreißerin
(Nr 17), die trotz heftigen Übens geringere Werte erzielt als zuvor.

- Hat die Dauer des präoperativen Schmerzes einen gestalterischen Einfluß auf die Gangentwicklung?

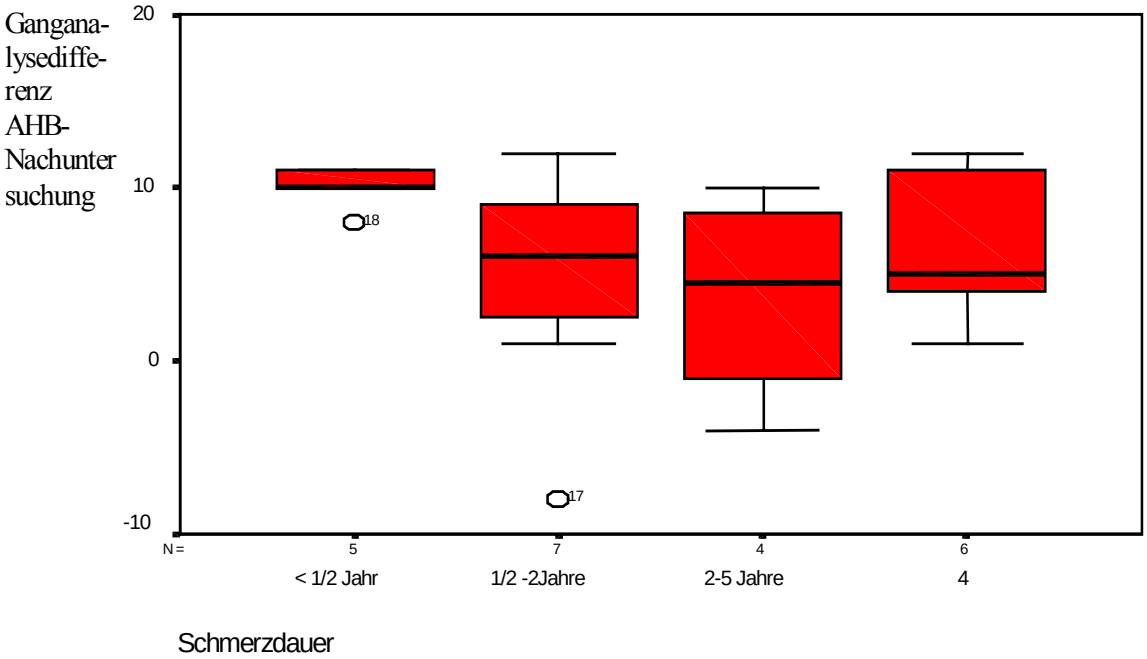


Abbildung 11: Darstellung der Steigerungswerte der Rehabilitation aufgeschlüsselt nach der präoperativen Schmerzdauer im Boxplot (explorative Datenanalyse)

Genau das deutet sich in der Auswertung an: Die Patientinnen mit einer geringen Schmerzdauer erzielen weit bessere Fortschritte der Gangqualität als diejenigen, die mehr als sechs Monate mit der aktivierten Koxarthrose leben. Das setzt sich fort mit der Schmerzdauer von bis zu zwei Jahren. Die Werte im Bereich der Schmerzdauer von bis zu 5 Jahren und über 5 Jahren unterscheiden sich jedoch recht wenig.
Nach diesem Überblick mit der deskriptiven explorativen Datenanalyse überprüften wir die Beziehungen in einem Modell der linearen Regression.

Tabelle 23: Beziehung zwischen Verbesserung der Gangqualität Reha/Nachuntersuchung und Einflußfaktoren

	R-Wert	P-Wert	R^2
Engagement	0,358	0,102	0,128
Schmerzdauer	0,210	0,347	0,044
Schmerzintensität	0,067	0,768	0,004
Bewegungsvorerfahrung	0,275	0,215	0,076

Es zeigte sich jedoch, daß keine dieser Beziehungen zwischen der Verbesserung der Gangqualität und den Einflußfaktoren einen signifikanten Vorhersagewert hatte.

3.6.2. Einfluß auf die Bezugsgröße „Gangqualität nach einem Jahr“ (Score 2)

Wir betrachteten die Daten mit einer deskriptiven explorativen Analyse, dann genauer mit Hilfe der Regressionsanalyse. Bei kontinuierlicher Streuung der Werte arbeiteten wir mit parametrischen Tests, wenn der Datensatz jedoch schief war, wurden nicht-parametrische Rechenverfahren angewendet. Als ersten Schritt führten wir die univariate Analyse der Variablen aus, um dann Konstellationen signifikanter Faktoren in einer multivariaten Analyse zu überprüfen. Untersucht wurden die Größen Schmerzdauer, Übungsfleiß (Engagement), Vorerfahrung in übenden Verfahren und Stützenbenutzung:

- Präoperativer Schmerz und Gangqualität nach einem Jahr

Die Güte des Rechenmodells war ausreichend (R= 0,547, R^2 0,299). Es zeigte sich, daß die Dauer des präoperativen Schmerzes einen signifikanten (p= 0,008) Einfluß auf die Gangqualität zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung hat.

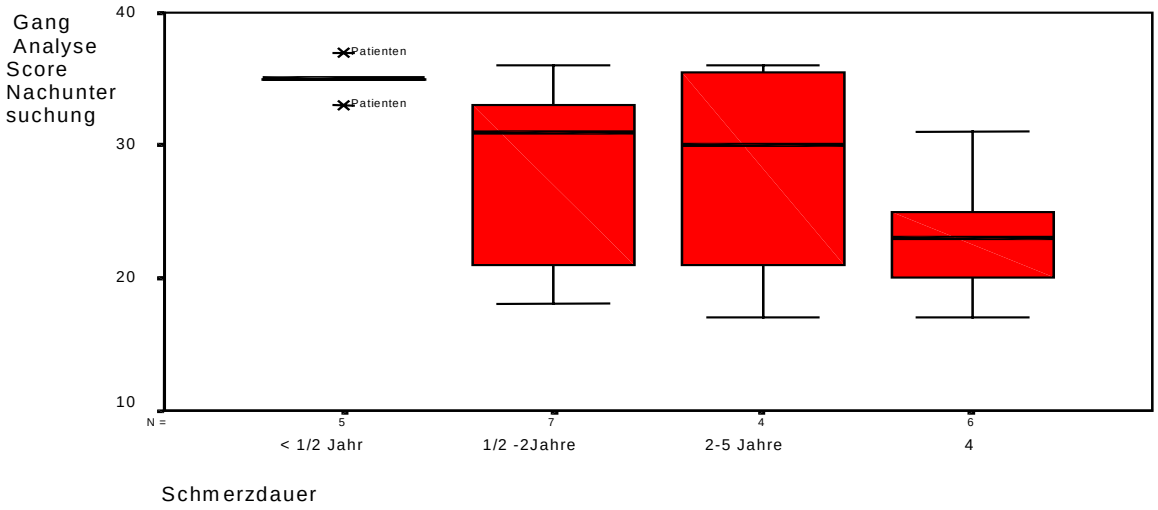


Abbildung 12: Beziehung zwischen der präoperativen Schmerzdauer und der Gangqualität nach einem Jahr als Boxplot

Nach dem selben Muster untersuchten wir die Intensität des Schmerzes, die Bewegungsvorerfahrung, das Gehen an Stützen und den Übungsfleiß:

Bei der Intensität des Schmerzes waren sowohl die Güte des Rechenmodells (R=0,264) als auch der P-Wert (p = 0,236) nicht aussagekräftig. In der Analyse der Bewegungsvorerfahrung war das Rechenmodell gültig (R= 0,637 R^2 = 0,405) und es zeigte sich eine signifikante Beziehung zwischen der Bezugsgröße und diesem Einflußfaktor.

- Bewegungsvorerfahrung und Gangqualität nach einem Jahr

In der Analyse war das Rechenmodell gültig (R=0,637, $R^2$0,405), der P-Wert war 0,001

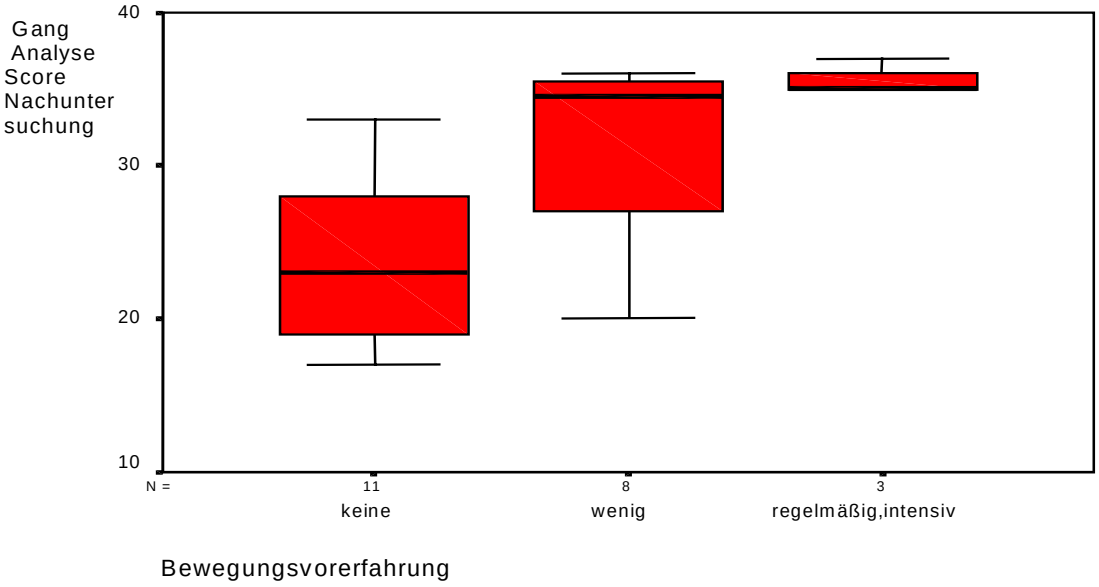


Abbildung 13: Beziehung zwischen der Bewegungsvorerfahrung und der Gangqualität nach 1 Jahr

Es zeigte sich, daß eine statistisch signifikante Beziehung zwischen der Vorerfahrung in übenden Verfahren und der Qualität des Ganges nach einem Jahr besteht.

- Schmerzintensität und Gangqualität nach einem Jahr

Mit demselben Verfahren untersuchten wir das Verhältnis von Schmerzintensität zur Gangqualität nach einem Jahr:

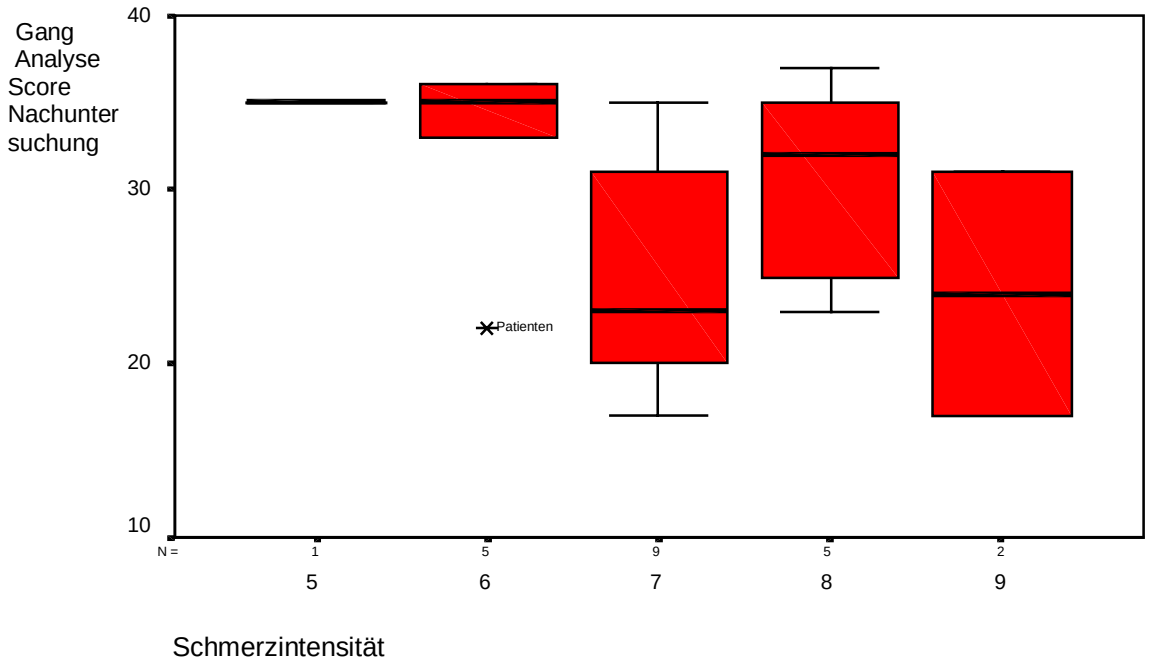


Abbildung 14: Beziehung zwischen präoperativem Schmerz und Gangqualität nach einem Jahr

Diese Darstellung ergibt jedoch weder ein gültiges Rechenmodell (R=0,264, R^2 0,070), noch einen statistisch aussagekräftigen Vorhersagewert (p = 0,0236)

- Stützenbenutzung und Gangqualität nach einem Jahr

In der Auswertung der Stützenbenutzung ergab sich ein schiefes Bild, weswegen wir auf den Kruskal-Wallis-Test als nichtparametrisches Verfahren zurückgriffen.

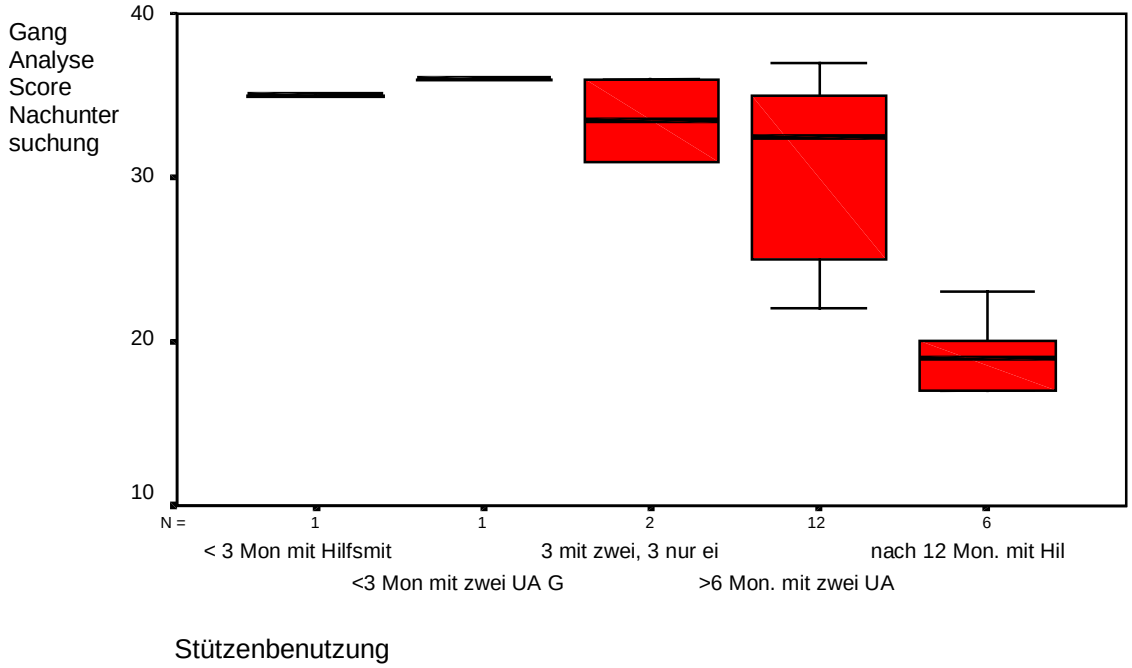


Abbildung 15: Verhältnis zwischen Stützenbenutzung und Gangqualität nach einem Jahr

Die Gruppen 1-3 wurden in eine Gruppe zusammengefasst, was eine Subgruppe derjenigen Patienten ergibt, die relativ kurz ihre Stützen benutzten. Vergleicht man das jedoch mit denjenigen, die über lange Zeit ihre Stützen benutzen, ergibt sich kein schlüssiges Bild. Diejenigen, die auch nach 12 Monaten noch Stützen benutzen, erzielen ein schlechteres Ergebnis, was aber sicherlich ein Epiphänomen ihrer geringeren funktionellen Kapazität ist.

- Engagement und Gangqualität nach einem Jahr

Mit dem schon oben angewendeten Verfahren betrachteten wir das Verhältnis zwischen Übungsfleiß und der Gangqualität nach einem Jahr:

Das Rechenmodell und die Vorhersagewahrscheinlichkeit waren nicht ausreichend (R=0,039, R^2 = 0,001 P= 0,864). In dieser Gruppe hat der Übungsfleiß keinen Einfluß auf die Qualität des Ganges. Das widerspricht den Erwartungen.

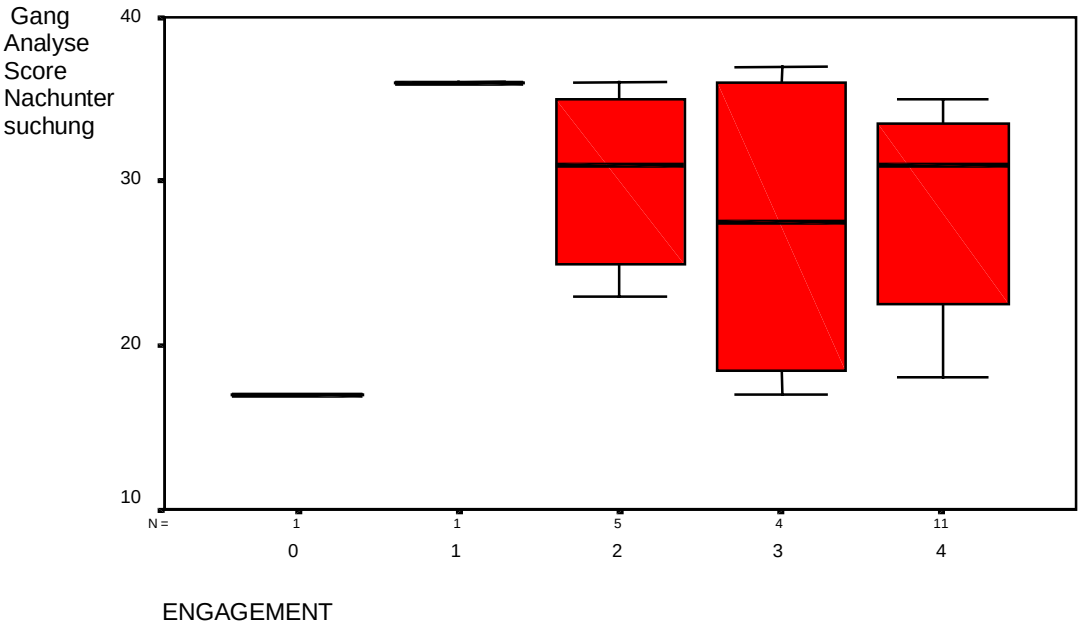


Abbildung 16: Beziehung zwischen Übungsfleiß und Gangqualität nach einem Jahr als Boxplot

3.6.3. Beziehung zwischen den Einflußfaktoren und der Bewegungswahrnehmung im Hüftgelenk

Analog zu den vorher beschriebenen statistischen Verfahren betrachteten wir den Einfluß von Schmerz, Engagement und Bewegungsvorerfahrung auf die Koordinationsfähigkeit im Hüftgelenk, dargestellt durch die Variable „Hüftquotient“.

- Schmerz und Bewegungswahrnehmung im Hüftgelenk

Die Güte des Rechenmodells in der Schmerzbewertung war ausreichend (R=0,656 R^2 0,431 P= 0,001) zur Beurteilung der Vorhersagewahrscheinlichkeit.

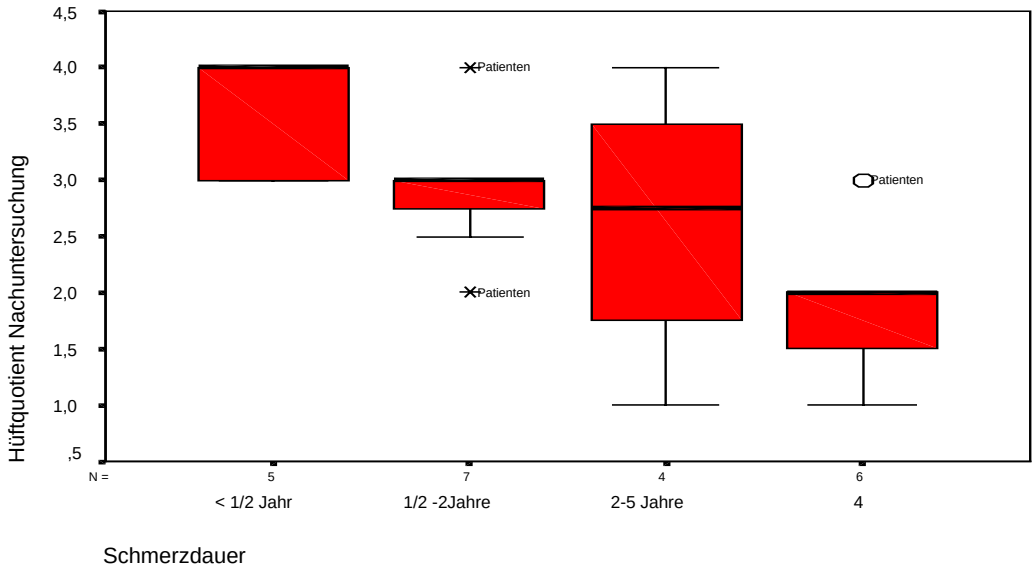


Abbildung 17: Beziehung zwischen Schmerzdauer und Hüftquotient nach einem Jahr als Boxplot

Auch hier zeigt sich, daß die Dauer des präoperativen Schmerzes entscheidend ist in der motorischen Entwicklung.

- Bewegungsvorerfahrung und Bewegungswahrnehmung im Hüftgelenk

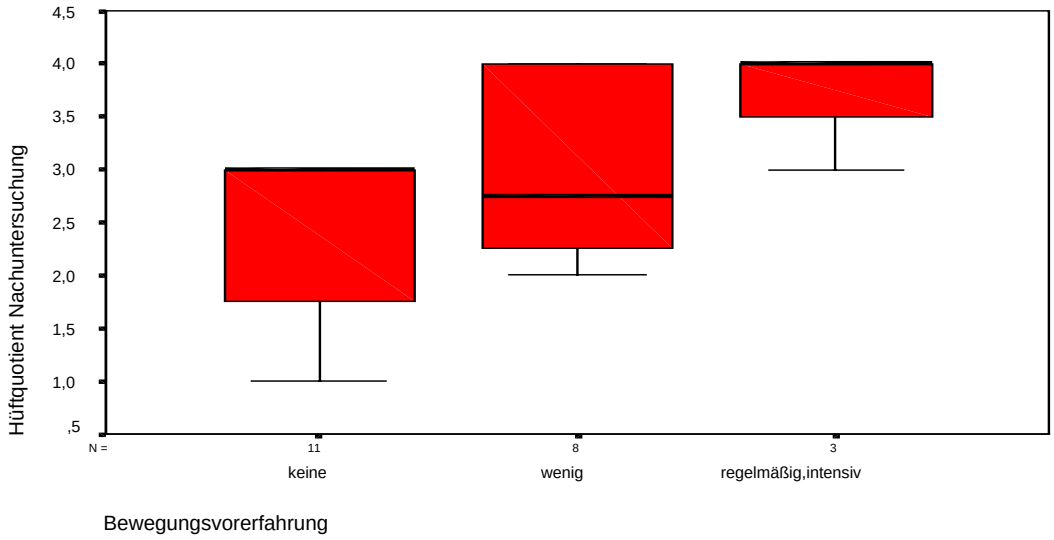


Abbildung 18: Beziehung zwischen Bewegungsvorerfahrung und Bewegungswahrnehmung im Hüftgelenk zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung

In der Auswertung des Einflusses der Vorerfahrung in übenden Verfahren auf die Bewegungswahrnehmung im Hüftgelenk zeigt sich, daß ein statistisch schwacher Vorhersagewert besteht. Die Güte des Rechenmodells ist gerade ausreichend (R=0,525 R^2 0,276 p=0,012)

- Übungsfleiß und Bewegungswahrnehmung im Hüftgelenk

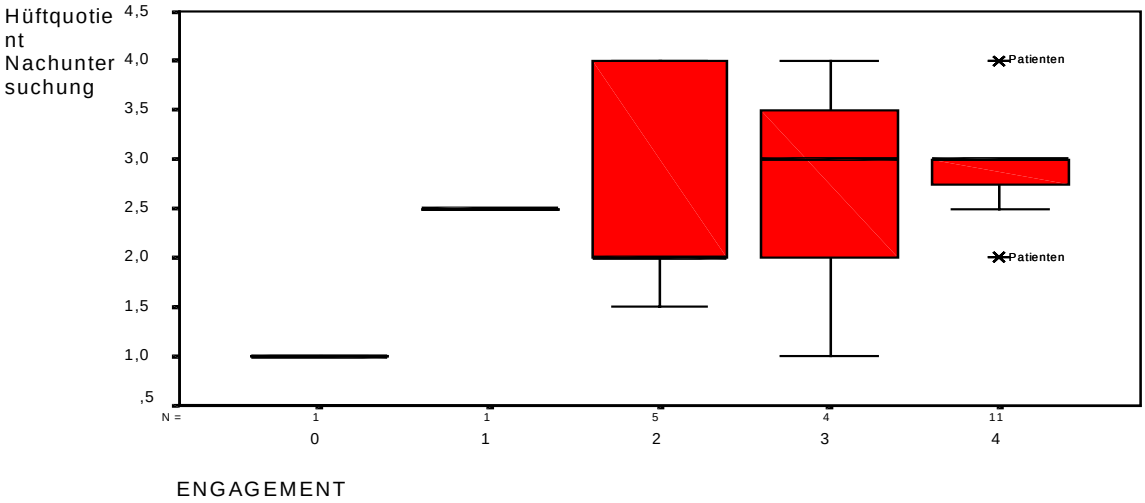


Abbildung 19: Beziehung zwischen Übungsfleiß und Bewegungswahrnehmung im Hüftgelenk zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung

In der Betrachtung des Übungsfleisses (Engagement) zeigt sich kein entscheidender Einfluß dieser koordinativen Variable auf die Bewegungswahrnehmung im Hüftgelenk.
(R=0,358 R^2 0,128 p= 0,102).

3.7. Die Auswertung des retrospektiven Fragebogens

14 von 22 Patientinnen füllten den retrospektiven Fragebogen aus. Damit ist eine Vorselektion auf engagierte Patientinnen getroffen. Um eine ausgewählte Übersicht über die relevanten Fragen zu gewährleisten und eine Tabellenanhäufung zu vermeiden, beschränkten wir uns in der Darstellung der Antworten auf ausgewählte Fragen. Die Antwort auf die Fragen nach der Akzeptanz der Prothese, des geänderten Verhältnisses zu sich und dem Körper nach der Operation und der Teilnahme waren positiv und affirmativ gehalten. Wir beschränken die Dokumentation auf die folgenden Bereiche:

Einschränkung der Lebensqualität durch Schmerz, Änderung des Lebensstils, anderer Zugang zu sich durch die Rehabilitation und Grenzen der funktionellen Belastbarkeit

Eine Frage richtete sich auf eine subjektive Einschätzung der Anteile am Interventionsergebnis in Prozent – aufgeteilt in Operation, Rehabilitationsphase, eigene Übungen und dann pure Rekonvaleszenzzeit. Die Ergebnisse wurden kumulativ zusammengefasst und in einem Boxplot dargestellt:

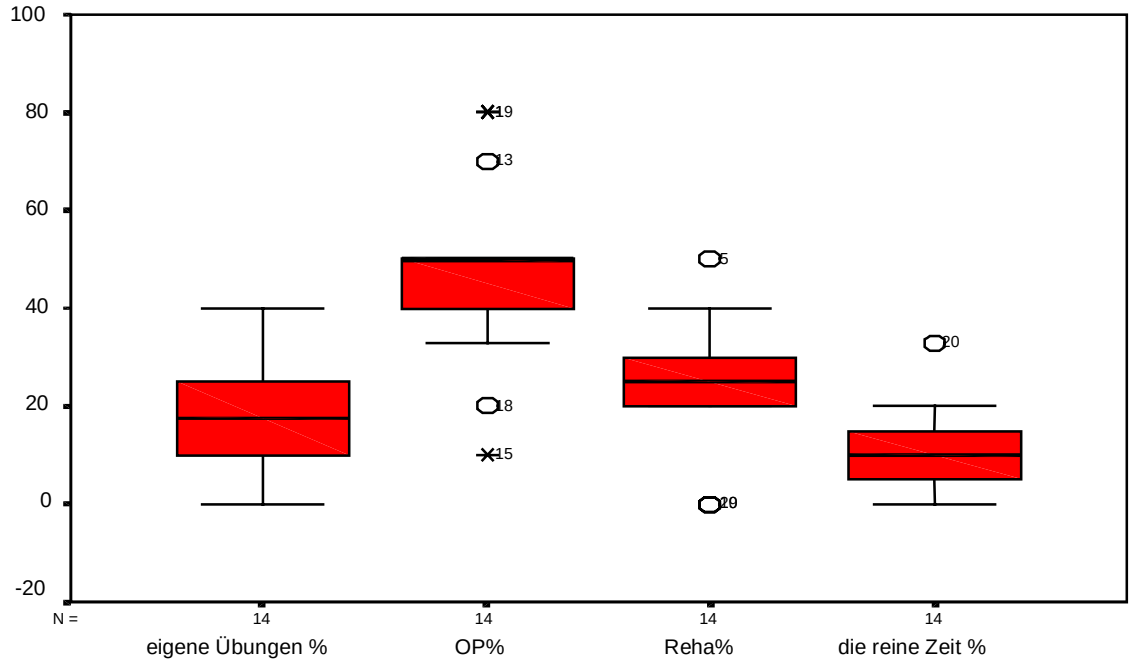


Abbildung 20: Boxplot-Darstellung der Wichtigkeitsbewertung der Einflüsse der Gesamtbehandlung in Prozenten

Wie zu erwarten, ist die Operation an erster Stelle bewertet. Die eigenen Übungen und die stationäre Rehabilitationsphase erhalten einen ähnlichen Stellenwert.

Eine andere Frage richtete sich auf die Einschränkung des Alltagslebens durch die kleinen Schmerzen. Da sahen die Antworten folgendermaßen aus:

Tabelle 24: **Einschränkungen der Lebensqualität durch Schmerzen**

Einschränkung der Lebensqualität durch Schmerzen	Häufigkeit	Prozent
phasenweise mühselig und lästig	4	18.2
kompensierte Störungen	5	22.7
keine Störungen	5	22.7
Gesamt	14	63.6

Bei den Antwortenden gab es eine recht ausgeglichene Verteilung: 4 Patientinnen fühlten phasenweise immer noch alles mühselig und lästig, 5 kamen mit den gleichen Einschränkungen gut zurecht, bei dem Rest gab es schlichtweg keine Beschwerden mehr.
Die Frage nach der sozialen Isolation wurde recht eindeutig beantwortet: Zwei Patientinnen führten die relative Isolation auf den Mangel an Gelegenheiten zurück, die restlichen hatten damit kein Problem mehr.

Tabelle 25: **Mobilität nach Operation**

Mobilität	Häufigkeit	Prozent
ich komm sehr wohl raus	12	54.5
ich komme kaum aus dem Haus	2	9.1
Gesamt	14	63.6

Die nächste Frage richtete sich auf die Änderung des Lebensstils nach Operation und Rehabilitationsphase.

Tabelle 26: **Änderung des Lebensstils**

Änderung des Lebensstils	Häufigkeit	Prozent
wie vorher	8	36.4
verbessert	8	36.4
völlig neu	6	27.3

Auch da ist wieder eine ausgeglichene Verteilung festzustellen: 6 Patientinnen erlebten sich völlig neu, bei 8 blieb alles beim alten und 8 stellten eine Besserung fest.
Die nächste Frage richtete sich auf die Rolle der Rehabilitationsphase als „ Übergabe des Körpers an die Patienten“, als Kontextverschiebung:

Tabelle 27: **Kontextverschiebung in Rehabilitationsphase**

Anderer Zugang durch die Reha	Häufigkeit	Prozent
Ja	9	40.9
Kann ich eigentlich nicht sagen	3	13.6
Was soll die Frage?	2	9.1
Gesamt	14	63.6

40% der Patientinnen (einschließlich der nicht geantwortet Habenden) bejahten diese Aussage, drei (13.6%) konnten dem nicht so zustimmen und zwei konnten mit der Frage nichts anfangen.

Die letzte Frage richtet sich auf die Grenzen der funktionellen Belastbarkeit im Gehen – die Gehsicherheit, die Störanfälligkeit gegen Stolpern, also die Reaktionsschnelligkeit und die Ausdauer, die Sicherheit der Koordinationskraft. Immerhin ein Drittel hielt sich für vollständig belastbar, fünf waren nur eingeschränkt belastbar und zwei waren darin starken Schwankungen unterworfen:

Tabelle 28: **Grenzen der funktionellen Belastbarkeit**

funktionelle Belastbarkeit	Häufigkeit	Prozent
unbeschränkt belastbar	7	31.8
starke Schwankungen	2	9.1
nur eingeschränkt belastbar	5	22.7
Gesamt	14	63.6

3.8. Korrelation zwischen der Bewegungswahrnehmung im Hüftgelenk und der Steigerung der Gangqualität in der Phase zwischen Reha und Nachuntersuchung

Die Ergebnisse der Untersuchung der Bewegungswahrnehmung im Hüftgelenk und die Ganganalyse-Scores gegen Ende der AHB und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wurden zueinander in Beziehung gesetzt. Ein methodisches Problem bestand darin, die Personen mit zwei Hüftoperationen und die mit nur einer Operation in ein gemeinsam berechenbares

Merkmal zusammenzufassen (Seite 24). Dem wurde mit der Konstruktion eines Hüftquotienten Rechnung getragen, in dem die addierten Score-Werte der jeweils betroffenen Hüfte durch 2 geteilt werden, wenn beide Hüften betroffen werden und als solche belassen werden, wenn nur eine Hüfte erkrankt ist. Dieser so gewonnene Hüftquotient wurde zu zwei Zeitpunkten mit den jeweiligen Werten der Ganganalyse in Beziehung gesetzt: Gegen Ende der stationären Anschlußheilbehandlung und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung 6-12 Monate später.

Als statistisches Maß der Korrelation nicht verbundener Paare wurde als nichtparametrische Tests die Spearman-Rho-Korrelation berechnet.

Zum ersten Zeitpunkt besteht eine hochsignifikante Korrelation (Korrelationskoeffizient r=0,688 Sign. P=0,000):

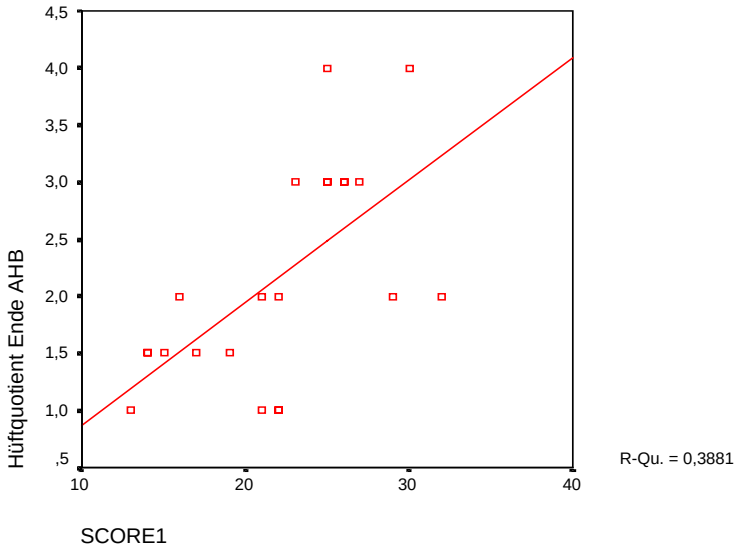


Abbildung 21: Streudiagramm Korrelation Hüftquotient gegen Ganganalyse-Score 6 Wochen nach OP

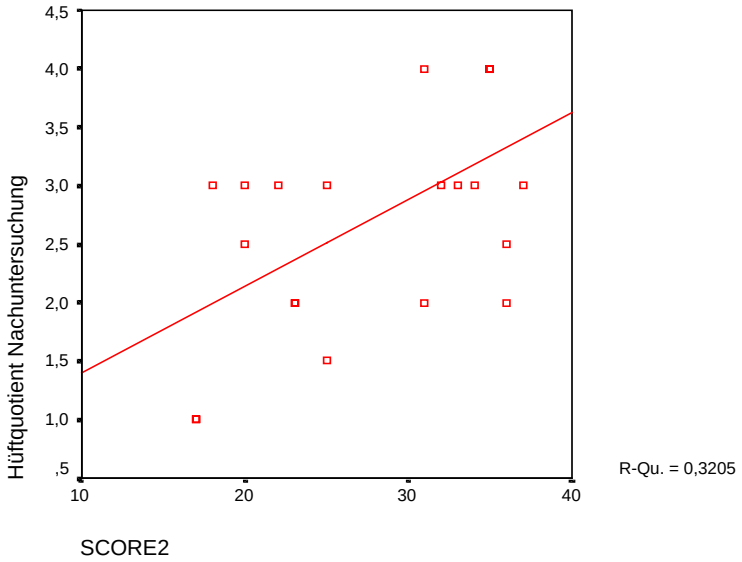


Abbildung 22: Streudiagramm der Korrelation zwischen dem Ganganalyse-Score (Score2) und dem Hüftquotienten zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung

Dabei ist diese Korrelation gegen Ende der AHB auf einem Niveau von 0.01 und 6 bis12 Monate später auf einem Niveau von 0.05 signifikant.(Korrelationskoeffizient 0,468 p=0,028)

Nach dem gleichen Verfahren wurde das Verhältnis der Wahrnehmung im Hüftgelenk zu den Subkategorien des Ganges „Lockerheit der Bewegung“ und „Geschwindigkeit“ untersucht:
Die Geschwindigkeit korreliert auf einem schwach signifikanten Niveau ($p < 0,05$) mit der Wahrnehmungsgenauigkeit der Bewegungen im Hüftgelenk.

Tabelle 29: **Korrelation zwischen Hüftquotient und Geschwindigkeit 1 Jahr nach OP**

Korrelation

			Hüftquotie Nachunter chun	Geschwindig -keit Nachu.
Spearman-Rho	Hüftquotie Nachuntersuch	Korrelationskoeffizi	1,00	,464*
		Sig. (2-	,	,030
		N	22	22
	Geschwindigkeit Nachuntersuchung	Korrelationskoeffizi	,464*	1,00
		Sig. (2-	,030	,
		N	22	22

*. Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 signifikant

Die Lockerheit der kinematischen Kette im Gang korreliert nicht mit der Fähigkeit zur Isolation des Hüftgelenks in Mikrobewegungen, was Fragen nach dem Transfer bestimmter

Bewegungskomponenten aus einem Kontext in den nächsten nahelegt. Offensichtlich gelang es den Patientinnen selten, die Lockerheit des Hüftgelenks im Stand in den Gang zu übertragen, ein Lerntransfer fand nicht statt.

Tabelle 30: **Korrelation zwischen Hüftquotient und Lockerheit der kinematischen Kette 1Jahr post OP**

Korrelationen

			Hüftquotient Nachuntersuchung	Lockerheit der kinematischen Kette Nach
Spearman-Rho	Hüftquotient Nachuntersuchung	Korrelationskoeffizient	1,000	,391
		Sig. (2-seitig)	,	,072
		N	22	22
	Lockerheit der kinematischen Kette Nach	Korrelationskoeffizient	,391	1,000
		Sig. (2-seitig)	,072	,
		N	22	22

Die nächste Frage war, inwieweit die Verbesserung von Mikrokoordination und Gangharmonie miteinander korrelieren.

Tabelle 31: Korrelation zwischen Hüftquotientendifferenz Prä-Post und Ganganalyse-Score-Differenz **AHB-Nachuntersuchung**

Korrelationen

			Hüftquotientendifferenz Nachuntersuchung-Ende AHB	Ganganalysedifferenz AHB-Nachuntersuchung
Spearman-Rho	Hüftquotientendifferenz Nachuntersuchung-Ende AHB	Korrelationskoeffizient	1,000	,375
		Sig. (2-seitig)	,	,086
		N	22	22
	Ganganalysedifferenz AHB-Nachuntersuchung	Korrelationskoeffizient	,375	1,000
		Sig. (2-seitig)	,086	,
		N	22	22

Hier zeigt sich, daß die Verbesserung in der spezifischen Wahrnehmung nicht mit einer gleichzeitigen Verbesserung des Gangbilds bzw. der Funktionskapazität des Ganges korrelliert. Übersetzt in die Untersuchungsanordnung heißt das, daß die Verbesserung der Wahrnehmung sich nicht automatisch in die Funktionsbewegung übersetzt. Das wirft Fragen nach dem Transfer im Motorischen Lernen auf.

4. Diskussion

4.1. Überblick

Diese Arbeit bezieht sich auf die Rehabilitation nach TEP-Implantation als langfristigen Prozeß, in dem die Korrektur motorischer Programme eine entscheidende Rolle zur Adaptation an geänderte biomechanische Verhältnisse spielt. Das Ziel bestand im Wiederaufbau eines leistungsfähigen Gangbilds. Bewußt wurde auf eine Evaluation der Rehabilitation anhand Fragebögen zur Lebensqualität verzichtet. Als Referenzbewegungen wurden der Gang auf dem Laufband und eine introspektive Koordinationsbewegung der Hüfte untersucht. Aus der Sportwissenschaft wurden Annahmen zur Relevanz der Interozeption im betroffenen Körperbereich bei bestimmten Bewegungszusammenhängen übernommen und in die Rehabilitation übertragen.[126] Dabei wurde von der Rehabilitation als motorischem Lernprozeß ausgegangen.[127] Die folgenden Hypothesen (siehe Seite 17) wurden untersucht:

1. Bei Patientinnen mit Dysplasiekoxarthrose besteht parallel zur Schwäche der Hüftabduktoren ein periartikuläres Koordinationsdefizit.
2. Die Wahrnehmung und Koordination der Schlüsselregion Hüftgelenk/ Hüftabduktoren/Becken ist von essentieller Bedeutung für die Gangentwicklung nach TEP-Implantation.
3. In der Rehabilitation des Ganges bei Dysplasiekoxarthrose spielen motorische Lernprozesse eine Rolle.

Es bestand die Annahme, in der Korrektur kompensatorischer Bewegungsprogramme habe die Koordination eine Schlüsselrolle. Die Körperwahrnehmung und Bewegungssteuerung würden in der Auseinandersetzung mit einer Aufgabe integriert. Patientinnen mit präziser Bewegungsausführung solle es besser gelingen, die Gangasymmetrie zu überarbeiten und einen harmonischen Gang zu erzielen. Das hieße, mit der therapeutischen Fokussierung auf Koordination und Bewegungswahrnehmung könnten im Rahmen motorischen Lernens Bewegungsänderungen am besten erzielt werden.

Um den Gang in der Kliniksituation darzustellen, wurde das Gehen auf dem Laufband untersucht und mit einer neu entwickelten semiquanitativen visuelle Ganganalyse ausgewertet. Aus diesen Werten wurde von uns der sogenannte Ganganalyse-Score gebildet und als Meßgröße der Gangqualität eingeführt (Seite 25-33). Mit der Bewertung der Bewegungswahrnehmung im Hüftgelenk wurde ähnlich verfahren. Diese Bewegung wurde

visuell in 5 Stufen skaliert (Seite 24) Diese Scores wurden jeweils miteinander und mit Einflußfaktoren der Rehabilitation verglichen.

Im folgenden sollen aus der Fülle der Ergebnisse drei Teilbereiche hervorgehoben und diskutiert werden:

1. Die semiquantitative visuelle Ganganalyse auf dem Laufband
2. Die Präzision der Wahrnehmung und Bewegungsausführung im Hüftgelenk und ihre Wechselwirkung mit dem Gang
3. Der Einfluß prädiktiver Faktoren auf die Gangentwicklung und Koordination im Hüftgelenk

4.2.Die semiquantitative Ganganalyse auf dem Laufband

4.2.1. Ergebnisse

Diese Arbeit behandelt den Gang als Ganzkörperbewegung mit besonderem Bezug auf koordinative Faktoren. Zu diesem Zweck wurde ein Maßstab der Gangbewertung entwickelt, der meßbare Werte wie Geschwindigkeit und Schrittlänge ebenso enthält wie die weichen Merkmale Trittsicherheit, Bewegungsfluss und Lockerheit der Bewegung. Aus der Sportwissenschaft wurden diese Kategorien übernommen, um eine Verbindung zur Koordination des Ganges in Alltagsanforderungen herzustellen. Entsprechend der Vorannahmen und des Kenntnisstands in der Literatur haben die Geschwindigkeit, die Stabilisierung im Einbeinstand und die Winkelverhältnisse in 12 Monaten Rehabilitationszeit signifikant zugenommen (Seite 50).[128] Die koordinativen Kategorien Abrollbewegung und Lockerheit der kinematischen Kette sowie die Schrittlänge haben sich stark verbessert. Der Bewegungsfluß und die Stabilisierung haben sich nur unwesentlich geändert. Das deckt sich mit der Einschätzung persistierender Defizite. Wie der Vergleich mit der Kontrollgruppe (Seite 52) zeigt, sind die zusammengefassten Scorewerte immer noch weit entfernt von denen der symptomfreien Bevölkerung. Die Wertigkeit des Vergleichs ist dadurch eingeschränkt, daß die Vergleichsgruppe signifikant jünger ist. Je nach Merkmal gab es auch in der „interrater reliability“ deutliche Übereinstimmungen (Seite 53). In der Rehabilitationsliteratur wird im Gegensatz dazu von der mangelnden Übereinstimmung in der visuellen Ganganalyse und Rating-Systemen ausgegangen.[129]

4.2.2. Vergleich mit anderen Ansätzen

In der Erstellung des Ganganalyse-Scores ist das Grundproblem der Prozess der Umwandlung eines qualitativen in ein quantitatives Merkmal. Brand und Crowninshield haben Anforderungen an die optimale Ganganalyse formuliert:[130]

- Die Werte müssen mit der Funktionskapazität korrelieren
- Die gemessenen Werte dürfen nicht direkt beobachtbar oder semiquanitifizierbar durch den Beobachter sein
- Die gemessenen Werte müssen genau zwischen normal und abnormal unterscheiden können
- Die Meßtechnik darf nicht den Bewegungsablauf signifikant beeinflussen
- Die Messung muß genau und reproduzierbar sein
- Die Ergebnisse müssen kommunizierbar sein

Im Gegensatz dazu stehen Anforderungen aus dem Kontext der rehabilitativen Sporttherapie:[131]

- Das Bewegungsanalyseverfahren soll einfach anwendbar sein und schnell auf die Behandlung zurückwirken
- Das Verfahren soll einfach mit apparativer Diagnostik kombinierbar sein
- Ein Feedback für die Patienten muß möglich sein
- Die Reproduzierbarkeit zur Interpretationsschulung soll möglich sein

In dieser Arbeit wurde ein Rating-System zur Bewertung des Ganges in die Nachbehandlung der mit einer Endoprothese versorgten Dysplasiekoxarthrosen eingeführt. Dieses Rating-System kann Fortschritte oder die Funktionskapazität des Ganges in quantifizierender, aber ungenauer Art darstellen. Das hier vorgestellte Raster kann offensichtlich zwischen „gestört“ und „ungestört“ unterscheiden. Es kann die Unterschiede in einem gestörten Kollektiv quantifizieren. Es bestand die Annahme, daß die Vorteile des panoptischen Blicks und die Möglichkeit, die Ergebnisse oder das Bildmaterial reproduzierbar zur Dokumentation oder zur Schulung des Patienten zur Verfügung zu haben, die Nachteile der geringeren Quantifizierbarkeit aufwiegen.

Eine andere Frage ist, ob mittels der semiquanititativen Ganganalyse zwischen einer strukturellen und einer funktionellen Störung unterschieden werden kann? Können anhand des Scores Aussagen getroffen werden über das Verhältnis von reversiblen und irreversiblen Faktoren? Es zeigt sich, daß diese Unterscheidung nur im Kontext der Krankheitsgeschichte getroffen werden kann. Diese Einschränkung besteht auch in Perrys Ansatz der deskriptiven

Diagnostik. So kritisiert auch Wall an Rating-Systemen, daß kleine Änderungen, die für Patienten erhebliche Bedeutung haben, nicht angemessen in der Bewertung abgebildet werden.[132] Das kann in dieser Untersuchung bestätigt werden. Senns und Erharts konkurrierendes Modell ist der Einsatz der Kistler-Platten und die Anwendung der mathematischen Kurvendiskussion in der Auswertung der Kraftvektoren, was ein Mißverhältnis der propulsiven und bremsenden Kräfte im gestörten Gang voraussetzt. Diese Ergebnisse sind quantifizierbar und erfüllen somit die Wunschkriterien nach Meßbarkeit einerseits und Zielsicherheit andererseits. Allerdings sind sie nicht im Rahmen eines therapeutischen Entwicklungsprozesses als Feedback-Instrument unmittelbar einsetzbar. Sie sind nicht als Rohmaterial austauschbar und können nicht den klinischen Blick schulen und wurden daher nicht verwendet.
Das wiederum ist mit dem hier vorgestellten Arbeitsansatz möglich. Das Rohmaterial der Einschätzungen bleibt hier erhalten und ermöglicht Re-Interpretationen und Austauschbarkeit.

4.2.3. Methodenkritik

In dieser Untersuchung wurden Abweichungen des Ganges entlang der Symmetrieachsen standardisiert und implizit an einem ästhetischen Ideal eingeteilt. In dieser Form ist es eine hauptsächlich morphologische Einteilung. Darüberhinaus ist zu reflektieren, daß Gangideale kulturell heterogene und wandelbare Definitionen sind und Zweifel berechtigt sind, sich an dieser sozialen Kategorie zu orientieren.[133] Zum anderen bestehen derart weite Unterschiede in den Gangvariationen, daß es fragwürdig ist, eine allgemeine überpersönliche Form des „guten Gehens“ zu postulieren. Hier besteht eine Schwäche des vorgestellten Ansatzes: Er bezieht zwar mit der Einbeziehung der koordinativen Faktoren die Umweltanforderung in die Bewertung des Gehens potentiell mit ein, ist aber in der Beurteilung fernab der Lebenswelt eines spezifischen Bezugs beraubt. Genauso verhält es sich mit der therapeutischen Relevanz. Für die Interpretation sind die Informationen aus der Krankheitsgeschichte maßgeblich. Der Ort der Befunderhebung ist das Ganglabor. Es erlaubt unter standardisierten Bedingungen den Vergleich unterschiedlicher Gangformen. Der Gang ist sozusagen in Reinform, d.h. ohne Ziel und Gegenstand dargestellt. Leider ist aber gerade das Ziel und der Gegenstand einer Gangbewegung als Tätigkeit das, was ihn im Alltag bedeutsam macht.
Der Gegenstand der Arbeit ist das Bewegungslernen. Lernen ist effektiv und relevant, wenn es im persönlichen Interesse des Lernenden ist. Das heißt für die Rehabilitation, es in individuellen Zielen an die lebensweltlichen Anforderungen anzuschmiegen.[134] Der Kontext

konstituiert die Relevanz der Aufgabe für den Patienten. Eine nicht-morphologische Herangehensweise müsste sich an der Nützlichkeit im Alltag orientieren und könnte deren koordinative Herausforderungen an die lebensweltlichen Forderungen anpassen. Dies würde dem Gang seine Aufgabe als Transportfunktion zurückgeben. Er wäre in diesem Zusammenhang nicht Bedeutungsträger oder intendierte Handlung, sondern Bestandteil einer Tätigkeit. Das setzt „Nützlichkeit" an Stelle von „Schönheit" als Leitkategorie der Bewertung. Zentraler Bezugspunkt in dieser Herangehensweise ist der Gegenstand einer Bewegung, nicht die Bewegung als Gegenstand. Dies ist die Einschränkung, der man sich bewußt sein muß.

4.3. Die Präzision der Wahrnehmung und Bewegungsausführung im Hüftgelenk und ihre Wechselwirkung mit dem Gang

Im Gegensatz zum Knie als einfach zugänglichem Scharniergelenk gibt es wenig Publikationen zur Propriozeption der Hüfte. Beim Knie gilt als gesichert, daß im Prozeß der arthrotischen Gelenkdeformation die Propriozeption abnimmt (auch nicht erkrankte kontralaterale Gelenke!) und nach TEP-Implantation nicht noch weiter absinkt.[135] [136] Die rein passive Messung der Propriozeption ist bei der Hüfte als sphärischem Gelenk wesentlich schwieriger durchzuführen. Der Schwerpunkt dieser Studie war auf rehabilitatives Lernen ausgerichtet, also entschied man sich für eine aktive und passive Steuerungsmechanismen integrierende Bewegungsaufgabe. Die komplexe integrative Bewegungsaufgabe, Hüftgelenk und Becken sensorisch und motorisch unterscheiden und gezielt steuern zu können, wurde modellhaft in einer Isolationsübung dargestellt. Diese Übung wurde den Patienten im Kontext der Gangentwicklung und als Maßnahme des Sich-Vertraut-Machens mit den neuen biomechanischen Verhältnissen vermittelt. Sie hatten Kenntnis über den Sinn der Aufgabe (knowledge of results) und die Bewertungsmaßstäbe und wurden zum täglichen Üben ermuntert. Als Feedback dienten die Eigenwahrnehmung und der Spiegel im Zimmer. Der Rehabilitationsverlauf zeigt einen präoperativen Start auf niedrigem Niveau, der unwesentlich in der Frühphase ansteigt, um dann im ersten Jahr nach der TEP-Implantation submaximale Werte zu erreichen. Dieser Hüftquotient wurde zu zwei Zeitpunkten mit einem aus Kategorien der Sportwissenschaft entlehnten Score der Ganganalyse korreliert. Bei beiden Zeitpunkten besteht ein signifikanter Zusammenhang zwischen den beiden Größen als Meßgröße. Entgegen der Vorannahme konnte aber ein Zusammenhang zwischen der Verbesserung im Hüftquotienten und der Verbesserung des Ganganalyse-Scores nicht bestätigt werden – die

besseren Koordinationsverbesserer sind nicht auch bessere Gangverbesserer (Seite 68). Ebenso wenig korrelieren die Präzision der Isolation des Hüftgelenks als ausgewählte Bewegung mit der Lockerheit der Bewegung in der Ganganalyse. Daraus kann man schließen, daß ein Transfer der Bewegungsinhalte vom Stand zur verknüpften Gesamtbewegung nicht erfolgreich stattgefunden hat. Die Effizienz motorischen Lernens anhand dieser Bewegungen ließ sich nicht darstellen. Im Gegensatz dazu korrelieren die Gangqualität und die Präzision in der Isolation von Hüftbewegungen sowohl 6 Wochen als auch 12 Monate nach der TEP-Implantation (Seite 66). Das legt eine Verknüpfung der beiden Kategorien als gemeinsame Ausformung motorischer Fertigkeiten nahe.
Es stellt sich nun die Frage, wie die Größen „Präzision der Isolation von Hüftbewegungen in einer Beckenbewegung“ und „Funktionskapazität des Ganges“ in dieser Anordnung verknüpft sind: Ist die bestehende Korrelation zwischen beiden Kategorien Epiphänomen des gleichen motorischen Programms oder Zeichen einer kausalen bzw. temporalen Abhängigkeit? In der Anordnung der Untersuchung muß ergänzt werden, daß leider keine Informationen zur Koordination der nicht betroffenen oder noch nicht schwer genug betroffenen Hüfte dokumentiert wurden. Bei Untersuchungen zur Propriozeption des Kniegelenks (siehe oben) gab es kollaterale Effekte mit nicht arthrotischen Kniegelenken. Bei einer Patientin mit beidseitig arthrotischen Hüftgelenken besserte sich der Zustand nach der ersten TEP-Implantation mit Nachbehandlung, so daß auf eine weitere Endoprothesenimplantation verzichtet werden konnte!

4.4. Der Einfluß prädiktiver Faktoren auf die Entwicklung des Ganges und der Koordination im Hüftgelenk in der Rehabilitation nach TEP-Implantation

Durch lineare Regressionsanalyse wurden die Vorerfahrung in übenden Verfahren und die Dauer der präoperativen Schmerzexposition als entscheidende Prädiktoren auf die funktionelle Gangkapazität und die Präzision der Hüftbewegungen ermittelt (Seite 58 und 59). Entgegen der Vorannahme und der Ergebnisse Perkas erzielten die Patienten mit größerem Übungsfleiß nicht höhere Scorewerte in beiden Kategorien. Keiner der untersuchten Faktoren korrelierte mit einer Verbesserung sowohl im Ganganalyse-Score als auch dem Score der Hüftkoordination. In den Maximalwerten der jeweiligen Scores gab es aber doch signifikante Korrelationen: Die Dauer des präoperativen Schmerzes und die Vorerfahrung in übenden Verfahren korrelierten mit höheren Werten. Das lässt Schlüsse auf die

bewegungsmodulierende Gestaltungskraft bestimmter Gewohnheiten zu.[137] Da ist zum einen der Schmerz als bedeutender negativer Verstärker, der stabile Meidebewegungen generiert, die nur sehr schwer durch übende Verfahren als positive Verstärker überschrieben werden können (zumindest nicht mit den meist angewendeten sensorisch-kognitiven Mitteln üblicher physiotherapeutischer Interventionen). Zum anderen ist die Erfahrung in Techniken der Körpertransformation[138] (Heuer) anscheinend aus den präoperativen Therapiesituationen übertragbar. Diewert und Stelmach benennen die kognitive Interpretation des Schmerzes als wesentlich im Bewegungslernen und prägen dafür den Begriff der Wahrnehmungsorganisation.[139] Der Schmerz und das Übungsverhalten sind wesentliche Einflußgrößen des rehabilitativen Bewegungslernens. Was der Schmerz den Körper gelehrt hat, kann man nur mit Mühe und viel Übung bewußt Ver-Lernen. Bei diesem Ver-Lernen ist Erfahrung in übenden Techniken offensichtlich hilfreich. Werden derlei Techniken erst in der vulnerablen Situation nach der Operation erlernt, sind sie nicht so effizient wie davor, wobei die Zeitdauer und Häufigkeit der Erfahrungen differieren.

In diesem Zusammenhang stellen sich Fragen nach dem Bewegungsgedächtnis und der Fähigkeit, Bewegungsstrategien wie Gehen, Aufstehen, Hinlegen anders auszuführen oder in einen neuen Kontext zu stellen. Eine unserer Hypothesen war die Annahme, analog zur Bewegungsgeschicklichkeit - der „motorischen Schlagfertigkeit“ Bernsteins[140] - existiere eine „Rehabilitationsgeschicklichkeit“, eine Begabung, sich übend weiterzuentwickeln. Das kann durch diese Untersuchung nicht widerlegt werden. Es kann behauptet werden, daß sich an dieser Geschicklichkeit im Laufe des Rehabilitationszeitraumes nicht viel ändert – diejenigen, die zu Beginn besser gehen können, gehen auch am Schluß besser. Es haben diejenigen, die größere Fortschritte in der Hüftkoordination erzielt haben, nicht auch gleichzeitig größere Fortschritte in der funktionellen Gangkapazität erzielt. Studien zum Kniegelenk zeigten keine Korrelation zwischen Propriozeption und Geschwindigkeit bzw. funktioneller Gangkapazität.[141] Aus der Sinnesphysiologie ist bekannt, daß auch im de-afferenzierten Zustand zielgenaue ballistische Bewegungen durchgeführt werden können.[142] Die Somatosensorik ist offensichtlich nur in ausgewählten Situationen an der Bewegungssteuerung beteiligt. Birbaumer[143] schreibt, motorisches Verhalten werde bewußt, wenn eine schwierige Situation zu meistern sei, wenn Gefahr drohe, wenn Handlungsalternativen offenstünden oder eine starke Gewohnheit bzw. Versuchung überwunden werden müsse. Inwieweit diese Fenster der rezeptiven Empfänglichkeit oder bewußten Bewegungsplastizität in der Rehabilitation planmäßig herbeigeführt werden können, ist im Moment unbekannt. Es bleibt nur der steinige Weg der bewußten

Überarbeitung, des Übens, Unterscheidens, Neu-Probierens. Diese Modifikation bestehender Bewegungsmuster ist nach Shumway und Cook motorisches Lernen.[144]

4.5. Einbindung in einen theoretischen Rahmen

Die Frage nach dem Stellenwert und dem Anteil motorischen Lernens in der Rehabilitation als Prozeß wurde untersucht. Conradi regte die Betrachtung der Rehabilitation als Prozeß motorischen Lernens an.[145] Als theoretischer Hintergrund wurden dabei die Ordnung der Regulationsebenen nach Hacker[146] und der Funktionsgedanke Lurijas[147] benutzt. In der Sportwissenschaft werden für die Beschreibung der allmählichen Konsolidierung und Automatisierung einer Bewegung Modelle der Sensomotorik[148] (Volpert) und der Handlungstheorie verwendet. Sie orientieren sich an den wegweisenden Schriften Meinels und Schnabels von 1960, die Bewegung morphologisch betrachteten und in einen handlungsorientierten Zusammenhang brachten.[149] In der Rehabilitationspädagogik haben Kiphard[150] und Amft[151] Maßstäbe zur Einordnung vielgestaltiger Behinderungen in den persönlichen und sozialen Kontext entworfen und dafür den Begriff Motologie geprägt. Die muskuläre Rehabilitation ist im Moment noch weitgehend auf empirisches Vorgehen angewiesen (Hörster 1996) und kann keine Modelle zum Bewegungslernen in der motorischen Rehabilitation anbieten.[152] Diese Arbeit untersuchte den Ansatz, die Rehabilitation als motorischen Lernprozeß zu setzen. Die Frage im retrospektiven Fragebogen nach den Anteilen von Operation, reiner Zeit der Heilung, stationärer Rehabilitation und häuslichem Übungsprogramm am Behandlungserfolg richtete sich auf diesen Prozeß (S.33 und 63). 14 von 22 Patientinnen beantworteten den Fragebogen. Damit ist wahrscheinlich eine Auslese der positiv motivierten Patientinnen getroffen. Sie bewerteten das eigene Übungsprogramm ähnlich wie die Rehabilitationsphase mit jeweils ca. 20%, was die Wichtigkeit der Rehabilitationsprogramme unterstreicht. Doch kann man das deswegen schon als motorisches Lernen bezeichnen? Es fehlen dafür Informationen über den Anteil der Aufmerksamkeit in der motorischen Kontrolle in den Übungssituationen und auch den Alltagssituationen. Hier befindet man sich laut Kassat[153] 1998 auf einem Gebiet, in dem viele Spekulationen mit geringer empirischer Grundlage gedeihen: Motorisches Lernen als Neu-Lernen benötige zur Aufnahme in den Kurzzeitspeicher des Gedächtnis ein intensives Empfindungserlebnis im Sinn bewegungsbezogener Empfindungen. Damit ist eine Synthese der Sinneserlebnisse gemeint. Voraussetzung dafür ist nach Birbaumer[154] die Sensibilisierung der Wahrnehmungsschwellen. Die affektive und kognitive Bewertung dieser Informationen

sei schon Teil der Aufnahmebedingungen. In der Wahrnehmungspsychologie wird in diesem Zusammenhang von der Klassifikation der Informationen innerhalb der Afferenz und Efferenz gesprochen (Zimbardo 1988).[155] Damit ist man wieder beim Ausgangspunkt des motorischen Lernens: Die individuell erlebte Wichtigkeit leitet den Grad der Bewußtheit in der Bewegung.[156] Im Sport sagt man: „Das Ziel führt die Bewegung". Bewußtheit gilt dabei nicht als homogener Zustand, sondern als Mischform heterogener Bewußtseinsprozesse. Im Zusammenhang mit dem Gegenstand dieser Untersuchung, dem Gang und der Koordination des Hüft-Becken-Bereiches, ist das von Bedeutung: Betrachtet werden halbautomatische Prozesse, die selektiv modifiziert und moduliert werden und im Rahmen dessen bewußtseinsfähig werden können. Diese Selektion kann nach Zimbardo sowohl in efferenten als auch in afferenten Prozessen erfolgen und wird in allen motorischen Steuerungsebenen umgesetzt. Die muskuläre Rehabilitation arbeitet mit unterschiedlichen Steuerungsprozessen. In vielen Techniken der manuellen Medizin werden Automatismen wie Blick- und Atem-Synergien zur gezielten Muskelentspannung benutzt. In Strategien der Sekundärprävention (z.B. Rückenschule) werden unter anderem kognitiv orientierte Verhaltensmodelle gelehrt. Was leider bisher noch fehlt, ist eine Systematisierung der physiagogischen Interventionen, die sich an der Wahrnehmungs- und Gedächtnisphysiologie orientiert. Die vorliegende Untersuchung konnte Indizien für die Existenz und Wichtigkeit motorischen Lernens in der Rehabilitation finden. Zukünftige Untersuchungen sollten sich der Frage widmen, wie die individuellen Kontextanforderungen mit adäquaten Verfahren in die Möglichkeiten der Klinik integriert werden können.

5. Zusammenfassung

Das Fragestellung dieser Arbeit war die Untersuchung des Rehabilitationsverlaufes und der Gangentwicklung über ein Jahr nach Hüft-TEP-Implantation bei Dysplasiekoxarthrose. Bekannt war, daß trotz erfolgreicher endoprothetischer Behandlung gestörte Gangresiduen persistieren. Neben Faktoren wie dem Kraftdefizit der Hüftabduktoren oder der Verlagerung des Rotationszentrums mit erhöhter Muskelspannung um das Hüftgelenk kommen dafür weiterbestehende motorische Programme in Frage. Es bestand die Annahme, daß im Prozeß der Korrektur gestörter Bewegungsstereotype der Wahrnehmung und Koordination im gestörten Bereich eine entscheidende Rolle zukomme. Ein periartikuläres koordinatives Defizit parallel zur arthroseinduzierten Muskelschwäche gehe einher mit einer eingeschränkten Variationsfähigkeit im Modulieren der Bewegungen mit Gelenkbeteiligung. Dementsprechend nahmen wir an, die Verbesserung der periartikulären Koordination sei der Schlüssel zur allgemeinen Gangverbesserung.

Eine Kohorte von 22 Patienten mit Dysplasiekoxarthrose wurde über ein Jahr nach TEP-Implantation mit stationärer Anschlußheilbehandlung verfolgt. Es wurden Daten erhoben über Gangentwicklung, Wahrnehmung der Hüftbewegung und allgemeine begleitende Faktoren wie Schmerz, Übungsfleiß, Stützenbenutzung, um die Rehabilitation als motorischen Lernprozeß nachvollziehen zu können. Der Gegenstand dieses Entwicklungsprozesses war der Gang. Eine semiquantitative Rating-Skala mit einer maximalen Punktzahl von 50 Punkten wurde entwickelt, um Änderungen des Ganges einschließlich koordinativer Faktoren quantifizieren zu können. In dieser Skala waren neben metrischen Werten wie Geschwindigkeit und Schrittlänge ordinal skalierte Kategorien der Bewegungsskoordination wie Bewegungsfluß und Abrollbewegung enthalten.
Dieser Gangananalyse-Score wurde mit einer Probandengruppe (Mann-Whitney-Test) und verschiedenen Juroren (Kappa-Wert) validiert. Auch die Bewegungspräzision im Hüftgelenk wurde visuell skaliert. In deskriptiven Statistiken wurde die Verteilung wichtiger Begleitfaktoren ermittelt. Das Verhältnis dieser Faktoren zu Gangentwicklung, Gangharmonie und Bewegungspräzision im Hüftgelenk wurde statistisch mit linearen Regressionsanalysen und der Korrelation nach Pearson untersucht.

Mehrere Aspekte der motorischen Rehabilitation nach TEP-Implantation können als Ergebnisse festgehalten werden. Die angewendete Methode der Ganganalyse mit

semiquantitativem Score stellt als Übersichtswert die Gangqualität dar und ist im Rahmen der Untersuchung zur Berechnung der statistischen Verhältnisse zwischen den Bewegungskategorien anwendbar. Im Vergleich mit der Probandengruppe und in der Interrater-Raliability wurden akzeptable Werte erzielt. Die Patienten erzielten signifikante Verbesserungen im Rahmen eines Jahres nach der Operation in den Bereichen Geschwindigkeit, Winkelverhältnisse der gesamten Extremität und Einbeinstand. Auch in der Bewegungspräzision im Hüftgelenk wurden signifikante Verbesserungen erzielt. Es besteht eine Korrelation zwischen der Gangharmonie und der Bewegungspräzision im Hüftgelenk.

Ob das nur ein Epiphänomen gemeinsamer motorischer Programme oder verknüpfte Kategorien motorischer Fertigkeiten sind, ist vorerst nicht zu erklären. Es konnte ein statistisch signifikanter bewegungsmodulierender Einfluß des präoperativen Schmerzes und der Vorerfahrung in übenden Verfahren nachgewiesen werden. Kein Zweifel besteht an der Tatsache, daß Verknüpfungen zwischen der Bewegungswahrnehmung im Hüftgelenk und der Entwicklung des Ganges in der Rehabilitationsphase bestehen. Im Hinblick auf das Verhältnis von rehabilitativem motorischem Lernen, Rehabilitationsprozess mit Wiedererlangung der Funktion und der Überarbeitung kompensatorischer Bewegungsprogramme ist es wichtig, Rehabilitationsziele individuell zu definieren und das Therapieprogramm in eine Beziehung zum erlebten Kontext zu stellen.

6. Literatur

1 Charnley, John "Low friction arthroplasty of the hip" Springer Berlin 1979 S.306

2 NIH Consensus Conference „Total Hip Replacement" NIH Consensus Development Panel on Total Hip Replacement JAMA June 28 24:1995 Nr 24 S. 1950-1956

3 Harris, William H. and Clement B. Sledge „Total hip and total knee replacement" Part I (Hip) The New England Journal of Medicine 323;11 1990 S.725—731

4 Legal, Helmut „Einführung in die Biomechanik des Hüftgelenks" Seite 27-32 in D.Tönnis: Die angeborene Hüftdysplasie und Hüftluxation Springer Berlin 1984

5 Ruf-Bächtiger, Lislott „Das frühkindliche psychoorganische Syndrom" Thieme Stuttgart 1995 S.128-137

6 Niethard, Fritz U. und H.Kempf „Neurophysiologische Aspekte zur Ätiologie und Pathogenese der kongenitalen Hüftgelenksluxation" Z.Orthop.125 (1987) S.22-27

7 American Academy of Pediatrics, Comittee on Quality Improvement, subcomittee on Developmental Dysplasia of the hip „Clinical practice Guideline: Early detection of developmental dysplasia of the hip" Pediatrics 105 4:2000 S 896-904

8 Vojta, Vaclav und Annegret Peters „Das Vojta-Prinzip" Heidelberg 1992 S.111

9 Bombelli, Renato "Structure and Function in normal and abnormal hips" Springer Berlin 1993 S.55

10	Trendelenburg, Friedrich	„Über den Gang bei angeborener Hüftgelenksluxation“ Deutsche Medizinische Wochenschrift (1895) S.21-24
11	Perka, Carsten , S.Sen Gupta und R. Ludwig	„Ist die Qualitätssicherung der Anschlußheilbehandlung möglich?- Eine Vergleichsuntersuchung bei differenter Rehabilitation nach primärem Hüftgelenkersatz bei Dysplasiekoxarthrosen“ Orthop.Praxis 4/98 S.228-235
12	Niethard, Fritz U.	„Die Vorbehandlung der kongenitalen Hüftgelenksluxation mit krankengymnastischer Therapie auf neurophysiologischer Grundlage“ Z.Orthop.125 (1987) S. 28-34
13	Leist, Karl-Heinz und Jürgen Loibl	„Wahrnehmung als Grundlage von Bewegung und Bewegungslernen“ S.260-79 in: Rieder, H. Et al. „Motorik- und Bewegungsforschung“ Schorndorf 1983
14	Tönnis, Dietrich	„Die angeborene Hüftdysplasie und Hüftluxation“ Springer Berlin 1984 S 171-75
15	Galante, Jorge	„The need for a standardized system for evaluating results of total hip surgery (Editorial)“ Journal of Bone & Joint Surgery (Am) 67A (1985) S.511-512
16	Andersson, Gunnar	„Hip assessment. A comparison of nine different methods“ J.o. B. & Jt. Surg.(Br) 54(1972) S.621-625
17	Bryant, M.J., W.G.Kernohan et al.	„A statistical analysis of hip scores“ J.B.& Jt.Surg.(Br) 75B (1993) S. 705-709
18	Krämer, K.-L. und F.-P. Maichl	„Scores, Bewertungsschemata und Klassifikationen in Orthopädie und Traumatologie“ Stuttgart 1993
19	Callaghan, John J. . Stanley A. Dygart et al.	„Assessing the results of hip replacement: a comparison of five different rating systems“ J.of B. & Jt.Surgery (Br) 72 B (1990) S.1008-1009
20	Roush, Susan E.	„Patient-perceived functional outcomes associated with elective hip and knee arthroplasties“ Phys.Ther.(10/85) 65: 1496-1500

21
Fritsche, G. „Gegenüberstellung von Behinderungen und Beeinträchtigungen bei Patienten vor und nach Implantation von Hüftgelenkstotalendoprothesen“ Diss.A an der Akademie für ärztliche Fortbildung der DDR Berlin 1987 Z.Physiother. 40 (1988) H5 353-355

22
Murray, M.Pat, B.Brewer et al. „Kinesiologic measurements of functional performance before and after McKee-Farrar Total Hip Replacement“ The Journal of Bone and Joint Surgery 54A Nr.2 3/72 S.237-256 (1967)

23
Olsson, Elisabeth , Ian Goldie and Anders Wykman “Total Hip Replacement- A comparison between cemented and non-cemented fixation by clinical assessment and objective gait analysis” Scand.J.Rehab.Med. 18:107-116,1985

24
Laupacis , A ,R. Bourne et al. „The Effect of Elective Total Hip Replacement on Health-Related Quality of life“ Journal of Bone and Joint Surgery 11/93 S. 1619-26

25
Wright, James G. , S.Rudicel et al. „Ask patients what they want“ Journal of Bone and Joint Surgery 76B 3/1994 S.229-234

26
Knahr, K. I.Kryspin-Exner et al. „Beurteilung der Lebensqualität vor und nach Implantation einer Hüft-Totalendoprothese“ Z.Orthop. 136 (1998) S.321-329

27
Victor, Chr.R. „Rehabilitation after hip replacement: a one year follow up“ International Journal of Rehabilitation Research 10:1987 Suppl. 5 S. 162-67

28
Perka, Carsten , S.Sen Gupta und R. Ludwig „Ist die Qualitätssicherung der Anschlußheilbehandlung möglich?- Eine Vergleichsuntersuchung bei differenter Rehabilitation nach primärem Hüftgelenkersatz bei Dysplasiekoxarthrosen“ Orthop.Praxis 4/98 S.228-235

29
Scherak, O. , G.Kolarz et al. „Effekt von stationären Rehabilitationsmaßnahmen bei Patienten mit Hüfttotalendoprothesen- Beurteilung 15 Monate nach der Operation“ Acta Med.Austriaca 4/96 S 142-145

30
Long, William, L.Dorr, B. Healy and Jaqueline Perry — "Functional recovery of noncemented THA" Clinical Orthopaedics and related research 9/92 S. 73-77

31
Steeger, D. — „Biomechanische und elektromyographische Ganguntersuchung an gesunden Probanden und Koxarthrosepatienten mit Hilfe eines prozessrechnergesteuerten Messystems" Habil.-Schrift Johannes-Gutenberg-Universität Mainz 1983

32
Shih, C.-H., Y.-K. Du et al. — „Muscular recovery around the hip joint after Total Hip Arthroplasty Clinical Orthopaedics and related research" Nr 302 5/94 S. 115 –120

33
Skinner, Harry B. — „Pathokinesiology and Total Joint Arthroplasty" Clinic.Orthopaedics (1993) 288: 78-86

34
Kolarz, G. , M.Maager et al. — „Rehabilitation after total hip replacement" International Journal of Rehabilitation Research 18 (3) 1995 266-269

35
Ullmann, M.A., H.M.Ullmann und H.-J.Freutel — „Sinn und Unsinn in der Nachbehandlung der zementfreien Hüft-Totalendoprothese" Krankengymnastik 7/97 S.1126-1134

36
Ullmann, M.A., H.M.Ullmann und H.-J. Freutel — „Die Rehabilitation nach zementierter Hüfttotalendoprothese" Orthop.Praxis 33,9 (1997) 598-605

37
Haike, H.-J. und J.Schymik — „Sinn und Wert von Rehabilitationsmaßnahmen nach TEP-Operationen des Hüftgelenks", Orthop.Praxis 4/91 S.243-45

38
Piefke, Thomas und Uwe Neumann — „Isokinetische Diagnostik nach Hüftendoprothesenimplantationen" Krankengymnastik 7/97 S. 1108-1113

39
Eckardt, A., U.Betz und J.Heine — „Die Nachbehandlung nach Endoprothetik des Hüftgelenks unter besonderer Berücksichtigung des postoperativen Luxationsschutzes" Orthop.Praxis 32,3 (1996) 202-206

40
Siebert, W.E., M.Geyer et al. „Postoperative Teilbelastung- was macht der Patient wirklich?“ Orthop.Praxis 3/93 S.196-202

41
Grigg, Peter, Gerald Finerman et al. „Joint-position sense after Total Hip Replacement“ Journal of Bone & Joint Surgery 55A (1973) S.1016-1025

42
Ishii, Y A.Terajima et al. “Intracapsular components do not change hip proprioception” J. Bone and Joint Surg. Brit. 1999 Mar;81(2) S.345-48

43
Roach, Janey A. , Lisa M.Tremblay et al. „A preoperative assessment and education program: implementation and outcomes“ Patient Education and Counseling 25(1995) 83-88

44
Butler, Gordon S. , Cathy Hurley et al. „Prehospital education: Effectiveness with total hip replacement surgery patients“ Patient Education and Counseling 29 (1996) 189-197

45
Stokes, Maria and Archie Young „The contribution of reflex inhibition to arthrogenous muscle weakness“ Clinical Science (1984) 67, 7-14

46
Meinel, K. und G. Schnabel „Bewegungslehre-Sportmotorik“ Berlin 1987

47
Wollny, Rainer “Stabilität und Variabilität im motorischen Verhalten” Aachen 1993 S. 23

48
Shumway-Cook, Anne und Marjorie Woollacott “Motor Control” Second Edition Philadelphia 2001 Seite 595

49
Skinner, Harry B. „Pathokinesiology and Total Joint Arthroplasty“ Clinic.Orthopaedics (1993) 288: 78-86

50
Debrunner, Hans-Ulrich „Orthopädisches Diagnostikum“ Thieme Stuttgart 1994 S.219-220

51
Langer, Thomas „Quantitative Ganganalyse bei 32 Koxarthrose-Patienten vor und nach physikalischer Therapie“ , Med Diss.Uni Basel 1991

52
Duchenne, G.B. „Physiologie der Bewegungen nach elektrischen Versuchen und klinischen Beobachtungen mit Anwendungen auf das Studium der Lähmungen und Entstellungen“ übersetzt von Dr. C.Wernicke
Fischer Cassel und Berlin 1885 S.322-332

53
Calvé,J. , Galland, M. and R. de Cagny „Pathogenesis of the limp due to coxalgia“ J. Bone & Jt. Surg. 1939:21 S. 12-25

54
Murray, M.Pat „Gait as a total pattern of movement“ American Journal of physical medicine (1967) 46/1 S.290- 333

55
Borelli, Giovanni Alfonso “De Motu Animalium” Napoli 1734, Ausstellung British Museum London 2003

56
Knüsel, Otto und L.Wiedmer „Der menschliche Gang und seine quantitative und qualitative Diagnostik- Vorstellung der Ganganalyse“ S.143-151 in Bewegungstherapie Hrsg. Eberhard Conradi und Rainer Brenke Ullstein-Mosby Berlin 1993

57
Baumann, J.U. „Ganganalyse“ S. 53-55 in: Funktionelle Diagnostik in der Orthopädie Hrsg. Erwin Morscher Enke Stuttgart 1979

58
Muybridge, Edward “The human figure in motion, an electrophotographic investigation of consecutive phases of muscular actions” London 1904

59
Weber, W. und E. „Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge. Eine anatomisch-physiologische Untersuchung.“ Göttingen 1863

60
Marey, E. « La Chronophotographie appliquèe a l’étude des actes musculaires dans la locomotion » Intermed. Biolog.Med.1 (1899)1

61
Braune, Wilhelm und Otto Fischer „Der Gang des Menschen Teil I und II Versuche am unbelasteteten und belasteten Menschen“ Königliche Sächsische Akademie der Wissenschaften Hirzel Leipzig 1895

62
Pauwels, Friedrich „Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte“ Berlin 1973 Seite 8

63
Bernstein, Nikolai Andrejewitsch „Bewegungsphysiologie“ Sportmedizinische Schriftenreihe Bd.9 J.A.Barth Leipzig 1988 Seite 58

64
Inman, Verne and Henry Ralston “Human Walking” Williams & Wilkins Baltimore 1981

65
Saunders, M. , Verne T.Inman and Howard D.Eberhart „The major determinants in normal and pathological gait“ J.of Bone & Joint Surgery (1953) 35 A S. 543-558

66
Inman, Verne T. „Human Locomotion“ Clinical Orthopaedics & rel.res. 3/93 288: 3-9, Reprint from Can. Med.Assoc.J.(1966) 94:1047

67
Scherb, R. „Kinetisch-diagnostische Analyse von Gehstörungen: Technik und Resultate der Myokinesiographie“ Ztschr. Orth. Bd 82 (Beilage) 1952

68
Basmajian, John W. und Carlo de Luca “Muscles alive” Baltimore 1985 S. 367-388

69
Debrunner, Hans-Ulrich Orthopädisches Diagnostikum Thieme Stuttgart 1994 S.219-220

70
Charnley, John und R.Pusso “The recording and the analysis of gait in relation to the surgery of the hip” Clin Orthop 1968 58:153

71
Andersson G, TP Andriacchi et al. “Correlation between changes in gait and clinical status” Acta Orthop Scand 1981 52:569

72 Steindler, Arthur „A historical review of the studies and investigations made in relation to human gait“ J.o.Bone & Joint Surgery (1953) 35 A S.540- 542 and 728

73 Brand, RA and RD Crowninshield „ Comment on criteria for patient evaluation tools“ J. Biomech. 14:655 1981

74 Attinger, D. „Subjektive Gangbeobachtung im Vergleich zur gemessenen Asymmetrie“ Swiss. Med. 1987: 36 S. 58-61

75 Saleh, Michael and George Murdoch „In defence of gait analysis“ J. of Bone & Joint Surgery 67 B (1985) S.237- 241

76 Perry, Jacquelin “Normal and pathological gait syllabus” Rancho Los Amigos Hospital, Downey Calif. 1981

77 Perry, Jacquelin “Gait Analysis Normal and pathological gait” SLACK Thorofare 1992

78 Seichert,N, Erhart,P und E. Senn „Die Etablierung der instrumentellen Ganganalyse (IGA) als Verfahren zur unmittelbaren klinikrelevanten Gangbeurteilung“ Phys Rehab Kur Med 7/97 S. 1-11

79 Wolfsan, L. , R.Whipple et al. “Gait assessment in the elderly : a gait abnormality rating scale and its relation to falls.” J.Gerontolog. 1990;45:M12-19

80 Lord FM, Wade DT et al. “The Rivermead Mobility Index : A further development of the Rivermead Motor Assessment” Int.Disabil.Studies 1991 ;13 :54

81 Klein-Vogelbach, Susanne „Gangschulung zur Funktionellen Bewegungslehre“ Berlin/Heidelberg 1995

82 Brückl, R. „Gangbild und Psyche“ Krankengymnastik 46:1994 12 S. 1621- 1625

83
Zander, Wolfgang und C.Völker „Untersuchungen zum motorischen Grundmuster der Neurosenstrukturen“ S.179-192 in: Zander, Wolfgang Neurotische Körpersymptomatik Springer Berlin 1989

84
Milz, Helmut „Der wiederentdeckte Körper“ München 1992 Seite 137-58

85
Murray, M.Pat , Donald Gore et al. „Walking patterns of patients with unilateral hip pain due to osteoarthritis and avascular necrosis“ J.o. B&Jt.Surg. (Am) 1971 53A 259- 274

86
Murray, M.Pat , R.Kory et al. „Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men“ Am. J.Phys.Med. (1966) 45: 8-24

87
Murray, M.P., D.R. Gore et al. „ Joint function after Total Hip Arthroplasty“ Clin. Orthop. Rel. Res. 157: 119 (1981)

88
Collert, S. „Results after intertrochanteric osteotomy in osteoarthritis of the hip“ Thesis/Diss Karolinska Institut Stockholm 1974

89
Stauffer, R.N., Gary L. Smidt et al. „Clinical and biomechanical analysis of gait following Charnley total hip replacement“ Clinic.Orthop. (1974) 99 S.70-78

90
Baon, L. „Gait analysis after total hip prosthetic replacement“ Thesis/ Diss. Karolinska Institut Stockholm 1976

91
Steeger, D. „Biomechanische und elektromyographische Ganguntersuchung an gesunden Probanden und Koxarthrosepatienten mit Hilfe eines prozessrechnergesteuerten Messystems“ Habil.-Schrift Johannes-Gutenberg-Universität Mainz 1983

92
Wall, J.C., A.Ashburn et al. „Gait analysis in the assessment of functional performance before and after total hip replacement“ J.Biomed.Engineering (1981) 3:121-127

93
Macnicol, M.F. , R.McHardy et al. „Exercise testing before and after hip arthroplasty“ J.B.&Jt.Surgery 62B: 326 (1980)

94
Olsson, Elisabeth , Ian Goldie and Anders Wykman — "Total Hip Replacement- A comparison between cemented and non-cemented fixation by clinical assessment and objective gait analysis" Scand.J.Rehab.Med. 18:107-116,1985

95
Langer, Thomas — „Quantitative Ganganalyse bei 32 Koxarthrose-Patienten vor und nach physikalischer Therapie" Med Diss.Uni Basel 1991

96
Itin, Christoph — „Verlaufsbeobachtungen über ein Jahr von 28 Koxarthrose-Patienten mittels klinischer und ganganalytischer Parameter" Med.Diss. Uni Basel 1993

97
Long, William, L.Dorr, B. Healy and Jaqueline Perry — "Functional recovery of noncemented THA" Clinical Orthopaedics and related Research 9/92 S. 73-77

98
James, J., Nicol, A.C, Hamblen, D.L. — „A comparison of gait symmetry and hip movements in the assessment of patients with monarticular hip arthritis" Clinical biomechanics Suppl. 9/94 Butterworth/ Heinemann New Yorck 1994

99
Kappel, Eva-Maria — „Oberflächenelektromyographische und ganganalytische Untersuchungen der Hüftmuskulatur bei Personen mit endoprothetischem Hüftgelenksersatz und bei Normalpersonen" Unveröffentlichte Diss. Berlin 1997

100
Catani, F. , M.G.Benedetti et al. — „Valutazione funzionale in pazienti portatori di artroprotesi d´anca » Chrirurgia degli organi di movimento 83 :4 (1998) 349-57

101
Hesse, S., D. Sonntag et al — „ Das Gehen von Patienten mit voll belastbarem künstlichen Hüftgelenk auf dem Laufband mit partieller Körpergewichtsentlastung, im Kreuzgang und hilfsmittelfrei" Z. Orthop. 137 (1999) 265-72

102
Sonntag, Dietrich, D. Uhlenbrock et al. — „Gait with and without forearm crutches in patients with total hip arthroplasty" International Journal of Rehabilitaion Research 23 (2000) 233-43

103
Perron, Marc , Francine Malouin et a — “Three-dimensional gait analysis in women with a total hip arthroplasty” Clinical Biomechanics 15 (2000) 504-15

104
ÄMM (Ärztegesellschaft für Manuelle Medizin) — „ Sensomotorische Fazilitation nach Janda - Syllabus zur Patientenanleitung“ Kursmaterial Berlin 1996

105
Funke, Eva-Maria — „Krankengymnastik bei Koxarthrose“ Stuttgart 1994, S.14

106
Eftekhar, Nas Ser — „Total Hip Arthroplasty“ Saint Louis 1993 S.958-963

107
Janda, Vladimir — „Die Bedeutung muskulärer Fehlhaltung als pathogenetischer Faktor vertebragener Störungen“ Arch. Phys.Ther. 20 (1968) 2, S.113-116

108
Janda, Vladimir und J.E.Bullock-Saxton — „Zur Frage der Stabilität der Bewegungsmuster in Bezug auf die Propriozeption“ Dt. Zeitschrift f. Sportmedizin Sonderheft 1/94 S.67-68

109
Perfetti, Carlo L. — „Der hemiplegische Patient“ Pflaum München 1997 S.66-69

110
Feldenkrais, Moshe — Der Weg zum reifen Selbst, Paderborn 1994 S.123, S.115-131

111
Sage, George — „Pain perception and motor behavior“ Reading 1977 S.319-333

112
Meinel, K. und G. Schnabel — „Bewegungslehre-Sportmotorik“ Berlin 1987

113
Andriacchi, T.P. Ogle, J.A. Galante, JO — „Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements“ Journal of biomechanics 10:261-68 1977

114
Smidt, Gary L. — “Gait in Rehabilitation” New York 1992 S. 209

115

Tinetti, M.E. „Performance oriented assessment of mobility problems in elderly patients“ Journal of American Geriatric Society 34, S.119-126

116

Tinetti, M.E. und S.F.Ginter „Identifying mobility dysfunction in elderly patients“ JAMA 259(1988) S.1190-93

117

Duchenne, G.B. „Physiologie der Bewegungen nach elektrischen Versuchen und klinischen Beobachtungen mit Anwendungen auf das Studium der Lähmungen und Entstellungen“ übersetzt von Dr. C.Wernicke
Fischer Cassel und Berlin 1885 S.322-332 Absatz 339

118

Norkin, Cynthia L. und Pamela Levangie “Joint Structure & Function” F.A. Davies Philadelphia 1992 S.319

119

Bergmann, Georg „Die Belastung des Hüftgelenks- ein Überblick“ Med.Orth. Tech. 116/96 S. 143 –50

120

Bergmann, Georg „In vivo-Messung der Belastung von Hüftimplantaten“ Habil.-Schrift FU Berlin 1997

121

Givens-Heiss, Deborah , D. Krebs et al “In vivo acetubalar contact pressures during rehabilitation” Part II: postacute phase, Physical Therapy 10/92 S.19-29

122

Winter, David A. “The biomechanics and Motor Control of human gait” Waterloo 1988

123

Meinel, K. und G. Schnabel „Bewegungslehre-Sportmotorik“ Berlin 1987

124

Hardcastle, P. „The significance of Trendelenburg´s Test“ Journal of Bone and Joint Surgery (BR) (1982) 64:17-19 (unter dieser Sign. nicht gefunden, zit. nach FAGERSON 1998)

125
Sachs, L. „Angewandte Statistik“ 8.Auflage, Springer Berlin 1991 S.472

125
Schnabel, G. (Hrsg.) „Bewegungsregulation im Sport“ Tagungsbericht St.Augustin 2001 Seite 39

127
Roggenbuck, Claus und Eberhard Conradi „Pädagogisch orientierte Kinesitherapie – Vorstellungen zu einem neuen Konzept in der Kinesitherapie“ Phys Rehab Kur Med 6/96 90-92

128
Murray, M.P., D.R. Gore et al. „Joint function after Total Hip Arthroplasty“ Clin. Orthop. Rel. Res. 157: 119 (1981)

129
Smidt, Gary L. “Gait in Rehabilitation” New York 1992 S. 209

130
Brand, RA and RD Crowninshield „Comment on criteria for patient evaluation tools“ J. Biomech. 14:655 1981

131
Amelung, Peter Workshop Bewegungsdiagnostik, Sommerfelder Symposium ÄMM Berlin 14.6.2002

132
Wall, J.C. “Walking” Pg 94-105 in Brian Durward (Hrsg.)Functional Human Movement, Measurement and Analysis Oxford 1999

133
Weber, Klaus G. „Auffällige Gangbilder aus der Sicht der Ortho-Bionomy“ Z. f. Physiotherapeuten 54 (2002:8) S.1254-58

134
Craik, Rebecca and Carol Oatis “Gait Analysis Theory and Application” St. Louis 1992 S.397-425

135
Barrack RL, Skinner HB et al. “Effect of articular disease and total knee arthroplasty on knee joint-position sense” J Neurophysiol. 1983 Sep;50(3):684-7

136
Ishii Y, Terajima K et al. “Comparison of joint position sense after total knee arthroplasty” J Arthroplasty. 1997 Aug;12(5):541-5

137
Pöhlmann, Rilo „Motorisches Lernen“ Seite 37 Reinbek 1994

138
Heuer, Hans „Bewegungslernen“ Kohlhammer Stuttgart 1983 Seite 38 und 39

139
Stelmach, George .E „Perceptual Organization in Motor Learning“ in ders.: „Information processing in Motor Control and learning“ Amsterdam 1992 , S.241-263.

140
Hirtz, Peter, Rilo Pöhlmann et al. „N.A. Bernstein: Reevaluierung einer epochalen Vorleistung- ein Schritt zurück in die Zukunft in „Bewegungskoordination und sportliche Leistung integrativ betrachtet“ S. 13-21 Hrsg. Hirtz/Nüske Hamburg 1997

141
Marks, R HA Quinney et al. ”Proprioceptive Sensibility in women with normal and osteoarthritic knee joints” Clin Rheumatol 1993 Jun;12(2):170-75

142
Illert, Martin „Motorische Systeme“ in Schmidt,R.F. Neuro- und Sinnesphysiologie S.113-148 Springer 3.Auflage Heidelberg/Berlin 1998

143
Birbaumer, Nils und Robert F. Schmidt „Bewußtsein und Aufmerksamkeit“ Seite 480-503 in Biologische Psychologie Springer Heidelberg, Berlin 1994

144
Shumway-Cook, Anne und Marjorie Woollacott “Motor Control” Second Edition Philadelphia 2001 Seite 26-49

145
Conradi, Eberhard Einleitungstext „Grundsätzliches“ in „Bewegungstherapie“, Berlin 1993 S. 19

146
Hacker, Friedrich „Allgemeine Arbeits- und Ingenieurpsychologie“ Berlin 1978 Seite 246

147
Lurija, Alexander R. „Das Gehirn in Aktion“, Reinbek 1992 Seite 248-58

148
Volpert, Walter „Sensumotorisches Lernen“ Limpert Frankfurt/M 1973

149
Meinel, K. und G. Schnabel „Bewegungslehre-Sportmotorik“ Berlin 1987 Seite 54

150
Kiphard, E.J. „Motologie“ Schorndorf 1979

151
Amft, Susanne und Jürgen Seewald „Perspektiven der Motologie“, Schorndorf 1996

152
Hörster, G. „Die Muskulatur in Sport und Medizin“ S.9-39 in „Die Muskulatur – sensibles, integratives und meßbares Organ“ Hrsg. Freiwald, Jürgen und M.Engelhardt Ciba-Geigy Wehr/Baden 1994

153
Kassat, Georg “Ereignis Bewegungslernen – Vom Dschungel der Lerntheorien zur Praxis des Bewegungslernens“ Bielefeld 1998 Seite 7

154
Birbaumer, Nils und Robert F. Schmidt „Biologische Psychologie“ Springer Heidelberg, Berlin 1994 Seite 485-87

155
Zimbardo, Philipp G. “Der Einfluß von Kontexten und Erwartungen” ,4.7. Klassifikationsprozesse S. 200 in „Psychologie“ 6.Auflage Berlin 1995

156
Holzkamp, Klaus „Lernen“ Campus Frankfurt am Main 1995 S.271-294

Erklärung an Eides Statt

Hiermit erkläre ich an Eides statt, daß ich diese Dissertation alleine und ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfaßt habe. Ich habe alle benutzten Hilfsmittel und die Literatur vollständig angegeben. Auch in Teilen stellt diese Arbeit keine Kopie anderer Arbeiten statt.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich allen danken, die mir bei dieser langen und mühsamen Arbeit geholfen haben:

Allen Patienten für interessierte Begleitung und lebendiges Feedback
Professor Conradi für die Betreuung eines schwierigen Projekts
Dr. Seidel für den Raum, Ideen zu entwickeln
Wolfgang Michaelis für Enthusiasmus, Interesse und Unterstützung bei den Ganganalysen
Christine Standfest für gedankliche fachfremde inhaltsnahe Begleitung
Dr. Pascal Grosse für hilfreiche strenge Korrekturen
Frau Eckart für die Vermittlung von Suchen und Fragen in Behandlungen
Frau Dr. Küchler für Geduld mit mir in statistischen Fragen
Rolf Müller für Anregungen im Yoga

Lebenslauf

Name: Jens Föll

Anschrift: 29 Great Ormond Street
London
WC 1 N 3 HZ

Geburtsdatum: 1.6.1963

Geburtsort: Wuppertal

Berufliche Tätigkeit: Arzt für Allgemeinmedizin (GP) in London mit Kliniktätigkeit in Rheumatologie und Notaufnahme

Beruflicher Werdegang:

7/2003	Member of the Royal College of General Practitioners
3/2003	Facharzt für Allgemeinmedizin (Berlin)
2/2002	Qualifikation als General Practitioner (Allgemeinarzt) in Bangor, Nordwales Vocational Training mit Praxistätigkeit in ländlicher Praxis Bethesda
7/2001	Facharzt für physikalische Medizin und Rehabilitation (Berlin)
2-8/2001	Assistenzarzt in Psychiatrie Bangor (Nordwales)
8/00 –2/01	Assistenzarzt in allgemeinmedizinischer Praxis Bethesda
2/00 – 8/00	Assistenzarzt in Pädiatrie Ysbyty Gwynedd Bangor (Nordwales)
8/99 – 2/00	Assistenzarzt in Hals-Nasen-Ohrenheilkunde Royal Infirmary Edinburgh
2/99 – 8/99	Assistenzarzt in Notaufnahme (A&E) DGH Barrow-in-Furness
8/95 – 3/99	Assistenzarzt in Ausbildung zum Facharzt für Physiotherapie in Hellmuth-Ulrici-Kliniken Sommerfeld mit Tätigkeiten in Abteilungen für manuelle Medizin und konservativer Orthopädie, Schwerpunkt Schmerztherapie, postoperative Anschlußheilbehandlung und Pulmologie
2/95 – 8/95	AiP Chirurgie DGH Hartlepool
12/93 – 12/94	AiP Rehabilitationsmedizin Hellmuth-Ulrici-Klinken Sommerfeld
2/85 – 11/92	Studium der Humanmedizin Freie Universität Berlin
12/83 – 12/84	Freiwilliges Soziales Jahr Rotes Kreuz Berlin
8/74 – 6/82	Max-Born-Gymnasium Backnang