



universität
wien

DISSERTATION

Titel der Dissertation

„Effektivitätsanalyse von Gleichgewichtstraining,
Ergometertraining und medizinischem Krafttraining im
Rahmen einer stationären orthopädischen
Rehabilitation nach totalem Hüftgelenkersatz.“

Verfasserin

Mag.rer.nat. Julia MAASZ

angestrebter akademischer Grad

Doktorin der Naturwissenschaften (Dr .rer. nat.)

Wien, im Jänner 2013

Studienkennzahl lt. Studienblatt

A 091 481

Dissertationsgebiet lt. Studienblatt

Dr.-Studium der Naturwissenschaften UniStG

Sportwissenschaft

Betreuer:

Univ.- Prof. Dr. Rochus POKAN

Vorwort

Für die wissenschaftliche Betreuung danke ich Herrn Univ. Prof. Dr. Rochus Pokan von der sportphysiologischen Abteilung am Zentrum für Sportwissenschaften Wien.

Dem Team der SportwissenschaftlerInnen der Klinik Pirawarth danke ich sehr für die tatkräftige Unterstützung bei der Datenerhebung und die Anregungen bezüglich der statistischen Auswertung, insbesondere Fr. Mag. Gerda Haudum und Hrn. Mag. Martin Aimet.

Weiters gilt mein Dank Fr. Dr. Barbara Schörner für das kompetente statistische Coaching.

Einen ganz besonderen Dank spreche ich meinem Ehemann Martin für seine unentwegte Motivationsarbeit, die guten Tipps und die seelische Unterstützung sowie meiner Tochter Alina für ihre Geduld aus.

Nicht zuletzt danke ich meiner Mutter und meinen Schwiegereltern fürs liebevolle Babysitten.

INHALTSVERZEICHNIS

ZUSAMMENFASSUNG	7
ABSTRACT	8
1 EINLEITUNG.....	9
2 AUFBAU UND FUNKTION DES HÜFTGELENKS	11
2.1. Muskulatur des Beckengürtels.....	12
2.2. Belastung des Hüftgelenks im symmetrischen bipedalen Stand.....	12
2.3. Belastung des Hüftgelenks im einbeinigen Stand/ in der Standbeinphase	12
3 COXARTHROSE	15
3.1. Definitionen.....	15
3.2. Epidemiologie und Pathogenese der Coxarthrose	15
3.3. Was treten bei der Coxarthrose für Symptome bzw. Einschränkungen auf?	16
4 ENDOPROTHETISCHER HÜFTGELENKERSATZ.....	18
4.1. Indikationen zur Hüft TEP Operation	18
4.2. Operationstechniken im Überblick.....	19
4.2.1. Operationszugänge	19
4.2.2. Beschreibung eines konventionellen Eingriffes für eine Hüft- Totalendoprothese ...	20
4.2.3. Minimalinvasive Zugänge	20
4.3. Prothesentypen- und Verankerungsmöglichkeiten	21
4.4. Veränderungen durch die Hüft- TEP Operation:	23
4.4.1. Auffälligkeiten an Bewegungsabläufen	23
5 REHABILITATION NACH HÜFTGELENKERSATZ.....	25
5.1. Die Phasen der Nachbehandlung	25
5.1.1 Bewegungsverbote	26
5.1.2. Nachbehandlung Phase I.....	26
5.1.3. Nachbehandlung Phase II.....	27
5.1.4. Nachbehandlung Phase III.....	27
5.1.5. Nachbehandlungsphase IV	28

6	TRAINING DER HAUPTBEANSPRUCHUNGSFORMEN NACH HÜFTGELENKSERSATZ	29
6.1.	Kraft	29
6.1.1.	Definitionen	29
6.1.2.	Krafttraining in der orthopädischen Rehabilitation	30
6.1.3.	Kraft in Abhängigkeit von Lebensalter und Geschlecht:.....	30
6.1.4.	Krafttraining nach Hüftgelenkersatz.....	31
6.1.5.	Krafttraining in der sportwissenschaftlichen Trainingstherapie der Klinik Pirawarth	31
6.2.	Ausdauer	32
6.3.	Koordination	32
6.4.	Gleichgewicht	32
6.4.1.	Statisches Gleichgewicht	33
6.4.2.	Dynamisch Gleichgewicht	33
6.4.3.	Objektgleichgewicht	33
6.4.4.	Organisation des sensomotorischen Gleichgewichts.....	33
6.4.5.	Motorische Komponenten	35
6.4.6.	Propriozeption (Sensomotorik).....	36
6.4.7.	Informationsweiterleitung und Verarbeitung im Zentralnervensystem	37
6.4.8.	Gleichgewicht und Alter.....	38
6.4.9.	Gleichgewicht und Kraft	39
6.4.10.	Weitere Gleichgewicht beeinflussende Faktoren	39
6.5.	Flexibilität.....	39
7	DIE POSTUROGRAPHIE	40
7.1.	Was liefert die Posturographie für Werte?	40
7.1.1.	Aussagekraft der Messwerte	41
7.1.2.	Das Statokinesiogramm	42
7.1.3.	Vertrauensellipse/ überschriebene Fläche (mm ²)	42
7.1.4.	Länge des gesamten COP- Schwankungsweges.....	42
7.1.5.	Neigung/ Richtung (°):.....	42
7.2.	Posturographiedaten in Abhängigkeit vom Alter	43
7.3.	Klinische Balance Tests versus Posturographie- Testung:.....	43
7.4.	Erkenntnisse mittels Posturographie über PatientInnen mit Hüft-TEP	44
8	DAS SUBJEKTIVE BELASTUNGSEMPFINDEN	45
8.1.	Ausdauertraining nach subjektivem Belastungsempfinden.....	47
8.2.	Krafttraining nach subjektivem Belastungsempfinden.....	47

9	NUTZEN UND EFFEKTE DURCH DIE REHABILITATION	48
9.1.	Erkenntnisse zur motorischen Rehabilitation nach Hüftgelenkersatz	49
9.2.	Zusammenhang zwischen Gangbild, Posturaler Kontrolle und Kraft	52
10	EMPIRISCHE UNTERSUCHUNG.....	53
10.1.	Fragestellungen und Nullhypothesenformulierung	54
10.2.	Methodik	57
10.2.1.	Untersuchungskollektiv und Vorgangsweise	57
10.2.2.	Das Trainingsprogramm des Kraftkollektivs	58
10.2.3.	Das Trainingsprogramm des Posturalkollektivs	59
10.2.4.	Das Trainingsprogramm des Standardtherapiekollektivs	59
10.2.5.	Das Trainingsprogramm des Radkollektivs	59
10.2.6.	Das Krafniveau	60
10.2.7.	Testung an der Posturographie.....	61
10.2.8.	Das Einbeinstandvermögen	63
10.2.9.	Das Gangbild.....	64
11	DISKUSSION DER METHODEN	65
11.1.	Untersuchungskollektiv und Vorgangsweise.....	65
11.2.	Die Trainingsprogramme der einzelnen Kollektiva	66
11.2.1.	Das Krafttraining	66
11.2.2.	Das Posturale Training	66
11.2.3.	Das Radtraining	67
11.2.4.	Das „Standardtherapie-“ Programm	67
11.3.	Der Maximalkrafttest	68
11.4.	Die Posturographie	69
11.4.1.	Generelle Aussagekraft der Messwerte der Posturographie	69
11.4.2.	Erkenntnisse über Hüft-TEP PatientInnen mittels Posturographie:	70
11.4.3.	Klinische Balance Tests versus Posturographie-Testung:.....	71
11.4.4.	Posturographieergebnisse in Abhängigkeit vom Alter	71
11.4.5.	Weitere potentielle Einflussgrößen für die Gleichgewichtsfähigkeit	72
11.4.6.	Testung des Einbeinstandes.....	73
11.5.	Beurteilung des Gangbilds	73
11.6.	Der RPE-Score nach Borg	73
12	STATISTISCHE AUSWERTUNG	75
12.1.	Charakteristik der StudienteilnehmerInnen	76
12.1.1.	Geschlechterverteilung	77
12.1.2.	Alter und anthropometrische Daten.....	77
12.1.3.	Angaben bezüglich der TEP- Operation.....	80

12.2. Beschreibung der Daten aus der Anfangstestung	80
12.2.1. Verwendung von Gehhilfen	80
12.2.2. Schmerzsituation.....	81
12.2.3. Schwindelvorkommen	82
12.2.4. Gangbild.....	82
12.2.5. Einbeinstand	83
12.2.6. Anfangsergebnisse der Einwiederholungsmaxima	85
12.2.7. Anfangsergebnisse der statischen Posturographie.....	86
12.2.7.1. Ergebnisse der statischen Posturographie im Vergleich zu Normwerten	87
12.2.8. Ergebnisse der dynamischen Posturographie	88
12.3. Ergebnisse der Abschlusstestung	89
12.3.1. Verwendung von Gehhilfen	89
12.3.2. Schmerzsituation.....	90
12.3.3. Schwindelvorkommen	90
12.3.4. Gangbild.....	90
12.3.5. Einbeinstand	91
12.3.6. Einwiederholungsmaximum.....	92
12.3.7. Ergebnisse der statischen und dynamischen Posturographie.....	95
13 VERÄNDERUNGEN WÄHREND DES REHABILITATIONSaufenthalts	97
13.1. Veränderungen der Einwiederholungsmaxima.....	97
13.1.1. Prüfung auf Kollektivunterschiede	100
13.2. Ergebnisse der Posturographie.....	109
13.2.1. Ergebnisse der statischen Posturographie	109
13.2.2. Ergebnisse der dynamischen Posturographie	112
13.2.3. Gewichtung der Ergebnisse nach möglichen Einflussparametern	113
13.3. Veränderungen des Einbeinstands	118
13.4. Veränderungen des Gangbilds	118
14 DISKUSSION DER KRAFTERGEBNISSE.....	120
15 STATISTISCHE ANALYSE NACH RETROSPEKTIVER IMPLEMENTIERUNG EINES RADKOLLEKTIVS	125
15.1. Statistische Analyse der EWM- Testungen	125
15.2. Statistische Analyse der Posturographiedaten	132
15.2.1. Veränderungen der statischen Posturographie vom Anfangs- zum Endtest	133
15.2.2 Veränderungen der dynamischen Posturographie vom Anfangs- zum Endtest ...	144
16 DISKUSSION DER ERGEBNISSE.....	146
16.1. Trainierbarkeit des Kraftniveaus.....	147
16.2. Unterschied des Kraftzuwachses je nach Kollektiv	149
16.3. Trainierbarkeit der Gleichgewichtsfähigkeit	150
16.4. Unterschied der Veränderung der Gleichgewichtsfähigkeit je nach Kollektiv	153
16.5. Gewichtung der Posturographie- Ergebnisse nach mögl. Einflussparametern.....	154
16.6. Hilfsmittelgebrauch und Gangbild.....	157

17 SCHLUSSFOLGERUNG	158
ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	160
ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	161
TABELLENVERZEICHNIS	163
LITERATURVERZEICHNIS	165
ANHANG	177
LEBENS LAUF	178

Zusammenfassung

Hintergrund und Zielsetzung: Ziel der vorliegenden Studie war es, ein Kraft-, Ergometer- und Gleichgewichtstraining hinsichtlich ihrer Effektivität bezüglich Kraft- und Gleichgewichtsentwicklung nach totalem Hüftgelenkersatz im Rahmen eines dreiwöchigen Rehabilitationsaufenthalts zu evaluieren, um ein möglichst optimales Rehabilitationsergebnis zu sichern.

Probanden und Methoden: 149 PatientInnen nach einseitigem Hüftgelenkersatz, davon 88 Frauen (68,3±11 Jahre) und 59 Männer (65,6±12 Jahre), wurden in die Studie inkludiert. Die PatientInnen wurden zufällig auf drei Versuchskollektiva mit unterschiedlichen Bewegungsinterventionen aufgeteilt (Krafttraining: n=74, Alter: 66,1±12, Posturales Training: n=30, Alter: 69,6±12, Radergometertraining: n=43, Alter: 66,8±11). Zu Beginn sowie am Ende des Rehabilitationsaufenthalts wurden ein Maximalkrafttest der Beinstreckmuskulatur sowie eine Posturographietestung durchgeführt.

Ergebnisse: Alle Kollektiva erzielen signifikante Kraftzuwächse, wobei durch ein Kraft- bzw. Radtraining, signifikant höhere Kraftanstiege entstehen.

Radtraining verbessert die Schwankungsfläche und den Neigungswinkel mit offenen Augen signifikant. Weitere Posturographieparameter aller Kollektiva erfahren keinen signifikanten Zuwachs.

Schlussfolgerung: Das Kraftniveau der Beinstreckmuskulatur steigt nach Hüftgelenkersatz unabhängig von der therapeutischen Intervention an. Das Ausmaß der Kraftentwicklung fällt durch ein Kräftigungstraining und ein Radergometertraining signifikant höher aus als durch ein Gleichgewichtstraining.

Posturographieergebnisse erzielen nur durch ein Radergometertraining vereinzelt bessere Ergebnisse. Ein isoliertes Gleichgewichtstraining ist für Kraft- sowie Gleichgewichtsentwicklung am wenigsten effektiv.

Ein Interventionsdesign mit vielfältigen Trainingsinhalten scheint am effektivsten, jedoch sind weitere Studien zur Ergebnissicherung nötig.

Abstract

Background and objective: The aim of this study was to investigate, whether strength-, ergometer cycling- or balance training is most effective to develop strength and balance after total hip endoprosthesis during a three week rehabilitation stay.

Probands and Methods: 149 patients after unilateral hip endoprosthesis, 88 women (68,3±11 years) and 59 men (65,6±12 years), were included in this study. Patients were divided into three groups of different training contents (strength training: n=74, age: 66,1±12, balance training: n=30, age: 69,6±12, ergometer cycling: n=43, age: 66,8±11). At the beginning and at the end of rehabilitation stay an One Repetition Maximum test of leg extensor muscles and a testing on posturography were taken.

Results: All patients show increase of strength although those, who participated at strength or- ergometer cycle training, showed better outcomes. Regarding posturography testing, only ergometer cycling improves a few items significantly.

Conclusion: Strength level of leg extensor muscles increases no matter which therapeutic treatment patients achieve, however balance training develops strength less. Items of posturography are hardly influenced by therapeutic interventions. An isolated training of balance does not seem to be effective for developing neither strength nor balance.

A therapeutic program with various training contents is recommended, however further studies are necessary to support this conclusions.

1 Einleitung

Die Coxarthrose stellt einen der Hauptfaktoren dar, die im Alter zu Einschränkungen der betroffenen Personen führen.

Aus Zahlen der Statistik Austria 2008 geschätzt, werden in Österreich mindestens 17.000 Hüftprothesen jährlich in Österreich implantiert. Frank et al. geben in Rahmen des DKOU (Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie) 2010 an, dass in Deutschland derzeit 350.000 bis 2050 um die 700.000 Hüftprothesen jährlich implantiert werden. Das zeigt auf die klar steigende Tendenz zu immer mehr Operationsbedarf hin.

Nachdem sowohl der körperliche Zustand vor dem Gelenkersatz, im Stadium der Coxarthrose, funktionelle Einschränkungen auf verschiedenen Ebenen mit sich bringt und die Operation an sich ebenso strukturelle und funktionelle Defizite verursacht, wird eine Rehabilitation notwendig. Das generelle Ziel dieser besteht darin, PatientInnen wieder in die Lage zu versetzen, ein möglichst selbständiges Leben führen zu können, einen Beruf oder eine Ausbildung fortzusetzen bzw. behinderungsbedingte Pensionierungen und Pflege-bedürftigkeiten zu verhindern oder zumindest hinauszuzögern (vgl. Rehakompass.oebig.at). Es ist daher wichtig, sowohl für alte als auch junge PatientInnen, ein optimales Ergebnis nach der Operation durch ein komplexes Funktionstraining zu erzielen (Frank et al., 2010). Eine Aufgabe, die in einem sehr kleinen Zeitfenster, nämlich in 3 oder bei Rehabilitations-verlängerung in 4 Wochen, zu erfüllen oder zumindest optimal vorzubereiten ist.

Diese Ziele sind mit Verbesserungen mehrerer motorischer Grundeigenschaften verknüpft, weshalb man in der Praxis täglich vor der Herausforderung steht, die Patientinnen mit den vorhandenen zeitlichen und personellen Ressourcen effektiv und zielführend zu therapieren. Hierfür klare Therapieempfehlungen zu Verfügung zu haben, würde das Arbeiten in der Bewegungstherapie zufriedenstellender und effektiver machen. Da es derzeit nur wenige aussagekräftige Studien zu dieser Thematik gibt, stellt sich die Beantwortung nach optimalen Behandlungskonzepten als schwierig und mit Erweiterungsbedarf dar.

Ziel der vorliegenden Studie ist es deshalb, ein strukturiertes Kraft-, Ergometer- oder Gleichgewichtstraining hinsichtlich einer Verbesserung von Kraft und Gleichgewicht im Rahmen eines dreiwöchigen Rehabilitationsaufenthalts nach totalem Hüftgelenkersatz zu evaluieren.

Die Frage der Effektivität der therapeutischen Maßnahmen ist einerseits für die PatientInnen von Bedeutung, welche zumeist niedriges konditionelles Niveau aufweisen.

Andererseits, und in Wahrheit in erster Linie, geht es hier um personelle und räumliche Kapazitäten und somit um finanzielle Rahmenbedingungen, mit denen jede Rehabilitationseinrichtung konfrontiert ist.

Diese Studie wurde im Kur- und Rehabilitationszentrum Pirawarth, dessen Hauptkostenträger die PVA darstellt, mit der Intention durchgeführt, ein weiterer Baustein für die Entwicklung bestmöglicher Behandlungskonzepte für die bewegungstherapeutische Praxis zu sein. Es wurden die eingesetzten Methoden sowohl hinterfragt als auch Anregungen und Optimierungspotential geliefert.

2 Aufbau und Funktion des Hüftgelenks

Das Hüftgelenk (Articulatio coxae) ist ein Kugelgelenk, das Bewegungen in allen 3 Dimensionen des Raumes ermöglicht. Diese Gelenksverbindung wird durch das Acetabulum des os coxae und den Caput femoris des os femoris gebildet.

Die überknorpelte Gelenksfläche der Gelenkspfanne wird durch eine faserknorpelige Gelenksslippe, dem labrum glenoidale acetabulare, Richtung Peripherie vertieft. Die knöcherne Pfanne wird nach kaudal durch das Ligamentum transversum acetabuli erweitert. Das Gelenk wird mit einer straffen Gelenkkapsel, der capsula articularis coxae, umschlossen, welche durch die ligamentären Strukturen der Ligamenti iliofemorale, pubofemorale und ischiofemorale verstärkt wird. Diese Bänder sind mit der Kapselwand fest verwachsen.

(vgl. Filler, 2010, S. 3, Riedl, 2009, S.7, Jerosch u. Heisel, 2009, S.5f)

Der Femurschaft bildet mit dem Femurhals den sogenannten CCD-Winkel (Normalwert des Erwachsenen beträgt 125°). Das Acetabulum zeigt in der Frontalebene einen festen Öffnungswinkel, den Inklinationwinkel mit einem Normalwert von 35° . Der vordere Öffnungswinkel der Pfanne misst beim normalen Hüftgelenk 20° (Jerosch u. Heisel, 2009).

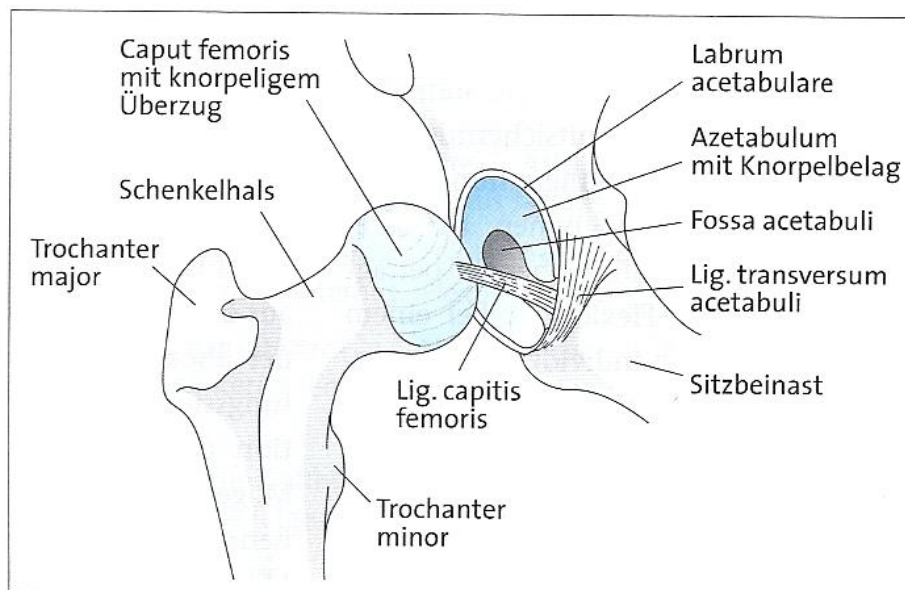


Abbildung 1: Knöcherne Anatomie des Hüftgelenks von ventral
(Jerosch u. Heisel, 2009, S.5; genehmigt durch den dt. Ärzte- Verlag am 5.7.2012)

Das Bewegungsausmaß des Hüftgelenks ist trotz Vielachsigkeit dieses Nussgelenks in den einzelnen Bewegungsrichtungen limitiert. Die Extension des Hüftgelenks, die durch das ligamentum iliofemorale begrenzt wird, beträgt bis zu $10-20^\circ$ über der Nulllinie als mögliche Überstreckung. Sofern die Hüftflexion nicht durch Übergewicht strukturell begrenzt wird, reicht diese ungefähr bis 130° . Bezüglich der Hüftabduktion reicht die

Bewegungsnorm bis 45°, für die Adduktion bis 30°. An Rotationsbeweglichkeit erreicht der Mensch bei gestrecktem Hüftgelenk für die Außenrotation 40-50° und nach Innen 30-40°. Bei flektiertem Hüftgelenk kann die Rotation nach Außen 40-45° sowie 30-35° nach Innen messen. (vgl. Jerosch u. Heisel, 2009, S.6)

2.1 Muskulatur des Beckengürtels

Gegliedert wird die hüftumgebende Muskulatur in die ventrale und dorsale Hüftmuskulatur sowie die ventrale, mediale und dorsale Oberschenkelmuskulatur (vgl. Tabelle 1). Außerdem kann die Hüftmuskulatur nach Bewegungsachsen in Gruppen für Ante-/Retroversion, Ab-/Adduktion und Innen-/Außenrotation gegliedert werden (vgl. Jerosch u. Heisel, 2009, S.6).

2.2 Belastung des Hüftgelenks im symmetrischen bipedalen Stand

Die Linie der Körperschwerkraft fällt quasi lotrecht durch die Mittelachse des Beckens. Bei physiologischem Gelenkaufbau müssen keine nennenswerten Kräfte für den aufrechten Stand aufgewendet werden, da dies durch die kräftige Hüftgelenkscapsel sowie ihren Bandapparat ermöglicht wird. Die Belastung jedes Hüftkopfes beträgt dabei in etwa 50% des zu tragenden Körpergewichtes (ca. 1/3 des Körpergewichts pro Hüftgelenk) (vgl. Jerosch u. Heisel, 2009, S.13ff).

2.3 Belastung des Hüftgelenks im einbeinigen Stand/ in der Standbeinphase

Betreffend die Belastungen des Hüftgelenks ist die Standbeinphase des Gehens von großer Bedeutung. Diese stellt eine zeitlich begrenzte Einheit des Gangzyklus dar, in der das Hüftgelenk seine Hauptbeanspruchung erfährt. Die Standbeinphase beträgt 1,0-1,2 Sekunden, was etwa 60% der Gesamtdauer eines Gangzyklus entspricht. Je nach Gehleistung des einzelnen Menschen sind das 1-2,5 Millionen Wiederholungen im gesamten Leben. Für die Belastungswerte des Hüftgelenks im Einbeinstand der Standbeinphase kann von Belastungen im Bewegungsmoment vom 2,5-3,5-fachen des Körpergewichtes ausgegangen werden. (Jerosch u. Heisel, 2009, S.14f)

Tabelle 1: Funktionell bedeutsame Muskulatur des Hüftgelenks

(vgl. Jerosch u. Heisel, 2009, S.7f)

Name d. Muskels	Ursprung	Ansatz	Innervation	Funktion
Ventrale Hüftmuskulatur				
M. iliopsoas			Direkte Äste d. plexus lumbalis	Hüftbeugung (Hüftaußenrotation)
a) M. psoas major	12.BWK- 4.LWK	Trochanter minor femoris		
b) M. iliacus	Fossa iliaca	Trochanter minor femoris		
c) M. psoas minor	12.BWK- 1-LWK	Fascia iliaca, Eminentia iliopectinea		
Dorsale Hüftmuskulatur				
M. gluteus maximus	Dorsaler Anteil der Darmbeinschaukel	Tuberositas Glutaea des Trochanter major	N. gluteus inferior	Streckung im Hüftgelenk (Ab-, Adduktion, Außenrotation)
M. gluteus medius	Lateraler Anteil der dorsalen Darmbeinschaukel	Lateraler Anteil des Trochanter major	N. gluteus superior	Abduktion im Hüftgelenk (Außen- und Innenrotation)
M. gluteus minimus	Lateraler Anteil der dorsalen Darmbeinschaukel	Spitze des Trochanter major	N. gluteus superior	Abduktion im Hüftgelenk (Innenrotation)
M. piriformis	Innerer Anteil des os sacrum	Spitze des Trochanter major	N. ischiadicus bzw. direkte Äste aus dem Plexus ischiadicus	Abduktion im Hüftgelenk (Außenrotation)
M. obturatorius internus	Innerer Umfang des Foramen obturatum	Fossa trochanterica femoris	Direkte Äste des Plexus sacralis	Außenrotation im Hüftgelenk
M. gemellus superior	Spina ischiadica	Sehne des M. obturatorius internus	Direkte Äste des Plexus sacralis	Außenrotation im Hüftgelenk
M. gemellus inferior	Tuber ischiadicum	Sehne des M. obturatorius internus	Direkte Äste des Plexus sacralis	Außenrotation im Hüftgelenk
M. quadratus femoris	Äußerer Rand des Tuber ischiadicum	Christa interochanterica femoris	N. ischiadicus	Außenrotation im Hüftgelenk (Adduktion)
M. tensor fasciae latae	Spina iliaca anterior superior	Tractus iliotibialis fasciae latae	N. gluteus superior	Flexion im Hüftgelenk (Adduktion)

Tabelle 1: Fortsetzung

Name d. Muskels	Ursprung	Ansatz	Innervation	Funktion
Ventrale Oberschenkelmuskulatur				
M. sartorius	Spina iliaca anterior superior	Medialer Rand der Tuberositas tibiae	N. femoralis	Flexion im Hüftgelenk (Abduktion, Außenrotation)
M. rectus femoris	Spina iliaca anterior inferior, Oberrand des Acetabulum	Gem. mit den 3 Vastusmuskeln an der Patella u. der Tuberositas tibiae	N. femoralis	Flexion im Hüftgelenk
Dorsale Oberschenkelmuskulatur				
M. biceps femoris (caput longum)	Tuber ischiadicum	Caput fibulae	N. tibialis	Extension im Hüftgelenk
M. semitendinosus	Tuber ischiadicum	Innerer und medialer Anteil der Tuberositas tibiae	N. tibialis	Extension im Hüftgelenk
M. semimembranosus	Tuber ischiadicum	Mediale Tibiakondylen	N. tibialis	Extension im Hüftgelenk
Mediale Oberschenkelmuskulatur				
M. pectineus	Pecten, ossis pubis	Linea pectinea femoris	N. femoralis, N. obturatorius	Adduktion im Hüftgelenk (Flexion, Außenrotation)
M. adductor longus	Grenze des Ramus superior und des Ramus inferior ossis pubis	Mittlerer Anteil der Linea aspera	N. obturatorius	Adduktion im Hüftgelenk (Flexion)
M. adductor magnus	Os ischii	Distaler Anteil der Linea aspera	N. obturatorius	Adduktion im Hüftgelenk (Flexion, Innenrotation)
M. adductor brevis	Oberer Schambeinanteil	Proximaler Anteil der Linea aspera	N. obturatorius	Adduktion im Hüftgelenk (Flexion, Außenrotation)
M. gracilis	Ramus inferior ossis pubis	Innerer Anteil der Tuberositas tibiae	N. obturatorius	Adduktion im Hüftgelenk
M. obturatorius externus	Äußerer Anteil des Foramen obturatum	Fossa trochanterica femoris	N. obturatorius	Adduktion im Hüftgelenk (Flexion)

3 COXARTHROSE

3.1 Definitionen

Unter „Arthrose“ bzw. „Osteoarthrose“ versteht man einen degenerativen, primär nicht entzündlichen Erkrankungsprozess in Gelenken mit unterschiedlichen Ursachen (Riedl, 2009). Der Begriff der „Coxarthrose“ ist eine Sammelbezeichnung degenerativer Veränderungen am Hüftgelenk mit schmerzhafter Funktionsminderung beim Erwachsenen (Breusch et al., 2006).

Definitionen von Coxarthrose von Jerosch u. Heisel, 2009, S.88...

„Degenerativer Aufbrauch des Gelenkknorpels von Acetabulum und/oder Hüftkopf mit sekundärer Verformung des knorpelnahen Knochens und typischem klinischen Beschwerdebild.“

...sowie von Schwentner, 2007, S.13, zit. n. Reichel, 2000:

„[Die Coxarthrose] umfasst alle degenerativen Erkrankungen des Hüftgelenks, die zu einer progressiven Zerstörung des Gelenkknorpels unter Mitbeteiligung wie Knochen, synovialen und fibrösen Gelenkscapseln sowie der periartikulären Muskulatur führen.“

Die angeführten Definitionen malen ein Zustandsbild über Veränderungen am Gelenk durch die Erkrankung. Nicht berücksichtigt sind jedoch damit einhergehende Defizite, welche in den folgenden Abschnitten Berücksichtigung finden.

3.2 Epidemiologie und Pathogenese der Coxarthrose

Arthrosen sind die häufigsten Gelenkserkrankungen und betreffen den Großteil der Bevölkerung. Die Inzidenz und Prävalenz der Erkrankung steigt ab dem 50. Lebensjahr (Oliviera et al., 1995, Felson et al., 1995) bzw. mit zunehmendem Lebensalter (Engelhardt, 2003, Puhl, 1997). Sie stellen eine der wichtigsten Ursachen für Langzeiterkrankungen und Langzeitbehinderungen dar (Badley, 1995).

Die Zahl der Betroffenen schwankt sehr. Aufgrund der alternden Gesellschaft kann für die nächste Zukunft von steigenden Zahlen ausgegangen werden (Diemer u. Sutor, 2011)

In Deutschland sind, nach Stand 2009, 6-8 Mio. Bürger von einer Arthrose betroffen.

Frauen erkranken statistisch häufiger als Männer. Mit 50 Jahren ist klinisch jeder vierte und mit 60 jeder zweite Mensch von Coxarthrose betroffen (Hackenbroch, 2002). Auch familiäre Häufungen dieser Erkrankung sind bekannt, da genetische Veranlagung sowie hormonelle Defizite dabei scheinbar eine entscheidende Rolle spielen (Diemer u. Sutor, 2011, Issa, 2006) Der Großteil, etwa 80% der Betroffenen, ist bilateral betroffen (Debrunner, 2005)

Man kann zwischen primären und sekundären Arthrosen unterscheiden, wobei die sekundären 75% aller Arthrosen des Hüftgelenks ausmachen. Primäre Coxarthrosen weisen keine erkennbaren Ursachen auf. Die sekundären Coxarthrosen beruhen auf

prearthrotischen Veränderungen (Dysplasie, rheumatische Coxarthrose etc.), wobei der Hauptauslöser eine mechanische Gelenküberforderung durch Inkongruenz darstellt (Wirth u. Kohn, 1999). Arthrosen entstehen aufgrund eines Missverhältnisses zwischen Beanspruchung, Beschaffenheit und Leistungsfähigkeit der einzelnen Gelenksanteile- insbesondere des Gelenkknorpels. (Jerosch u. Heisel, 2009)

Das Krankheitsbild der Coxarthrose ist nicht einheitlich, da viele verschiedene Störungen im Zusammenhang mit der Ausbildung degenerativer Veränderungen im Hüftgelenk stehen können. Für den mechanischen Verschleiß des Gelenkknorpels ist das Ausmaß des Gelenkdrucks entscheidend. Die Beanspruchung ist abhängig von der Gelenksform, wobei optimalerweise eine konzentrische Kugelform und eine genügende Überdachung des Kopfes vorliegt. Störungen jeglicher Art führen zu einer Veränderung der Druckverteilung und somit der Gelenkmechanik. Derart entstehende Spannungsspitzen führen zu Abnützung und Zerstörung des Knorpelbelages (Bergmann, 2004, Debrunner, 2005). Die muskulo- skelettäre Belastung ist ein wichtiger Faktor bei der Entstehung von Osteoarthritis (Lenaerts et al., 2009).

Mögliche pathogenetische Faktoren für die Entstehung einer Coxarthrose (vgl. Jerosch u. Heisel, 2009, S.89, Diemer u. Sutor, 2011):

- Erbliche Veranlagung
- Geschlecht (Frauen vermehrt als Männer)
- Grundkrankheiten (Gicht, Hämochromatose)
- Gewicht (speziell beim Kniegelenk)
- Traumatische Verletzungen und Knorpelschäden
- Unbehandelte Hüft dysplasie

3.3 Was treten bei der Coxarthrose für Symptome bzw. Einschränkungen auf?

Die Defizite, die vor einem künstlichen Gelenkersatz zu erkennen sein können, sind unterschiedlich. Im folgenden Abschnitt finden sich speziell für die Coxarthrose häufig zutreffende Symptome sowie funktionelle Auffälligkeiten, die in der Literatur, je nach Autor, keine Vollständigkeit in den Aufzählungen erlangen bzw. teilweise auch differieren.

Vielfach wird von verringerter Lebensqualität, Schmerzen, eingeschränkter körperlicher Funktionsfähigkeit und reduziertem psychischem Wohlbefinden gesprochen (z.B. Diemer u. Sutor, 2011).

Subjektive Symptome (vgl. Diemer u. Sutor, 2011, modifiziert nach Cibulka, 2004) sind Schmerzen (Belastungs- oder Anlaufschmerz, länger bestehend als 3 Monate) und Bewegungseinschränkungen, welche Einschränkungen in den ADLs (All Day Life Activities) bedeuten, wie zum Beispiel beim Schuhe anziehen. Weiters fallen häufig Abweichungen des Gangbilds auf (Trendelenburg- Zeichen, Duchenne- Hinken).

Der Bewegungsumfang des erkrankten Hüftgelenks ist vor der Operation niedriger als der der nicht operierten Seite (Häkkinen et al., 2010). Der Großteil der Differenzen im Hüftbewegungsumfang besteht aufgrund der unterschiedlichen Extensionsfähigkeit der Hüfte (Miki et al., 2004).

Die Kraft der Innenrotatoren des Hüftgelenks ist vor der Operation gleich, die der äußeren ist ca. 26% gegenüber der nicht operierten Seite niedriger (Häkkinen et al., 2010).

Das Kraftniveau des zu operierenden Beins zeigt gegenüber dem gesunden Bein vor der Operation reduzierte Kraftwerte bezüglich Hüftmuskulatur (-18%) und Knieextensoren (-27%) (Rasch et al., 2010). Laut Watelein et al. (2001) findet sich eine um 57 % reduzierte Kniestabilität des affizierten Beins.

Das Krankheitsbild der Coxarthrose widerspiegelt sich auch in einer Reihe an Gangbildauffälligkeiten. Gut erforscht ist hierbei, dass Menschen mit unilateraler Osteoarthritis der Hüfte ein asymmetrisches Gangbild aufgrund unterschiedlicher Belastung der unteren Extremitäten aufweisen. Dieses zeigt sich unter anderem in Form einer reduzierten Ganggeschwindigkeit – das Gehtempo einer Person mit Osteoarthritis der Hüfte ist um ca. 12,4 % langsamer gegenüber einer gesunden Person und wird durch Erhöhung der Schrittlänge gesteigert (Watelein et al., 2001). Auch laut Rasch et al. (2010) zeigen sich Gangbildauffälligkeiten in Form einer reduzierten Geschwindigkeit und einer kürzeren Standbeinphase des operierten Beins gegenüber dem nicht operierten Bein. Weiters fallen verlängerte Muskelaktivitäten im Gangzyklus betreffend den Muskeln M. gluteus medius und maximus, M. tensor fasciae latae und M. rectus femoris des operierten Beins auf (Riedl, 2009). Selbst ein frühes Stadium von Hüft- Osteoarthritis macht sich im Gangzyklus bemerkbar, da die Gelenksdegeneration durch eine intensivere Beckenbewegung kompensiert wird und die veränderte muskuläre Energieentwicklung auch die angrenzenden Gelenke der unteren Extremität in ihrem Gebrauch verändert. Häufig ist ein Absinken des Beckens an der unbelasteten Seite zu beobachten (Watelein et al., 2001).

Dem entgegen fanden Cichy et al. (2008) mittels Pedographie keine Asymmetrien bezüglich der Belastung der Beine vor der TEP- Operation. Auch Arokoski et al. (2004) fanden keine Unterschiede in der statischen Balance zwischen Männern mit Hüftosteoarthritis und altersmäßig zugeordneten Gesunden.

Nicht zuletzt kommt es sowohl durch traumatische Hüfterkrankungen als auch durch degenerative Prozesse des Hüftgelenks zu koordinativen Defiziten (Jerosch u. Heisel, 2009).

4 Endoprothetischer Hüftgelenkersatz

Endoprothetischer Hüftgelenkersatz bedeutet den „Ersatz des Hüftgelenks durch eine Endoprothese“ (Jerosch u. Heisel, 2009, S.96)

Bereits 1890 wurde durch Th. Gluck ein Gelenkersatz durch Endoprothesen versucht, jedoch mit unzureichenden Mitteln. Richtig begonnen hat die Endoprothetik vor etwa 50 Jahren. Dabei werden die geschädigten Gleitflächen oder ganze Gelenkkörper durch Artikulationspartner aus körperfremdem Material ersetzt (Hackenbroch, 2002).

4.1 Indikationen zur Hüfttotalendoprothesen- Operation

In Österreich wurden laut Angaben von Statistik Austria im Jahr 2008 16.006 Hüftgelenkersatz- Operationen durchgeführt, wovon 57,2% Frauen waren. Im Jahr 2009 waren es bereits 16.114 Operationen, ebenfalls mit einem Frauenanteil von 57,2%.

Die Datenlage in Deutschland gibt für 2004 an, dass 122.000 und 2007 bereits 193.400 primäre Hüfttotalendoprothesen (Hüft- TEPs) implantiert wurden (Jerosch u. Heisel, 2009, Heisel, 2008)

Im Jahr 2010 sollten es ca. 350.000 Hüft- TEPs gewesen sein. Diese Zahl ist prognostiziert, sich bis 2050 zu verdoppeln (Frank et al., 2010)

Nach einer Literaturrecherche von 1980-2003 durch Dauty et al. (2007) stellt die Osteoarthritis die Hauptdiagnose dar, die zu einer Hüft-TEP Operation führt. Nicht zum Widerspruch finden sich gleiche Angaben in der Literatur, die ebenso als häufigste Indikation zum Gelenkersatz die Coxarthrose darstellen, sofern diese therapieresistent für konservative Maßnahmen ist und die subjektive Lebensqualität der betroffenen Person deutlich reduziert ist. Das Alter selber spielt dabei heutzutage kaum mehr eine begrenzende Rolle (Imhoff 2010, S. 109, Hackenbroch, 2002, Hinkelman et al., 2003, Ethgen et al., 2004), wobei das Durchschnittsalter für die primäre Hüft- TEP 2007 bei 65 Jahren lag (Jerosch u. Heisel, 2009). Alter ist auch kein Faktor, welcher das Outcome nach einer Hüft- TEP bezüglich Schmerzen, Gelenksfunktion und Lebensqualität beeinflusst. Erschwerend kommt bezüglich Alter eventuell Multimorbidität hinzu, was verlängerte Rehabilitationsaufenthalte bedingen (Jones et al., 2001).

Auch starke Deformierungen sowie Schmerzen sind Indikatoren für einen Gelenkersatz (Riedl, 2009, zit. n. Rössler u. Rüther, 2007). Weiters können Schenkelhalsfrakturen Auslöser für eine TEP- Operation sein, sofern ein gelenkerhaltender Eingriff nicht Erfolg versprechend ist. (Jerosch u. Heisel, 2009).

Hackenbroch (2002) empfiehlt zur Entscheidungsfindung eine genaue Befragung des PatientInnen, um dessen Leidensdruck einschätzen zu können, und damit einhergehend die genaue Betrachtung der klinischen Daten.

Letztendlich bleibt noch zu bedenken, dass PatientInnen für eine Hüft-TEP Operation teilweise immer jünger wird und somit im erwerbstätigen Alter steht. Der Hüftgelenkersatz hat positive Auswirkungen auf die Arbeitsfunktionalität. PatientInnen, die vor der Operation nicht mehr gearbeitet haben, kehren auch wesentlich schwerer wieder an ihren Arbeitsplatz zurück. Auch dieser Umstand kann Einfluss auf den Operationszeitpunkt nehmen, wenn ergo dessen das Ziel besteht, den PatientInnen bis zum Operationszeitpunkt in der Erwerbstätigkeit zu belassen. (Bohm u. Eng, 2010).

4.2 Operationstechniken im Überblick

Um für die Prothesenimplantation an das Hüftgelenk heranzukommen, gibt es unterschiedliche Zugangsweisen. Alle haben ihre anatomischen und operativen Besonderheiten (Hinkelmann et al., 2003). Bezüglich der Operationstechnik sowie der verwendeten Materialien findet eine rapide Entwicklung statt. Das Operationsergebnis wird maßgeblich durch die angewandte Technik beeinflusst, da je nach Methode unterschiedliche Strukturen beeinträchtigt werden. Da sich dieser Umstand auf die Rehabilitation auswirkt, wird im folgenden Abschnitt ein Einblick in die unterschiedlichen Verfahren geboten.

4.2.1 Operationszugänge

Als operative Zugangsarten existieren die konventionelle sowie die minimalinvasive Methode.

Bei der konventionellen Methode, welche auch bei allen an dieser Studie teilnehmenden PatientInnen angewandt wurde, unterscheidet man anteriore und antero-laterale, laterale und posterioren Zugänge (Roth, 2007, Kuropatkin, 2007, Diemer u. Sutor, 2011).

- Anteriorer Zugang: für diese Variante wird der Gelenkszugang mit einer Durchtrennung der fascia latae initiiert und zwischen M.tensor fasciae latae und M.sartorius fortgesetzt. Bei nicht zwingender Ablösung der Abduktoren kann es zu einer Abduktorenschwäche kommen (Diemer u. Sutor, 2011).
- Antero-lateraler Zugang: hierfür muss die Fascia latae ebenfalls durchtrennt werden, wobei zusätzlich die Sehnen der Mm. Gluteus medius und minimus teilweise abgelöst werden müssen (Roth, 2007, S.33). Die Abduktoren werden bei diesem Zugang weniger verletzt. (Diemer u. Sutor, 2011).
- Lateraler Zugang: dieser verlangt ein Spalten der Glutealmuskulatur (Mm gluteus medius und minimus), was häufig den Nachteil eines bleibenden Hinkens mit sich bringt; allerdings ein geringes Risiko für postoperative Luxation sowie einer Verletzung des Nervus ischiadicus birgt.

- Hinterer Zugang: diese in Seitenlage ausgeführte Zugangsweise sieht ein Durchtrennen der kurzen Hüftrotatoren vor (M. piriformis, Mm. gemelli superior et inferior, M. quadratus femoris, M. obturatorius internus) (Roth, 2007, S.33ff). Der Vorteil dieser Methode ist die Integrität der Abduktoren und Rotatoren und die damit verbundene schnellere Rehabilitation (vgl. Diemer u. Sutor, 2011, S.241)

4.2.2 *Beschreibung eines konventionellen Eingriffes für eine Hüft- Totalendoprothese* (vgl. Imhoff 2010, S.109, Hinkelmann et al. 2003, S.18)

Als erstes erfolgt die Eröffnung mit antero- lateralem Zugang durch einen Hautschnitt von etwa 20 cm. Danach wird das Hüftgelenk durch zu Seite schieben der Muskulatur freigelegt, indem zwischen M. tensor fasciae latae und M. gluteus medius auf die ventrale Gelenkscapsel vorgegangen wird. Danach erfolgt die Exzision der Gelenkscapsel.

In weiterer Folge kommt es zur Luxation der Hüfte und einer stufenförmigen Schenkelhalsosteotomie. Der erkrankte Hüftkopf wird entfernt. Um auf da Einsetzen der künstlichen Hüftgelenks vorzubereiten, wird die Hüftpfanne aufgefräst. Dann werden die Implantation der künstlichen Pfanne sowie das Einsetzen eines Inlays aus Keramik oder Polyethylen vorgenommen. (Imhoff 2010, S.109, Hinkelmann et al. 2003, S.18) Die Implantation erfolgt primär zementfrei, sofern das Knochenmaterial keine Zementierung verlangt.

Zur Vorbereitung des Hüftschafts wird mittels Raspeln bis zu einer passgerechten Aufnahme des Prothesenstiels der Markraum so präpariert, dass der Schaft exakt auch ohne Zementierung sitzt. Die Implantation erfolgt nach Möglichkeit auch zementfrei, wiederum in Abhängigkeit von der Knochenqualität.

Im nächsten Schritt wird nach erfolgter Längenbestimmung der Prothesenkopf aus Metall oder Keramik auf den Prothesenschaft gesetzt. Danach werden die Muskeln wieder vernäht und die Wunde schichtweise verschlossen. Zum Abfluss des Blutergusses wird eine Redondrainage eingelegt, die nach 2 Tagen wieder entfernt wird. Letztendlich wird ein Spikaverband angelegt.

4.2.3 *Minimalinvasive Zugänge*

Minimalinvasive Hüftendoprothesenoperationen werden immer häufiger durchgeführt. Hierbei ist ein kleinerer Zugang sowie eine geringere Verletzung der periartikulären Weichteile zu erwarten (Berger, 2004)

Beim minimalinvasiven Zugang werden ebenfalls vordere, seitliche und hintere Zugänge unterschieden. „Für die seitlichen und hinteren Zugänge bedeutet minimale Invasivität lediglich eine Verkleinerung des Hautschnittes“ (Roth, 2007, S.126).

Weiters gibt es den medialen Zugang und die two-incision- Technik (Riedl, 2010, S.24f).

Aus den Ausführungen der Literatur ist zu entnehmen, dass die Erfahrungen und Ergebnisse aus der minimalinvasiven Operationstechnik sehr differieren. Ein Hauptproblem in der Etablierung der minimalinvasiven Technik ist sei deutlich verlängerte Lernkurve (Riedl, 2010 zit. n. Howell et al, 2004; Jerosch, 2006; Roth, 2006). Aufgrund der schlechten Einsehbarkeit und der somit schwierigen Platzierung der Prothese, kommt es zu einer höheren Komplikationsrate. Das Verfahren sollte primär in spezialisierten Kliniken und von sehr erfahrenen Operateuren angewandt werden (Wohlrab et al., 2007), da die Technik der Operation sehr schwer ist (Lin et al., 2007).

Riedl (2009) zitiert eine Vielzahl an Verfassern, die die minimalinvasive Methode über die Länge des Hautschnitts definieren und mit 10 cm die Grenze zwischen minimalinvasiver und konventioneller Operationstechnik ziehen. Ein wenig anders beschreiben Jerosch und Heisel (2009), dass je nach Methode und dicke der Weichteile über dem Hüftgelenk, der Hautschnitt eine Länge von 8-12cm (minimalinvasiv) oder von 15-30 cm (konventioneller Eingriff) misst.

Betreffend den Outcome nach Implantation eines künstlichen Hüftgelenks, erreichen PatientInnen, die mittels minimalinvasiver Technik operiert wurden, rascher eine bessere Hüftmuskelfraft, ein höheres Gehtempo und bessere Funktionsscores. Erst nach einem Jahr werden die Ergebnisse der beiden Operationsvarianten vergleichbar. Der Hauptbenefit liegt in der schnelleren Erholungszeit (Lin et al., 2007).

4.3 Prothesentypen- und Verankerungsmöglichkeiten

Die Materialien für Endoprothesen sind heutzutage schon gut ausgetestet und bieten langfristig zuverlässige Ergebnisse. Die Typen und Varianten der künstlichen Gelenke sind nahezu unüberschaubar geworden (Jerosch u. Heisel, 2001). Sie bestehen aus hochwertigen Legierungen, Titan, Keramik und Polyäthylen (vgl. Hinkelmann et al., 2003, S.11, Diemer u. Sutor, 2011).

Eine Hüftgelenkprothese besteht generell aus einer im Becken eingebrachten Hüftgelenkpfanne, einem im Oberschenkel eingebauten Hüftgelenksschaft und einem auf den Schaft gesetzten Kugelkopf, der sich in der Pfanne bewegen kann. Zur Darstellung einer Hüftgelenksendoprothese siehe die Abbildungen 2 und 3.

Ob die Implantatverankerung zementiert, hybrid oder zementfrei erfolgt, wird primär am biologischen Alter sowie an der Knochenqualität festgemacht. Somit wird für jüngere PatientInnen (<65 Jahre) nach Möglichkeit zementfrei implantiert, da diese Systeme bessere Langzeitergebnisse erwarten lassen. Frauen mit latenter oder manifester Osteoporose können davon ausgenommen sein. Die Wahrscheinlichkeit, dass eine

Prothese zementiert werden muss, steigt mit dem Alter, der Knochenstruktur sowie der allgemeinen Mobilität (vgl. Jerosch u. Heisel, 2009, S.96f).

Der Vorteil der zementierten Prothese liegt darin, dass diese direkt nach der Operation fest verankert ist und der Patient somit ab dem 1. postoperativen Tag voll belasten darf (Hinkelman et al., 2003, S.11).

Die modernen Prothesensysteme bieten durch vielfältige Kombinationsmöglichkeiten individuelle Prothesenlösungen (Hinkelman et al., 2003).

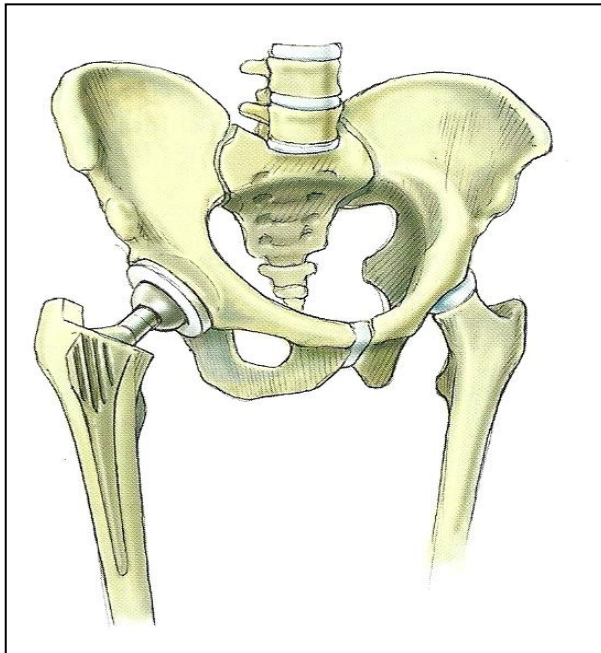


Abbildung 2: Hüfttotalendoprothese

(Imhoff et al., 2010, S.109, genehmigt durch den Springer Verlag am 5.7.2012)

In Tabelle 2 finden sich die alterstypischen Verankerungsmethoden sowie das verwendete Material für die Hüftendoprothetik wieder.

Gute Knochenqualität				
Alter	Unter 65	65-79	65-79	Über 80
Geschlecht	m + w	m + w	w	m + w
Schaft	zementfrei	zementfrei	zementiert (Hightech)	zementiert (Standard)
Kopf	Keramik. Metall, Oxinium	Metall	Metall	Metall
Pfanne	zementfrei	zementfrei	zementfrei	zementiert
Schlechte Knochenqualität				
Alter	Unter 65	65-79	65-79	Über 80
Geschlecht	m + w	m + w	m + w	m + w
Schaft	zementiert (Hightech)	zementiert (Hightech)	zementiert (Standard)	zementiert (Standard)
Kopf	Keramik. Metall, Oxinium	Metall	Metall	Metall
Pfanne	zementfrei	zementfrei	zementfrei	zementiert

Tabelle 2: Alterstypische Implantatwahl bei der Hüftendoprothetik (vgl. Jerosch u. Heisel, 2009, S.97)

4.4 Veränderungen durch die Hüft- TEP Operation

Der operative Eingriff des Hüftgelenkersatzes resultiert in einer Schmerzerleichterung sowie einer funktionellen Wiederherstellung und einer grundlegenden Verbesserung betreffend der Lebensqualität (Di Monaco, 2009). Letztere wird in der Literatur vielfach in Zusammenhang mit zu erwartenden Veränderungen durch den Gelenkersatz erwähnt (Ethgen et al. 2004, Häkkinen et al. 2010, Salmon et al. 2001).

Cichy et al. (2008) bezeichnen als ideales Outcome nach Hüftgelenkersatz den Status der Schmerzfreiheit (Jones et al. 2000, Salmon et al. 2001) sowie die Wiedererlangung des normalen Bewegungsumfangs. Zusätzlich zur Schmerzfreiheit und zur Verbesserung der Lebensqualität profitieren die Hüft-TEP PatientInnen durch eine gesteigerte Funktionalität des Gelenks (Jones et al., 2000, Salmon et al., 2001) sowie eine gehobene Stimmung und eine subjektiv bessere Gesundheit (Salmon et al., 2001).

4.4.1 Auffälligkeiten an Bewegungsabläufen

Hüftoperierte PatientInnen tendieren dazu, vorrangig das nicht operierte Bein zu belasten. Am deutlichsten wird dies beim Sitz zum Stand Manöver (20% Unterschied zwischen der Belastung beider Beine). Der Belastungsunterschied während des Gehens in der Stand- sowie der Schwungbeinphase beträgt dagegen nicht mehr als 10% (Talis et al., 2008).

Das Fortbestehen eines reduzierten Gehtempos sowie von Gangbildauffälligkeiten auch noch ein Jahr nach Hüft-TEP Operation ist assoziiert mit einer Schwäche der Hüftextensoren sowie dem reduzierten ROM (Range of Motion) bezüglich der Hüftextension als auch mit einem Defizit der Hüft- Abduktoren (Perron et al., 2000). Laut Miki et al. (2004) bleibt eine Asymmetrie des Hüftbewegungsumfangs bis 12 Monate nach Gelenkersatz bei freiem Gang bestehen, obwohl die Hüft- TEP Operation die Asymmetrie normalisiert.

Im Anschluss an die Gelenkersatzoperation ist die Gehfähigkeit deutlich erhöht, während Kraftdefizite noch vorhanden sind (Borja et al., 1985).

Langfristige Defizite betreffen auch laut DiMonaco et al. (2009) eine reduzierte Muskelkraft, die posturale Stabilität und die Beweglichkeit. Nantel et al. (2008) belegen, dass die primäre Hüft- TEP zu einer besseren funktionellen Kapazität führt. Allerdings bleibt eine generelle Abduktorenschwäche als auch eine größere COP- Verlagerung (Center of Pressure) als bei Gesunden. Ein Knackpunkt der PatientInnen mit Hüft- TEP gegenüber gleichaltrigen Gesunden liegt in einer vergrößerten COP- Verlagerung in medio- lateraler Richtung (Nantel et al., 2008).

Nach der Operation ist es daher wichtig, das richtige Gefühl für Symmetrie und Körpermitte wieder zu erlernen. Die Koordination ist nach der Operation beeinträchtigt (Hinkelmann et al., 2007).

Weiters ist bekannt, dass anfänglich eingelenkige Osteoarthritis einhergeht mit der Entwicklung sekundärer Arthritis des zweiten Hüftgelenks sowie der Kniegelenke. Menschen mit primärer Osteoarthritis bekommen eher einen weiteren Gelenkersatz im kontralateralen Bein, da Fehlbelastung über lange Zeit ein Faktor sein kann, der die Entwicklung einer Osteoarthrose der Gelenke des nicht betroffenen Beins nach einseitigem Hüftgelenkersatz bedingt (White et al., 2005).

5 Rehabilitation nach Hüftgelenkersatz

Die Weltgesundheitsorganisation (WHO) definiert Rehabilitation als koordinierten Einsatz medizinischer, sozialer, beruflicher, pädagogischer und technischer Maßnahmen, unter Einbezug des sozialen und physikalischen Umfeldes zur Funktionsverbesserung, größtmöglichen Eigenaktivität und unabhängigen Partizipation in allen Lebensbereichen, um den Betroffenen in seiner Lebensgestaltung so frei wie möglich zu machen (WHO 2001). Ähnlich definiert auch der Hauptverband der Österreichischen Sozialversicherung die Rehabilitation als „Summe aller Maßnahmen zur umfassenden Wiederherstellung der körperlichen, geistigen, beruflichen, wirtschaftlichen und sozialen Leistungsfähigkeit“ (Österreichische Sozialversicherung).

Das generelle Rehabilitationsziel besteht darin, PatientInnen wieder in die Lage zu versetzen, ein möglichst selbständiges Leben führen zu können, einen Beruf oder eine Ausbildung fortzusetzen bzw. behinderungsbedingte Pensionierungen und Pflegebedürftigkeiten zu verhindern oder zumindest hinauszuzögern. Optimalerweise schließt die medizinische Rehabilitation an die akutmedizinische Versorgung an (vgl. Rehakompass.oebig.at).

Für die stationäre Rehabilitation stehen (ohne Unterscheidung der Fachgebiete) in Österreich über 50 Sonderkrankenanstalten zur Verfügung

5.1 Die Phasen der Nachbehandlung

Die Phase der Nachbehandlung im Anschluss an einen Hüftgelenkersatz durch eine Standard- Totalendoprothese lässt sich in 4 Abschnitte unterteilen:

Phase	Merkmale	Zeitabstand zur Operation
I	Postoperative Akutphase	ab dem 1.postoperativen Tag
II	Schrittweise Erweiterung des	1.-6. postoperative Woche
III	Bewegungsausmaßes und Belastungsaufbau (Progression)	Ab der 7.Woche postoperativ
IV	Bewegungsausmaß und Belastung freigegeben	Ca. 3 Monate postoperativ

Tabelle 3: Die Phasen der Nachbehandlung

(vgl. Imhoff et al., 2010, Deckblatt und S.109)

„Das Hauptziel der ersten Behandlungswochen nach Hüftgelenkersatz ist ein qualitativ gutes Gangbild (mit oder ohne Hilfsmittel) und gute Kontrolle der Beinachse. PatientInnen sollten alle stabilisierenden Muskeln aktivieren können.“
(Diemer u. Sutor, 2011, S. 254)

Normalerweise finden Rehabilitationsmaßnahmen in den ersten 6 Monaten nach Hüft-TEP Operation statt (Sicard- Rosenbaum et al., 2002). Die Rehabilitation an sich beginnt nach abgeschlossener Wundheilung und Nahtentfernung. Im Rahmen dieser sollte neben Gangschulung, Reduktion der Lymphschwellung, muskuläre Lockerung, Schmerzlinderung und der Handhabe von Hilfsmitteln vor allem richtige Verhaltensweisen mit dem künstlichen Hüftgelenk erlernt werden (vgl. Schönle et al., 2008).

Die vorgeschriebenen Bewegungsverbote, die je nach Literatur um die 3 Monate einzuhalten sind, begründen sich daraus, dass die Gelenkscapsel nach der Operation noch in etwa 10-12 Wochen benötigt, bis sich ein belastbares Kapselersatzgewebe gebildet hat und damit ein Herausgleiten des Gelenkkopfes aus der Pfanne verhindert wird (Imhoff et al., 2010, Schönle et al., 2008).

5.1.1 Bewegungsverbote

Folgende Bewegungsverbote gelten nach endoprothetischem Hüftgelenkersatz

(vgl. Imhoff et al., 2010, S.116 u. S.121, vgl. Schönle et al., 2008, S.42ff):

- Die Flexion im Hüftgelenk darf maximal 90° betragen (Bsp.: kein tiefes Sitzen)
- Adduzieren des operierten Beins maximal bis zur Körpermitte für mindestens 6 Monate (Bsp.: kein Überschlagen der Beine)
- Vermeiden von Außenrotation des Beins für mindestens 6 Monate
- Kein Heben des extendierten Beins für die ersten 3 Monate post OP
- Keine Hüftflexion in Kombination mit Adduktion
- Vermeiden langer Hebel (das Bein in Rückenlage nur gewinkelt anheben)

Bezüglich Belastbarkeit des operierten Hüftgelenks gilt für nicht zementierte Prothesen Teilbelastung für mindestens 6 Wochen. Bei zementierten Prothesen könnte theoretisch, von der Verankerung der Prothese ausgehend, sofort volle Belastbarkeit gelten. Aufgrund der Muskel- und Fasciennähte wird aber auch hier eine Teilbelastung in den ersten 6 postoperativen Wochen empfohlen (vgl. Wirtz et al., 1998, S.315).

Nach etwa 6-7 Wochen nach (primärem) künstlichem Hüftgelenkersatz sollte der Patient in der Lage sein, das Gelenk weitgehend schmerzfrei voll zu belasten (Heisel 2009, S.1228).

Die Therapieinhalte für die Rehabilitationsphasen differieren je nach Land und Institution.

5.1.2 Nachbehandlung Phase I

Nachdem ab dem 2.Tag die Drainageschläuche entfernt werden, wird mit Unterstützung durch einen Physiotherapeuten das erste Mal aufgestanden sowie eventuell die ersten Gehübungen durchgeführt. Das Ausmaß der Belastung richtet sich dabei genau nach den Anweisungen, die der Operateur gegeben hat (Hinkelmann et al., 2003).

5.1.2.1 Ziele der Phase I (nach ICF)

Ebene der Körperfunktion/ Körperstruktur (vgl. Imhoff 2010, S.116):

- Schmerzreduktion
- Resorptionsförderung
- Gelenkbeweglichkeit erhöhen
- Vermeidung von Funktions- und Strukturschäden
- Regulierung beeinträchtigter neuromuskulärer und vegetativer Funktionen
- Förderung sensomotorischer Funktionen
- Steigerung der dynamischen Gelenkstabilität

Ebene der Aktivität/ Teilhabe (vgl. Imhoff 2010, S.116):

- Erlernen operationsgerechter Lage- und Positionswechsel
- Schulung auf Hilfsmittelhandhabung unter Einhaltung der Belastungsvorgaben
- Selbständigkeit in den ADLs
- Erlernen eines Heimtrainingsprogramms

5.1.3 Nachbehandlung Phase II

Ab den folgenden Tagen bis zu zwei Wochen werden alle Alltagsbewegungen erarbeitet, um wieder volle Selbständigkeit zu erlangen. (Hinkelmann et al., 2003).

5.1.3.1 Ziele der Phase II (nach ICF)

Ebene der Körperfunktion/ Körperstruktur (vgl. Imhoff 2010, S.121):

Zusätzlich zu den Punkten aus Phase I, an denen weiterhin gearbeitet wird, folgen die

- Verbesserung der Muskelkraft und die
- Wiederherstellung eines physiologischen Gangbildes

Ebene der Aktivität/ Teilhabe (vgl. Imhoff 2010, S.121):

- Erarbeitung der dynamischen Stabilität beim Gehen unter Einhaltung der Belastungsvorgaben
- Steigerung der Stützfunktion, Rumpf- und Beckenstabilität in der Fortbewegung
- Selbständigkeit in den ADLs
- Ausnützen der Bewegungs- und Belastungsgrenzen
- Erlernen eines Heimtrainingsprogramms

5.1.4 Nachbehandlung Phase III

Spätestens in dieser Phase sollten die Unterarmgehstützen abgebaut werden.

Als Voraussetzung dafür darf keinerlei Insuffizienzhinken (Duchenne- oder Trendelenburg- Hinken) sichtbar ist (Hinkelmann et al., 2003).

Ein muskuläres Krafttraining (MTT) sollte in der Dosis von 2-3 mal/ Woche bis zum Ende des 3.postoperativen Monates erfolgen. Unterstützungsfreies Gehen ist normalerweise nach 10-12 Wochen möglich (Imhoff, 2010).

5.1.4.1 Ziele der Phase III (nach ICF)

Ebene der Körperfunktion/ Körperstruktur (vgl. Imhoff 2010, S.129):

- Gelenkbeweglichkeit erhöhen
- Optimierung von Rumpf- und Beckenstabilität
- Wiederherstellung der Muskelkraft
- Steigerung der dynamischen Gelenkstabilität
- Optimierung sensomotorischer Funktionen
- Optimierung eines koordinierten Bewegungsablaufes in der Fortbewegung entlang der kinematischen Kette
- Optimierung der Gleitfähigkeit neuraler Strukturen

Ebene der Aktivität/ Teilhabe (vgl. Imhoff et al., 2010, S.129):

Erarbeitung einer physiologischen Haltung und ökonomischer Bewegungsabläufe im Alltag, im Beruf und im Sport

- Beruflicher Wiedereinstieg
- Soziale Reintegration

Imhoff et al. (2010) empfehlen für diese Phase für den Bereich der MTT Elemente aus allen Bereichen der motorischen Grundeigenschaften.

5.1.5 Nachbehandlungsphase IV

5.1.5.1 Ziele der Phase IV

Das Grundziel dieser letzten Phase ist die Sportfähigkeit des PatientInnen zu erlangen (Imhoff et al., 2010).

6 Training der Hauptbeanspruchungsformen nach Hüftgelenkersatz

Mit Ausnahme der Schnelligkeit gehören alle 4 Hauptbeanspruchungsformen in der Therapie berücksichtigt, zumal viele der HüftpatientInnen bereits fortgeschrittenen Alters sind (in dieser Studie beträgt das Durchschnittsalter der PatientInnen 67,1 Jahre) und diese somit keine wesentliche Rolle spielt, sondern lediglich Risiken birgt.

Im folgenden Abschnitt werden die 4 Hauptbeanspruchungsformen Kraft, Ausdauer, Koordination und Flexibilität in dem Rahmen behandelt, wie es für die vorliegende Arbeit sinnvoll erscheint.

6.1 Kraft

6.1.1 Definitionen

„Als Kraft wird eine Grundeigenschaft eines Menschen bezeichnet, mit deren Hilfe er eine Masse bewegt bzw. hält.“

(Jerosch u. Heisel, 2009, S.60)

„Ein Muskel entwickelt Kraft durch Spannung. Die Haupterscheinungsformen der Kraft beim Menschen sind statische und dynamische Kraft.“

(Hollmann u. Hettinger, 2000, S.158)

Je nach Arbeitsweise der Muskulatur unterscheidet man (vgl. Wonisch et al. 2012):

- Konzentrische Beanspruchung ist eine überwindende Kraft, die mit einer Verkürzung der Muskellänge einhergeht.
- Exzentrische Beanspruchung ist eine nachgebende Kraft als Bremskraft im Zuge einer Muskelverlängerung
- Isometrische Beanspruchung entspricht einer Haltekraft mit konstanter Muskellänge
- Maximalkraft ist die höchstmögliche Kraft, die das Nerv- Muskelsystem bei maximal willkürlicher Kontraktion auszuüben vermag, wobei diese abhängig ist vom Muskelquerschnitt und von der inter- und intramuskulären Koordination.
- Kraftausdauer ist die Fähigkeit eine Kraftleistung mit einem bestimmten Gewicht und einer fixen Bewegungsfrequenz möglichst oft zu wiederholen.

Laut Hollmann u. Hettinger (2000) empfiehlt sich eine Vereinheitlichung dieser Begriffsvielfalt auf statische und dynamische Kraft, da diese beiden Begriffe ausreichend die Unterschiede der muskulären Arbeitsweise repräsentieren. Für die vorliegende Arbeit ist weiters lediglich die dynamische Kraft von Relevanz, da die durchgeführten Krafttests mit dynamischer Muskelbeanspruchung durchgeführt wurden.

Die Muskelkraft kann theoretisch auf fünf Wegen durch Training gesteigert werden:

- Über eine verbesserte intermuskuläre Koordination

- Über eine verbesserte intramuskuläre Koordination
- Über Hypertrophie
- Über Hyperplasie
- Über mechanische Faktoren

(vgl. Hollmann u. Hettinger, 2000, S. 190)

6.1.2 Krafttraining in der orthopädischen Rehabilitation

Im Vordergrund eines rehabilitativen Krafttrainings steht statt dem Erreichen einer möglichst hohen Muskelkraft, die möglichst ungehinderte Ausführung von Alltagsaktivitäten (Froböse u. Fiehn, 2003). Für das Krafttraining im Rahmen einer orthopädischen Rehabilitation kommt als Trainingmethode die Kraftausdauerermethode zum Einsatz. Gegenüber fitten, gesunden Personen sollen PatientInnen mit geringerer Intensität trainieren, jedoch auch nach denselben wissenschaftlich fundierten Gesichtspunkten. Die Intensitätssteigerung muss langsam voran gehen (Gustavsen u. Streeck, 1997)

Kriterien für ein optimales Training

„Der Umfang beträgt 3 Sätze zu je 15- 30 Wiederholungen, wobei die Pausenlänge zwischen den einzelnen Sätzen 1-2 Minuten betragen sollte. Das Ausführungstempo sollte langsam bis zügig sein mit einer Intensitätsvorgabe von 30-50 Prozent der Maximalkraft. Diese wird, sofern kardial und orthopädisch möglich, über den Einwiederholungsmaximum- Test durch Ermittlung des Gewichts, welches gerade noch einmal bewältigt werden kann, definiert (Gustavsen u. Streeck, 1997).

6.1.3 Kraft in Abhängigkeit von Lebensalter und Geschlecht:

Zusätzlich zum Gelenkersatz und dem damit verbundenen Kraftverlust, spielen auch das Alter sowie das Geschlecht eine beeinflussende Rolle.

„Im Mittel aller Muskelgruppen kann man etwa damit rechnen, daß die Kraft der Frau rund 70% der des Mannes beträgt.“

(Hollmann u. Hettinger, 2000, S.175)

Die Kraftentwicklung nimmt ab dem 20.-30.Lebensjahr ohne Training kontinuierlich ab. Bis zum 50.Lebensjahr kann die statische Muskelkraft besonders durch dynamische Trainingsformen gebremst werden. Bis zum 70. Lebensjahr kommt es zum Verlust der ursprünglichen Muskelmasse um 30-40%. (Seguin R. u Nelson M.E., 2003, Jerosch u. Heisel, 2009). Porter et al. (1995) und Doherty et al. (1993) geben an, dass im Durchschnitt erst nach dem 60.Lebensjahr signifikante Veränderungen der Muskelkraft auftreten.

„Man kann [...]davon ausgehen, dass jenseits des 30.Lebensjahrs pro Lebensdekade etwa 6% der Muskelfasern absterben.[...] Gleichzeitig ist eine Hypertrophie der Muskelfasern zu beobachten.
(Hollmann u. Hettinger, 2000, S.176f)

6.1.4 Krafttraining nach Hüftgelenkersatz

In Bezug auf die Therapie nach Gelenkersatz steht, aufgrund einer schonungs- und schädigungsbedingten Muskelatrophie, die intra- und intermuskuläre Koordination im Vordergrund. Während in der ersten postoperativen Phase zur Sicherstellung der Gelenkstabilität der Schwerpunkt beim Krafttraining bei statischen Anspannungsübungen liegt, kann nach erfolgter ärztlicher Freigabe, dynamisch, aber vorerst achsengerecht, gearbeitet werden (Jerosch u. Heisel, 2009). Durch intermuskuläre Koordination können bereits wenige Stunden nach dem Training Verbesserungen festgestellt werden. Bei der intramuskulären Koordination nach Stunden bis Tagen (Hollmann u. Hettinger, 2000).

Die Intensivierung der Übungen erfolgt grundsätzlich über den Hebelarm und die Stärke des Widerstandes (Jerosch u. Heisel, 2009) (nicht erwähnt als Steigerungspotential ist der Trainingsumfang, der hier meines Erachtens ergänzt werden sollte).

Grundvoraussetzung für das Training ist das Einhalten der ärztlichen Vorgaben zu Bewegungsausmaß und Achsen (Bewegungsverbote aus Kapitel 4.1.1.), keine Kraftübungen in extremen Gelenkstellungen, kein extremes statisches Krafttraining, um hämodynamische Störungen zu vermeiden sowie keine Maximalkraftübungen mit Fremdbelastungen aufgrund hohen Verletzungsrisikos von Bändern, Muskeln und Sehnen. (vgl. Jerosch u. Heisel, 2009, S.60ff)

Wonisch et al. (2012) betonen den Zusammenhang zwischen Kraft und Gleichgewicht, indem ein Krafttraining laut dem Autor in einer verbesserten Koordination Gleichgewichtsfähigkeit resultiert, was wiederum eine erhöhte Bewegungssicherheit, eine reduzierte Sturzgefahr und weniger Knochenbrüche bedeutet.

(Wonisch et al. 2012, zit.n. Dela F. u. Kjaer M., 2006, Williams M.A. et al., 2007)

Schlussendlich ist festzuhalten, dass Krafttraining eindeutige Auswirkungen auf die Lebensqualität von PatientInnen hat (Braith u. Stewart, 2006).

6.1.5 Krafttraining in der sportwissenschaftlichen Trainingstherapie der Klinik Pirawarth

Unter Berücksichtigung möglicher Kontraindikationen erfolgt im Rahmen eines sportwissenschaftlichen Befundgesprächs die Zuweisung zum Krafttraining.

Im Rahmen dieser Therapieeinheiten (Dauer 25 Minuten) erfolgt das Training, sofern keine Schmerzsituation dagegen spricht, mit 50% der Maximalkraft der jeweiligen Muskelgruppe.

6.2 Ausdauer

Unter allgemeiner Ausdauer versteht man die Ausdauerleistungsfähigkeit unter Einsatz von mehr als 1/7-1/6 der gesamten Skelettmuskulatur, wobei man zwischen aerober und anaerober Ausdauer, jeweils mit weiteren Untergruppen, unterscheidet (Vgl. Hollmann u. Hettinger, 2000, S.292)

„Ausdauer ist eine konditionelle Grundeigenschaft und stellt die Widerstandsfähigkeit gegenüber Ermüdung sowie die Befähigung zu schneller Erholung dar.“
(Jerosch u. Heisel, 2009, S.63)

Auch im Alter ist die Trainierbarkeit der Ausdauer sehr gut. Nahezu alle kardiopulmonalen Parameter lassen sich durch Training verbessern. (Jerosch u. Heisel, 2009, S.63)

Kennzeichnend für Ausdauerbelastungen sind gleichmäßig wiederholte, rhythmisierende Bewegungen wie z.B. beim Radfahren oder Walken.

6.3 Koordination

„Koordination beinhaltet das muskuläre Zusammenwirken und ist somit Grundlage aller Bewegungsabläufe.“
(Jerosch u. Heisel, 2009, S.62)

„Unter Bewegungskoordination versteht man die Fähigkeit des Menschen, Einzelbewegungen oder komplexe Bewegungsvollzüge, die entsprechend sensorisch vermittelter äußerer Vorgaben oder Ziele zustande kommen, zeitlich, räumlich und kraftmäßig optimal zu steuern und zu regulieren.
(Mechling 1983, S.68 – in Lit. liste aus Artikel Wydra, Bös...)

Man unterscheidet die zentrale und periphere Koordination, die inter- und intramuskuläre Koordination und die Gesamtkörper- Extremitätenkoordination.

Im Gesundheitssport wird laut Wydra (1993) neben den motorischen Fähigkeiten Kraft, Beweglichkeit und Ausdauer die koordinativen Fähigkeiten oft vernachlässigt! Allerdings ist für die Alltagsmotorik die Gleichgewichtsfähigkeit als ein Aspekt der koordinativen Eigenschaften von besonderer Bedeutung, da das Fehlen derselben die Mobilität eines Menschen entscheidend einschränkt.

Die Gleichgewichtsfähigkeit ist eine spezielle koordinative Fähigkeit. Sie basiert hauptsächlich auf Informationsverarbeitung (Wydra, 1993).

6.4 Gleichgewicht

Da das Gleichgewicht, als eine der koordinativen Fähigkeiten, für diese Arbeit von besonderer Bedeutung ist, wird es deshalb genauer erörtert.

Unter Gleichgewichtsfähigkeit verstehen Meinel u. Schnabel (1987, vgl. S.253) die Fähigkeit, den gesamten Körper im Gleichgewichtszustand zu halten oder während und nach umfangreichen Körperverschiebungen diesen Zustand beizubehalten beziehungsweise wiederherzustellen.

In der Literatur findet man zumeist eine Aufteilung des Begriff Gleichgewichts in statisches und dynamisches Gleichgewicht. Weiters existiert die Begrifflichkeit des Objektgleichgewichts, welches für die vorliegende Arbeit allerdings keine Rolle spielt, hier aber zwecks Vollständigkeit erwähnt ist.

6.4.1 Statisches Gleichgewicht

Befindet sich eine Person in statischem Gleichgewicht, so ist sie dabei, ruhig zu stehen.

Das statische Gleichgewicht kann als „the ability to maintain the center of gravity within a base of support in a quiet upright position during standing or sitting.“ (Yim-Chiplis u. Talbot 2000, S.322) bezeichnet werden. Nachdem es in Wahrheit aber kein wirklich statisches Stehen gibt, da ständig zumindest minimale Körperschwankungen ablaufen, wird dieser Gleichgewichtszustand auch als quasistatisch bezeichnet (Fetz, 1994, S.3),

6.4.2 Dynamisches Gleichgewicht

Diese Form des Gleichgewichts bezeichnet den Erhalt und die Wiederherstellung des Körpergleichgewichts bei Bewegungen mit Ortsveränderung (Hirtz et al., 2000).

Die dynamische Gleichgewichtsfähigkeit ist gefordert, wenn das COG (Center of Gravity) außerhalb der Unterstützungsfläche liegt bzw. wenn beide, COG und Unterstützungsfläche in Bewegung sind (Woollacott u. Tang, 1997). Das alltäglichste Beispiel hierfür ist das Gehen.

6.4.3 Objektgleichgewicht

Beim Objektgleichgewicht geht es darum, einen Gegenstand, der von einem Körperteil balanciert wird, im Gleichgewicht zu halten. (Tholey, 1984, S.13)

6.4.4 Organisation des sensomotorischen Gleichgewichts

6.4.4.1 Sensorische Komponenten

Die Körperhaltung des Menschen stellt physikalisch gesehen eine äußerst labile Gleichgewichtslage dar, da der Unterstützungspunkt weit unterhalb des Körperschwerpunktes liegt. Zur Aufrechterhaltung der normalen Haltung im Stehen bzw. in der Bewegung ist ständig Muskelarbeit notwendig, die über das ZNS koordiniert werden muss (Gabel, 1984). Sensorische wie motorische Komponenten spielen eine wichtige Rolle für die Aufrechterhaltung des Gleichgewichts (Meinel u. Schnabel, 1998)

Die wichtigsten Analysatoren für die Erhaltung des Gleichgewichts sind die sensorischen Komponenten (Gabel, 1984):

- der optische Analysator
- der vestibuläre Analysator
- der kinästhetische Analysator
- der taktile Analysator.“

Diese sind Teilsysteme der Sensorik, die

„Informationen auf der Grundlage von Signalen jeweils ganz bestimmter Modalitäten (...) empfangen, umkodieren, weiterleiten und aufbereitend verarbeiten.“
(Meinel u. Schnabel, 1998, S.48)

Sofern eines der Systeme beeinträchtigt wird, kann es durch verstärkten Einsatz der anderen Systeme zumindest teilweise kompensiert werden (Di Fabio u. Badke, 1991).

6.4.4.2 Der vestibuläre Analysator

Der Innenohrkomplex wird durch ein knöchernes Labyrinth (Labyrinthus osseus) und ein häutiges Labyrinth (Labyrinthus membranaceus), welche durch den Perilymphraum getrennt sind, gebildet. Es wird zwischen vorderem (akustische Sensibilität) und hinterem (Vestibularapparat) Labyrinth unterschieden.

Der Vestibularapparat besteht aus den beiden Statolithenorganen (maculae staticae) Utrikulus und Sakkulus, welche auf Schwerkraftstimuli ausgerichtet sind (Reaktion über Härchen der Sinnesepithelien auf Translations- und Gravitationsbeschleunigung). Weiters besteht er aus der Crista ampullaris (semizirkuläre Kanäle), welche auf Rotationen und Drehbeschleunigung spezialisiert ist (vgl. Bizzini, 2000, S. 38, Lenarz, 1996).

„Die Bewegung (Strömung) der Endolymphe wird durch spezielle Wimpernzellen registriert, sodass die Stellung sowie die lineare und die Drehbeschleunigung des Kopfes präzise festgestellt werden können. Es handelt sich um Propriozeptoren (...).
(Bizzini, 2000, S.38)

Die Informationsweiterleitung erfolgt über die afferenten Bahnen des N. vestibularis. Diese Informationen werden mit denen der Nackenrezeptoren moduliert, um die erste Analyse der Körperstellung im Raum zu erhalten (primitives Gleichgewicht).

(vgl. Bizzini, 2000, S.38)

6.4.4.3 Der kinästhetische Analysator

Dieser wird auch bewegungsempfindender Analysator bezeichnet (Meinel u. Schnabel, 1998). Die dazugehörigen Rezeptoren nennt man Propriozeptoren. Diese finden sich in allen Muskeln, Sehnen und Gelenken und sind dafür verantwortlich, Ausmaß und Geschwindigkeit der Längenveränderungen der Muskeln, Muskelspannungsänderungen und Ausmaß der Geschwindigkeit der Gelenkbewegungen zu registrieren (Hirtz et al., 2000).

Die Einteilung erfolgt in Haut-, Muskel- und Gelenksrezeptoren, wobei jede Gruppe wieder Untertypen aufweist. Die Gelenkrezeptoren bestehen aus Ruffini- Körperchen, Vater-Pacini-Lamellenkörperchen, den Golgi- Sehnenorganen und freien Nervenendigungen (Bizzini, 2000).

Von besonderer Bedeutung für die Gleichgewichtsfähigkeit sind die Rezeptoren der Fußmuskulatur und der Fußgelenke sowie der Halsregion (Gabel, 1984)

6.4.4.4 Der taktile Analysator

Auf taktilem Wege gewinnt der Körper, über Rezeptoren, die mechanische Reize aufnehmen können, Informationen über Form und Oberfläche berührter Gegenstände, wobei diese Mechanorezeptoren besonders häufig an Hand- und Fußflächen zu finden sind. Die gewonnenen Informationen spielen unter anderem eine wesentliche Rolle bei der Auflösung der Körperstellreflexe und somit auch bei der Erhaltung des motorischen Gleichgewichts (Hirtz, 2000, Gabel, 1984).

6.4.4.5 Der visuelle Analysator

Unsere Augen sind, wie auch die Ohren, Exterorezeptoren mit propriozeptiven Fähigkeiten. Beim Sehen wird zwischen fokalem und Umweltsehen unterschieden, wobei das fokale Sehen auch als kognitives Sehen bezeichnet wird. Umweltsehen nennt man auch senso-motorisches Sehen, weil es Informationen für das motorische Verhalten liefert (Bizzini, 2000).

Die über die Augen gewonnenen Informationen bilden eine wichtige Einflussgröße für die Herstellung und Kontrolle des motorischen Gleichgewichts. Sie sammeln Informationen über Körperhaltung und deren Veränderung. Demzufolge spielen die visuellen Inputs sowohl für das statische als auch das dynamische Gleichgewicht eine Rolle (Bizzini, 2000 zit.n. Lee u. Lishman, 1975, Schmidt u. Lee, 1999), wobei die dynamische Gleichgewichtsregulation mehr von visuellen Reizen abhängt (Gabel, 1984).

6.4.5 *Motorische Komponenten*

Neben den sensorischen Komponenten spielen auch die motorischen eine wichtige Rolle für die Aufrechterhaltung von Gleichgewicht. Dies funktioniert über Feed- forward und Feed-back- Mechanismen, die gleichzeitig ablaufen können. Die Initiierung erfolgt in den kortikalen Arealen während für die Durchführung dem Kleinhirn eine wesentliche Rolle zukommt.

Feed- forward Mechanismen entsprechen vorausschauenden Haltungskorrekturen. Feed-back-Mechanismen sind posturale Reaktionen, die zum Teil auf neuronal programmierten Muskelsynergien laufen (Illert u. Kuhtz-Buschbeck, 2000, Olivier, 1997).

In ihrer Gesamtheit werden die posturalen Reaktionen auch als Reflexe bezeichnet, wie es in der Literatur meist zu lesen ist. Diese werden auf allen Stufen des Nervensystems organisiert, wobei die Kontrolle der Stützmotorik in erster Linie durch die motorischen Zentren des Hirnstammes erfolgen (Silbernagl, 1991).

6.4.5.1 Mechanische Modelle für die posturale Kontrolle im Stehen

Posturale Kontrolle/ Stabilisation:

„Postural equilibrium is the condition in which all the forces acting on the body are balanced such that the COM* is controlled relative to the base of support, either in a particular position or during movements.“
(Horak et al., 1997)

*COM...Center of Mass

Die Reaktionen der Beinmuskulatur im Stehen bringen den Körperschwerpunkt wieder in Richtung Vertikale und lassen den Körper dabei wie ein umgekehrtes Pendel wirken (Panzer, et al. 1995). Um den dynamischen Prozess der posturalen Kontrolle im Stehen nach anterior- posterior zu beschreiben, kann man sich zweier mechanischer Modelle bedienen, einer Sprunggelenk- und einer Hüftgelenkstrategie.

Die Sprunggelenkstrategie beginnt distal und setzt sich nach proximal fort. Die Bewegung im Fußgelenk geht mit einer Extension im Kniegelenk und einer leichten Flexion im Hüftgelenk einher während die Hüftgelenkstrategie durch eine starke Hüftflexion in Kombination mit einer Knie- und Sprunggelenksextension gekennzeichnet ist (Horak et al., 1997). Welche der beiden Strategien oder welche Kombination der beiden zum Einsatz kommt, ist nicht nur von biomechanischen Bedingungen abhängig sondern auch von den verfügbaren sensorischen Informationen aus der Peripherie. Die Durchführung der Sprunggelenkstrategie benötigt somatosensorische Informationen, die der Hüftgelenkstrategie vestibuläre (Horak et al., 1997).

Für den dynamischen Stabilisationsprozess nach medio- lateral sind vor allem die Hüftabduktoren- und adduktoren verantwortlich (Matjačić et al., 2001). Die wichtigsten Muskeln für die posturale Kontrolle in anterior- posterior Richtung sind der M. tibialis anterior, der M. gastrocnemius, die ischiocrurale Muskulatur sowie der M. quadriceps femoris. Für die medio- laterale posturale Kontrolle kommt den Hüftab- und adduktoren die Schlüsselrolle zu (Orr, 2010).

6.4.6 Propriozeption (Sensomotorik)

Für die physiologische Bedeutung der Propriozeption muss der Zusammenhang mit dem motorischen System gebracht werden. Für Motorik, als Gesamtheit der willkürlichen Muskelbewegungen, werden über afferente sensorische Nervenbahnen Informationen an das Zentralnervensystem geleitet. Nach Verarbeitung wird der Vollzug einer Bewegungshandlung über efferente Bahnen initiiert (vgl. Jerosch u. Heisel, 2009, S.38).

„Propriozeption ist das Ergebnis der Synthese der afferenten Signale von unterschiedlich lokalisierten Mechanorezeptoren. Sie setzt sich aus dem herkömmlichen Verständnis aus dem Stellungssinn, dem Bewegungssinn und dem Kraftsinn zusammen und steuert eine Wahrnehmung der Positionen (Lagesinn) und Bewegungen (Kinästhesie) von Gelenken und Gliedmaßen

sowie eine Abschätzung der notwendigen Muskelkraft (Kraftsinn) zur Einhaltung oder Änderung einer Gelenkposition.“
(Jerosch u. Heisel, 2009, S.43)

6.4.6.1 Propriozeptives/ Sensomotorisches Training

Sowohl durch traumatische Hüfterkrankungen als auch degenerative Prozesse des Hüftgelenks kommt es zu koordinativen Defiziten. (vgl. Jerosch u. Heisel, 2009)

Aus diesem Grund wird für die Rehabilitation ein intensives sensomotorisches (propriozeptives) Training empfohlen. Der Patient soll sich sicher im Alltag bewegen können, um bei jeglichen Veränderungen der Gegebenheiten nicht das Gleichgewicht zu verlieren und vor allem, um Stürze zu vermeiden.

Ein Grundziel ist das Erreichen einer erhöhten Gangsicherheit über den verbesserten Einbeinstand, Gehen auf varierten Unterstützungsflächen, Ballen- und Fersengang. Da die Koordination auch die Basis aller Bewegungsabläufe im Alltag darstellt, können Trainingsinhalte auch aus dem Alltag gegriffen sein. (vgl. Jerosch u. Heisel, 2009, S.62f)

Das sensomotorische Training zur Stabilisierung der Beinachse muss auch unter variablen Bedingungen sowie unter Belastung (Verwendung von labilen Unterlagen, Seilzügen etc.) durchgeführt werden.

Ein Augenmerk liegt auch im Training des Einbeinstands, welches ebenfalls unter erschwerten Bedingungen (labile Unterlagen, Tempowechsel, Schrittkombinationen, Lauf-ABC etc.) realisiert werden kann (Imhoff et al., 2010).

Folgende Ziele gelten für die Therapie (Froböse und Nellessen, 1998):

- Ökonomisierung von Bewegungsabläufen
- Verbesserung der motorischen Anpassungsfähigkeit bei nicht standardisierten Situationen
- Sturzprophylaxe durch verbesserte Reaktions- und Gleichgewichtsfähigkeit

6.4.7 Informationsweiterleitung und Verarbeitung im Zentralnervensystem

6.4.7.1 Informationsweiterleitung

Durch die Sensoren der verschiedenen Analysatoren werden Informationen aus der Umwelt aufgenommen. Ein dabei entstehendes Rezeptorpotential kann, ab einer Schwellenstärke, ein Aktionspotential auslösen. Je höher ein Rezeptorpotential ausfällt, desto öfter wird ein Aktionspotential ausgelöst und weitergeleitet. Die Leitungsgeschwindigkeit der Nervenfasern hängt von der Myelinisierung und dem Durchmesser der Nervenfasern ab (Silbernagl, 1991)

6.4.7.2 Verarbeitung im Zentralnervensystem

Im Zentralnervensystem sind mehrere neuronale Strukturen an der Verarbeitung und Regulation der gleichgewichtsspezifischen Informationen beteiligt. Es handelt sich um folgende neuronale Bereiche (Zilles u. Rehkämper, 1994, Illert u. Kuhtz-Buschbeck, 2000):

- Die Nuclei vestibularis
- Die Formatio reticularis
- Das Kleinhirn (Vestibulocerebellum, Spinocerebellum und Neocerebellum)
- Die Basalganglien
- Der Kortex
- Das Rückenmark

Eine nähere Erörterung erfolgt in dieser Arbeit nicht, um den inhaltlichen Rahmen nicht zu sprengen.

6.4.8 Gleichgewicht und Alter

Peripheres Spüren ist das bedeutendste Wahrnehmungssystem für eine aufrechte Haltung für alle Altersgruppen. Mit dem Alter ändern sich die visuellen und somatosensorischen Prozesse und die zu erwartende Zusammensetzung für das Beibehalten eines ruhigen Stands. Alter ist somit assoziiert mit einem Rückgang von Gleichgewichtsfähigkeit und einem damit verbundenen erhöhten Sturzrisikos (Benjuva et al., 2004). Das Sturzvorkommen steigt mit dem Alter proportional an, wobei ungefähr ein Drittel der über 65-jährigen pro Jahr stürzt, davon die Hälfte sogar mehrmals (Nikolaus, 2005).

Im Rahmen posturographischer Messungen wurde ein signifikanter Anstieg der Schwankungsfläche, der Schwankungslänge und der Durchschnittsgeschwindigkeit der Körperschwankungen erkannt. Ältere Menschen dürften eine Art Freezing- Mechanismus entwickeln, in dem Beine steifer werden. Somit wird vermehrt auf die Hüftstrategie gegriffen, da die Sprunggelenke zu steif sind (Benjuva et al., 2004, Perrin et al., 1997).

Da die Zeit für die Integration somatosensorischer Informationen im Alter zunimmt (Wolfson et al., 1992) werden die visuellen Informationen für die Aufrechterhaltung des Gleichgewichts umso wichtiger (Baloh et al., 1994). Auch aufgrund der mit dem Alter abnehmenden Nervenleitgeschwindigkeit (Perrin et al., 1997) kommt es zu einer verlängerten Reaktionszeit (Shumway-Cook u. Woollacott, 2000).

Howe et al. (2007) fassen in einer Recherche-Arbeit aus 34 Studien und dabei 2883 inkludierten Probanden zusammen, dass das Gleichgewicht bei alten Menschen durch gezielte Übungsprogramme signifikant gegenüber üblichen Aktivitäten verbesserbar ist. Diese Interventionseinheiten beinhalten Gehen, Gleichgewicht, Koordination, funktionelle Übungen, Muskelkräftigung als auch vielfältige Übungstypen. Über die Dauer der

Verbesserungen des Gleichgewichts gibt es kaum evidenzbasierte Aussagen, verlässliche Aussagen aufgrund methodischer Schwächen der meisten Studien sind schwer zu treffen.

6.4.9 Gleichgewicht und Kraft

Bei älteren Personen gegenüber jüngeren kommt es zu einer stärkeren Reduktion der muskulären Aktivität, weshalb ältere Personen ihr Gleichgewicht vermehrt kognitiv kontrollieren müssen (Rankin et al., 1997).

Personen, die über eine schlechte Gleichgewichtsfähigkeit verfügen, weisen auch signifikant weniger Kraft in der Unterschenkelmuskulatur auf (Lord et al., 1991, Wolfson et al., 1995, Daubney u. Culham, 1999). Die Oberschenkelmuskulatur dürfte dabei keine Rolle spielen, jedoch funktionell eingeschränkte Hüftextensoren und Sprunggelenkssupinatoren sind Sturzprädiktoren (Daubney u. Culham, 1999).

6.4.10 Weitere Gleichgewicht beeinflussende Faktoren

Neben den bereits erörterten Faktoren können für die Aufrechterhaltung des Gleichgewichts auch Angst, Aufmerksamkeit und diverse Arzneimittelgruppen eine Rolle spielen (Maki et al., 1994, Adkin et al., 2003, Shumway-Cook u. Woollacott, 2000, Renteln-Kruse, 1997).

6.5 Flexibilität

Diese bezeichnet das willkürliche Bewegungsausmaß eines oder mehrerer Gelenke und hängt von Gelenkstyp, Kapseln, Bänder, Muskeln, Sehnen, Nerven, Haut, Unterhaut und Bindegewebe ab. Unterschieden wird statische und dynamische Flexibilität. Ab dem 50. Lebensjahr kann es zum altersbedingten Elastizitätsverlust der Gewebe kommen.

Nach Hüftgelenkersatz findet sich die ersten postoperativen Wochen eine reduzierte Normflexion von 90-100° (Sommer, 2003, Jerosch u. Heisel, 2002, Torbati u. Schladitz, 2007). Auch die postoperative Hüftabduktion weicht von der Norm ab und beträgt 30-45° (Sommer, 2004).

7 Die Posturographie

Die Posturographie dient der Gleichgewichtsanalyse. Sie stellt ein Verfahren da, mittels welchem die Funktionsfähigkeit der Gleichgewichtsregulation unter Belastung der unteren Extremität ermittelt wird.

7.1 Was liefert die Posturographie für Werte?

Während der statischen Posturographie wird die posturale Kontrolle in ruhigem, ungestörtem Stand auf einer fixen Plattform erhoben [obwohl selbst der ungestörte Stand, aufgrund einerseits der Schwerkraft sowie andererseits körpereigener kleiner korrigierender Bewegungen, weit entfernt von einer statischen Situation ist (Visser et al., 2008)].

Die dynamische Posturographie bedient sich einer künstlich herbeigeführten Balance-Störung, in Form der gängigen Variante einer beweglichen Plattform auf der die Testpersonen stehen. Diese Plattformen erlaubt nur unidirektionale Bewegungen, welche für die vorliegende Studie in medio- laterale Richtung schwankte.

Alle Kräfte, die zwischen dem Fuß und dem Untergrund wirken ergeben den resultierenden Bodenreaktionskraftvektor und einen Drehmomentvektor. Das Center of Pressure (COP) ist der Angriffspunkt der Bodenreaktionskraft auf der Platte. Hier wirken alle kleinen Reaktionskräfte als eine Resultierende. (vgl.: <http://www.clinicalgaitanalysis.com/teach-in/forces.html>, Zugriff am 21.10.2012)

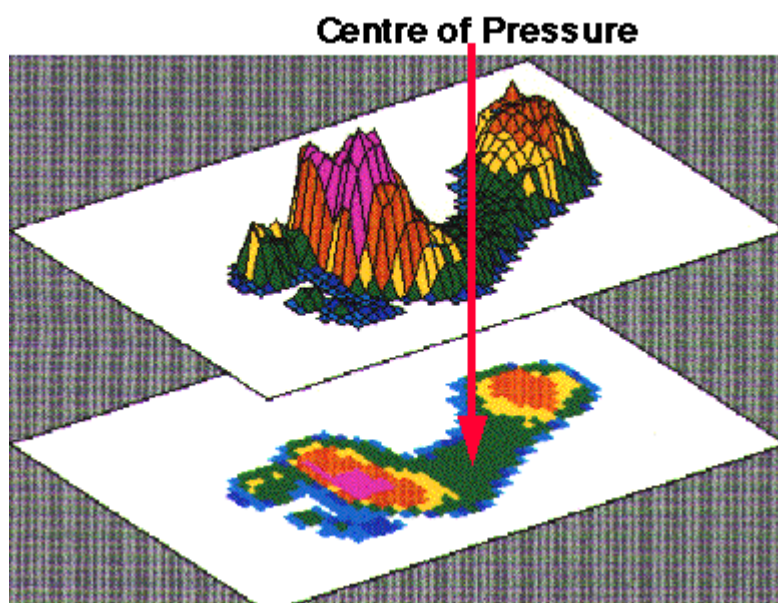


Abbildung 3: Darstellung des Center of Pressure

(<http://www.clinicalgaitanalysis.com/teach-in/forces.html>, Zugriff am 21.10.2012)

Die zeitabhängigen Messwerte beschreiben die Center of Pressure (COP)- Bewegungen, welche Informationen liefern über:

- Länge des gesamten Schwankungsweges des COP (mm)
- Länge des gesamten Schwankungsweges des COP (mm) nach anterior- posterior sowie medio- lateral
- Schwankungsfläche (mm^2), die vom COP umschrieben wird
- Richtungsdiagramm: Neigung in Hinblick auf die Vertikale, sowie in frontaler und sagittaler Ebene ($^\circ$); Berechnung erfolgt, indem ein 360° Kreis in acht Segmente für mögliche Schwankungsrichtungen unterteilt wird ; durch Aufsummieren der Vektoren der Körperunruhe in den einzelnen Kreissektoren ergibt sich eine Vorzugsrichtung der spontanen Körperschwankungen.

(vgl. Diener, Dichgans 1988)

Die in der Testphase erhobenen Parameter beschreiben einerseits den Weg, den das Center of Pressure (COP) innerhalb der Messzeit zurücklegt, andererseits die durch das COP umschriebene Fläche. Durch ein Abgleichen mit den Ausgangsdaten wird ein Richtungshistogramm berechnet (Maßeinheit: $^\circ$), aus dem man die Vorzugsrichtung der spontanen Körperschwankungen ablesen kann.

7.1.1 Aussagekraft der Messwerte

Laut Chaudry et al. (2008) ist es nicht klar, welcher der Parameter Fläche, Geschwindigkeit, Länge oder Frequenz bezüglich qualitativer Aussage über die Gleichgewichtsfähigkeit am effektivsten ist. Auf alle Fälle können COP Verschiebungen hergenommen werden, um verschiedenen Gruppen wie z.B. Alt/Jung, sturzgefährdet/ nicht sturzgefährdet zu vergleichen. Je größer die oben genannten Parameter ausfallen, desto instabiler dürfte das Gleichgewicht der betroffenen Testperson sein. Studien wie die von Piirtola und Era (2006) oder Benjuya und Kaplanski (2004) zeigen Zusammenhänge zwischen der Größe der medio- lateralen Amplitude und dem Sturzrisiko; allerdings ohne einer quantitativen Aussage über die Stärke der Korrelation. (vgl. Chaudry et al. S.2f, 2008)

Eine Studie von Bauer et al. (2009) untersuchte die Zuverlässigkeit der mittels statischer Posturographie auf einer Kraftmessplatte gewonnenen Parameter in Hinblick auf ältere Menschen. Hierbei werden die 6 Parameter Durchschnittsgeschwindigkeit des COP bei schmäler Standposition, Schwankungsfläche bei schmalem Stand, die Länge des Schwankungsweges bei normalem und schmalem Stand und der Neigungswinkel bei normalem bzw. engem Stand als äußerst zuverlässig bezüglich Aussage über die aktuelle Sturzgefährdung bezeichnet.

7.1.2 Das Statokinesiogramm

Dieses zeichnet die einander folgenden Positionen des COP in Bezug auf die Referenzachse (Nulllinie) auf, deren Ursprung im Schwerpunkt der Standfläche liegt (Beispiel in Abb. 6). Die aktuelle Position wird zeitgleich am Bild positionsgenau dargestellt.

7.1.3 Vertrauensellipse/ überschriebene Fläche (mm²)

Anhand 95% der Positionen des COP wird die Vertrauensellipse (in mm²) gezeichnet. Extremausreißer (5% der Daten) werden dabei eliminiert. Laut Hersteller der Fa. SATEL stellt die Ellipse einen der relevantesten Parameter da, um Fähigkeit zur statischen Balance zu quantifizieren. Im Benutzerhandbuch sind Normwerte für die Schwankungsfläche angegeben, welche in Tabelle 4 ersichtlich sind.

Normbereiche der Französische Gesellschaft für Haltung und Gleichgewicht:

Fläche (mm ²)	Augen offen	Augen zu
Unterer Grenzwert	39	79
Oberer Grenzwert	210	638

Tabelle 4: Standard- Parameter der Vertrauensellipse (mm²)

vgl. (Savet P., 2003)

7.1.4 Länge des gesamten COP- Schwankungsweges

Diese gibt die komplette Länge des Wegs an, der während der gesamten statischen Messdauer vom COP zurückgelegt wird.

Auch für die gesamte Schwankungslänge gibt die Fa. SATEL in ihrem Benutzerhandbuch aus 2003 Normwerte an.

Normbereiche der Französische Gesellschaft für Haltung und Gleichgewicht:

Länge (mm)	Augen offen	Augen zu
Unterer Grenzwert	307	346
Oberer Grenzwert	599	880

Tabelle 5: Standard- Parameter der Gesamtlänge (mm)

(vgl. Savet P., 2003)

7.1.5 Neigung/ Richtung (°):

Dieser Parameter gibt die globale Neigung der PatientInnen im Hinblick auf die Vertikale.

7.2 Posturographiedaten in Abhängigkeit vom Alter

Baloh et al.(1994), Camicioli et al.(1997) sowie Perrin et al. (1997) belegen mittels Posturographie signifikante Altersunterschiede, womit diese einsetzbar ist, um junge von alten Untersuchungspersonen zu unterscheiden. Perrin et al. (1997) beziehen sich dabei auf die Erhebung der Schwankungsfläche sowie der anterior- posterioren Oszillationen des COP. Leider sparen die Autoren aller Studien jeweils große Alterskollektiva aus. Meist umfassen die Daten nur Junge“ (bis 39 Jahre) gegen „Alte“ (mit mind. 70 Jahren) oder auch ganz Alte (>80) und Alte (bis 80).

Camicioli, Panzer et al. beschreiben, dass ganz alte (>80 Jahre) und alte (<80 Jahre) Menschen beide Veränderungen in der Gleichgewichtsfähigkeit erfahren, die ganz alten aber nochmals deutlich schlechter abschneiden.

Auch Liaw et al. (2009) fanden in ihrer ältesten Studiengruppe die niedrigsten Durchschnittswerte betreffend Stabilität sowie herabgesetzte prozentuelle Anteil der Sprunggelenksstrategie. Somit weist auch laut diesem Autor die Gruppe der „Alten“ die höchste posturale Instabilität auf. Weiters greift dies Altersgruppe im intensivsten Ausmaß auf die Hüftstrategie zur Balancekontrolle zurück.

Perrin et al (1997) kommen ebenfalls zu dem Schluss, dass Balance halten im Alter schwieriger wird.

7.3 Klinische Balance Tests versus Posturographie- Testung

Zu dieser Thematik finden sich in der Literatur vielfältige Quellen, wenn auch zumeist mit nur geringer Stichprobengröße bzw. nicht bezogen auf das Krankheitsbild nach endoprothetischem Hüftgelenkersatz.

Belaid et al. (2007) stellen fest, dass sowohl klinische als auch posturographische Balance- Testverfahren die Erholungsphase nach einer Hüftoperation messen können. Während Loughran et al. (2005) angeben, dass die Ergebnisse an einer Posturographie (Balance Master Neurocom) mit 2 klinischen Balancetests korrelieren, können Weber et al. (2000) nur unvollständige Korrelationen zwischen klinischen Tests (Tinetti Test, Berg Balance Scale) sowie Posturographie- Daten finden.

Laut Furmann (1994) bringt die Posturographie funktionelle Informationen über die Gleichgewichtsfähigkeit eines Individuums bzw. über die Alltagsrelevanz von Gleichgewichtsauffälligkeiten. Weiters bietet sie die Möglichkeit zur Messung der Entwicklung durch die Bewegungstherapie.

7.4 Erkenntnisse mittels Posturographie über PatientInnen mit Hüfttotalendoprothese

In der Orthopädie lässt sich nur spärlich Literatur über den Einsatz der Posturographie finden.

Der Einsatz der dynamischen Posturographie empfiehlt sich bei Knochen- und Gelenkserkrankungen, um Informationen über die Gleichgewichtssituation, das Operationsoutcome und das Rehabilitationsprogramm zu erhalten. Hüft- TEP PatientInnen weisen in der Testung an der Posturographie eine normale posturale Kontrolle und symmetrische Reaktionen auf (Calo et al., 2009). Vor der Operation schwanken diese PatientInnen in ihren Neigungswinkeln in der Frontal- und Sagittalebene im Vergleich zu Gesunden. Nach 4 Monaten bestehen lediglich Restdefizite in der dynamischen Balance (Lugade et al., 2008).

Bezüglich Schwankungen beschreiben auch Rougier et al. (2008), dass speziell um die anterior- posteriore Achse Schwankungen auffällig sind. Der Beitrag der Hüftmechanismen in der medio-lateralen Achse reduziert ist. Sie umschreiben die posturale Spezifität der TEP- PatientInnen mit einer globalen sensomotorischen Beeinträchtigung, welche die Be- und Entlastungsmechanismen der Hüfte verändert.

8 Das subjektive Belastungsempfinden

Definition:

„Das Anstrengungsempfinden ist das subjektive Empfinden einer Versuchsperson oder eines Patienten darüber, wie schwer und anstrengend eine vorgegebene Leistung ist. Das Anstrengungsempfinden gibt die subjektive Antwort wieder auf die Reizintensität einer physikalischen Leistung. Es wird dabei mit einer numerischen Skala erfasst [Borg-Skala, „Rate of perceived exertion“ [RPE]“. (Löllgen, 2004, S.299)

Dem subjektiven Belastungsempfinden kommt besonders im rehabilitativen Kontext neben den Herz- Kreislaufparametern besondere Bedeutung zu. Die „perceived exertion rate“ nach Borg hat sich zur Kontrolle der Belastungsintensität im Ausdauerbereich bewährt, indem das subjektive Belastungsempfinden intervallskaliert von 6 bis 20 aufgelistet wird und parallel zum Verhalten der Herzfrequenz beurteilt werden kann. Eine Belastung an der „anaeroben Schwelle“ entspricht demzufolge einer Skalierung nach Borg von 12-14, wobei ab 17 von einer weitgehenden Ausbelastung ausgegangen werden kann (Fialka- Moser, 2005).

Die ursprünglich eingeführte Skala zum Rating of perceived exertion (RPE) nach Borg (1970) reichte von 1-20. Nachdem sich eine nicht lineare Beziehung des Anstrengungsempfindens zur Leistung zeigte, wurde die Skala auf eine Einteilung von 6-20 geändert (Tabelle 5). Diese Skala hat die Eigenschaft, dass durch Multiplikation mit 10 die zugehörige Herzfrequenz unter dynamischer Belastung näherungsweise bestimmt werden kann ($\text{Skalenwert} \times 10 = \text{Herzfrequenz}$) (Löllgen, 2004).

Die vorliegende Studie bedient sich für die Durchführung des Ausdauertrainings am Radergometer einer 10-stufigen, adaptierten RPE- Skala nach Borg (1982). Borg entwickelte diese Variante, um eine Verhältnisskala zu schaffen, die möglichst einfach in der Praxis und mit keinem mathematischen Aufwand anzuwenden ist. Auch diese 10-stufige Skala zum subjektiven Belastungsempfinden ließ in einigen Studien eine deutliche Korrelation zwischen den Stufen der vereinfachten Belastungsskala und den Blut- sowie Muskellaktatlevels erkennen (Borg, 1981)

6		
7	Very, very light	sehr, sehr leicht
8		
9	Very light	sehr leicht
10		
11	Fairly light	Recht leicht
12		
13	Somewhat hard	Etwas anstrengender
14		
15	Hard	Anstrengend
16		
17	Very hard	sehr anstrengend
18		
19	Very, very hard	sehr, sehr anstrengend
20		

Tabelle 6: 15-stufige RPE- Skala nach Borg (1982) [plus deutsche Übersetzung]

Borg`s RPE- Skala wurde als gültige Messung für Trainingsintensitäten (Chen et al., 2002) sowie ein zuverlässiges Messinstrumentarium zur Einschätzung des Anstrengungsempfindens während körperlicher Aktivität belegt. Gerade im Gesundheitsbereich eignet sich die Borg-Skala gut für Empfehlungen, da aufwändige Testverfahren wie Laktatmessung oder Spirometrie nicht oder nur selten möglich sind (Löllgen, 2004). Ihre Validität dürfte jedoch laut Löllgen (2004) unter Verwendung der 15-stufigen RPE- Skala größer sein.

0	Nothing at all		[nichts]
0,5	Very, very weak	(just noticeable)	[sehr, sehr leicht]
1	Very weak		[sehr leicht]
2	weak	(light)	[leicht]
3	Moderate		[mäßig]
4	Somewhat strong		[ein wenig schwer]
5	Strong	(heavy)	[schwer]
6			
7	Very strong		[sehr schwer]
8			
9			
10	Very, very strong	(almost maximum)	[sehr, sehr schwer]
.	Maximal		

Tabelle 7: 10-stufige RPE- Skala nach Borg (1982) [plus deutsche Übersetzung]

8.1 Ausdauertraining nach subjektivem Belastungsempfinden

Die Trainingsintensität an der anaeroben Schwelle kann mittels Borg- RPE- Skala beschrieben werden. Beim Radtraining an der Anaeroben Schwelle entspricht die adäquate Intensität laut Purvis u. Kukiton (1981) für Männern in etwa der Stufe 13 und für Frauen der Stufe 14 sowie laut Eston u. Williams (1988) der Stufe 13 für beide Geschlechter auf der 20-stufigen Skala. Umgemünzt auf die 7(10)-stufige Borg- Skala würde das einer 3-4 (ein wenig schwer) für das Training entsprechen. Frauen wie Männer empfinden ein Training an der anaeroben Schwelle als „ein wenig schwer“ (Purvis u. Kukiton, 1981).

8.2 Krafttraining nach subjektivem Belastungsempfinden

Aus dem Bereich der kardiologischen Rehabilitation bringen Wonisch et al. (2012) die Empfehlung, die Trainingsintensität beim Krafttraining über die Wiederholungszahl zu steuern. Der dabei empfundene Anstrengungsgrad sollte dabei mittel bis hoch sein. Obwohl ein Training nach subjektivem Belastungsempfinden nicht zu einer Ausbelastung führt, können (zumindest in der kardiologischen Rehabilitation) entsprechende Trainingserfolge verzeichnet werden und somit wird das Hauptaugenmerk auf den subjektiven Anstrengungsgrad während des Trainings gelegt (Wonisch et al., 2012).

Buskies et al. (1996) finden ein (sanftes) Krafttraining (Serien nicht bis zur Ausbelastung, aber dennoch mit erheblichen Kraftzuwächsen) vor allem im gesundheitlich relevanten Kraftausdauerbereich als sinnvoll. Obwohl sich das Maximalkraftniveau effektiver mit ausbelastenden Trainingsserien verbessern lässt, ist ein Kraftausdauertraining jedoch ähnlich effektiv wie ein strapaziös ausbelastendes Training (Buskies et al., 1996).

Die einem „mittleren“ subjektiven Belastungsempfinden zugeordneten Wiederholungszahlen entsprechen je nach Übung 52,7- 59,2% bei Frauen und 63,1- 70,2% bei Männern (Trainierte) der maximal möglichen Wiederholungszahl (Buskies, 1996). Allerdings ist eine geschulte Körperwahrnehmung Voraussetzung für ein Training nach subjektivem Belastungsempfinden (Buskies zit.n. BJARNASON 1986, S.13).

9 Nutzen und Effekte durch die Rehabilitation

Der operative Eingriff des künstlichen Gelenkersatzes schafft laut Heisel et al. (2009) lediglich die Voraussetzung zu einer besseren Lebensqualität (Ethgen et al., 2004) sowie einer erhöhten Belastbarkeit. Nach der Operation sind selbst 9 Monate bis einige Jahre nach der Operation PatientInnen zufrieden und erleichtert. Im Rahmen der Rehabilitationsmaßnahmen muss dieses Ziel erst erarbeitet und gesichert werden. Langzeitstudien deuten an, dass trotz einer Hüft- TEP Operation nach wie vor ein Ungleichgewicht und funktionelle Einschränkungen der Hüfte bestehen bleiben. Vermutlich hängt auch die Langlebigkeit der Hüftprothese vom Niveau der Muskelkraft ab (Di Monaco et al., 2009).

Die wissenschaftliche Lage rund um Rehabilitationsmaßnahmen bei Hüft- TEP ist unklar. Laut Barrois et al. (2007) gibt es noch keine einheitlichen Antworten nach dem Nutzen der Rehabilitation nach Hüftgelenkersatz. Neben methodischen Unterschieden finden sich, je nach Land, medizinische und finanzielle Unterschiede durch Differenzen der Versicherungssysteme. Nicht zuletzt sind die Analysen deswegen kompliziert, weil auch die Erwartungshaltungen von Experten und PatientInnen differieren. Einige Studien schlagen vor, möglichst früh mit Rehabilitation zu beginnen, um Akutkrankenhauskosten zu sparen (Barrois et al., 2007).

Die folgenden Statements, welche sich in ihren Inhalten in der Literatur immer wieder finden, sollen die Problematik um die wissenschaftliche Situation bezüglich der Rehabilitation nach Hüftgelenkersatz darstellen:

„Evidenzbasierte Nachbehandlungsrichtlinien sind kaum vorhanden. Die meisten Schemata orientieren sich an persönlichen Erfahrungen [...], nicht aber an funktionellen Parametern.“

(Diemer u. Sutor, 2011, S.254)

Die Frage, nach effektiven Trainingsprotokollen ist schwierig, da die Studien stets geringe PatientInnenanzahl inkludieren, hohe Drop Out Raten aufweisen, häufig keine Kontrollgruppen beinhalten, unterschiedliche Trainingsprotokolle oder Funktions- Scores verwendet werden sowie inadäquate Parameter angewendet werden. (Dauty et al., 2007). Das Fehlen eines „Standardprotokolls“ macht das Vergleichen von Studien schwer, ein optimales Trainingsprocedere ist größtenteils unbekannt (Di Monaco et al., 2009). Somit sind keine endgültigen Schlüsse bezüglich Frequenz und Dauer der Therapien sowie dem Zeitrahmen der Rehabilitation erlaubt. Um Frequenzen und Dosis- Wirkung Beziehungen festlegen zu können sind weitere Studien nötig (Müller et al., 2009, Steib et al., 2010).

Nach Minns Lowe et al. (2009) lässt sich anhand Metaanalysen lediglich vermuten, dass physiotherapeutische Übungen für die PatientInnen Verbesserungspotential bergen. Auch diese Autoren fordern weitere, gut designte Studien.

9.1 Erkenntnisse zur motorischen Rehabilitation nach Hüftgelenkersatz

Nach aktiver Rehabilitation machen alle PatientInnen funktionelle Steigerungen; allerdings gibt es auffallende Unterschiede zwischen weiblichen und männlichen PatientInnen sowie zwischen PatientInnen unter sowie über 85 Jahren (Vincent et al., 2006). Auch dieser Zusammenhang wurde noch kaum untersucht. Mögliche Gründe, warum Frauen eher schlechtere Ergebnisse aus der aktiven Rehabilitation ziehen, liegt in einem schwächeren funktionellen Status, einem höherem Schmerzniveau, einem vermehrten Gebrauch von Gehhilfen und einer geringeren Leistungsfähigkeit für die ADLs gegenüber den Männern (Holtzmann et al., 2002).

Bai X. et al. 2009 empfehlen eine frühe umfassende Rehabilitation nach minimalinvasiver Hüfttotalendoprothesen- Implantation, um postoperative Komplikationen wie Prothesenlockerung oder Schenkelhalsfrakturen zu reduzieren und den Erfolg einer Operation zu sichern.

Dauty et al. (2007) erwähnen, dass es Effekte durch physikalisches Training nach Hüftgelenkersatz gibt, allerdings ohne genauere Angaben. Ein genaueres Hinterfragen mit Literaturrecherche ist aufgrund stets geringer Anzahl an inkludierten Patientinnen, hohen Drop Out Raten, häufig fehlenden Kontrollgruppen, Verwendung unterschiedlicher Trainingsprotokolle oder Funktions- Scores sowie inadäquater Parameter schwierig.

Nach 30 Tagen Rehabilitation mit Gymnastik, isometrischen Kräftigungsübungen , Walking und Wassertherapie referieren Griniene et al. (2002) eine Steigerung betreffend dem ROM des Hüftgelenks, der Kraft des M.quadriceps femoris, der Kraft des M. Gluteus und des M.biceps femoris, einen Rückgang der Schmerzempfindlichkeit und die Steigerung der Gehstrecke.

Durch Maximalkrafttraining (80-90% des EWM) an der Beinpresse sowie für die Hüftabduktoren mit dem operierten Bein (5x/Woche für 4 Wochen) plus konventionelle Therapie wurde , im Vergleich zu einer Gruppe mit nur konventioneller Therapie, eine signifikante Steigerung des Kraftniveaus der Beinstreckfunktion beidbeinig und für das operierte Bein sowie der Abduktoren jeweils einseitig gefunden. Betreffend dem Gangbild konnten so keine Unterschiede erzielt werden (Husby et al., 2009). Weiters treffen die Autoren (Husby et al., 2010) in einer weiteren Studie die Aussage, dass möglichst frühes Maximalkrafttraining das Ergebnis bzgl. Kraftniveau und Arbeitseffizienz nach Hüft-TEP Operation signifikant positiv beeinflussen dürfte. Auch Temfemo et al. (2008) empfehlen

eine frühe Kombination aus Standardtherapie und isometrischer Kräftigung, da dies rascher zu Erfolgen bezüglich einer verbesserten glutealen Muskelaktivität führt.

Zur vollständigen Regeneration müssen, laut Anzeichen, Maximalkrafttraining und aerobes Ausdauertraining verlängert werden (Husby et al., 2010).

Die Kraft der Hüftmuskulatur regeneriert laut Rasch et al. (2010) noch nach 2 Jahren nicht vollständig, die der Knieextensoren jedoch schon. Selbst Kraftübungen im Rahmen eines Heimübungsprogramm nach 1,5 Jahre post OP plus 30 Minuten Walken am Tag für 12 Wochen bringt noch signifikante Steigerungen bzgl. Kraftniveau, Gehtempo und funktioneller Scores gegenüber ohne Heimtraining (Jan et al., 2004).

Laut Di Monaco et al. (2009) beinhalten die meisten Protokolle Übungen wie die Wadenpumpe, Übungsanordnungen für M. quadriceps femoris und für die gluteale Muskulatur. Weiters finden sich aktive Übungen für den ROM des Hüftgelenks, die frühe Mobilisation mit Transferschulung, Gangschulung und ADL- Training in den meisten Standardprotokollen. Als ein Beispiel für ein Übungsprotokoll empfehlen Di Monaco et al. (2009) in der frühen post OP- Phase (<8 Wochen) Laufbandtherapie mit teilweiser Gewichtsabnahme, einseitiges Krafttraining des M. quadriceps femoris des operierten Beins und ein Intervalltraining mittels Arm- Ergometer. Ein spätes postoperatives Programm (>8 Wochen) erachten die Autoren für sinnvoll. Darin sollten Übungen mit Gewichtsbelastung, speziell der Hüft- Abduktoren, enthalten sein.

Bezüglich der Trainingsintensität meinen Steib et al. (2010), dass höhere Intensitäten effektiver sind, um die Maximalkraft zu verbessern, aber nicht unbedingt, um die funktionelle Leistung einer alten Person zu steigern. Suetta et al. (2004) stellten fest, dass ein postoperatives Krafttraining (unilaterales Krafttraining 3x/Woche für 12 Wochen) die Maximalkraft, den Muskelquerschnitt sowie die Muskelfunktion signifikant gegenüber einem Standardrehabilitationsprogramm steigert. Dies wirkt sich auch auf verkürzte Aufenthalte in Rehabilitationseinrichtungen aus.

Dass die muskuläre Kraft nach 6 Monaten post OP im Vergleich zu vor der OP ansteigt, wurde schon früher mehrmals belegt (Shih, 1994, Murray, 1972, Vaz, 1993). Allerdings sind diese Werte nicht von ausreichender Bedeutung, da sie schmerzverzerrt sind. Vergleichend mit dem nicht operierten Bein oder mit Werten gesunder Personen, erhält man realistischere Messwerte. Trudelle- Jackson u. Smith (2004) messen 10-18% reduzierte Kraftwerte der hüftumgebenden Muskulatur im Vergleich zum nicht operierten Bein noch 1 Jahr nach der Operation. Ähnliche Differenzen mit 11-21% führen Shih et al. (1994) an. Auch Long et al. (1993) finden noch nach 2 Jahren post OP Differenzen.

Wodurch auch immer verursacht, resultiert eine muskuläre Schwäche in einem reduzierten Schutz der Prothese, da das Gelenk vermehrt Spitzenbelastungen ausgesetzt

wird. Ein langfristiges Krafttraining, um das postoperative Kraftniveau zu verbessern, ist daher zu empfehlen (Long et al., 1993).

Nantel et al. (2008) finden Ergebnisse, welche mit vergangenen Studien korrelieren, wo posturale Defizite nach 6 und 12 Monaten post OP verbleiben (Nantel et al., 2008 auch zit.n. Majewski et al., 2005, Nallegowda et al., 2003, Trudelle- Jackson et al., 2002).

Die Defizite zeigen sich durch niedrigere Stabilität und Ausdauer des operierten Beins während des Einbeinstands (Trudelle- Jackson et al., 2002) und durch Steifigkeit der Rumpfkontrolle im ruhigen Stand (Majewski et al., 2005). Andere Studien zeigen, dass ein Rückgang der Muskelkraft, speziell der Hüftabduktoren, zu signifikant größeren COP-Schwankungen und Schwankungsgeschwindigkeit in medio- lateraler Richtung führt (Nantel et al., 2008 zit.n. Gribble u. Hertel, 2004). Die medio- laterale Kontrolle braucht funktionelle, leistungsfähige Hüftab- und -adduktoren, um das Körpergewicht von einem zum anderen Bein zu transferieren. Der Umkehrschluss sagt, dass starke Abduktoren auch eher eine normale posturale Kontrolle erlauben.

White et al. (2005) belegen, dass angeleitetes Gehbandtraining, egal ob mit oder ohne Feedback, ein symmetrisches Gangbild fördert.

Sicard- Rosenbaum et al. (2002) halten fest, dass hüftoperierte Personen auch 6 Jahre post OP ein geringeres Gehtempo, geringere Muskelkraft des operierten Beins gegenüber der nicht operierten unteren Extremität aufweisen und deswegen die postoperative Rehabilitation forciert werden muss.

Zusätzlich zu den Differenzen bezüglich Muskelkraft wurden auch Ungleichheiten betreffend der posturalen Stabilität gefunden- allerdings nur bei einem Kollektiv mit 15 Personen unter Verwendung des Einbeinstands und einer Kraftmessplatte (Trudelle- Jackson et al., 2004).

Trudelle-Jackson 2002 berichtet über durchschnittliche Differenzen zwischen dem operierten und nicht operierten Bein betreffend medio- lateraler (25,9%), anterior-posteriorer (27,2%) und totaler Stabilität (3,5%). Auch hier bringt Trudelle- Jackson eine weitere Belegstudie nach Ellison et al. (2000), die ebenfalls Differenzen mittels der Berg Balance Skala belegen.

Ein Trainingsprogramm, welches Schwerpunkte auf Gewichtseinsatz und posturale Stabilität legt, fördert die Muskelkraft, die posturale Stabilität, die selbstwahrnehmende Funktionalität von PatientInnen 4 bis 12 Monate nach hüftendoprothetischem Gelenkersatz (Trudelle- Jackson et al., 2004).

9.2 Zusammenhang zwischen Gangbild, Posturaler Kontrolle und Kraft

Bezüglich Sturzreduktion hat sich unter einigen Möglichkeiten das Muskelaufbautraining als erfolgreiche präventive Maßnahme erwiesen. Das EWM ist der beste Prädiktor für Veränderungen im Gangbild. Krafttraining der unteren Extremität reduziert sturzgefährdende Gangmuster (Persch et al., 2007).

Ein Vergleich von Krafttraining und Ausdauertraining durch Buchner et al. (1997) zeigt keine Auswirkungen auf Gleichgewicht und Gangbild, aber auf eine Reduktion des Sturzrisikos und die Häufigkeit der Inanspruchnahme medizinischer Einrichtungen.

Bezüglich der Bedeutung des Krafttrainings für das Gleichgewicht ist die Kräftigung der Beinmuskulatur auch deswegen von großer Bedeutung, da die Sprunggelenksflexoren sowie die Oberschenkelmuskulatur Prädiktoren für Stürze darstellen. Personen mit geringerer Kraft der Sprunggelenksmuskulatur sowie der Hüftextensoren weisen ein höheres Sturzrisiko sowie vermehrt Stürze auf (Daubney et al., 1999).

Laut Hirsch et al. (2003) verbessern beide Trainingsinhalte, ein Kraft- sowie ein Gleichgewichtstraining, das Gleichgewicht. Am größten sind die Effekte beim kombinierten Kraft- Gleichgewichtstraining. Die Muskelkraft verbessert sich nur beim Krafttraining deutlich, während es nach Gleichgewichtstraining nur minimale Verbesserungen gibt. Alle Verbesserungen verbleiben jeweils mindestens 4 Wochen (Hirsch et al., 2003). Orr (2010) schließt aus einem Literaturüberblick, dass muskuläre Schwäche ein wichtiger Faktor betreffend die Gleichgewichtsfähigkeit zu sein scheint. Allerdings weisen die Ergebnisse der derzeitigen Studien keine Konstanz auf, was laut Orr auf eine Reihe an Ursachen zurückführbar ist, insbesondere auf methodische Beschränkungen im Zusammenhang mit den Erhebungen von Kraft und Gleichgewicht.

10 EMPIRISCHE UNTERSUCHUNG

Die Notwendigkeit aktiver, bewegungsorientierter Rehabilitation nach totalendoprothetischem Hüftgelenkersatz lässt sich nach den einleitenden Kapiteln zum theoretischen Hintergrund nicht abstreiten. Um an den Kern dieser Arbeit zu kommen, muss noch ein wenig auf die Literatursichtung eingegangen werden. Ein wesentliches Ziel bestand darin, Therapieempfehlungen zu erhalten, die als definiertes Therapieprogramm statistisch belegt und für die Arbeit in der Praxis nachvollziehbar und umsetzbar sind.

Das Fazit aus der Literaturrecherche bleibt bescheiden, wenn auch der Eindruck entstanden ist, dass in den letzten Jahren mehr Beiträge aus der bewegungstherapeutischen und nicht lediglich aus der medizinisch- chirurgischen Praxis stammen.

So weisen Khan et al. (2008) nach intensiver Literaturrecherche zum Thema multidisziplinäre Rehabilitation auf die schlechte Qualität und Heterogenität der aktuellen Studienlage hin und postulieren, dass frühe multidisziplinäre Rehabilitation Verbesserungen auf beiden Ebenen, für Aktivität als auch für die Partizipation (Teilhabe) nach dem Konzept der ICF bringen kann; Sie fordern dringend weitere Studien, zu Hinterfragung optimaler Intensität, Frequenz und Effekte in Relation zu den entstehenden Kosten.

Minns et al. (2009) bezeichnen eine zum Erhebungszeitpunkt durchgeführte Metaanalyse zur Hinterfragung der Effektivität physiotherapeutischer Interventionen nach Entlassung aus dem Krankenhaus aufgrund der zu heterogenen Studienqualitäten als nicht sinnvoll. Auch diese Autoren weisen darauf hin, dass weitere, gut designte Studien von Nöten sind. Ein optimales Trainingsprocedere ist größtenteils unbekannt (Di Monaco et al., 2009) als auch endgültige Schlüsse bezüglich Frequenz und Dauer der Therapien und Zeitrahmen der Rehabilitation nicht erlaubt sind (Müller et al., 2009).

„...no evidence-based guidelines on rehabilitation after THA are available worldwide, and detailed rehabilitation protocols, including exercise type, duration of session, time interval between sessions, and specific equipment required, strictly based on hierarchy of evidence, have not been published.”
(Di Monaco et al., 2009, S.304)

In der ersten systematischen Literaturrecherche und Zusammenfassung zur Effektivität eines progressiven Krafttrainings als alleinigen Faktor zur Beeinflussung der Gleichgewichtsfähigkeit älterer Menschen (Alter $\geq$ 60) konnte aufgrund der limitierten Evidenz 2008 hat noch nicht sicher gezeigt werden, dass Krafttraining per se das Gleichgewicht bei alten Menschen steigert. Allerdings resultierte daraus Forderung, den Fokus auf Kräftigung der Muskelgruppen zu legen, die am meisten an der Gleichgewichtskontrolle beteiligt sind.

Die vorliegende Studie hinterfragt, mit welcher Intervention aus der Praxis der medizinischen Trainingstherapie, bezüglich Kraftniveau, Gleichgewichtsfähigkeit und weiterer Indikatoren für den Gesundheitszustand wie der Hilfsmittelgebrauch etc. eines/-r PatientIn, die besten Ergebnisse erzielt werden. Hierbei wurde im Studiendesign eine Aufteilung in 3 Kollektiva vorgenommen, die in erster Instanz aus 2 Versuchsgruppen, nämlich einer Kraft- und einer Gleichgewichtstrainingsgruppe, und einer Kontroll- oder Standardtherapiegruppe bestanden.

Im Zuge der statistischen Analyse musste das Design umgemodelt werden, da durch die Datenanalyse der dringende Verdacht aufkam, dass das sogenannte „Standardtherapieprogramm“, zu welchem auch das Radtraining gezählt wurde, nicht als solches bestehen bleiben konnte, da das Radtraining scheinbar zu viel Einfluss auf die Ergebnisse nahm. Aus diesem Grund wurde die Statistik dieser Arbeit ein zweites Mal berechnet (Kapitel 12.), um beiden Varianten der Kollektivgestaltung gerechnet zu werden. Der erste, nun folgende Teil in Kapitel 11. geht dem ursprünglichen Konzept entsprechend vorerst von 2 Versuchskollektiven und einer Standardtherapiegruppe aus. Im Rahmen der Hypothesenformulierung werden die Hypothesen für die 3 Versuchskollektiva mit dem Buchstaben v (für Variante) gekennzeichnet.

10.1 Fragestellungen und Nullhypothesenformulierung

Den Schwerpunkt dieser Arbeit bildet, wie in der Einleitung bereits erwähnt, die Fragestellung, ob unterschiedliche Interventionen, für diese Arbeit ein regelmäßiges Kraft- oder Gleichgewichtstraining (und in zweiter Instanz auch ein Ausdauertraining), einerseits signifikante Veränderungen für die einzelnen Kollektiva bezüglich dem Einwiederholungsmaximum sowie der statischen und dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit zu Beginn und am Ende eines 3-wöchigen Rehabilitationsaufenthalts nach totalendoprothetischem Hüftgelenksersatz bringen. Andererseits, ob die eventuellen Veränderungen zwischen den Kollektiven signifikant unterschiedlich ausfallen. Die Beschreibung der Kollektiva und der angewandten Messmethodik erfolgt in Kap.11.1.

Im Laufe der nun folgenden Ergebnisdarstellung wird unter anderem dazu übergeleitet, warum im Laufe der Berechnungen die 3 Kollektiva neu organisiert werden. Die Hypothesen dazu sind hier bereits mitberücksichtigt und durch „v“ für „Variante“ gekennzeichnet.

Die Veränderung der Maximalkraftwerte während des Aufenthalts wird zwischen den Kollektiven auf Unterschiede geprüft, was in den folgenden Hypothesen formuliert ist:

H₀₁: Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Versuchs- und der Standardtherapiegruppe bezüglich der Veränderungen des beidbeinigen sowie einbeinigen absoluten und relativen Einwiederholungsmaximums nach einem Rehabilitationsaufenthalt.

H₀₁: Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den drei Versuchsgruppen bezüglich der Veränderungen des beidbeinigen sowie einbeinigen absoluten und relativen Einwiederholungsmaximums nach einem Rehabilitationsaufenthalt.

Zur Überprüfung dieser Nullhypothese muss im Vorfeld eine weitere Fragestellung behandelt werden. Zu hinterfragen ist, ob sich das Einwiederholungsmaximum je nach Kollektiv zum Abschlusstest gegenüber dem Eingangstest signifikant verändert.

H₀₂ sowie H₀₂ : Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den Ergebnissen des beidbeinigen sowie einbeinigen absoluten und relativen Einwiederholungsmaximums vom Beginn bis zum Ende des Rehabilitationsaufenthaltes.

Zusätzlich zu den bereits ausgeführten Grundfragestellungen wird untersucht, ob andere Parameter, wie die Schmerzsituation der PatientInnen, die Verwendung von Hilfsmitteln usw. die Ergebnisse beeinflussen. Die Hinterfragung erfolgt durch Korrelation der einzelnen Modalitäten auf Basis folgender Hypothesen:

H₀₃ und H₀₃: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem beidbeinigem sowie einbeinigem absoluten und relativen Einwiederholungsmaximum der Beinstreckschlinge und der Schmerzsituation.

H₀₄ und H₀₄: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem beidbeinigem sowie einbeinigem absoluten und relativen Einwiederholungsmaximum der Beinstreckschlinge und der Schwindelsituation.

H₀₅ und H₀₅: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem beidbeinigem sowie einbeinigem absoluten und relativen Einwiederholungsmaximum der Beinstreckschlinge und dem Alter.

H₀₆ und H₀₆: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem beidbeinigem sowie einbeinigem absoluten und relativen Einwiederholungsmaximum der Beinstreckschlinge und den Zeitabständen zw. Operation u. 1.EWM- Test.

H₀₇ und H₀₇: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem beidbeinigem sowie einbeinigem absoluten und relativen Einwiederholungsmaximum der Beinstreckschlinge und den Zeitabständen zwischen 1.und 2.EWM- Test.

Bezüglich der Posturographietestung unter statischen Testbedingungen wird hinterfragt, ob die Unterschiede zwischen Anfangs und Endtest zwischen den 3 Kollektiven signifikant unterschiedlich sind, was in folgenden Basis-hypothesen formuliert wird (ebenfalls wieder für die beiden unterschiedlichen Kollektivanordnungen).

H₀₈: Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Versuchs- und der Standardtherapiegruppe bezüglich der Veränderungen der statischen Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen nach einem Rehabilitationsaufenthalt.

H_{v08}: Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den drei Versuchsgruppen bezüglich der Veränderungen der statischen Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen nach einem Rehabilitationsaufenthalt.

Auch hier muss vorweg hinterfragt werden, ob sich die statische Gleichgewichtsfähigkeit überhaupt zum Abschlusstest gegenüber dem Anfangstest verbessert hat.

H₀₉ und H_{v09}: Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den Ergebnissen der statischen Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen vom Beginn bis zum Ende des Rehabilitationsaufenthaltes.

Die Hypothesen für die Posturographietestung unter dynamische Testbedingungen lauten:

H₀₁₀: Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Versuchs- und der Standardtherapiegruppe bezüglich der Veränderungen der dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen nach einem Rehabilitationsaufenthalt.

H_{v010}: Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den drei Versuchsgruppen bezüglich der Veränderungen der dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen nach einem Rehabilitationsaufenthalt.

Nochmals erfolgt auch für diese Konstellation im Vorfeld die Hinterfragung, wie sich die dynamische Gleichgewichtsfähigkeit zum Abschlusstest gegenüber dem Anfangstest entwickelt hat.

H₀₁₁ und H_{v011}: Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den Ergebnissen der dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen vom Beginn bis zum Ende des Rehabilitationsaufenthaltes.

Zusätzlich zu den bereits ausgeführten Grundfragestellungen wird zusätzlich untersucht, ob einige der in den Kapiteln 6.4.8.- 6.4.10. beschriebenen Parameter die Gleichgewichtsfähigkeit und somit die Testergebnisse der vorliegenden statischen sowie dynamischen Daten beeinflussen. Dies erfolgt auf Basis folgender Hypothesen:

H₀₁₂ und H_{v012}: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der statischen bzw. dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen und dem Alter.

H₀₁₃ und H_{v013}: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der statischen bzw. dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen und der Schmerzsituation.

H₀₁₄ und H_{v014}: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der statischen bzw. dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen und der Schwindelsituation.

H₀₁₅ und H_{v0}₁₅: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der statischen bzw. dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen und den Zeitabständen zwischen Operation und 1.EWM-Test.

H₀₁₆ und H_{v0}₁₆: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der statischen bzw. dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen und den Zeitabständen zwischen 1. und 2.EWM- Test

Letztendlich wurde noch angeschaut, ob sich hinsichtlich des Einbeinstands bzw. des Gangbilds Veränderungen gefunden haben und ob diese je nach Kollektiv unterschiedlich ausgefallen sind.

H₀₁₇: Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Versuchs- und der Standardtherapiegruppe bezüglich der Veränderungen des Einbeinstands nach einem Rehabilitationsaufenthalt.

H_{v0}₁₇: Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den drei Versuchsgruppen bezüglich der Veränderungen des Einbeinstands nach einem Rehabilitationsaufenthalt.

H₀₁₈: Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Versuchs- und der Standardtherapiegruppe bezüglich der Veränderungen des Gangbilds nach einem Rehabilitationsaufenthalt.

H_{v0}₁₈: Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den drei Versuchsgruppen bezüglich der Veränderungen des Gangbilds nach einem Rehabilitationsaufenthalt.

10.2 Methodik

10.2.1 Untersuchungskollektiv und Vorgangsweise

Die Studie wurde in der neurologischen und orthopädischen Kur- und Rehabilitationsklinik Pirawarth im Weinviertel durchgeführt. Der Hauptteil der Datenerhebungen erfolgte im Rahmen der Medizinischen Trainings- und Sporttherapie.

Zugewiesen zur Studie wurden PatientInnen jeden Alters nach einseitigem totalendoprothetischem Hüftgelenkersatz. Als Voraussetzung, um in die Studie aufgenommen zu werden, durften keine Operationen der kontralateralen Hüfte, der Sprung- und Kniegelenke, keine Diagnosen der Wirbelsäule, keine akuten Beschwerden im Lendenwirbelbereich sowie keine Diagnosen des vestibulären Systems in der Anamnese vorliegen.

Alle, an dieser Studie partizipierenden PatientInnen, wurden mittels konventionellem Verfahren operiert. Weiters galten die üblichen Kontraindikationen der medizinischen Trainings- und Sporttherapie.

Die Zuordnung der ProbandInnen zu drei Untersuchungskollektiva erfolgte nach dem Zufallsprinzip (randomisiert). Die Kollektiva teilten sich zu Beginn der Studie in 2 Versuchsgruppen, nämlich je ein Kollektiv mit Kraft- bzw. mit Gleichgewichtstraining, und in eine Standardtherapiegruppe, welche keine der Interventionen der Versuchsgruppen erhielt, jedoch den Standardtherapieprozess durchlief. Das Kollektiv, welches einem Gleichgewichtstraining unterzogen wurde wird in dieser Arbeit als Posturalkollektiv bezeichnet, da dies einerseits der Begrifflichkeit nach Posture, lateinisch die Haltung, und andererseits einer etwas verkürzten Schreibweise gegenüber dem Gleichgewichtskollektiv gerecht wird. Außerdem wird das Gleichgewichtstraining in der Klinik Pirawarth als „Posturale Gruppe“ bezeichnet.

Alle PatientInnen wurden in einem festgelegten Procedere zu Beginn und am Ende ihres Rehabilitationsaufenthalts mittels Maximalkrafttest an der Funktionsstemme sowie mittels Posturographie getestet.

Zusätzlich mussten die PatientInnen Angaben zur aktuellen Schmerzsituation, etwaigen Schwindelsymptomen sowie den Gebrauch von Gehhilfen machen (Testprotokoll siehe im Anhang). Für die Durchführung der Erhebungen kamen 2 Sportwissenschaftlerinnen zum Einsatz.

10.2.2 Das Trainingsprogramm des Kraftkollektivs

Zwischen Ein- und Ausgangstest wurde 3-mal/ Woche ein medizinisches Krafttraining der hüftgelenkstabilisierenden Muskulatur sowie der Beinstreckschlinge mit 50% des ORM durchgeführt. Das medizinische Krafttraining wurde, wie folgend beschrieben, dosiert:

„Der Umfang beträgt 3 Sätze zu je (15-) 20- 30 Wiederholungen, wobei die Pausenlänge zwischen den einzelnen Sätzen 1-2 Minuten betragen sollte. Das Ausführungstempo sollte langsam bis zügig sein mit einer Intensitätsvorgabe von (30-) 50 Prozent der Maximalkraft. Diese wird, sofern kardial und orthopädisch möglich, über den Einwiederholungsmaximum- Test durch Ermittlung des Gewichts, welches gerade noch einmal bewältigt werden kann, definiert (Gustavsen u. Streeck, 1997).

Für das Training kam einerseits die Funktionsstemme zum Einsatz, welche die Beinstreckschlinge mit dem Musculus quadriceps und Musculus biceps femoris, sowie dem musculus gluteus maximus und der Wadenmuskulatur beansprucht und trainiert.

Weiters wurde die Hüftabduktion zum größten Teil sitzend am Abduktorentainer trainiert, welcher den Musculus gluteus medius und minimus sowie den Tractus iliotibialis beansprucht.

Weiters wurden Trainingsgeräte für die Knieextension und Knieflexion (offene Kette) und Übungen am Zug- oder Schubapparat zum glutealen Training eingesetzt.

Die Übungsauswahl erfolgte im Rahmen des Befundungsgesprächs und wurde während des Trainings bei Bedarf adaptiert.

Gemäß den Trainingsprinzipien wurde im Laufe der Trainingseinheiten zuerst der Umfang, dann die Intensität einer Übung gesteigert. Die Wiederholungszahl startete mit 20 Wiederholungen über 2 Einheiten, wurde dann für die nächsten 2 Einheiten mit 25 Wiederholungen festgelegt und schließlich bis auf 30 Wiederholungen für die 5. und 6. Trainingseinheit angehoben. Die Anzahl der Sätze pro Muskelgruppe betrug drei, die Pausenzeit wurde mit 1-2 Minuten festgelegt.

10.2.3 Das Trainingsprogramm des Posturalkollektivs

Das Hauptaugenmerk für dieses Kollektiv lag neben Übungen ohne Gerät auf dem Training mit verschiedenen Unterlagen, um das propriozeptive System optimal zu schulen (Quante u. Hille, 1999). Verwendet wurden hierbei verschiedenste Arten an Geräten (engerollte Airex Matten, Trampolin, DynAir- Kissen, MFT- Platten, großes Kippbrett, Schaumbälle und Schaumstoff- Pads). Zusätzlich zu den Materialien konnten die Übungen durch Variation der Unterstützungsfläche, des Ausmaßes vom Anhalten sowie durch öffnen und schließen der Augen in ihrem Schwierigkeitsgrad abgewandelt werden. Nachdem bei PatientInnen nach Hüftgelenksersatz häufig Asymmetrien bezüglich der Belastung der unteren Extremität vorliegen, wurde ein weiteres Hauptaugenmerk auf das Erarbeiten einer physiologischen Beinachse sowie die symmetrische Gewichtsverteilung über beide Beine gelegt. Hierbei wurde viel mittels therapeutischem Feedback sowie über visuelle Kontrolle via Spiegel gearbeitet.

Gang- und Standübungen unter variierenden Bedingungen (Augen offen oder geschlossen, schmale oder breite Standfläche) standen dabei mit Korrekturen durch den/die SportwissenschaftlerIn regelmäßig am Programm.

10.2.4 Das Trainingsprogramm des Standardtherapiekollektivs

Die Standardtherapiegruppe partizipierte an keiner der beiden genannten Therapieeinheiten. Hier wurden lediglich Maßnahmen gesetzt, welche auch den anderen Kollektiva zu Teil werden konnten wie Radergometer, Nordic Walking und Unterwassergymnastik.

10.2.5 Das Trainingsprogramm des Radkollektivs

Im Rahmen des Ergometertrainings wurde ein aerobes Ausdauertraining mittels Steuerung über das subjektive Belastungsempfinden (vgl. Kap.8.1.) sowie unter Einbezug des Blutdrucks und der Herzfrequenz durchgeführt. Auch diese Trainingseinheiten fanden, wie auch die anderen Versuchsgruppen, mit einer Frequenz von 3 mal wöchentlich statt.

Zur Trainingssteuerung wurde mittels 10-stufiger RPE- Skala nach Borg (1982) (siehe Tabelle 5) und über Kontrolle des Blutdrucks und der Herzfrequenz reguliert. Eine Trainingseinheit dauerte, je nach konditionellen Ausgangsbedingungen, 15 oder 20 Minuten. Bezüglich der Trainingsintensität beginnt der Großteil der PatientInnen mit 25 Watt (niedrigste Stufe), um je nach Entwicklung der Regulationsparameter gesteigert zu werden.

Allen Probanden gemeinsam war eine tägliche Physiotherapie in Form von 30-minütiger Einzelgymnastik sowie regelmäßige Stromanwendungen.

10.2.6 Das Kraftniveau

Das Kraftniveau wurde für die Beinstreckschlinge in Form einer Maximalkrafttestung an der Funktionsstemme ermittelt (Abb.4). Hierbei wurde das Gewicht gesucht, das gerade einmal über den gesamten Bewegungsumfang gegen die Schwerkraft bewegt werden kann (Ein-Wiederholungsmaximum- EWM oder One Repetition Maximum- ORM) (Fialka-Moser, 2005).

Als Aufwärmen wurde vor dem Maximalkrafttest ein Trainingsdurchgang beidbeinig mit 20 Wiederholungen durchgeführt. Die Dosierung des Widerstands erfolgte durch den RPE-Score mit 2-3 (leicht-mäßig).



Abbildung 4: Funktionsstemme
(Fotoarchiv der Klinik Pirawarth)

10.2.7 Testung an der Posturographie

Neben der Funktionsstemma stellte die Posturographie das wichtigste Messinstrument im Rahmen der vorliegenden Studie dar. Die computerunterstützte Apparatur für Gleichgewichtsanalyse stammt von der Firma SATEL und besteht aus einer Druckmessplatte, welche mittels drei Sensoren die Körperbewegungen in Form der Projektion des Kraftschwerpunktes auf die Standfläche mit einer Frequenz von 40 Hz innerhalb 51,2 Sekunden misst. Die Belastbarkeit pro Sensor beträgt 100 kg mit einer Empfindlichkeit von 0,017%, wobei die drei Sensoren, welche vom Typ Träger mit konstantem Moment sind, durch das französische Amt für Wägung und Messung zugelassen sind.

Auf der Posturographieplattform wurden statische sowie dynamische Gleichgewichtstests durchgeführt, welche je nach Möglichkeit der PatientInnen mit offenen sowie mit geschlossenen Augen absolviert wurden.

Anterior- posterior sowie medio- laterale Anteile können getrennt registriert werden.

Aufgrund des begrenzten zeitlichen Rahmens für eine Testerhebung, konnten nicht beide möglichen Kippebenen eingesetzt werden. Da für die medio- laterale Richtung primär der Ausgleich zur Beibehaltung des Gleichgewichts über die Hüftab- und –adduktoren erfolgt, wurde die medio- laterale Bewegungsrichtung als für dieses PatientInnengut maßgeblich erachtet. Laut Literatur (Nantel et al., 2008 zit.n. Gribble u. Hertel, 2004) führen die Defizite der Hüftabduktoren vor und nach Hüftgelenkersatz zu signifikant größeren COP-Schwankungen und Schwankungsgeschwindigkeit in medio- lateraler Richtung (vgl. Kapitel 4.4.1.).

Durch das anfängliche Kalibrieren des Messsystems werden die Ausgangswerte im Computerprogramm verarbeitet. Über 3 Sensoren werden Körperbewegungen in Form der Projektion des KSP auf die Standfläche aufgezeichnet (Satel Software Handbuch, 2003).

Im folgenden Teil wird das Testprocedere beschrieben:

1. Datensatz für Testperson anlegen
2. Auswahl im Menü der statischen oder dynamischen Stabilometrie
3. Kalibrieren der Messplattform
4. Positionieren des/der ProbandIn
5. Durchführung der Testung

Ein Probedurchlauf war nicht inkludiert sondern lediglich ein kurzes, individuelles Gewöhnen an die Standbedingung.

Um einheitliche Testabläufe zu gewährleisten, wurde die Testung wie folgt gestaltet:

- ohne Schuhe
- statische Messung: Aufstieg auf die Plattform mit Positionierungshilfe (Abb. 5), welche vor der Testung wieder entfernt wurde
- dynamische Messung: Aufstieg auf das Kippbrett, welches durch 2 Schaumstoffklötze für den Aufstieg fixiert wurde (Abb. 6), und Positionierung über eingezeichnete Linien
- Vorgegebene Fußposition durch Zeichnung auf der Testplatte (Abb. 5)
- Der Bildschirm mit der Darstellung der Projektion der Körperschwankungen (Abb. 6) war für die Testperson nicht sichtbar
- Arme hingen seitlich herunter
- Blick geradeaus



Abbildung 5: Posturographieplattform von Satel mit Positionierungshilfe für die Füße (Satel Software Handbuch, S.8, 2003)

Die Pause zwischen den Testungen betrug beim Wechsel von offenen zu geschlossenen Augen nicht vielmehr als 30 Sekunden, damit die Standposition gleich beibehalten werden konnte. Beim Wechsel von der statischen zur dynamischen Testsituation ergab sich eine Pause von mindestens 2 Minuten.

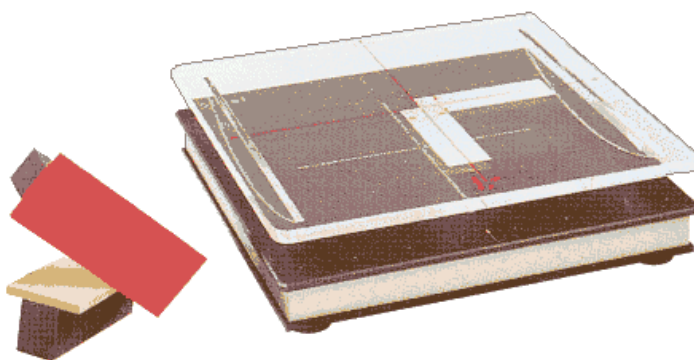


Abbildung 6: Posturographie von Satel - Kippplattform für die dynamische Testung (Satel Software Handbuch, S.9, 2003)

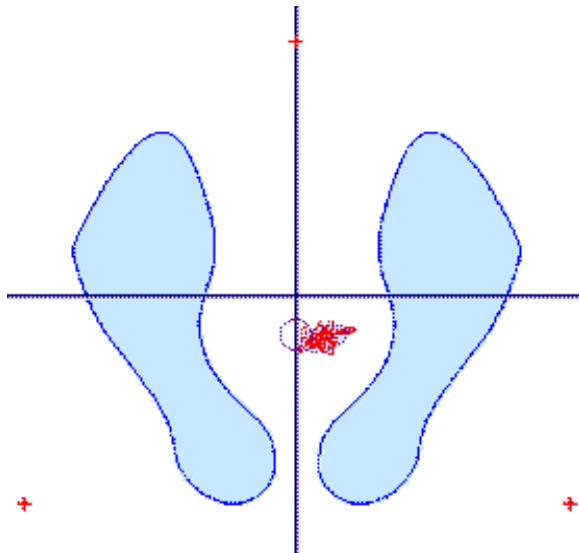


Abbildung 7: Beispiel für die visualisierten Körperschwankungen anhand einer statischen Messung mit geschlossenen Augen nach Hüftgelenkersatz links (Abbildung aus eigens erhobener Messung - Maasz, 2009)

Im Vorfeld jeder Testung musste das Testprogramm mit Angaben zu Geschlecht, Körpergröße, Alter und Schuhgröße gespeist werden.

Am Posturographie- Testbogen (siehe Anhang) wurden zusätzlich Angaben zur Schmerz- und Schwindelsituation erhoben. Weiters wurden die Ergebnisse des Einbeinsstands, der manuellen Krafttests sowie der Kraftwerte aus der Maximalkrafttestung darauf vermerkt.

Aus den ermittelten Variablen wurden folgende für die vorliegende Studie herangezogen:

- Länge des gesamten Schwankungsweges (mm)
- Länge des gesamten Schwankungsweges nach anterior- posterior (mm)
- Länge des gesamten Schwankungsweges nach medio- lateral (mm)
- Schwankungsfläche (mm²)
- Schwankungsgeschwindigkeit (mm/s)
- Neigung im Hinblick auf die Vertikale, sowie in frontaler und sagittaler Ebene (°)

10.2.8 Das Einbeinstandvermögen

Hierfür wurde eine einfache, im Therapiealltag übliche, Testanordnung herangezogen, indem die Zeit gemessen wurde, in der der Patient im Einbeinstand verharren kann (ohne konkrete Zeitvorgabe), während das zweite Bein parallel zum Standbein angehoben wird. Hierbei wurde unterschieden, ob der/die PatientIn gar nicht, nur sehr unsicher, sicher oder sicher mit geschlossenen Augen stehen konnte.

Punktewertung	Einbeinstand...
0	...nicht möglich
1	... kurz/ unsicher möglich
2	...sicher mit offenen Augen oder schlechter als das kontralaterale Bein
3	... sicher mit geschlossenen Augen

Tabelle 8: Tabelle zur Bewertung des Einbeinstandes

(ohne Quellenangabe; Tabelle hat sich aus der sporttherapeutischen Praxis der Klink Pirawarth entwickelt)

10.2.9 Das Gangbild

Die Beurteilung des Gangbildes erfolgte über visuelle Ganganalyse, welche eine qualitative Gangbeschreibung durch Beobachtung von Stabilität, Gleichgewicht, Ganggeschwindigkeit, Symmetrie, Bewegungen der oberen und unteren Extremitäten und des Rumpfes, der Gewichtsübernahme, Platzierung des Fußes und den Einfluss von Gehhilfen erlaubt (vgl. Fialka- Moser, 2005, S.81). Allerdings wurde der Focus für diese Studie lediglich auf die visuelle Betrachtung der Belastungsverteilung auf beide untere Extremitäten gelegt, um zu beurteilen, ob eine einseitige Belastung oder Gleichmäßigkeit in punkto Gewichtsverteilung vorliegt.

Das Vorhandensein von Schmerzen, Schwindel sowie der Gebrauch von Gehhilfen wurde ebenfalls erfragt und mitdokumentiert.

11 Diskussion der Methoden

11.1 Untersuchungskollektiv und Vorgangsweise

Alle, an dieser Studie partizipierenden PatientInnen, wurden mittels konventionellem Operationsverfahren operiert.

Um zu gewährleisten, dass keinerlei anderwertige Gründe zusätzlich zur Hüft- Operation die Gleichgewichtsfähigkeit sowie das Kraftniveau maßgeblich beeinflussen und somit das Studienergebnis verzerren, wurden nur PatientInnen in die Studie aufgenommen, die vorgegebene Voraussetzungen erfüllten (keine Operationen der kontralateralen Hüfte, der Sprung- und Kniegelenke, keine Diagnosen der Wirbelsäule, keine akuten Beschwerden im Lendenwirbelbereich sowie keine Diagnosen des vestibulären Systems in der Anamnese vorliegen). Diese Auswahl an Ausschlusskriterien wurde nicht auf Basis von Literaturempfehlungen getroffen sondern aufgrund von Expertenmeinung.

Die Zuteilung der ProbandInnen zu einem der 3 Kollektiva erfolgte in abwechselnder Reihenfolge. Hierfür wurde in der zeitlichen Abfolge der Aufnahmegespräche in eine Studienaufnahmeliste, welche mit abwechselnder Nummerierung 1,2 und 3 geführt wurde, eingetragen und damit die Kollektivzugehörigkeit definiert.

Alle PatientInnen wurden in einem festgelegten Procedere zu Beginn und am Ende ihres Rehabilitationsaufenthalts mittels Maximalkrafttest an der Funktionsstemme sowie mittels Posturographie getestet.

11.2 Die Trainingsprogramme der einzelnen Kollektiva

11.2.1 Das Krafttraining

Speziell betreffend das Krafttraining mit HüftpatientInnen finden sich in der Literatur sehr unterschiedliche Angaben hinsichtlich der zu empfehlenden Intensitäten. Wie bereits in Kap.6.1.4. ausgeführt, steht das Training auf Basis der Entwicklung der intra- und intermuskuläre Koordination im Vordergrund (Jerosch u. Heisel, 2009), da das Kraftniveau in der frühen Phase eines Krafttrainings aufgrund neuraler Adaptationen ansteigt (Sale, 1988).

Somit ist ein Kraftzuwachs in der ersten Trainingsphase ausschließlich auf eine Verbesserung der Koordination zurückzuführen (Hollmann u. Hettinger, 2000).

Das im Rahmen dieser Studie durchgeführte Krafttraining geht, in Absprache mit dem zuständigen orthopädischen Chirurgen, davon aus, dass das Hüftgelenk nach der 6.postoperativen Woche voll belastbar ist (vgl. auch Heisel et al., 2009, S.1228) und somit Maximalkrafttests, die das Hüftgelenk mit einschließen, durchgeführt werden dürfen.

Bezüglich der Trainingsintensität finden sich in der Literatur häufig Tendenzen zu einem Training mit hohen Intensitäten. So meinen Steib et al. (2010), dass höhere Intensitäten effektiver sind, um die Maximalkraft zu verbessern, allerdings nicht unbedingt, um die funktionelle Leistung einer alten Person zu steigern. Suetta et al. (2004) stellten fest, dass ein postoperatives Krafttraining (unilaterales Krafttraining 3x/Woche für 12 Wochen) die Maximalkraft, den Muskelquerschnitt sowie die Muskelfunktion signifikant gegenüber einem Standardrehabilitationsprogramm steigert. Dies soll sich auch auf verkürzte Aufenthalte in Rehabilitationseinrichtungen auswirken.

Für die vorliegende Studie wurde ein Krafttraining mit 50% des Einwiederholungsmaximums mit 20-30 Wiederholungen zu 3 Sätzen gewählt. Die an der Studie partizipierenden PatientInnen kamen durchschnittlich 6-mal zwischen der Eingangs- und Ausgangstestung zum Krafttraining.

11.2.2 Das Posturale Training

Das unter dem Kapitel zu den Methoden beschriebene Posturale Training konnte durch das Posturalkollektiv aufgrund regelmäßig kapazitärer Engpässe der Sportwissenschaft, nicht die erwünschten Frequenzen liefern, weshalb einige PatientInnen aus der Studie wieder exkludiert werden mussten. Aus diesem Grund erreichte nach Abschluss der Datenerhebungsphase dieses Kollektiv die geringste Probandenzahl.

Da höchstens 3 PatientInnen gleichzeitig durch eine/n SportwissenschaftlerIn betreut wurden, konnte die Schwierigkeit der Übungen so auf das Individuum abgestimmt werden, dass das Gleichgewicht ständig gefordert, die PatientInnen aber nicht überfordert wurden.

Die Möglichkeit für Pausen ergab sich durch regelmäßigen Übungswechsel automatisch und konnte aber individuell von den PatientInnen eingefordert werden. Im Mittel kamen die PatientInnen 6 mal zum Posturalen Training.

Nachdem bei PatientInnen nach Hüftgelenkersatz häufig Asymmetrien bezüglich der Belastung der unteren Extremität vorliegen, wurde ein weiteres Hauptaugenmerk auf das Erarbeiten einer physiologischen Beinachse sowie die symmetrische Gewichtsverteilung über beide Beine gelegt.

11.2.3 Das Radtraining

Wie im methodischen Abschnitt ausgeführt, wurde das Radtraining über die 10-stufige RPE- Skala nach Borg (1982) gesteuert. Beim Radtraining an der Anaeroben Schwelle entspricht die adäquate Intensität für beide Geschlechter auf der 7(10)-stufigen Borg-Skala einer 3-4 (ein wenig schwer) für das Training (Purvis u. Kukiton, 1981).

Als zusätzlich regulierende Kriterien wurden der Belastungsblutdruck sowie die Trainingsherzfrequenz beobachtet. Da es sich um ein Training im Rahmen der orthopädischen Rehabilitation handelt und für welche keine Leistungsdiagnostik im Leistungskatalog der Krankenkassen vorgesehen ist, musste das Training ohne vorangehende Leistungsdiagnostik durchgeführt werden. Mittels der genannten Steuerungsmechanismen wurde die adäquate Intensität näherungsweise bestimmt. Zwischen dem Eingangs- und dem Ausgangstest der Studie mussten die PatientInnen im Mittel sieben Radeinheiten absolvieren.

Laut Literatur wird in der Therapie bei Hüftgelenkserkrankungen die Ausdauerleistungsfähigkeit vorrangig durch orthopädische Gründe limitiert, weniger durch kardiopulmonale Faktoren (Jerosch u. Heisel, 2009).

Hierzu erlaube ich mir die persönliche Anmerkung aus eigener Erfahrung nach 10 Jahren Arbeit in der orthopädischen Rehabilitation, dass bezogen auf orthopädische PatientInnen nach Kniegelenkersatz die vorrangig orthopädische Limitation zutreffen mag. Meiner Erfahrung nach aber nicht auf den/ die PatientInnen/-in nach Hüftgelenkersatz, da sowohl Schmerzen als auch reduziertes Bewegungsausmaß zumindest ab Phase III nur selten einschränkend wirken.

11.2.4 Das „Standardtherapie-“ Programm

Die Begrifflichkeit um dieses Kollektiv verursachte dieser Arbeit viele Stops und Diskussionen. Es sollte sich hier um ein Standardtherapiekollektiv handeln, wogegen die beiden Versuchskollektiva des Postural- und Kraftkollektivs verglichen werden sollten. Allerdings kann es kein tatsächliches Standardtherapiekollektiv geben. Aus ethischen Gründen sowie aufgrund der Tatsache, dass seitens der Kostenträger Tagsätze für den

Rehabilitationsaufenthalt entrichtet werden und somit eine Leistungspflicht besteht, geht es nicht, dass PatientInnen gar keine Therapie erfahren. Da man aber nur unter diesen Voraussetzungen von einem tatsächlichen Kontrollkollektiv sprechen könnte und das „Kontrollkollektiv“ dieser Arbeit zumindest weithin verbreitete, übliche Therapien erfährt, wurde der Begriff des Standardtherapiekollektivs angewendet.

Die in der Klinik Pirawarth generell üblichen Therapien, die fast alle Hüft- PatientInnen erhalten, sind in erster Linie Physiotherapie, Strombehandlungen, Packungen und Unterwassergymnastik. Weiters kommen dazu noch häufig Nordic Walking und vor allem Radergometer.

Durch die Vielzahl an möglichen Therapien auch für dieses Vergleichskollektiv zeichnet sich bereits ein Unsicherheitsfaktor ab, der zahlreiche Einflussfaktoren auf unser späteres Ergebnis nicht ausschließen lässt. Die Arbeit wurde in vollem Bewusstsein dessen aufgebaut, die Ergebnisse aufgrund dieser Problematik intensiv hinterfragt.

11.3 Der Maximalkrafttest

Der durchgeführte Maximalkrafttest der Beinstreckschlinge an einer Funktionsstemme bietet eine Testmöglichkeit in exakt justierbarer Sitzposition. Speziell der Hüftwinkel kann so eingestellt werden, dass dieser maximal 90 Grad beträgt, um ein Luxieren des künstlichen Hüftgelenks zu vermeiden. Außerdem werden durch diese Übung ein Großteil der durch den operativen Eingriff und durch die Vorgeschichte der Coxarthrose primär atrophierten Muskelgruppen, nämlich die Knieextensoren und ein Teil der Hüftmuskulatur, erfasst (vgl. Kap.3.3.). Rasch et al. (2010) sowie Watelein et al. (2001) geben in ihren Ausführungen über Defizite vor dem Gelenkersatz die Knieextensorenchwäche und die reduzierte Kniestabilität an erster Stelle an.

Laut DiMonaco et al. (2009) beinhalten auch die meisten Protokolle anderer Studien Übungen oder Übungsanordnungen, die vor allem den M. quadriceps femoris und die gluteale Muskulatur erfassen.

Bei diesem Maximalkrafttest kann das Kraftniveau der Hüftabduktoren nicht erhoben werden. Da in dieser Studie auch durch kein anderes Trainingsgerät die Maximalkraft der Hüftabduktoren erhoben wurde, könnte dies als ein Manko im vorliegenden Studiendesign erachtet werden. Immerhin geht aus der theoretischen Einführung hervor, dass die Kraft der Hüftmuskulatur laut Rasch et al. (2010) noch nach 2 Jahren nicht vollständig regeneriert, die der Knieextensoren jedoch schon. Aufgrund des zeitlich vorgegebenen Rahmens des Ein- und Ausgangstest von 25 Minuten, musste die Testbatterie jedoch auf wenige Testverfahren beschränkt bleiben.

11.4 Die Posturographie

Die Posturographie wird als ein adäquates Mittel gesehen, wenn es um die Messung der statischen Gleichgewichtskontrolle geht (Niam et al., 1999). Außerdem können mittels Einsatz der Posturographie Asymmetrien im Stand nachgewiesen werden, die durch andere Tests nicht evaluierbar wären (Weithaus und Schupp, 2001).

11.4.1 Generelle Aussagekraft der Messwerte der Posturographie

Laut Chaudry et al. (2008) ist es nicht klar, welcher der Parameter Fläche, Geschwindigkeit, Länge oder Frequenz bezüglich qualitativer Aussage über die Gleichgewichtsfähigkeit am effektivsten ist. Auf alle Fälle können COP Verschiebungen hergenommen werden, um verschiedene Gruppen wie z.B. Alt/Jung, sturzgefährdet/ nicht sturzgefährdet zu vergleichen. Je größer die oben genannten Parameter ausfallen, desto instabiler dürfte das Gleichgewicht der betroffenen Testperson sein. Studien wie die von Benjuva et al. (2004), zeigen Zusammenhänge zwischen der Größe der medio- lateralen Amplitude und dem Sturzrisiko, allerdings ohne einer quantitativen Aussage über die Stärke der Korrelation.

Eine Studie von Bauer et al. (2009) untersuchte die Zuverlässigkeit der mittels statischer Posturographie auf einer Kraftmessplatte gewonnenen Parameter in Hinblick auf ältere Menschen. Hierbei werden die 6 Parameter, nämlich die Durchschnittsgeschwindigkeit des COP bei schmaler Standposition, die Schwankfläche bei schmalem Stand, die Länge des Schwankungsweges bei normalem und schmalem Stand und der Neigungswinkel bei normalem bzw. engem Stand als äußerst zuverlässig bezüglich einer Aussage über die aktuelle Sturzgefährdung bezeichnet.

Aufgrund des begrenzten zeitlichen Rahmens für eine Testerhebung, konnten nicht beide möglichen Kippebenen eingesetzt werden. Da für die medio- laterale Richtung primär der Ausgleich zur Beibehaltung des Gleichgewichts über die Hüftab- und –adduktoren erfolgt, wurde die medio- laterale Bewegungsrichtung als für dieses PatientInnen gut maßgeblich erachtet. Laut Literatur (Nantel et al., 2008 zit.n. Gribble u. Hertel, 2004) führen die Defizite der Hüftabduktoren vor und nach Hüftgelenkersatz zu signifikant größeren COP-Schwankungen und Schwankungsgeschwindigkeit in medio- lateraler Richtung (vgl. Kapitel 4.4.1.).

Die Pause zwischen den Testungen betrug beim Wechsel von offenen zu geschlossenen Augen nicht vielmehr als 30 Sekunden, damit die Standposition gleich beibehalten werden konnte.

11.4.2 Erkenntnisse über Hüft-TEP PatientInnen mittels Posturographie:

In der Orthopädie lässt sich nur spärlich Literatur über den Einsatz der Posturographie finden. Der Einsatz der dynamischen Posturographie empfiehlt sich laut Calo et al (2009) bei Knochen- und Gelenkserkrankungen, um Informationen über die Gleichgewichtssituation, das Operationsoutcome und das Rehabilitationsprogramm zu erhalten. Hüft- TEP PatientInnen weisen hierbei in der Testung an der Posturographie eine normale posturale Kontrolle und symmetrische Reaktionen auf.

Vor der Operation schwanken Hüft- TEP PatientInnen in ihren Neigungswinkeln in der Frontal- und Sagittalebene im Vergleich zu Gesunden. Nach 4 Monaten bestehen lediglich Restdefizite in der dynamischen Balance (Lugade et al., 2008).

Bezüglich Schwankungen beschreiben auch Rougier et al. (2008), dass speziell um die anterior- posteriore Achse Schwankungen auffällig sind. Sie umschreiben die posturale Spezifität der TEP- PatientInnen mit einer globalen sensomotorischen Beeinträchtigung, welche die Be- und Entlastungsmechanismen der Hüfte verändert. Da zu erkennen ist, dass die Posturographie fundierte Informationen vor und nach der Hüft-Operation über die posturale Situation liefert, wird der Einsatz dieser Messplattform für die vorliegende Studie als adäquat eingeschätzt.

Laut Studien von Lugade, Klausmeier et al. (2008) als auch von Rougier et al. (2008), in welchen Schwankungswege des COP vorwärts- rückwärts sowie seitwärts mittels Posturographie gemessen wurden, besteht bereits vor der TEP- Operation deutliche Defizite gegenüber gesunden Personen. Auch nach der Operation wurden dieselben Defizite festgestellt. Daher wurde davon ausgegangen, dass auch bei den PatientInnen der vorliegenden Studie Defizite zumindest anfangs vorhanden sein müssen.

Andere Studien zeigen, dass ein Rückgang der Muskelkraft, speziell der Hüftabduktoren, zu signifikant größeren COP- Schwankungen und einer höheren Schwankungsgeschwindigkeit in medio- lateraler Richtung führt (Nantel et al., 2008 zit.n. Gribble u. Hertel, 2004). Die medio- laterale Kontrolle braucht funktionelle, leistungsfähige Hüftab- und -adduktoren, um das Körpergewicht von einem zum anderen Bein zu transferieren. Der Umkehrschluss sagt, dass starke Abduktoren auch eher eine normale posturale Kontrolle erlauben. Dieser Rückschluss kann mit der vorliegenden Studie nicht bestätigt werden, da aus zeitlichen Gründen, keine Krafterhebung der Hüftabduktoren vorgenommen wurden.

11.4.3 Klinische Balance Tests versus Posturographie-Testung:

Zu dieser Thematik finden sich in der Literatur vielfältige Quellen, wenn auch zumeist mit nur geringer Stichprobengröße bzw. nicht bezogen auf das Krankheitsbild nach endoprothetischem Hüftgelenksersatz.

Belaid et al. (2007) stellen fest, dass sowohl klinische als auch posturographische Balance- Testverfahren die Erholungsphase nach einer Hüftoperation messen können. Während Loughran et al. (2005) angeben, dass die Ergebnisse an einer Posturographie (Balance Master Neurocom) mit 2 klinischen Balancetests korrelieren, können Weber et al. (2000) nur unvollständige Korrelationen zwischen klinischen Tests (Tinetti Test, Berg Balance Scale) sowie Posturographie- Daten finden.

Laut Furmann (1994) bringt die Posturographie funktionelle Informationen über die Gleichgewichtsfähigkeit eines Individuums bzw. über die Alltagsrelevanz von Gleichgewichtsauffälligkeiten. Weiters bietet sie die Möglichkeit zur Messung der Entwicklung durch die Bewegungstherapie.

Der Einsatz zur Überprüfung der Rehabilitation nach Hüftgelenksersatz scheint, wenn durch die Literatur auch nicht eindeutig belegt, zumindest ausreichend begründet zu sein. Aufgrund des zeitlichen Rahmens konnte kein weiteres aussagekräftiges Testungsverfahren, wie die „Berg- Balance- Scale“ oder der „Timed up and go- Test“, eingebaut werden. Ergänzt wurde die Gleichgewichtsanalyse an der Posturographie durch die rein visuelle Erhebung des Einbeinstandvermögens, welche äußerst geringen Zeitaufwands bedarf (siehe Kap. 10.2.8., Seite 64).

Bezüglich Hüft- TEP PatientInnen fanden Nantel et al. (2008) Ergebnisse, welche mit vergangenen Studien korrelieren, wo posturale Defizite nach 6 und 12 Monaten post OP verbleiben (Nantel et al., 2008 auch zit.n. Majewski et al., 2005, Nallegowda et al., 2003, Trudelle- Jackson et al., 2002). Diese Defizite zeigen sich durch niedrigere Stabilität und Ausdauer des operierten Beins während des Einbeinstands (Trudelle- Jackson et al., 2002) und durch Steifigkeit der Rumpfkontrolle im ruhigen Stand (Majewski et al., 2005).

11.4.4 Posturographieergebnisse in Abhängigkeit vom Alter

Baloh et al.(1994), Camicioli et al.(1997) sowie Perrin et al. (1997) belegen mittels Posturographie signifikante Altersunterschiede, womit diese einsetzbar ist, um junge von alten Untersuchungspersonen zu unterscheiden. Perrin et al.(1997) beziehen sich dabei auf die Erhebung der Schwankungsfläche sowie der anterior- posterioren Oszillationen des COPs. Leider sparen die Autoren aller Studien jeweils große Altersbereiche aus. Meist umfassen die Daten nur Junge“ (bis 39 Jahre) gegen „Alte“ (mit mind. 70 Jahren) oder auch ganz Alte (>80) und Alte (bis 80).

Camicioli, Panzer et al. beschreiben, dass ganz alte (>80 Jahre) und alte (<80 Jahre) Menschen Veränderungen in der Gleichgewichtsfähigkeit erfahren, die ganz Alten aber nochmals deutlich schlechter abschneiden.

Auch Liaw et al. (2009) fanden in ihrer ältesten Studiengruppe die niedrigsten Durchschnittswerte betreffend Stabilität sowie herabgesetzte prozentuelle Anteile der Sprunggelenksstrategie. Somit weist auch laut diesem Autor die Gruppe der „Alten“ die höchste posturale Instabilität auf. Weiters greift diese Altersgruppe im intensivsten Ausmaß auf die Hüftstrategie zur Balancekontrolle zurück.

Perrin et al (1997) kommen ebenfalls zu dem Schluss, dass Balance halten im Alter schwieriger wird.

Das Durchschnittsalter meiner Satel- Studie beträgt 68 Jahre und kann somit nicht bezüglich vorausschickender Altersdifferenzen klar belegt werden. Dazu ist die derzeit verfügbare Literatur nicht genügend aufschlussreich. Im Rahmen der vorliegenden statistischen Analyse wurde dem Aspekt der großen Altersspanne der Kollektiva Bedeutung zugemessen und daher stets als zumindest möglicherweise beeinflussender Faktor in die Berechnungen inkludiert.

11.4.5 Weitere potentielle Einflussgrößen für die Gleichgewichtsfähigkeit

Wie in den Kapitel unter 5.4.7. analysiert, können vielfältige Komponenten auf die Gleichgewichtsfähigkeit Einfluss nehmen. Die vorliegende Studie wird dieser Komplexität wohl nur teilweise gerecht. Insbesondere der Komplex zur Informationsweiterleitung und Verarbeitung im Zentralnervensystem wird kaum tiefer gehend beleuchtet, da dies mit den vorliegenden Methoden einerseits nicht seriös möglich ist und andererseits auch den Rahmen der Arbeit sprengen würde. Allerdings sollte als kritische Bemerkung noch überlegt werden, dass besonders im therapeutischen Rahmen nach einem Hüftgelenkersatz das Re- und Neuorganisieren der muskulären Ansteuerung und somit der zentral ablaufenden Prozesse der Bewegungssteuerung auf alle Fälle auch eine Rolle spielt, die hier nicht erfasst wurde. Das Neulernen koordinativer Abläufe und der nötigen Neuentwicklung von Bewegungsmustern aufgrund einerseits neuer Proportionen und andererseits aufgrund der Regeneration geschädigter Strukturen bedarf ein hohes Maß an zentraler Steuerung, auch wenn es sich hier um orthopädische und nicht um neurologische PatientInnen handelt.

Somit spielen bei den gewonnenen Ergebnissen vermutlich nicht nur die in der vorliegenden Arbeit betrachteten Faktoren wie Schmerzen oder Schwindel eine Rolle.

Der Faktor „Schwindel“ wird regelmäßig aufgegriffen, ohne diesen weiter zu spezifizieren.

11.4.6 Testung des Einbeinstandes

Für die Beurteilung des Einbeinstandvermögens wurde beim Studiendesign kein in der Literatur vorzufindendes Testdesign angewendet. Dies begründet sich durch die Voraussetzung, einen zeitlich ganz kurzen Test anwenden zu müssen. Das eingesetzte Beurteilungsschema bedeutet für das Testteam Routinearbeit, da sich dieser Beurteilungsmodus aus der therapeutischen Praxis der Klinik Pirawarth heraus entwickelt und etabliert hat. Dieses Scanverfahren wird täglich in der Beurteilung der Balancefähigkeit orthopädischer PatientInnen eingesetzt und stuft die Gleichgewichtsfähigkeit auf einem Bein von 0 bis 3 ein (siehe Kap. 10.2.8., Seite 64) .

11.5 Beurteilung des Gangbilds

Als wesentliches Ziel für die Rehabilitation nach einer Hüftoperation zählt das Wiedererlangen eines möglichst physiologischen Gangbilds. Dazu gehört die gleichmäßige Körpergewichtsverteilung über beide untere Extremitäten, was nach einer solchen Operation häufig noch nicht möglich ist (vgl. Kapitel 3.4.).

Da für die Prognose von Gangsicherheit und zukünftigen Fehlbelastungssyndromen ein gleichmäßiges Gangbild von großem Vorteil ist, kommt der Beobachtung des Gangbildes zum Ende des Aufenthalts Bedeutung zu.

Hier wurde, wie auch im Rahmen der Eingangstestung, mittels visueller Beurteilung das Gangbild hinsichtlich Gleichmäßigkeit oder asymmetrischer Gewichtsverlagerung zu einer Seite erhoben. Die Übungsanweisung wurde einfach gehalten, indem nur verlangt wurde, einige Schritte zu gehen, ohne eine Schrittzahl, Strecke oder Gehzeit zu definieren. Die Beurteilung erfolgte nach subjektiver Einschätzung durch die testausführende Person (vgl. Kap. 10.2.9., Seite 65). Nachdem auch diese Methode als Ergänzung zur Posturographie zu sehen ist, wird das Verfahren als ausreichend genau zur Unterstützung der Ergebnisse erachtet.

11.6 Der RPE-Score nach Borg

Das Radtraining, welches die PatientInnen im Rahmen dieser Studie absolvierten, wurde, neben der Kontrolle von Blutdruck und Herzfrequenz, über die adaptierte 10-stufige RPE-Skala nach Borg (1982) gesteuert. Diese 10-stufige Skala zum subjektiven Belastungsempfinden ließ in einigen Studien eine deutliche Korrelation zwischen den Stufen der vereinfachten Belastungsskala und den Blut- sowie Muskellaktatkonzentrationen erkennen (Borg, 1981). Weiters wurde Borg`s RPE- Skala als gültige Messung für Trainingsintensitäten (Chen et al., 2002) sowie als Möglichkeit zur

Erfassung und Beurteilung des Anstrengungsempfindens während einer Belastung belegt (Löllgen, 2004).

Gerade im Gesundheitsbereich liefert die Borg-Skala wichtige und gute Hinweise zur Belastungsintensität, da aufwändige Testverfahren wie Laktatmessung oder Spiroergometrie nicht oder nur selten möglich sind (Löllgen, 2004). Auch für das Ergometertraining nach Hüftgelenkersatz hat sich in der Klinik Pirawarth die 10-stufige Tabelle zur Trainingssteuerung durchgesetzt. Insbesondere auch deshalb, da ein Training auf Basis leistungsdiagnostischer Verfahren nicht im Rehabilitationsplan enthalten ist und somit finanziell nicht ermöglicht wird.

12 Statistische Auswertung

Zur Erarbeitung der deskriptiven sowie der analytischen Teststatistik wurde das Statistikprogramm SPSS für Windows in der Version 13.0 eingesetzt.

In erster Instanz kam es, nach Erarbeitung der Datenblätter, zur Hinterfragung der Verteilungsform der Variablen. Hierbei kam immer der Kolmogorov- Smirnow-Test (KS-Test) aufgrund der teilweise kleinen Stichproben ($N < 30$) sowie der inhomogenen Gruppengrößen zum Einsatz. Einen weiteren Grund für die Verwendung des KS-Tests sind die meist nicht klassifizierten Stichprobendaten mit $n < 5$ pro Kategorie. Die Anwendung des Chi- Quadrat- Tests würde eine solche Kategorisierung als Voraussetzung verlangen.

Um zu überprüfen, ob sich die beiden Versuchs- sowie die Standardtherapiegruppe in ihren Mittelwerten unterscheiden, kamen je nach Skalenniveau sowie nach Verteilungstyp der H-Test nach Kruskal-Wallis (parametrierfreies Verfahren für mehrere unabhängige Stichproben) oder die einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA; parametrisches Verfahren für mehrere unabhängige Stichproben) zum Einsatz.

Im Zuge der ANOVA- Berechnungen wurde im Rahmen der post hoc- Analyse der konservative post-hoc-Test nach Scheffé angewendet, da dieser Varianzhomogenität verlangt, und für ungleiche Stichproben geeignet ist.

Zur Hinterfragung, ob die einzelnen Testvariablen signifikante Veränderungen vom Anfangs- zum Endtest aufweisen sowie für den Vergleich zweier Stichproben, wurde der T-Test für gepaarte Stichproben (parametrisches Verfahren) oder der U-Test nach Mann-Whitney (nichtparametrisches Verfahren für gepaarte Stichproben) eingesetzt. Der T-Test wurde bei allen intervallskalierten Variablen eingesetzt, die Normalverteilung und gleiche Varianzen aufweisen, der U-Test, wo dies entweder nicht der Fall war oder die Kollektiva sehr unterschiedlich in ihrer Größe waren.

Schließlich kamen der Rangkorrelationskoeffizient nach Spearman und Kendall bzw. der Maßkorrelationskoeffizient nach Pearson zum Einsatz. So konnten signifikante Korrelationen und deren Richtung sowie Stärke ermittelt werden.

Für die graphische Darstellung wurden Box Plots, Kreis- und Balkendiagramme verwendet.

Die angestrebte Irrtumswahrscheinlichkeit in dieser Arbeit wurde mit 5 Prozent festgelegt.

Zusammenfassung der Datensituation:

Bei ca. 2/3 der Daten findet sich Normalverteilung, Homogenität der Varianzen ist im Großteil der Fälle vorhanden. Gleiche Kollektivgrößen sind nicht gegeben. Die Daten sind, bis auf wenige Variablen (Geschlecht, Hilfsmittelgebrauch, Schmerzen, Schwindel), intervallskaliert.

Anschließend an die Darstellung der Teilnehmercharakteristik lehnen sich die Ergebnisse an die Reihenfolge der im Kapitel 10.1. aufgestellten Hypothesen an.

Nach der Charakteristik der Studienteilnehmer in Kapitel 12.1. wird in den danach folgenden ausführlichen Kapiteln die für diese Studie erhobenen Daten chronologisch erörtert. Als erstes werden alle Variablen der Anfangstestung, anschließend die der Endtestung aufgezeigt. Ab Kapitel 13 wird dann auf signifikante Unterschiede zwischen Anfangs- und Endtest geachtet sowie auf Korrelationen zwischen den 3 Kollektiven.

Schließlich werden die gewonnenen Ergebnisse näher beleuchtet, indem diverse Parameter untereinander auf Zusammenhänge geprüft werden.

Die Abhandlung der einzelnen Parameter und Erhebungen erfolgt in jedem Kapitel in der gleichen Reihenfolge nach Ordnung der Hypothesen. (Bei vielen Abbildungen gilt, dass die Bezeichnung Kontrollkollektiv gleich für Standardtherapiekollektiv steht.

12.1 Charakteristik der StudienteilnehmerInnen

Im folgenden Abschnitt werden die StudienteilnehmerInnen der 2 Versuchsgruppen und der einen Standardtherapiegruppe anhand soziodemographischer sowie klinischer Daten beschrieben. Anschließend werden selbige Angaben auf signifikante Unterschiede geprüft. Für die Studie wurden insgesamt 202 PatientInnen im Eingangstestverfahren getestet, wobei zur Grundgesamtheit für die vorliegenden Berechnungen nur die 149 PatientInnen herangezogen wurden, die letztendlich tatsächlich in der Studie behalten werden konnten.

Das Probandengut teilt sich wie folgt auf die 3 Kollektiva auf:

	Anzahl	Prozent
Kraftkollektiv	74	49,7
Posturalkollektiv	30	20,1
Standardtherapiekollektiv	45	30,2
Gesamt	149	100,0

Tabelle 9: Anzahl der PatientInnen pro Kollektiv nach Geschlecht

Das Kraftkollektiv verzeichnet in etwa doppelt so viele PatientInnen wie das Postural- und das Standardtherapiekollektiv. Daher sind die Kollektiva inhomogen bezüglich ihrer Stichprobengröße.

12.1.1 Geschlechterverteilung

Dass deutlich mehr Frauen zur Rehabilitation nach totalendoprothetischem Hüftgelenkersatz kommen, da einfach mehr operiert werden, wurde bereits in Kap. 3.1. erwähnt (vgl. Engelhardt, 2003, Hackenbroch 2002). Die Geschlechterverteilung ist unter Abb.8 und Tab.11 dargestellt und in Zahlen gefasst.

Von den 170 PatientInnen des Gesamtkollektivs waren knapp 59% Frauen und nur 41% Männer. Auch innerhalb der 3 Kollektiva findet sich ein ähnliches Bild mit einer Frauendominanz von ca. 60%.

Die statistische Prüfung belegt, dass es die Geschlechterverteilung zwischen den 3 Gruppen nicht signifikant unterschiedlich ist ($p=0,866$).

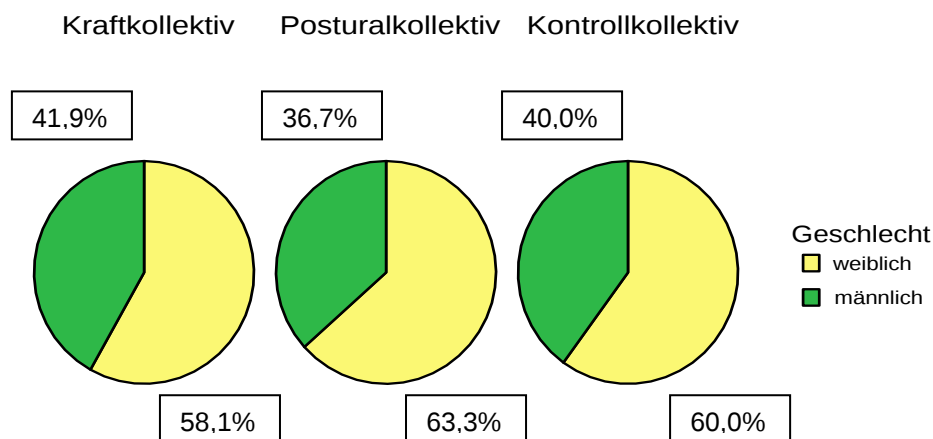


Abbildung 8: Verteilung der Geschlechter nach Kollektiv (Kontroll- = Standardtherapiekoll.)

Geschlecht	Gesamt (N=149)
Weiblich	59,7%
Männlich	40,3%

Tabelle 10: Geschlechterverteilung des Gesamtkollektivs

12.1.2 Alter und anthropometrische Daten

Betreffend dem Alter der 3 Kollektiva ist das Posturalkollektiv im Durchschnitt das Älteste, wobei der Unterschied von bis zu 3 Jahren bei einem Signifikanzniveau von 5% nicht signifikant ($p=0,47$) ist. Hinsichtlich der Variablen Gewicht, Größe sowie Body-Mass-Index bestehen ebenfalls keine signifikanten Unterschiede ($p=0,78$, $p=0,57$, $p=0,41$). Sämtliche Mittelwerte plus die dazugehörigen Standardabweichungen finden sich in Tabelle 11.

Tabelle 11: Alter, Größe, Gewicht und BMI nach Geschlecht Männer (N=147)

MÄNNER	Kraftkollektiv (n=31)	Posturalkollektiv (n=11)	Standardtherapie- kollektiv (n=17)	Gesamt (n=59)
Alter ± SD (Jahre)	64,7±12,9	69,6±11,2	64,7±10,8	65,6±12,0
Größe ± SD (cm)	173,3±6,5	174,8±7,5	173,4± 6,4	173,6±6,6
Gewicht ± SD (kg)	83,8±12,7	82,0±11,1	86,8±12,6	83,6±12,0
BMI ± SD (kg(m ²))	27,9±4,0	26,8±3,3	28,9±4,5	27,8±4,0
FRAUEN	Kraftkollektiv (n=43)	Posturalkollektiv (n=19)	Standardtherapie- kollektiv (n=26)	Gesamt (n=88)
Alter ± SD (Jahre)	67,4±11,2	69,5±12,2	68,9±10,3	68,3±11,1
Größe ± SD (cm)	163,8±6,4	160,3±6,7	163,4± 7,6	163,0±6,9
Gewicht ± SD (kg)	73,3±11,1	69,8±16,9	72,6±15,1	72,4±13,6
BMI ± SD (kg(m ²))	27,3±4,2	27,1±6,2	27,9±4,6	27,2±4,8

SD...Standardabweichung

12.1.2.1 Kategorisierung des Probandenalters

Nachdem sich das Gesamtkollektiv aus sehr unterschiedlichen Jahrgängen zusammensetzt, macht es Sinn das Kollektiv bzw. die Kollektiva in Altersgruppengruppen zu unterteilen.

Wie bereits in den Ausführungen aus Kapitel 6.1.3. und 6.4.8. erörtert, spielt das Alter eine maßgebliche Rolle in Bezug auf das Kraftniveau sowie auf die Gleichgewichtsfähigkeit.

Auch bei der Aufteilung der PatientInnen in Altersdekaden sind die 3 Kollektiva nicht unterschiedlich mit einer Signifikanz von $p=0,31$. Auffällig bezüglich des Posturalkollektivs ist dennoch, dass die Altersgruppe zwischen 50 und 59 fast fehlt und die zwischen 70 und 79 dafür verhältnismäßig groß ausfällt. Dies kann zumindest aus der Graphik in Abb.9 geschlossen werden.

	Gruppenzugehörigkeit			Gesamt
	Kraftkollektiv	Postural kollektiv	Kontroll kollektiv	
bis 50 Jahre	9 12,2%	3 10,0%	4 8,9%	16 10,7%
51 bis 70 Jahre	35 47,3%	10 33,3%	20 44,4%	65 43,6%
über 71 Jahre	30 40,5%	17 56,7%	21 46,7%	68 45,6%
Gesamt	74 100,0%	30 100,0%	45 100,0%	149 100,0%

Tabelle 12: Unterteilung der Kollektiva in 3 Altersgruppen

(die prozentuellen Angaben beziehen sich auf die Alterskategorien pro Kollektiv; Kontroll- = Standardtherapiekollektiv)

Wie aus Tabelle 12 ersichtlich wird, sind gut 45% des Gesamtkollektivs PatientInnen ab dem 71. Lebensjahr, mindestens 43% zwischen dem 51. und 70. und der Rest unter dem 50. Lebensjahr. Geprüft auf Unterschiede zwischen den 3 Kollektiven ergibt sich ein p-Wert von $p=0,55$ und somit auch hier eine homogene Ausgangslage der Stichproben.

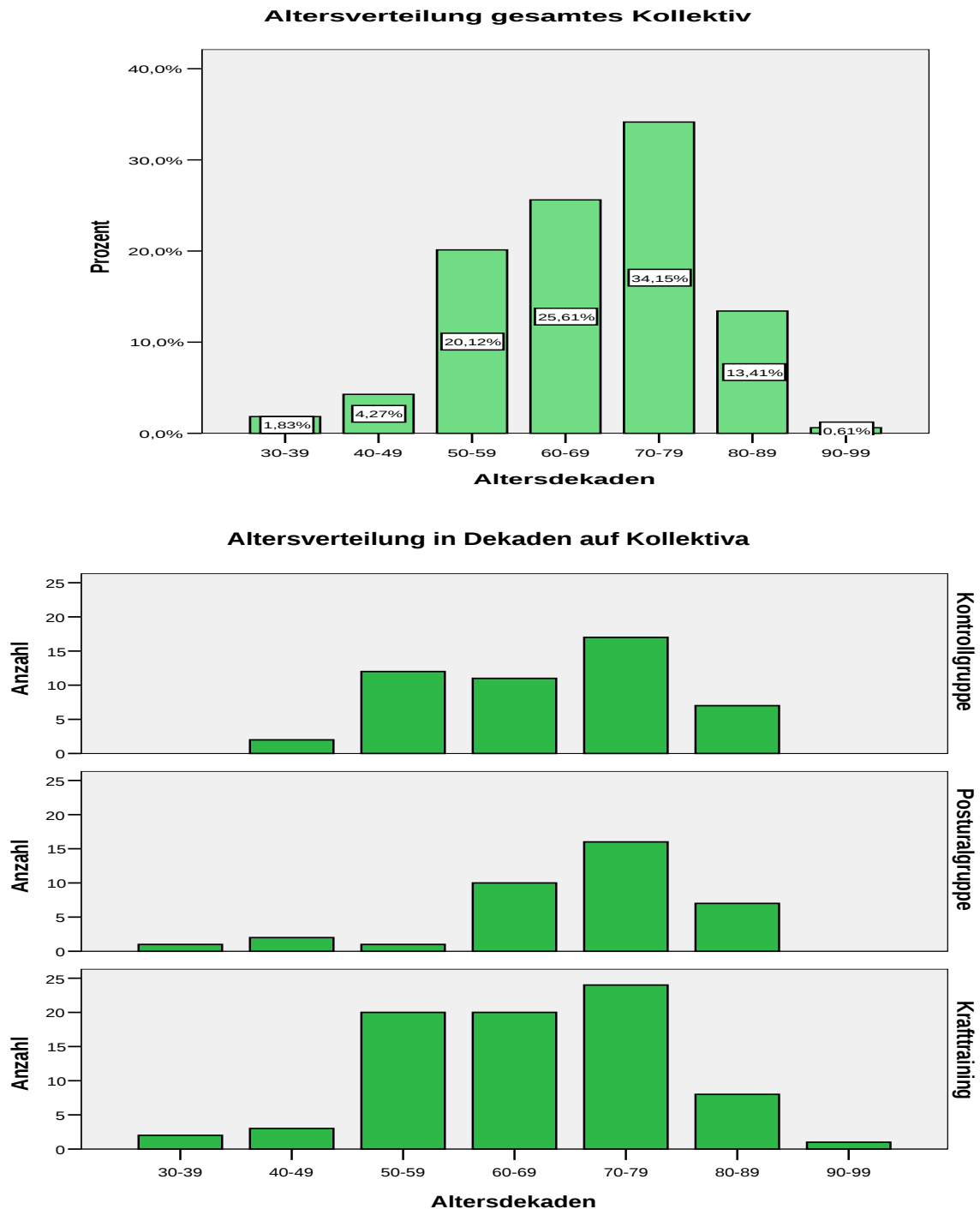


Abbildung 9: Altersdekaden (Kontroll- = Standardtherapiekollektiv)

12.1.3 Angaben bezüglich der TEP- Operation

Betreffend der Hüftoperation interessiert einerseits, wie lange diese zu Beginn des Rehabilitationsaufenthalts, besser gesagt bis zum ersten Kraft- und Posturographietest, zurückliegt. Weiters wird veranschaulicht, ob die linke oder rechte Seite öfter operiert wurde.

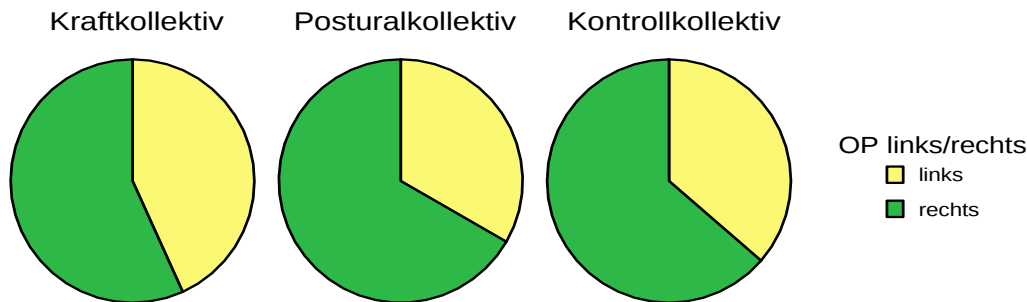


Abbildung 10: Seite des operierten Hüftgelenks (Kontroll- = Standardtherapie koll.)

12.2 Beschreibung der Daten aus der Anfangstestung

12.2.1 Verwendung von Gehhilfen

Die nachfolgenden Grafiken und Tabellen stellen die Verwendung von Hilfsmitteln beim Gehen am Beginn der Untersuchung dar. Zur Zeit des Anfangstests verwenden 59,7% des Gesamtkollektivs eine Gehhilfe.

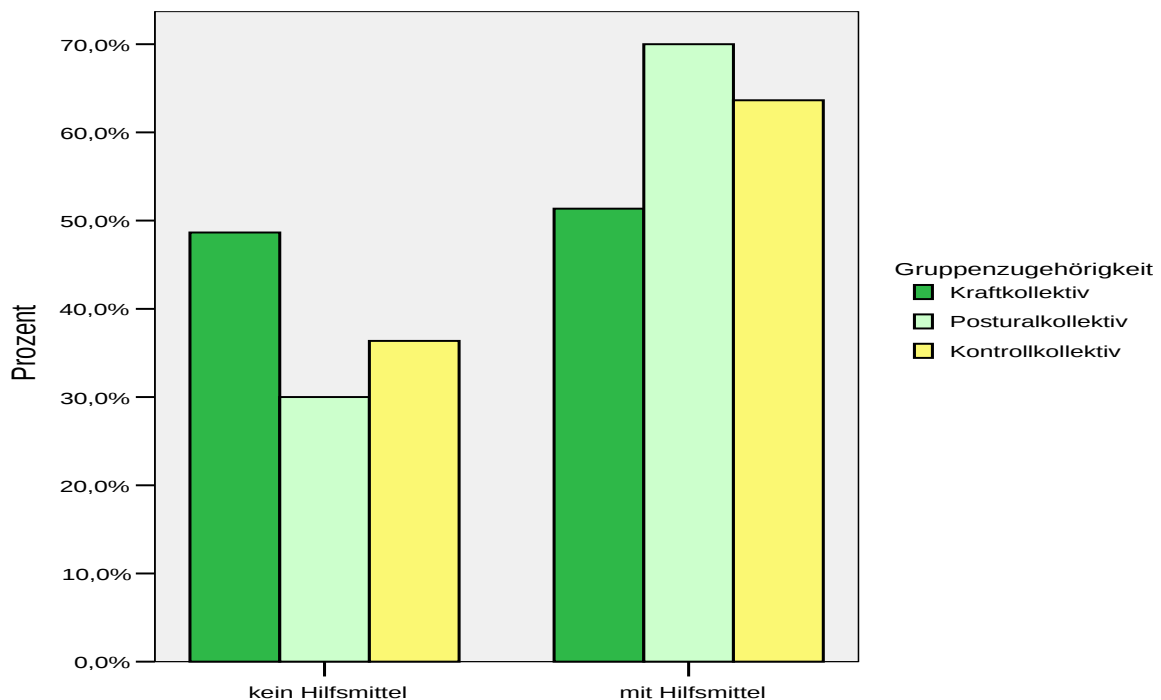


Abbildung 11: Hilfsmittelgebrauch zu Beginn des Aufenthalts in Prozent (N=149)
(Kontroll- = Standardtherapie koll.)

Mit $p=0,18$ (Chi²-Test) unterscheiden sich die 3 Kollektiva zu Beginn des Rehabilitationsaufenthaltes nicht signifikant hinsichtlich ihres Hilfsmittelgebrauchs, obwohl das Posturalkollektiv anfangs prozentuell deutlich mehr Hilfsmittel verwenden muss (71% gegenüber 51% und 62% der beiden anderen Kollektiva).

Die Art der Hilfsmittel findet sich in Abbildung 11 bezüglich ihrer Häufigkeit graphisch dargestellt. In etwa die Hälfte eines jeden Kollektivs verwendet zu Testbeginn eine Krücke, ein gutes Drittel ist bereits ohne Gehhilfe mobil.

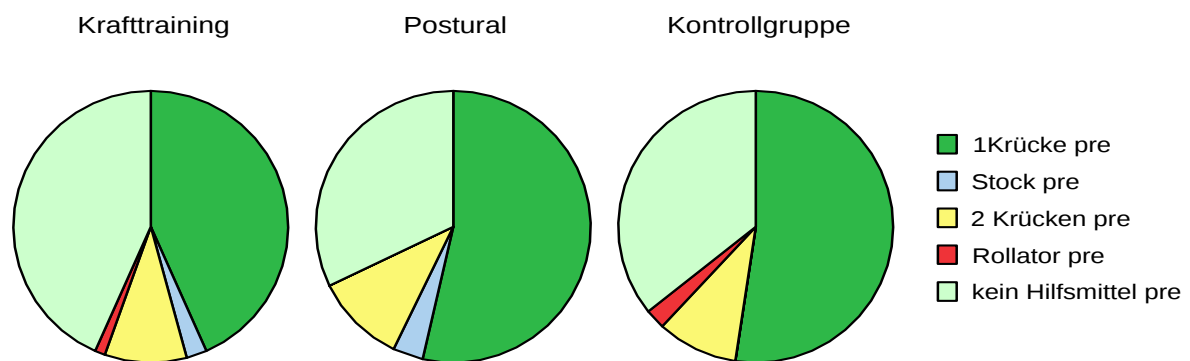


Abbildung 12: Anteilsmäßige Darstellung der unterschiedlichen Hilfsmittel
(Kontroll- = Standardtherapiekoll.)

12.2.2 . Schmerzsituation

Im Rahmen der Anfangstestung wurde hinterfragt, ob Schmerzen im Hüftgelenk vorhanden sind (ohne Gewichtung der Intensität der Schmerzen) und weiters, ob die Schmerzsituation der PatientInnen in allen Kollektiven vergleichbar ist (Tabelle 13).

Anfangstest	Kraftkollektiv	Posturalkollektiv	Standardtherapie-kollektiv	Signifikanz Chi ² -Test
mit Schmerzen	25,7%	40,0%	14,3%	$p=0,08$

Tabelle 13: Schmerzvorkommen operiertes Bein beim Anfangstest

25% des Gesamtkollektivs geben im Rahmen der Eingangstestung noch Schmerzen im operierten Bein an. Jeweils betrachtend die 3 Kollektiva scheinen die prozentuellen Ausgangsdaten keine einheitliche Ausgangslage zu bieten, da das Posturalkollektiv einen wesentlich höheren Prozentsatz (40% versus 26% und 14%) aufweist (vgl. Tab.13). Jedoch ergibt sich rechnerisch mit $p=0,08$ kein signifikanter Unterschied.

12.2.3 Schwindelvorkommen

Die 3 Kollektiva dahingehend auf Homogenität überprüfend, findet sich ein signifikanter Unterschied. In diesem Fall für das Krafttrainingskollektiv, in welchem die PatientInnen versus den anderen beiden Kollektiven mit $p=0,013$ weniger Schwindel vor der Anfangstestung angaben (Tab.14).

Anfangstest	Kraftkollektiv (n=64)	Posturalkollektiv (n=28)	Standardtherapiekollektiv (n=38)	Signifikanz Chi ² -Test
Mit Schwindel	1,6%	17,9%	10,5%	$p=0,013$

Tabelle 14: Schwindel beim Anfangstest

12.2.4 Gangbild

Ob die Gewichtsverteilung und damit die Belastung der Beine symmetrisch erfolgt oder zu einer Seite verlagernd asymmetrisch wirkt, wird in Abbildung 13 graphisch und in Tabelle 15 prozentuell dargestellt sowie auf Unterschiede zwischen den Kollektiven getestet.

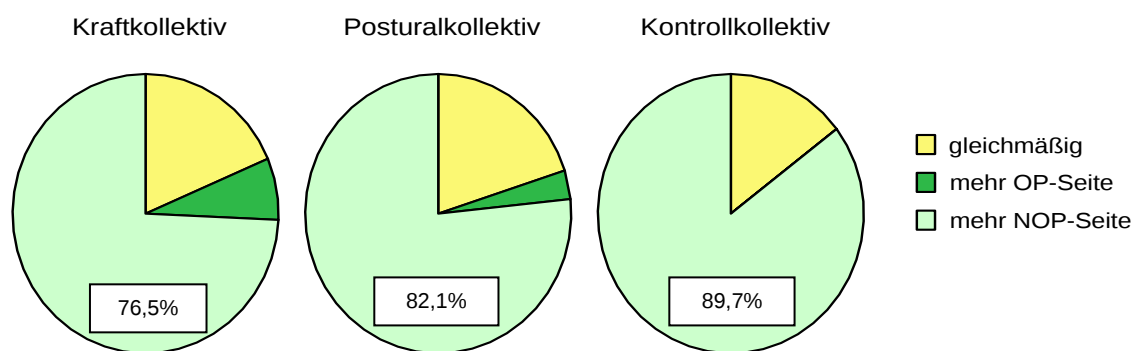


Abbildung 13: Belastungsverteilung beim Gehen zum Anfangstest

(Kontroll- = Standardtherapiekoll.)

Gangbild	Kraftkollektiv (N=62)	Posturalkollektiv (n=27)	Standardtherapiekollektiv (n=38)	Gesamt (n=127)	Chi ² -Test
Gleichmäßig	16,29%	17,9%	10,3%	14,8%	$p=0,59$
Operiert. Bein	7,4%	0%	0%	3,7%	$p=0,08$
Nicht operiert. Bein	76,5%	82,1%	89,7%	81,5%	$p=0,23$

Tabelle 15: Belastungsverteilung beim Gehen und deren Homogenität der Kollektiva

Die 3 Kollektiva unterscheiden sich hinsichtlich der visuell beurteilten Körpergewichtsverteilung über beiden Beine mit $p=0,18$ nicht unterschiedlich. In jedem Kollektiv findet sich bei über $\frac{3}{4}$ der PatientInnen eine deutliche Gewichtsverlagerung auf die nicht operierte untere Extremität.

12.2.5 Einbeinstand

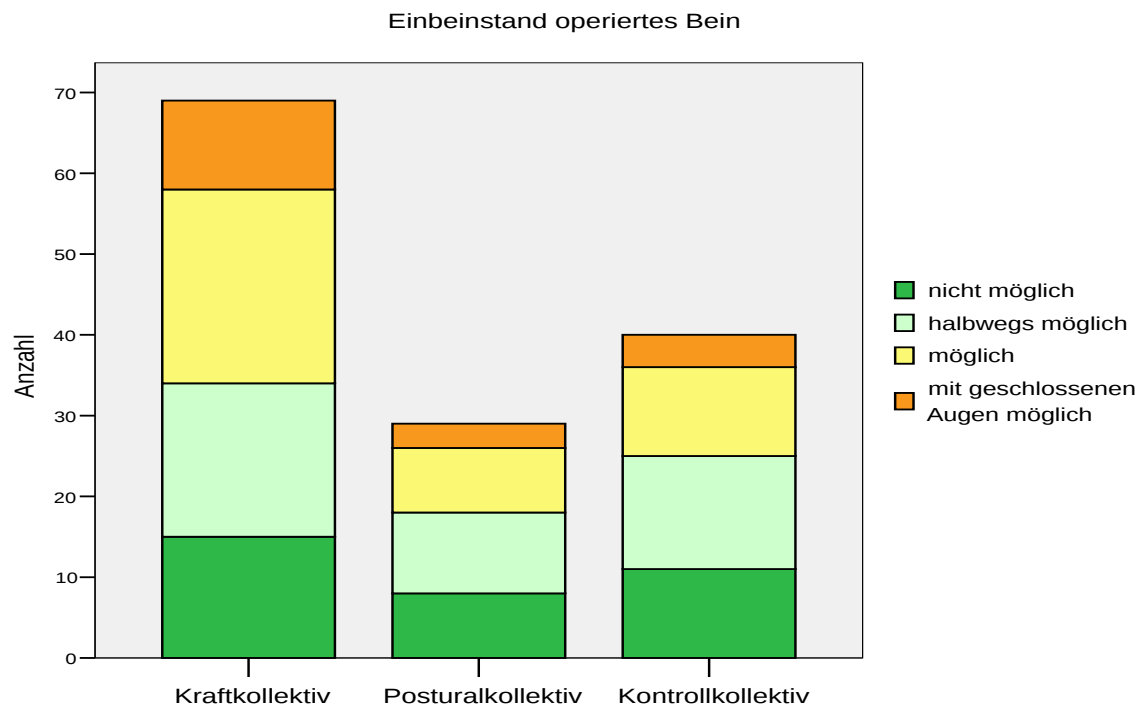


Abbildung 14: graphische Darstellung des Einbeinstands am operierten Bein (N=138)
(Kontroll- = Standardtherapiekoll.)

	Gruppenzugehörigkeit			Gesamt
	Kraftkollektiv	Posturalkollektiv	Kontrollkollektiv	
nicht möglich	15 21,7%	8 27,6%	11 27,5%	34 24,6%
unsicher möglich	19 27,5%	10 34,5%	14 35,0%	43 31,2%
möglich	24 34,8%	8 27,6%	11 27,5%	43 31,2%
möglich mit Augen geschlossen	11 15,9%	3 10,3%	4 10,0%	18 13,0%
Gesamt	69 100,0%	29 100,0%	40 100,0%	138 100,0%

Tabelle 16: Bewertung des Einbeinstands am operierten Bein zum Anfangstest (N=138)
(Kontroll- = Standardtherapiekoll.)

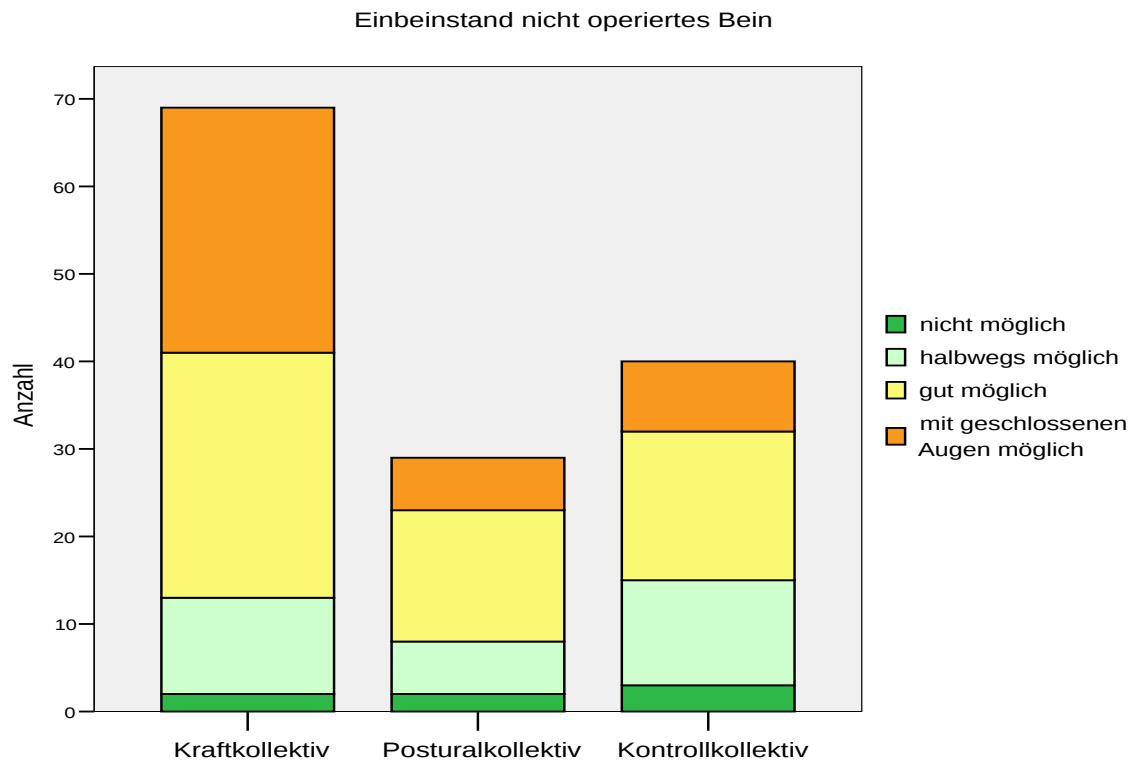


Abbildung 15: graphische Darstellung des Einbeinstands am nicht operierten Bein (N=138)
(Kontroll- = Standardtherapie koll.)

	Gruppenzugehörigkeit			Gesamt
	Kraftkollektiv	Posturalkollektiv	Kontrollkollektiv	
nicht möglich	2 2,9%	2 6,9%	3 7,5%	7 5,1%
unsicher möglich	11 15,9%	6 20,7%	12 30,0%	29 21,0%
möglich	28 40,6%	15 51,7%	17 42,5%	60 43,5%
möglich mit Augen geschlossen	28 40,6%	6 20,7%	8 20,0%	42 30,4%
Gesamt	69 100,0%	29 100,0%	40 100,0%	138 100,0%

Tabelle 17: Bewertung des Einbeinstands am nicht operierten Bein zum Anfangstest (N=138) (Kontroll- = Standardtherapie koll.)

Die Ausgangssituation bezüglich dem Einbeinstandvermögen ist nach Chi²-Test für das operierte Bein (Tab. 16) mit $p=0,87$ und das nicht operierte Bein (Tab.17) mit $p=0,18$ für alle 3 Kollektiva einheitlich. Während für 60-80% aller PatientInnen der Einbeinstand am nicht operierten Bein mit 2-3 zu bewerten war, reduziert sich diese Fähigkeit am operierten Bein auf 38-50% der ProbandInnen.

12.2.6 Anfangsergebnisse der Einwiederholungsmaxima

Die Anfangsdaten der Einwiederholungsmaxima sind als absolute und relative Werte in Tab. 18 angeführt sowie in weiterer Folge in den Boxplots der Abb.16-18 dargestellt. Die relativen Werte beziehen sich auf das Körpergewicht (KG).

Ein Vergleich der absoluten und relativen Mittelwerte, zur Hinterfragung der Homogenität der Ausgangssituation, zeigt für alle 3 Kollektiva mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% ein vergleichbares Ausgangsniveau ($p=0,79 - 0,94$ – siehe Tab.18).

Weiters fallen durchwegs hohe Standardabweichungen aller EWM- Kategorien auf.

Einwiederholungsmaxima	Mittelwert $\pm$ SD der EWM-Daten			Signifikanz lt. ANOVA
	Kraftkollektiv (n=60)	Posturalkollektiv (n=23)	Standard- therapiekoll. (n=39)	
EWM beidbeinig	118,3 $\pm$ 56,2	114,8 $\pm$ 47,1	123,6 $\pm$ 45,5	0,79
Relatives EWM beidbeinig	1,49 $\pm$ 0,58	1,57 $\pm$ 0,59	1,53 $\pm$ 0,52	0,84
EWM operiertes Bein	47,3 $\pm$ 22,8	45,7 $\pm$ 22,2	49,0 $\pm$ 21,8	0,85
Relatives EWM operiertes Bein	0,60 $\pm$ 0,24	0,61 $\pm$ 0,23	0,6 $\pm$ 0,23	0,94
EWM nicht operiertes Bein	77,6 $\pm$ 38,0	73,9 $\pm$ 32,2	81,0 $\pm$ 33,6	0,74
Rel. EWM nicht operiertes Bein	0,97 $\pm$ 0,39	1,02 $\pm$ 0,44	1,00 $\pm$ 0,35	0,87

Tabelle 18: EWM- Mittelwerte und Standardabweichungen zu Beginn (N=123)

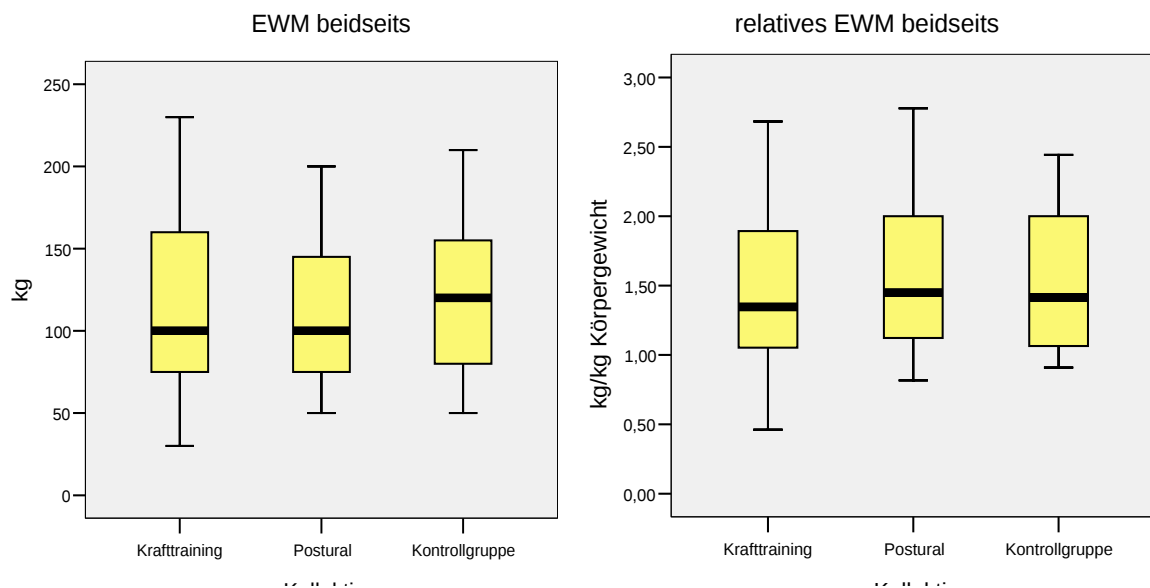


Abbildung 16: Anfangstest: Einwiederholungsmaximum beidbeinig absolut/ relativ (Kontroll- = Standardtherapiekoll.)

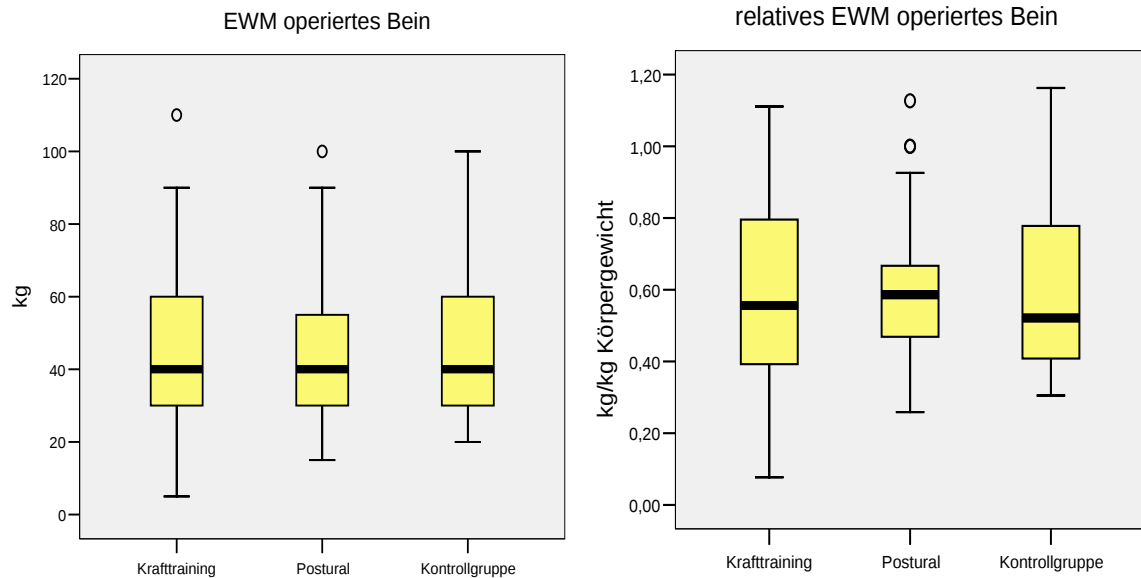


Abbildung 17: Anfangstest: Einwiederholungsmaximum operiertes Bein absolut/ relativ

° = Extremwerte, (Kontroll- = Standardtherapie koll.)

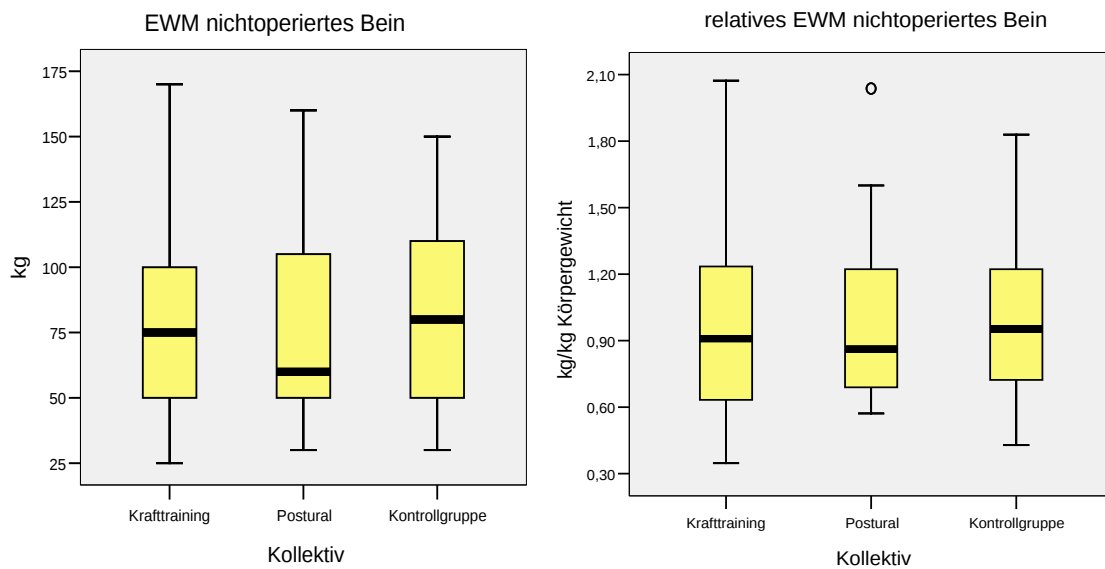


Abbildung 18: Anfangstest: Einwiederholungsmaximum nicht operiertes Bein absolut/ relativ

° = Extremwerte, (Kontroll- = Standardtherapie koll.)

12.2.7 Anfangsergebnisse der statischen Posturographie

Für die statistische Berechnung der Eingangsdaten der posturographischen Messung unter statischen Bedingungen (Tab.19) wurde als erstes wiederum die Homogenität der Ausgangsdaten für alle 3 Kollektiva überprüft. Diese ergibt für die Schwankungsfläche mit offenen Augen einen signifikanten Unterschied ($p=0,03$) aufgrund der Differenz der Werte von Kraft- und Standardtherapiegruppe ($p=0,009$). Das Standardtherapiekollektiv stellt für diesen Parameter ein signifikant schwächeres Kollektiv als das Kraftkollektiv dar.

	Mittelwert ± SD						Signifikanz (p-Wert) lt. ANOVA/ Kruskal-Wallis ^b	
	Kraftkollektiv (n=67)		Posturalkollektiv (n=28)		Standard- therapiekollektiv (n=40)			
	Augen		Augen		Augen		Augen	
	offen	zu	offen	zu	offen	zu	offen	zu
Gesamte Länge des Schwankungs- weges (mm)	703,1 ±256,2	1130,6 ±645,5	789,4 ±336,3	1291,9 ±643,7	716,9 ±328,3	993,0 ±442,3	0,53 ^b	0,15 ^b
Länge anterior- posterior (mm)	518,1 ±207,9	858,4 ±474,6	588,8 ±255,4	1019,7 ±643,7	544,5 ±255,4	745,6 ±350,7	0,53 ^b	0,08
Länge medio-lateral (mm)	369,5 ±142,7	553,3 ±369,7	411,5 ±184,6	592,4 ±262,6	385,1 ±182,2	507,7 ±240,1	0,51	0,20 ^b
Schwankungsfläch e (mm ²)	249,8± 141,5	402,4 ±367,0	296,3 ±146,2	457,7 ±276,7	361,7 ±247,0	423,0 ±280,3	0,03^{b*}	0,36 ^b
Schwankungs- geschwindigkeit (mm/s)	13,7 ±5,0	22,1 ±12,6	15,4 ±6,6	25,2 ±14,0	14,0 ±6,4	19,4 ±8,6	0,53 ^b	0,19 ^b
Neigung in frontaler Ebene	100,3 ±44,0	96,1 ±32,3	99,8 ±41,8	96,0 ±29,7	117,3 ±38,1	93,6 ±30,6	0,10	0,82

Tabelle 19: Anfangstest statische Messung und Überprüfung der Homogenität der Ausgangsdaten (Mittelwerte, Standardabweichungen und p-Werte, N=135)

12.2.7.1 Ergebnisse der statischen Posturographie im Vergleich zu Normwerten
Normwerte seitens der APE (Französische Gesellschaft für Haltung und Gleichgewicht) gibt es nur für die Gesamtlänge des Schwankungsweges sowie die Schwankungsfläche. Diese unterscheiden nicht zwischen Mann und Frau.

Die Mittelwerte der Gesamtlänge des Schwankungsweges fallen nicht in die Normbereiche der APE. Im Vergleich zu der Obergrenze der Normwerte sind die Ergebnisse des Gesamtkollektivs mit $p=0,03 \cdot 10^{-4}$ bei offenen Augen und $p=0,01 \cdot 10^{-3}$ bei geschlossenen Augen hochsignifikant schlechter.

Bezüglich der Schwankungsfläche weisen die Daten aus der Testung mit offenen Augen keine Normwerte auf, mit geschlossenen Augen jedoch schon. Es bestehen zu der Obergrenze der Normwerte für offene Augen mit $p=0,01 \cdot 10^{-4}$ hochsignifikante Unterschiede.

12.2.8 Ergebnisse der dynamischen Posturographie

	Mittelwert ± SD						Signifikanz (p-Wert) lt. ANOVA/ Kruskal- Wallis ^b	
	Kraftkollektiv (n=65)		Posturalkollektiv (n=27)		Standard- therapiekollektiv (n=39)			
	Augen		Augen		Augen		Augen	
	offen	zu	offen	zu	offen	zu	offen	zu
Gesamte Schwankungsweg- länge (mm)	946,5 ±303,0	1747,0± 447,4	1049,5 ±376,8	1860,7 ±663,7	1001,5 ±363,9	1668,7± 489,0	0,39	0,45
Länge anterior- posterior (mm)	589,0 ±198,0	1062,1± 297,1	644,3 ±250,8	1154,1 ±452,7	581,8 ±203,6	990,4 ±314,6	0,44	0,27
Länge medio- lateral (mm)	629,1 ±232,5	1162,0± 256,3	680,7 ±241,5	1176,1 ±429,0	677,6 ±277,6	1108,4± 343,2	0,52	0,76 ^b
Schwankungs- fläche (mm ²)	1030,4 ±715,9	3936,7± 1796,6	1394,0 ±1201,7	4626,9 ±1913,1	1257,8 ±786,5	3892,9± 1919,1	0,18 ^b	0,35

Tabelle 20: Anfangstest dynamische Stabilometrie und Überprüfung der Homogenität der Ausgangsdaten (Mittelwerte, Standardabweichungen und p-Werte, N= 131)

Aus obiger Tabelle 20 wird ersichtlich, dass die Ausgangsdaten aller Variablen der dynamischen Posturographietestung signifikant nicht unterschiedlich sind und somit einer vergleichbaren Grundgesamtheit entstammen.

12.3 Ergebnisse der Abschlusstestung

12.3.1 Verwendung von Gehhilfen

Die Verwendung von Hilfsmitteln beim Gehen am Ende der Untersuchung ist nachfolgend in Abbildung 19 dargestellt. Am Ende des Aufenthalts verwenden nur mehr 37,1% des Gesamtkollektivs eine Gehhilfe.

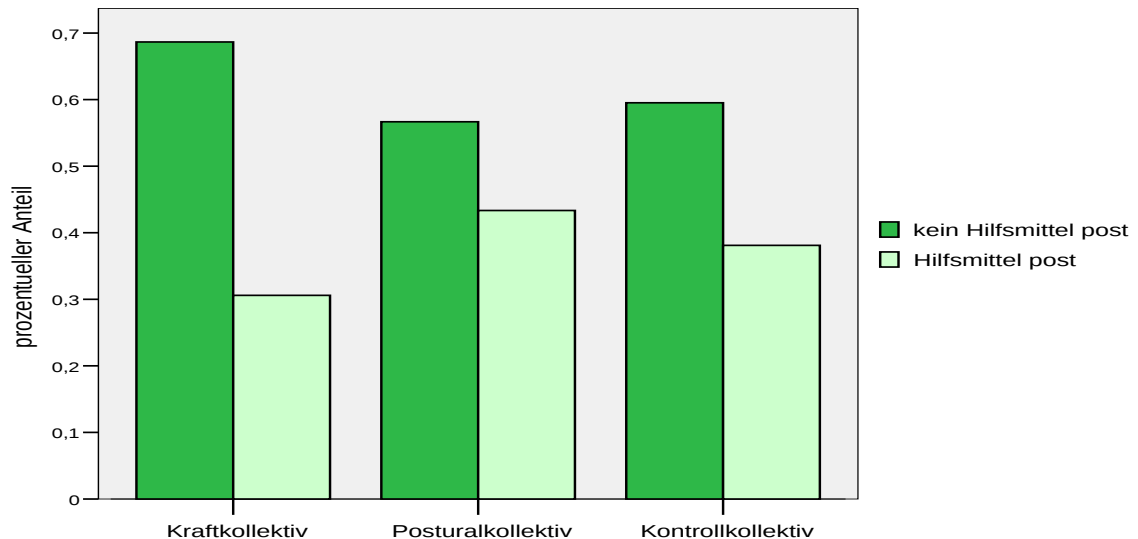


Abbildung 19: Hilfsmittelgebrauch am Ende des Aufenthalts in Prozent (N=149)

(Kontroll- = Standardtherapie koll.)

Beim Vergleich der 3 Kollektiva findet sich auch im Zuge der Endtests keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Verwendung von Gehhilfen ($p=0,58$).

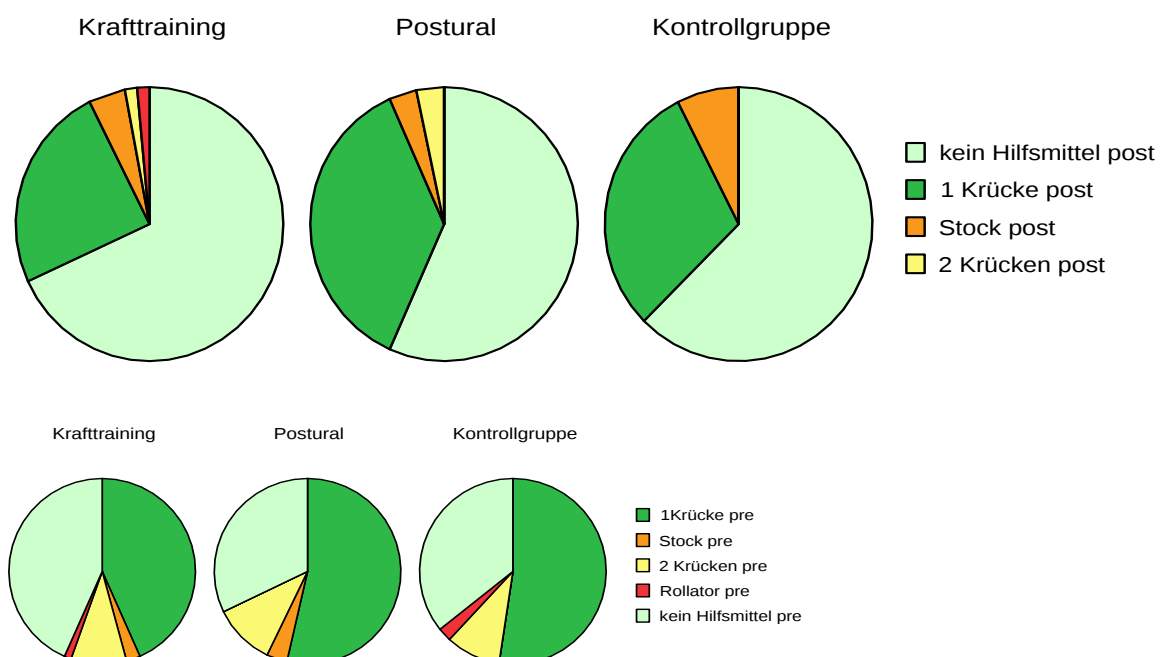


Abbildung 20: Anteilmäßige Darstellung der unterschiedlichen Hilfsmittel beim Endtest

(kleine Abbildung zeigt Hilfsmittel beim Anfangstest, Kontroll- = Standardtherapie koll.)

12.3.2 Schmerzsituation

Betreffend der Schmerzsituation des operierten Hüftgelenks traten auch zum Endtest zwischen den 3 Kollektiven mit $p=0,44$ keine signifikanten Unterschiede auf.

Endtest	Kraftkollektiv	Posturalkollektiv	Standardtherapiekollektiv	Chi ² -Test
Mit Schmerzen	21,5%	25,0%	13,2%	$p=0,44$

Tabelle 21: Endtest – PatientInnen, die Schmerzen im operierten Bein angeben (in %)

12.3.3 Schwindelvorkommen

Ebenfalls ergeben sich für die PatientInnen der 3 Kollektiva am Ende der Studienteilnahme keine signifikanten Unterschiede betreffend das Auftreten von Schwindelsymptomen.

Endtest	Kraftkollektiv	Postural-kollektiv	Standard-therapiekollektiv	Gesamt	Chi ² -Test
Mit Schwindel	9,4%	14,3%	7,9%	44,9%	$p=0,68$

Tabelle 22: Endtest – PatientInnen, die Schwindel angeben (in %)

12.3.4 Gangbild

Auch die Gleichmäßigkeit des Gangbilds wurde, wie auch im Rahmen der Eingangstestung, mittels visueller Beurteilung beschrieben und in Vergleich zu dieser gesetzt.

Endtest	Kraftkollektiv (n=66)	Posturalkoll. (n=30)	Standard- therapiekollektiv (n=39)	Gesamt (n=135)	Chi ² -Test
Gleichmäßig	47,0%	40,0%	48,7%	45,9%	$p=0,75$
operiertes Bein	4,5%	3,3%	0,0%	3,0%	$p=0,41$
Nicht operiert. Bein	48,5%	56,7%	51,3%	51,1%	$p=0,76$

Tabelle 23: Endtest – Belastungsverteilung beim Gehen

Die 3 Kollektiva unterscheiden sich hinsichtlich der visuell beurteilten Körpergewichtsverteilung auf beiden Beinen mit $p=0,68$ nicht unterschiedlich.

12.3.5 Einbeinstand

Im Bezug auf das Einbeinstandvermögen des operierten Beins finden sich im Rahmen des Endtests, wie auch schon beim Anfangstest, mit $p=0,14$ keine signifikanten Unterschiede der 3 Kollektiva.

	Gruppenzugehörigkeit			Gesamt
	Kraftkollektiv	Posturalkollektiv	Kontrollkollektiv	
nicht möglich	7 10,9%	7 24,1%	3 8,1%	17 13,1%
halbwegs möglich	12 18,8%	10 34,5%	10 27,0%	32 24,6%
gut möglich	29 45,3%	10 34,5%	16 43,2%	55 42,3%
mit geschlossenen Augen möglich	16 25,0%	2 6,9%	8 21,6%	26 20,0%
Gesamt	64 100,0%	29 100,0%	37 100,0%	130 100,0%

Tabelle 24: Bewertung des Einbeinstands am operierten Bein zum Endtest (N=130)
(Kontroll- = Standardtherapiekoll.)

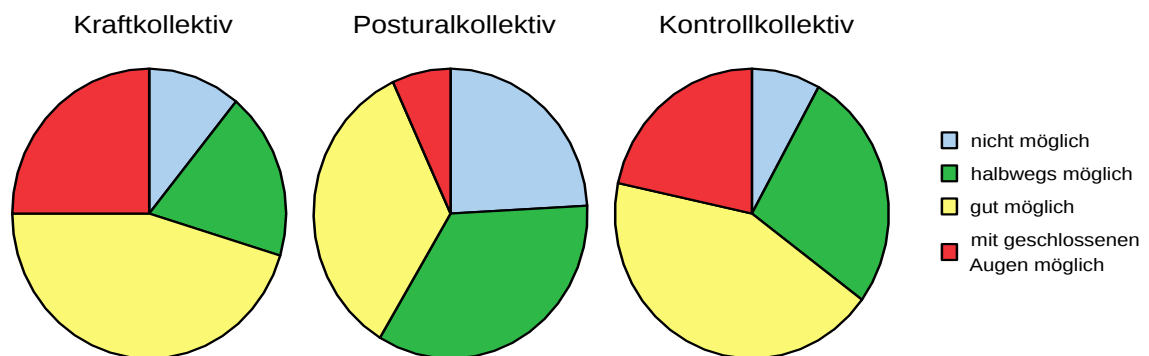


Abbildung 21: Einbeinstand am operierten Bein (Kontroll- = Standardtherapiekoll.)

	Gruppenzugehörigkeit			Gesamt
	Kraftkollektiv	Posturalkollektiv	Kontrollkollektiv	
nicht möglich	3 4,7%	1 3,4%	2 5,4%	6 4,6%
halbwegs möglich	7 10,9%	6 20,7%	5 13,5%	18 13,8%
möglich	28 43,8%	13 44,8%	16 43,2%	57 43,8%
mit geschlossenen Augen möglich	26 40,6%	9 31,0%	14 37,8%	49 37,7%
Gesamt	64 100,0%	29 100,0%	37 100,0%	130 100,0%

Tabelle 25: Bewertung des Einbeinstands am nicht operierten Bein zum Endtest (N=130)

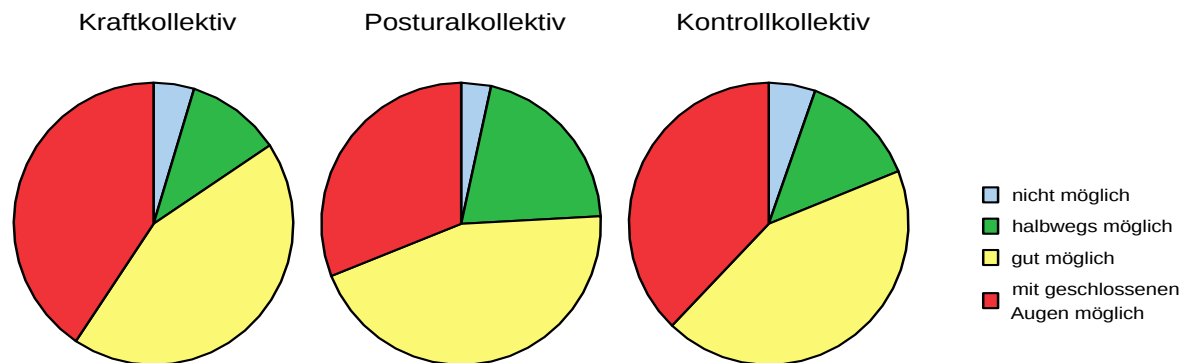


Abbildung 22: Einbeinstand am nicht operierten Bein (Kontroll- = Standardtherapiekollektiv.)

Auch für das nicht operierte Bein finden sich zwischen den 3 Kollektiven zum Endtest keine signifikanten Unterschiede mit $p=0,92$ im Bezug auf den Einbeinstand.

12.3.6 Einwiederholungsmaximum

In Tabelle 26 sind die Ergebnisse der Abschlusstestung der Einwiederholungsmaxima in Form der erzielten Mittelwerte und den dazugehörigen Standardabweichungen für jedes Kollektiv dargestellt.

Posttest der Einwiederholungsmaxima absolut/ relativ

		EWM post beidseits	rel.EWM post beidseits	EWM post operiertes Bein	rel.EWM post operiertes Bein	EWM post nichtoperiertes Bein	rel.EWM post nichtoperiertes Bein
Kraftkollektiv	Mittelwert	143,00	1,7763	61,83	,7663	88,42	1,1025
	Std. Abw.	69,118	,71720	32,259	,33865	42,060	,43280
Posturalkollektiv	Mittelwert	125,22	1,6937	54,78	,7439	80,65	1,1071
	Std. Abw.	56,719	,71862	27,323	,33709	41,295	,59826
Kontrollkollektiv	Mittelwert	147,44	1,8062	62,18	,7547	92,56	1,1276
	Std. Abw.	55,427	,58276	27,810	,29230	38,438	,38853
Gesamt	Mittelwert	141,07	1,7705	60,61	,7584	88,28	1,1113
	Std. Abw.	62,784	,67286	29,901	,32165	40,665	,45081

Tabelle 26 : EWM- Mittelwerte und -Standardabweichungen zum Abschluss.(N=123)

(Kontroll- = Standardtherapie koll.)

Betrachtend die Box-Plots der Endtestung aller drei Kollektiva (Abb.23-25), wirkt das Posturalkollektiv optisch ein wenig schwächer, allerdings betrifft dies nur die Darstellung der absoluten EWM- Werte. Die Abbildung der zum Körpergewicht relativierten und somit aussagekräftigeren Daten scheinen ähnlich zu sein.

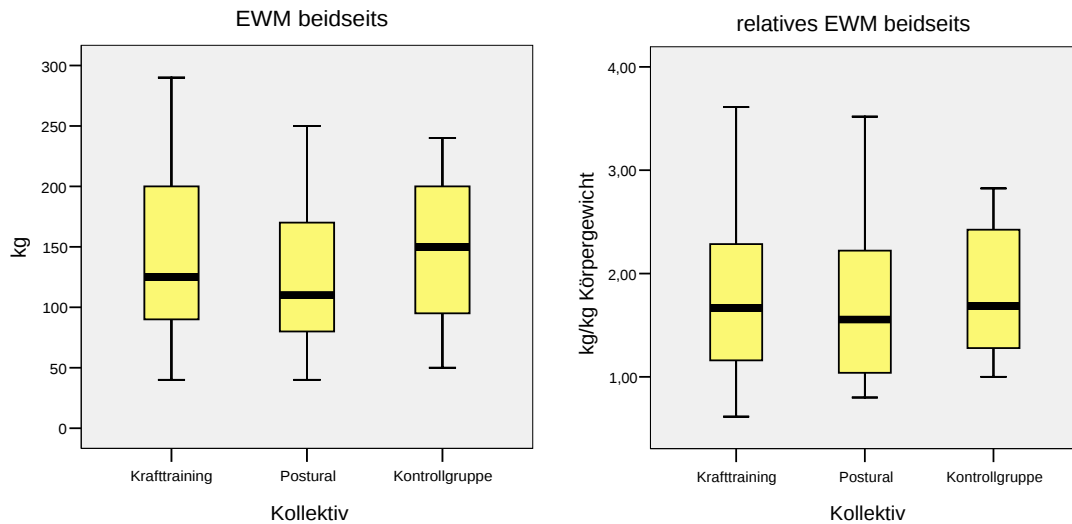


Abbildung 23: Endtest: Einwiederholungsmaxima beidbeinig absolut/ relativ

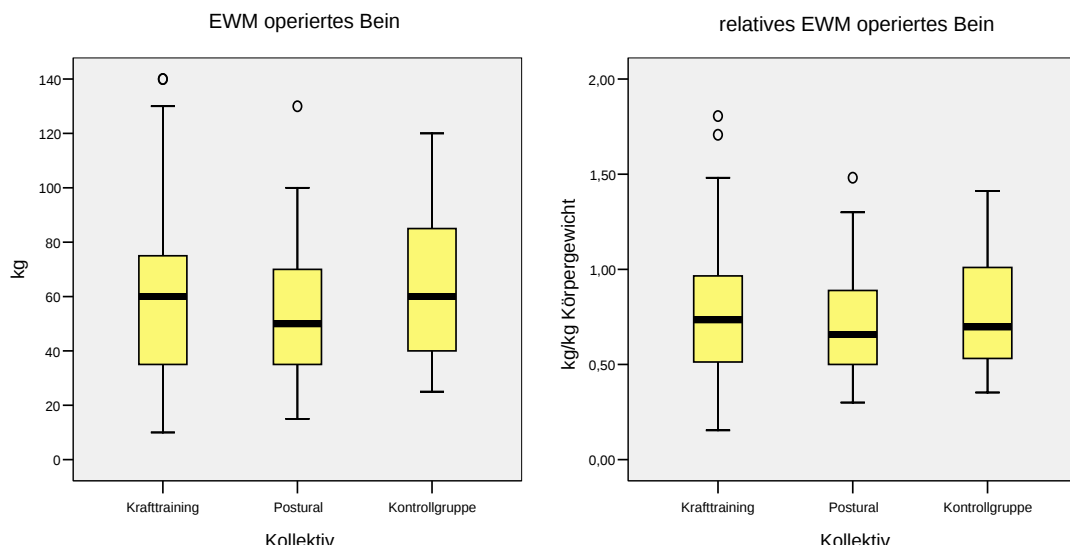


Abbildung 24: Endtest: Einwiederholungsmaxima operiertes Bein absolut/ relativ

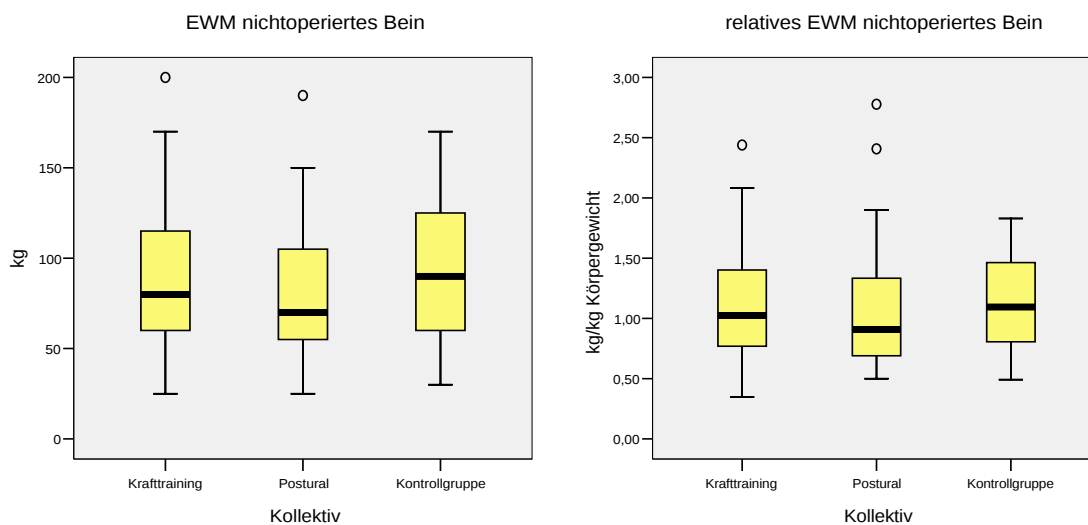


Abbildung 25: Endtest: Einwiederholungsmaxima nicht operiertes Bein absol./ relativ

12.3.7 Ergebnisse der statischen und dynamischen Posturographie

	Mittelwert ± SD						Signifikanz (p-Wert) lt. ANOVA/ Kruskal- Wallis ^b	
	Kraftkollektiv (n=67)		Posturalkollektiv (n=28)		Standard- therapie- kollektiv (n=40)			
	Augen		Augen		Augen			
	Offen	zu	offen	zu	offen	zu	offen	zu
Gesamte Länge des Schwankungsweges (mm)	732,0 ±273,5	1119,2 ±584,2	803,4 ±337,2	1328,5 ±625,2	725,2 ±344,7	1024,7 ±498,9	0,53	0,08 ^b
Länge anterior-posterior (mm)	520,5 ±240,2	832,3 ±461,4	590,1 ±241,0	989,3 ±508,0	539,8 ±279,6	768,2 ±416,8	0,28 ^b	0,10 ^b
Länge medio-lateral (mm)	409,7 ±146,1	592,5 ±341,6	429,1 ±207,7	677,0 ±336,4	407,6 ±183,3	515,1 ±252,5	0,72 ^b	0,32
Schwankungsfläche (mm ²)	242,3 ±148,8	405,3 ±331,3	284,4 ±169,6	389,6 ±228,6	295,4 ±193,9	390,6 ±207,4	0,28 ^b	0,71 ^b
Schwankungsge- schwindigkeit (mm/s)	14,3 ±5,3	21,9 ±11,4	15,7 ±6,6	25,9 ±12,2	14,2 ±6,7	20,0 ±9,7	0,24	0,08 ^b
Neigung in frontaler Ebene	92,5 ±43,1	100,6 ±31,6	90,7 ±41,3	96,1 ±29,8	100,6 ±41,2	87,1 ±32,6	0,53	0,06

Tabelle 27: Endtest statische Messungen mit offenen/geschlossenen Augen (N=135)

	Mittelwert ± SD						Signifikanz lt. ANOVA/ Kruskal- Wallis ^b	
	Kraftkollektiv (n=67)		Posturalkollektiv (n=28)		Standardthera piekollektiv (n=40)			
	Augen		Augen		Augen			
	Offen	zu	offen	zu	offen	zu	offen	Zu
Gesamte Länge des Schwankungsweges (mm)	937,2 ±304,1	1605,4 ±476,7	1079,6± 398,5	1870,8 ±563,0	972,6 ±311,5	1610,4 ±453,1	0,17	0,21
Länge anterior-posterior (mm)	565,7 ±209,3	945,5 ±281,7	655,2 ±281,9	1129,1 ±376,5	589,0 ±237,1	982,6 ±323,5	0,27	0,16
Länge medio-lateral (mm)	619,7 ±213,6	1105,0 ±310,0	711,6 ±247,8	1225,7 ±348,7	630,4 ±183,0	1042,2 ±279,7	0,14	0,31
Schwankungsfläche (mm ²)	884,8 ±540,9	3216,1 ±1704, 7	1005,7± 754,6	3882,7 ±1522, 2	1076,5 ±667,9	3317,4 ±1977, 0	0,18	0,38 ^b

Tabelle 28: Endtest dynamische Messungen mit offenen/ geschlossenen Augen (N=135)

Die Ergebnisse der statischen und dynamischen Posturographie im Rahmen der Abschlusstestung sind für alle 3 Kollektiva ähnlich, da sie keine signifikanten Unterschiede aufweisen (vgl. Tab. 27 und 28). Ob die Veränderungen der einzelnen Parameter Unterschiede aufweisen wird in Kapitel 13 hinterfragt.

12.3.7.1 Ergebnisse der statischen Posturographie im Vergleich zu Normwerten

Die Mittelwerte der Gesamtlänge des Schwankungsweges für die einzelnen Kollektiva fallen weder für offene noch für geschlossene Augen in den durch die APE vorgegebenen Normwertebereich. Sie sind laut T-Test jeweils hochsignifikant schlechter.

Zumindest die Werte der Schwankungsfläche mit geschlossenen Augen weisen für alle drei Kollektiva Normwerte auf. Die Flächendaten mit offenen Augen sind ebenfalls hochsignifikant schlechter, wobei bei diesen Berechnungen der hohe Streubereich nicht berücksichtigt wurde.

Die Normwerte sind in dem Benutzerhandbuch der Fa. Satel aus dem Jahr 2003 beschrieben.

13 Veränderungen während des Rehabilitationsaufenthalts

Die folgenden Kapitel hinterfragen Veränderungen von der Anfangstestung bis zur Abschlusstestung und überprüfen, ob diese in den 3 Kollektiven unterschiedlich stattgefunden haben. Sämtliche Nullhypothesen, die in Kapitel 10.1. aufgestellt wurden, werden nun behandelt.

13.1 Veränderungen der Einwiederholungsmaxima

Um zu veranschaulichen, wie die Anfangs- und Abschlusswerte im Vergleich aussehen, sind in Abbildung 27-32 nochmals alle Einwiederholungsmaxima absolut und relativ jeweils nach Kollektiv als 95% Konfidenzintervalle gemeinsam dargestellt (wobei bei allen Abbildungen gilt, dass die Bezeichnung Kontrollkollektiv gleich für Standardtherapiekollektiv steht).

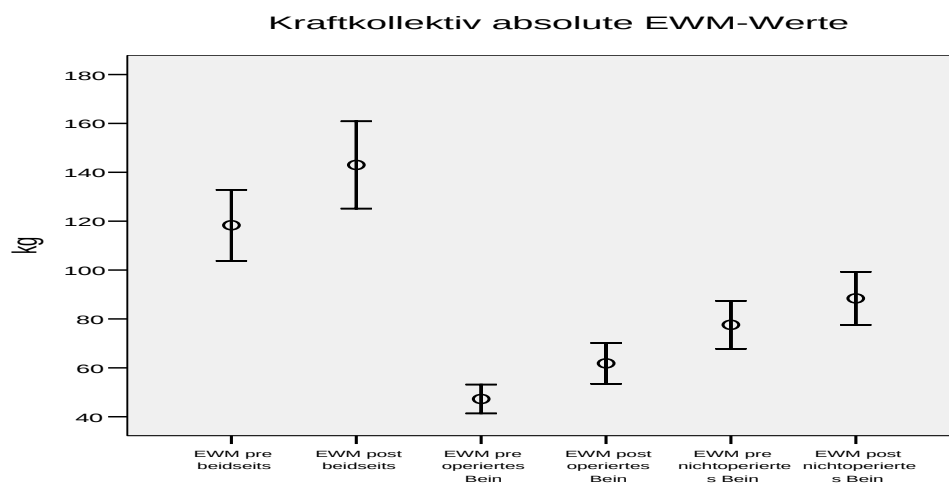


Abbildung 26: 95% - Konfidenzintervalle der EWM-Daten

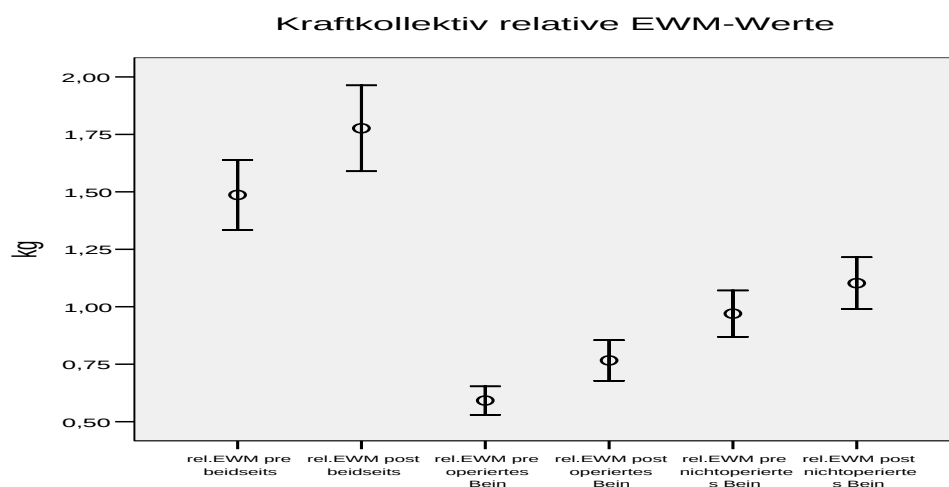


Abbildung 27: 95% - Konfidenzintervalle der EWM-Daten

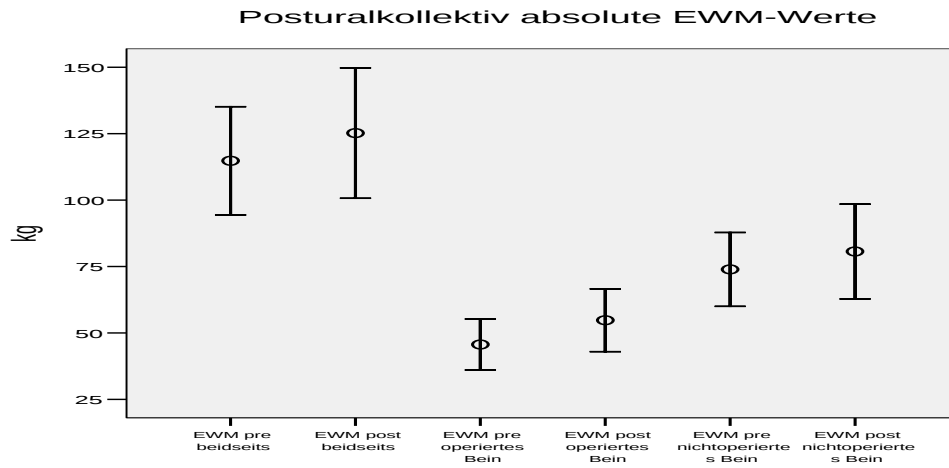


Abbildung 28: 95% - Konfidenzintervalle der EWM-Daten

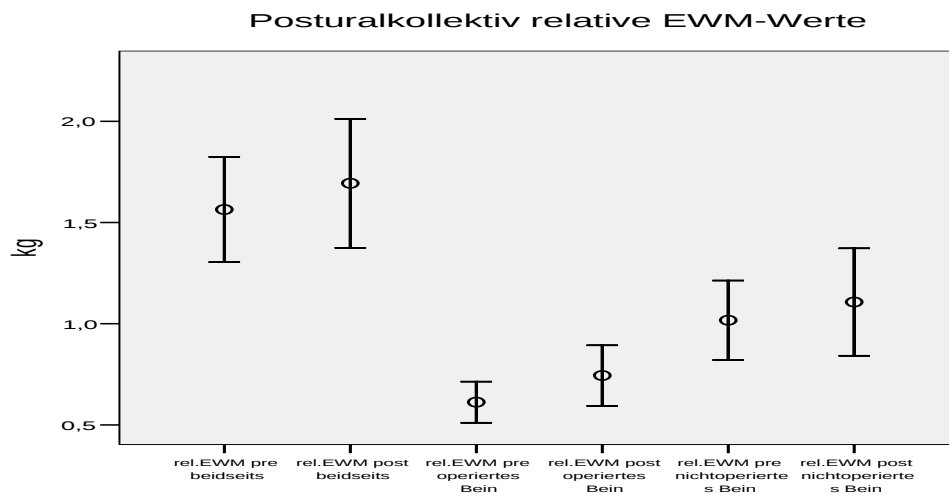


Abbildung 29: 95% - Konfidenzintervalle der EWM-Daten

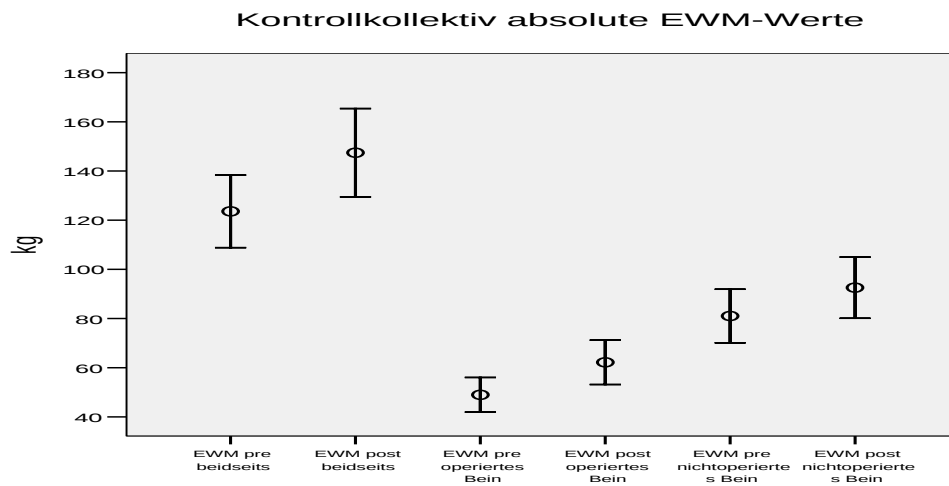


Abbildung 30: 95% - Konfidenzintervalle der EWM-Daten

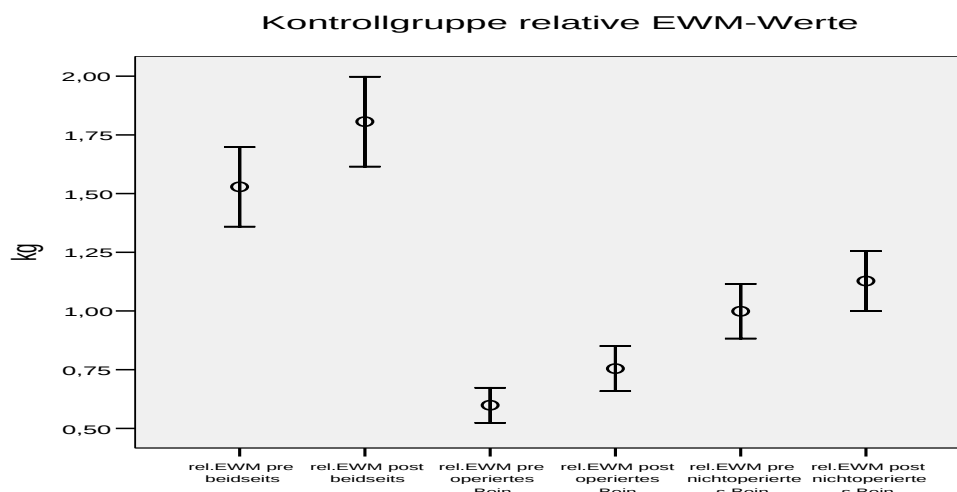


Abbildung 31: 95% - Konfidenzintervalle der EWM-Daten, (Kontroll- = Standardtherapiekoll.)

H0₂: Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den Ergebnissen des beidbeinigen sowie einbeinigen absoluten und relativen Einwiederholungsmaximums nach einem Rehabilitationsaufenthalt.

Vergleich Endtest des EWM	Anfangs- Endtest	Mittelwert ± SD			Signifikanz T-Test
		Anfangstest	Endtest	Differenz (Post- Anfangstest)	
EWM beidseits					
Kraftkollektiv (N=59)		118,3±56,2	143,0±69,1	24,7±24,7	0,02.10⁻⁸ **
Posturalkollektiv (N=23)		114,8±47,1	125,2±56,7	10,4±15,2	0,003 **
Standardthp.gruppe(N=39)		123,6±45,5	147,4±55,4	23,9±20,5	0,01.10⁻⁵ **
EWM operiertes Bein					
Kraftkollektiv (N=59)		47,3±22,8	61,8±32,3	14,6±14,0	0,007.10⁻⁸**
Posturalkollektiv (N=23)		45,7±22,2	54,8±27,3	9,13±13,95	0,005**
Standardthp.gruppe(N=39)		49,0±21,8	62,2±27,8	13,21±12,11	0,04.10⁻⁷
EWM nichtoper. Bein					
Kraftkollektiv (N=59)		77,6±38,0	88,4±42,1	10,8±13,8	0,009.10⁻⁵ **
Posturalkollektiv (N=22)		73,9±32,2	80,7±41,3	6,74±13,11	0,022 **
Standardthp.gruppe(N=39)		81,0±33,6	92,6±38,4	11,54±12,26	0,01.10⁻³ **
Rel. EWM beidseits					
Kraftkollektiv (N=58)		1,49±0,58	1,78±0,72	0,29±0,30	0,05.10⁻⁸ **
Posturalkollektiv (N=22)		1,57±0,59	1,70±0,72	0,13±0,23	0,015 **
Standardthp.gruppe(N=38)		1,53±0,52	1,81±0,58	0,28±0,26	0,07.10⁻⁶ **
Rel. EWM operiertes Bein					
Kraftkollektiv (N=58)		0,60±0,24	0,77 ±0,37	0,17±0,17	0,02.10⁻⁸ **
Posturalkollektiv (N=22)		0,61±0,23	0,74±0,34	0,13±0,23	0,014 **
Standardthp.gruppe(N=38)		0,60±0,23	0,75±0,29	0,16±0,15	0,01.10⁻⁵ **
Rel. EWM nichtoper. Bein					
Kraftkollektiv (N=58)		0,97±0,39	1,10±0,43	0,13±0,17	0,02.10⁻⁵ **
Posturalkollektiv (N=22)		1,02±0,44	1,11±0,6	0,09±0,22	0,068
Standardthp.gruppe(N=38)		1,00±0,35	1,13±0,39	0,13±0,14	0,02.10⁻⁴ **

Tabelle 29: Vergleich Anfangs- Endtest der Einwiederholungsmaxima (N=123)

**...hochsignifikante Unterschiede

Anhand der T-Tests der EWM- Daten zu Beginn versus am Ende des Aufenthalts konnten, betreffend der Einwiederholungsmaxima, in allen Kollektiven signifikante Steigerungen der Maximalkraft der Beinstreckschlinge errechnet werden. Diese waren für alle Kollektiva in allen Testkombinationen des Einwiederholungsmaximums (beidbeinig, sowie jeweils einbeinig) im Anfangs- Endtestvergleich signifikant. Die einzige Ausnahme stellt das Posturalkollektiv betreffend dem Kraftniveau des nicht operierten Beins dar, welches im Anfangs- Endtestvergleich keine signifikanten Unterschiede aufweist ($p=0,068$).

13.1.1 Prüfung auf Kollektivunterschiede

Die Frage, ob ein Unterschied in den Kraftzuwächsen der 3 Kollektiva besteht, ist in der Anfangshypothese H_{01} erfasst und wird im Folgenden in ihren Ergebnissen dargestellt.

H_{01} : Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Versuchs- und der Standardtherapiegruppe bezüglich der Veränderungen des beidbeinigen sowie einbeinigen absoluten und relativen Einwiederholungsmaximums nach einem Rehabilitationsaufenthalt.

		Kraftzuwachs beidbeinig		Kraftzuwachs operiertes Bein		Kraftzuwachs nicht operiertes Bein	
		absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ
ANOVA/ Kruskal-Wallis ^b		0,007* ^b	0,012^b	0,21 ^b	0,61	0,29 ^b	0,43 ^b
post hoc (Scheffe)/ U-Test ^a :							
Kraft- Posturalkollektiv	vs	0,01^{a*}	0,01^a	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Postural- Standardtherapiekollektiv	vs	0,001^a	0,004^a	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Standardtherapie- Kraftkollektiv	vs	0,56 ^a	0,54 ^a	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Tabelle 30: Prüfung auf Unterschiede der Kraftzuwächse (N=119)

Innerhalb der drei Kollektiva besteht bezüglich der EWM Differenzen des operierten sowie des nicht operierten Beins kein Unterschied. Allerdings besteht ein signifikanter Unterschied betreffend dem absoluten und relativen beidbeinigen EWM, jeweils getragen durch das Kraft- gegen das Posturalkollektiv mit $p=0,01$ und $p=0,01$ sowie durch das Postural- gegen das Standardtherapiekollektiv mit $p=0,001$ und $p=0,004$.

13.1.2 Gewichtung der Ergebnisse nach möglichen Einflussparametern

Im folgenden Abschnitt erfolgt die Hinterfragung der Anfangs- Endtestvergleiche sowie der Zwischengruppenvergleiche für die Einwiederholungsmaxima auf Basis der in Kap. 10.1. formulierten Hypothesen H_{03} - H_{08} .

Um zu Überprüfen, ob die in Tab.29 und Tab.30 errechneten Ergebnisse auch tatsächlich korrekt sind und nicht durch eventuell beeinflussende Parameter verfälscht wurden, sind folgende Überlegungen und Extraberechnungen angestellt worden:

- a) Zusammenhang des Kraftzuwachses mit Schmerzen im Rahmen der Tests
- b) Zusammenhang des Kraftzuwachses Schwindel im Rahmen der Tests
- c) Zusammenhang des Kraftzuwachses mit dem Alter der Testpersonen und Reduktion der Kollektiva auf die größte Altersgruppe (60-80 Jahre)
- d) Zusammenhang des Kraftzuwachses mit den Zeitabständen zw. Operation u. 1.EWM- Test sowie Filterung extrem kurzer/ langer Zeitabstände
- e) Zusammenhang des Kraftzuwachses mit den Zeitabständen zwischen 1. und 2. EWM- Test sowie Filterung extrem kurzer Zeitabstände
- f) Quantitative Untergliederung des Kraftzuwachses
- g) Haben die Testpersonen einen Einfluss auf das Ergebnis?
- h) Einfluss der Anzahl der Trainingseinheiten
- i) Hatte der behandelnde Physiotherapeut einen Einfluss auf das Ergebnis?
- j) Gibt es signifikant beeinflussende Zusatztherapien?

ad a)

H0₃: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem beidbeinigem sowie einbeinigem absoluten und relativen Einwiederholungsmaximum der Beinstreckschlinge und der Schmerzsituation.

Tabelle 31 stellt die Korrelationsergebnisse zwischen Schmerzen und EWM- Ergebnissen dar, welche für alle 3 Kollektiva nicht oder lediglich gering korrelieren.

Korrelationskoeffizient nach Spearman	Kraftzuwachs beidbeinig		Kraftzuwachs operiertes Bein		Kraftzuwachs nicht operiertes Bein	
	absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ
Kraftkollektiv	r=0,10	r=0,05	r=0,02	r=0,03	r=0,03	r=-0,03
Posturalkollektiv	r=0,21	r=0,21	r=0,13	r=0,11	r=0,12	r=0,08
Standardtherapiecoll.	r=0,18	r=0,07	r=0,20	r=0,08	r=0,31	r=0,22

Tabelle 31: Korrelation von Schmerzen pre/post und EWM- Kraftzuwachs (N=121)

Bezüglich der Schmerzsituation konnten keine Auffälligkeiten im Standardtherapie- oder Posturalkollektiv gefunden werden.

ad b)

H0₄: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem beidbeinigem sowie einbeinigem absoluten und relativen Einwiederholungsmaximum der Beinstreckschlinge und der Schwindelsituation.

Betrachtet man den Zusammenhang zwischen dem Auftreten von Schwindel im Rahmen einer Testung und dem Ergebnis der EWM- Messung, so finden sich zumindest teilweise Korrelationen. Diese betreffen jedoch nur die Maximalwerte des Posturalkollektivs für die beidbeinigen Werte und die EWM- Ergebnisse des nicht operierten Beins.

Durch Reduktion der Kollektiva um die PatientInnen, die im Rahmen des Anfangs- und/oder Endtests Schwindel angaben, treten in allen Kollektiven hochsignifikante Veränderungen vom Anfangs- zum Endtest auf ($p \leq 0,01$).

Korrelationskoeffizient nach Spearman	Kraftzuwachs beidbeinig		Kraftzuwachs operiertes Bein		Kraftzuwachs nicht operiertes Bein	
	absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ
Kraftkollektiv	r=0,17	r=0,16	r=0,19	r=0,18	r=0,21	r=0,17
Posturalkollektiv	r=0,48*	r=0,55**	r=0,23	r=0,24	r=0,61**	r=0,61**
Standardtherapiekoll.	r=-0,11	r=-0,12	r=-0,10	r=0,13	r=-0,17	r=-0,18

Tabelle 32: Korrelation von Schwindel pre/post und EWM- Kraftzuwachs (N=121)

*...signifikante Korrelation auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig)

**... hochsignifikante Korrelation auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig)

Es fällt auf, dass Schwindel zumindest im Posturalkollektiv signifikant auf den Kraftzuwachs Einfluss genommen hat. Darum werden hier neue Berechnungen unter Reduktion aller Patienten, die Schwindel im Rahmen einer Testung angaben, vorgenommen:

	Kraftzuwachs beidbeinig		Kraftzuwachs operiertes Bein		Kraftzuwachs nicht operiertes Bein	
	absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ
Kruskal-Wallis	0,05 *	0,06*	0,67	0,80	0,56	0,73
U-Test:						
Kraft- vs Posturalkollektiv	0,13	0,11	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Postural- vs Standardtherapiekollektiv	0,01*	0,02*	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Standardtherapie- vs Kraftkollektiv	0,26	0,26	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Tabelle 33: Prüfung auf Unterschiede der Kraftzuwächse (N=104)

*...signifikanter Unterschied

Es finden sich, trotz Reduktion aller PatientInnen mit Schwindel beim Test, dieselben Ergebnisse wie bisher, nämlich signifikante Unterschiede des beidbeinigen Kraftzuwachses (absolut und relativ) zwischen dem Postural- und dem Standardtherapiekollektiv.

ad c)

H₀: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem beidbeinigem sowie einbeinigem absoluten und relativen Einwiederholungsmaximum der Beinstreckschlinge und dem Alter.

Wie bereits in Kapitel 6.1.3. erläutert, hängt das Kraftniveau auch vom Alter ab. Daher finden sich in dieser Studie im Gesamtkollektiv mit hoher Signifikanz ($p \leq 0,01$) zumindest mäßige negative Zusammenhänge zwischen dem Alter und dem Kraftzuwachs. Betrachtet man die Korrelationen für die einzelnen Kollektiva in Tabelle 34, so bietet sich dasselbe Bild mit Ausnahme des relativen EWMs des operierten Bein in der Standardtherapiegruppe. Hier ist der Zusammenhang eher schwach und ohne signifikantes Ergebnis ($p=0,09$).

Korrelationskoeff. Pearson/ Spearman ^a	Kraftzuwachs beidbeinig		Kraftzuwachs operiertes Bein		Kraftzuwachs nicht operiertes Bein	
	absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ
Kraftkollektiv	$r=-0,33^{**a}$	$r=-0,36^{**}$	$r=-0,50^{**a}$	$r=-0,53^{**}$	$r=-0,33^{*a}$	$r=-0,34^{**a}$
Posturalkollektiv	$r=-0,49^*$	$r=-0,56^{**}$	$r=-0,44^*$	$r=-0,51^*$	$r=-0,40$	$r=-0,40$
Standardtherapiekoll.	$r=-0,46^{**}$	$r=-0,39^*$	$r=-0,34^*$	$r=-0,28$	$r=-0,34^{*a}$	$r=-0,33^*$

Tabelle 34: Korrelation von Alter und EWM- Kraftzuwachs für jedes Kollektiv (N=119)

*...signifikante Korrelation auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig)

**... hochsignifikante Korrelation auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig)

Unter Reduktion der Kollektiva auf die größte Altersgruppe von 60-80 Jahren (N=76), bleibt das Ergebnis unverändert mit durchwegs signifikanten Kraftanstiegen zum post-Test mit mindestens $p=0,045$. Ausnahme bleibt das relative EWM des nicht operierten Beins ($p=0,10$). Auch die Testung auf Unterschiede der Kraftzuwächse zwischen den 3 Kollektiven wurde nochmals unter Reduktion auf die größte Altersgruppe (60- 80 Jahre, N=76) vorgenommen.

	Kraftzuwachs beidbeinig		Kraftzuwachs operiertes Bein		Kraftzuwachs nicht operiertes Bein	
	absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ
ANOVA/ Kruskal-Wallis ^b	0,03^{b*}	003^{b*}	0,23 ^b	0,32	0,43 ^b	0,52 ^b
post hoc (Scheffe)/ U-Test ^a :						
Kraft- vs Posturalkollektiv	0,27 ^a	0,19 ^a	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Postural- vs Standardtherapiekoll.	0,01^a	0,01^a	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Standardtherapie- vs Kraftkollektiv	0,07 ^a	0,08 ^a	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Tabelle 35: Prüfung auf Unterschiede der Kraftzuwächse (N=76)

Das Ergebnis bietet wiederum signifikante Unterschiede für die beidbeinigen Einwiederholungsmaxima, welche durch das Postural- versus das Standardtherapiekollektiv getragen sind. Die Signifikanz zwischen Kraft- und Posturalkollektiv für die beidbeinigen EWMs verliert sich unter diesen Voraussetzungen.

ad d)

H0₇: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem beidbeinigem sowie einbeinigem absoluten und relativen Einwiederholungsmaximum der Beinstreckschlinge und den Zeitabständen zwischen Operation und 1.EWM- Test.

Betrachtet man die Zeiträume zwischen Operation und Eingangstest, so fallen für das Gesamtkollektiv zumindest für den beidbeinigen Kraftzuwachs signifikante Einflüsse durch die Tagesanzahl auf (absolut: $p=0,005$ und relativ: $p=0,043$) auf. Somit stellt sich auch der Zusammenhang mit $r=0,26$ für den absoluten und $r=0,19$ für den relativen Kraftzuwachs

im gesamten Kollektiv als sehr gering dar. Betrachtend jedes einzelne Kollektiv (Tab. 36) wird dieses Ergebnis im Detail bestätigt.

Korrelationskoeffizient n. Pearson/ Spearman ^a	Kraftzuwachs beidbeinig		Kraftzuwachs operiertes Bein		Kraftzuwachs nicht operiert. Bein	
	absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ
Kraftkollektiv	r=0,33 ^{**a}	r=0,29 ^{*a}	r=0,18 ^a	r=0,14 ^a	r=0,19 ^a	r=0,14 ^a
Posturalkollektiv	r=0,00	r=-0,02	r=-0,09	r=-0,14	r=-0,12	r=-0,14
Standardtherapie koll.	r=0,15	r=0,11	r=0,14	r=-0,20 ^a	r=0,23	r=0,22

Tabelle 36: Korrelationskoeffizient d. Tage zw. OP und Anfangstest und EWM-Kraftzuwachs (N=119)

*...signifikante Korrelation auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig)

**... hochsignifikante Korrelation auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig)

Nachdem bezüglich der Tage zwischen Operation und Anfangstest keine Korrelation zu erkennen ist, wurde keine erneute Berechnung für die Veränderungen der EWM-Ergebnisse unter Filterung der PatientInnen mit extrem kurzen und langen Zeitabständen vorgenommen.

ad e)

H0_g: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem beidbeinigem sowie einbeinigem absoluten und relativen Einwiederholungsmaximum der Beinstreckschlinge und den Zeitabständen zwischen 1. und 2. EWM- Test.

Der Zeitraum zwischen Anfangs- und Endtest hat zumindest auf den Kraftzuwachs des nicht operierten Beins des Gesamtkollektivs einen signifikanten Einfluss (absolut: $p=0,02$, relativ $p=0,04$). Der Zusammenhang ist jedoch nur gering und negativ mit $r=-0,22$ und $r=-0,20$. Betrachtet man die 3 Kollektiva einzeln (Tab.37), so besteht diese Korrelation nur für das Kraftkollektiv.

Korrelationskoeff. Pearson/ Spearman ^a	Kraftzuwachs beidbeinig		Kraftzuwachs operiertes Bein		Kraftzuwachs nicht operiert. Bein	
	absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ
Kraftkollektiv	r=-0,26 ^a	r=-0,23 ^a	r=-0,20 ^a	r=-0,18 ^a	r=-0,31 ^{*a}	r=-0,28 ^{**a}
Posturalkollektiv	r=-0,06	r=-0,09	r=-0,03	r=-0,10	r=-0,27	r=-0,36
Standardtherapie koll.	r=0,03	r=0,11	r=-0,17	r=-0,24 ^a	r=-0,13	r=0,06

Tabelle 37: Korrelation der Tage zwischen Anfangs- und Endtest und dem EWM-Kraftzuwachs (N=121)

*...signifikante Korrelation auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig)

**... hochsignifikante Korrelation auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig)

Das Postural- und das Standardtherapiekollektiv weisen keine bis maximal geringe negative Zusammenhänge zwischen Testzwischen Tagen und dem Kraftzuwachs auf, welche nicht signifikant sind. Ein wenig deutlicher, mit gering bis mäßigen negativen Korrelationen, wirkt sich der Zeitfaktor im Kraftkollektiv aus. Diese sind für das nicht operierte Bein mit $p=0,02-0,04$ signifikant.

ad f)

Untergliederung des Kraftzuwachses in negative, Null- und positive Werte:

Um sicher zu gehen, dass keine Datenausreißer die Ergebnisse verfälschen, wurde als nächstes der Kraftzuwachs in seine Ausprägungen unterteilt:

	Kraftkollektiv (N=59)	Posturalkollektiv (N=23)	Standardtherapie- kollektiv (N=39)
negativer Kraftzuwachs	6,8%	8,7%	2,6%
kein Kraftzuwachs	10,2%	26,1%	7,7%
positiver Kraftzuwachs	83,1%	65,2%	89,7%
	100%	100%	100%

Tabelle 38: Untergliederung der Kraftzuwächse in prozentuelle Anteile je Kollektiv

Nachdem es anhand der obigen Kreuztabelle (Tab.38) ersichtlich wird, dass das Standardtherapiekollektiv die wenigsten negativen Veränderungen der Einwiederholungsmaxima hat, werden diese , um zu hinterfragen, ob dieser Umstand einen signifikanten Einfluss auf das Gesamtergebnis hat, für die Berechnung in Tabelle 39 herausgefiltert:

	Kraftzuwachs bds.		Kraftzuwachs OP-Bein		Kraftzuwachs NOP- Bein	
	absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ
ANOVA/ Kruskal Wallis ^b	0,05^b	0,06 ^b	0,42	0,64	0,82	0,82
post hoc (Scheffe)/ U-Test ^a						
Kraft- vs Posturalkollektiv	0,03^a	0,03^a	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Postural- vs Standardtherapiekollektiv	0,02^a	0,03^a	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Kraft- vs Standardtherapiekollektiv	0,94 ^a	0,97 ^a	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Tabelle 39: Vergleich der Kraftzuwächse ohne negative Kraftveränderungen

Wie aus der obigen Tabelle zu entnehmen ist, hat die Reduktion der Negativkraftzuwächse keine Auswirkung auf das Ursprungsergebnis. Es bleiben, wie bereits in der ursprünglichen Berechnung in Tab.30, nach wie vor die Kraftzuwächse beidbeinig des Posturalkollektivs gegenüber den beiden anderen Kollektiva signifikant niedriger.

ad g) Haben die Testpersonen einen Einfluss auf das Ergebnis?

Mittels Spearmans Korrelationskoeffizienten lassen sich keine signifikanten Zusammenhänge zwischen den Kraftzuwächsen und den Testpersonen finden ($p=0,11-0,97$). Ein Vergleich der EWM- Daten untereinander in Abhängigkeit von der Testperson ergab demnach ebenfalls keine signifikanten Unterschiede.

ad h) Hat die Anzahl der Trainingseinheiten einen Einfluss auf den Kraftzuwachs?

Korrelationskoeffizient nach Pearson	Kraftzuwachs beidbeinig		Kraftzuwachs operiertes Bein		Kraftzuwachs nicht operiertes Bein	
	absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ
Kraftkollektiv	r=0,03	r=0,17	r=0,16	r=0,15	r=0,13	r=0,16
Posturalkollektiv	r=0,08	r=0,06	r=-0,04	r=-0,05	r=-0,07	r=-0,12
Standardtherapie koll.	r=0,07	r=0,13	r=-0,12	r=-0,06	r=0,19	r=0,22

Tabelle 40: Korrelation Anzahl der Trainingseinheiten und EWM- Kraftzuwachs (N=110)

Auch zwischen der Anzahl der Trainingseinheiten und dem Kraftzuwachs finden sich keinerlei signifikante Korrelationen. Aus diesem Grund wurde dieser Faktor nicht weiter beleuchtet.

ad i) Geringe signifikante Zusammenhänge finden sich zwischen dem jeweils behandelnden Physiotherapeuten und dem Kraftzuwachs des operierten Beins. Da die „Physiotherapie“ sowohl im Großteil der Fachliteratur als auch in der vorliegenden Studie als allgemeine, nicht näher beschriebene Rahmenbedingung angenommen wird, ist es hier nicht weiter möglich, diesen, scheinbar doch geringfügig beeinflussenden Faktor, näher zu beleuchten.

ad j) Was hatten die Testpersonen neben täglicher Physiotherapie an Zusatztherapien und beeinflussen diese das Ergebnis?

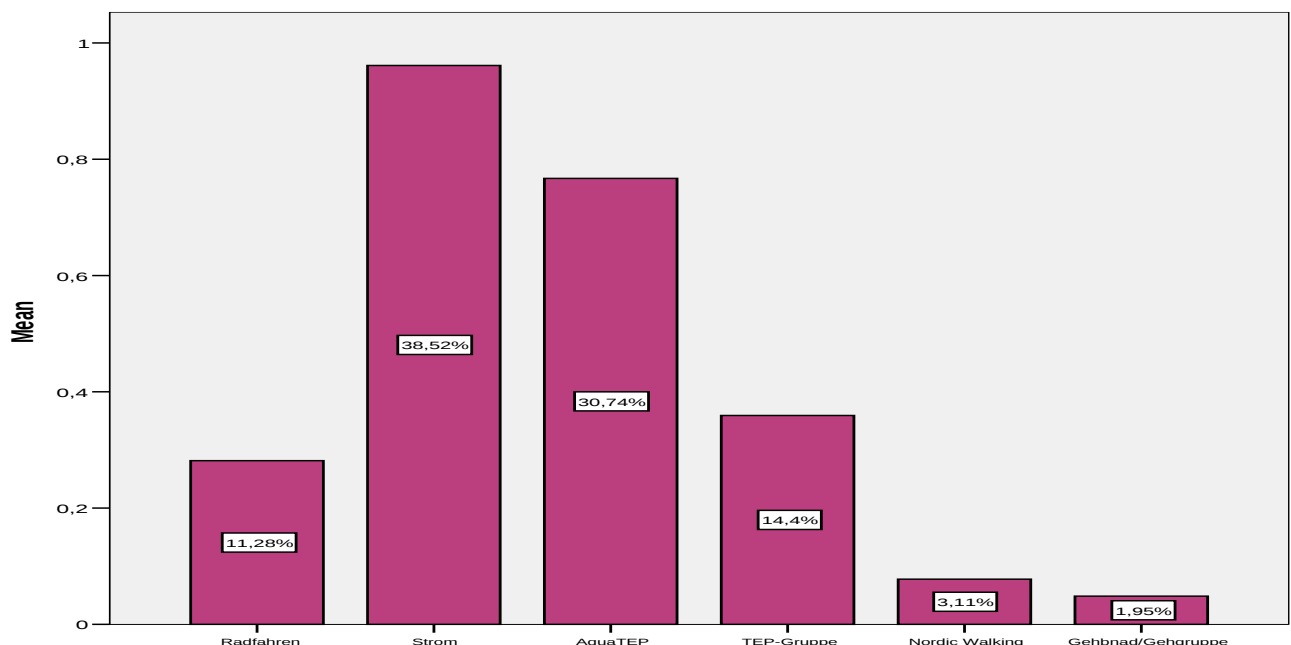


Abbildung 32: Zusatztherapien des Gesamtkollektivs

Beinahe allen Teilnehmern wurde eine Strombehandlung verordnet. An zweithäufigster Stelle, mit ca. 80%, kam Wassergymnastik für Hüft- PatientInnen zur Anwendung.

Gefolgt von TEP- Gruppe und Radfahren bleiben, mit eher vereinzelt Einheiten, noch Nordic Walking und diverse Gangtherapien über.

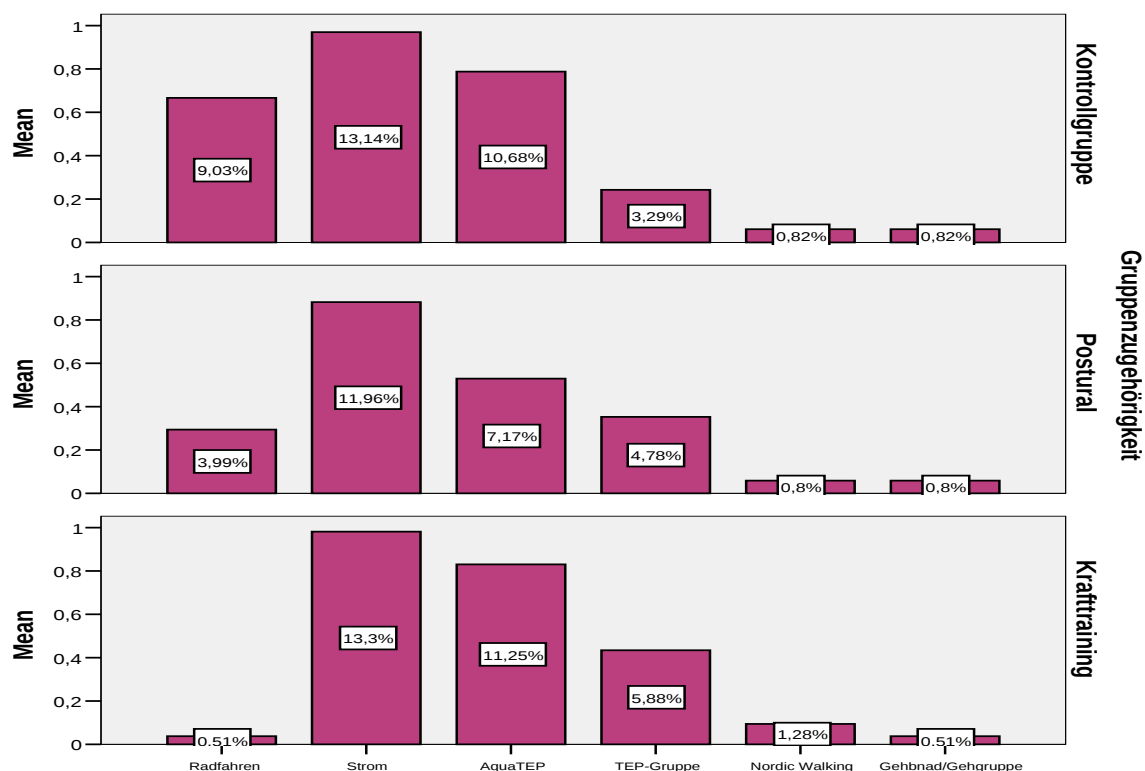


Abbildung 33: Zusatztherapien nach Kollektiv, (Kontroll- = Standardtherapiekollektiv)

Sobald die Zusatztherapieverteilung nach Kollektiva getrennt wird, ist die wesentlichste Erkenntnis, dass dem Standardtherapiekollektiv der Großteil des zusätzlichen Radtrainings zu teil wurde. (Wie in Kapitel 10.2. ausgeführt, wurde diese therapeutische Intervention für die vorliegende Studie zum allgemeinen Therapiepool gezählt, welche den PatientInnen aus jedem Kollektiv zuteil werden konnte.)

Korrelationskoeffizient nach Spearman	Kraftzuwachs beidbeinig		Kraftzuwachs operiertes Bein		Kraftzuwachs nicht operiertes Bein	
	absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ
Kraftkollektiv	r=0,31*	r=0,27*	r=0,18	r=0,14	r=0,26*	r=0,21
Posturalkollektiv	r=-0,13	r=-0,11	r=0,06	r=0,03	r=0,00	r=-0,07
Standardtherapie koll.	r=-0,03	r=0,10	r=-0,07	r=0,00	r=0,03	r=0,12

Tabelle 41: Korrelation Radtraining und EWM- Kraftzuwachs (N=119)

*...signifikante Korrelation auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig)

Das Radtraining auf Korrelation mit dem Kraftzuwachs zu hinterfragen bringt nur für das Kraftkollektiv signifikante Zusammenhänge und nur kleine Korrelationskoeffizienten.

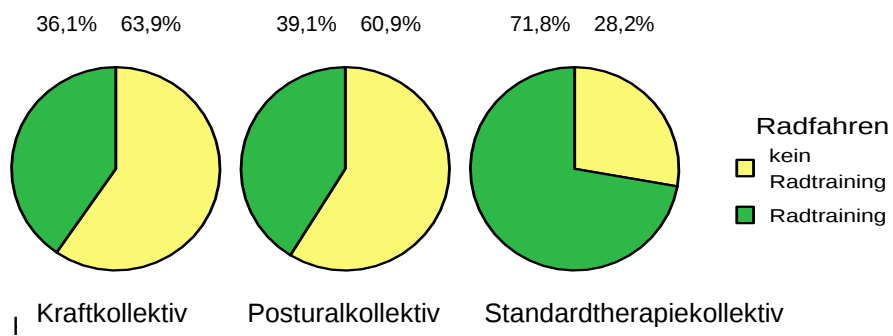


Abbildung 34: Wieviel Prozent jedes Kollektivs hatten auch Radtraining?
(Kontroll-=Standardtherapiekollektiv)

13.2 Ergebnisse der Posturographie

13.2.1 Ergebnisse der statischen Posturographie

Zur Durchführung der statistischen Auswertung der Ergebnisse aus den Posturographie-Testungen wurde, wie auch bereits für die Analyse der Anfangsdaten, das Gesamtkollektiv auf 135 PatientInnen angepasst. Die Daten dieser PatientInnen, welche am Anfang sowie am Ende des Rehabilitationsaufenthalts an der Posturographie unter statischen Bedingungen getestet wurden, sind im folgenden Abschnitt als erstes auf signifikante Veränderungen zwischen Anfangs- und Endtest analysiert worden. Im zweiten Schritt kommt es zur Hinterfragung, ob betreffend die Differenzen der Ein- und Ausgangstest zwischen den Kollektiven signifikante Unterschiede bestehen.

Als erstes wird die folgende Hypothese $H_{0_{10}}$ beleuchtet, um Veränderungen vom Anfangs- zum Endtest herauszufinden.

$H_{0_{10}}$: Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den Ergebnissen der statischen Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen vom Beginn bis zum Ende des Rehabilitationsaufenthaltes.

Bezüglich der Ergebnisse der Posturographie kam es laut Tabelle 42 zu einigen signifikanten Veränderungen während des Therapieaufenthalts, die alle unter den Testbedingungen mit offenen Augen festzustellen sind.

Signifikante Änderungen finden sich für das Kraftkollektiv für den Schwankungsweg in Richtung medio- lateral mit $p=0,05 \cdot 10^{-2}$, da dieser signifikant länger wird, sowie für die Schwankungsgeschwindigkeit mit $p=0,04$.

Im Posturalkollektiv lassen sich keine signifikanten Änderungen erkennen, während das Standardtherapiekollektiv eine signifikante Reduktion betreffend der überstrichenen Schwankungsfläche sowie eine verminderte Neigung aufweist.

Unter den Testergebnissen mit geschlossenen Augen finden sich keinerlei signifikante Unterschiede, weder in positive noch in negative Richtung.

Tabelle 42: Vergleich Anfangs- Endtest d. statischen Posturographie (N=135)

Vergleich Anfangs- Endtest der statischen Posturographie	Mittelwert $\pm$ SD			Signifikanz (p-Wert) T-Test/ U-test ^a
	Anfangstest	Endtest	Differenz (Post- Anfangstest)	
Gesamte Länge des Schwankungsweges (mm) – offene Augen				
Kraftkollektiv (N=67)	699,0 $\pm$ 256,4	732,0 $\pm$ 273,5	-32,9 $\pm$ 194,4	0,17
Posturalkollektiv (N=28)	789,4 $\pm$ 335,7	803,4 $\pm$ 337,2	-13,6 $\pm$ 197,5	0,71
Standardthp.koll.(N=40)	716,9 $\pm$ 328,3	725,2 $\pm$ 344,7	-8,4 $\pm$ 211,8	0,80
Gesamte Länge des Schwankungsweges (mm) – geschlossene Augen				
Kraftkollektiv (N=67)	1125,5 $\pm$ 641,9	1119,2 $\pm$ 584,2	6,3 $\pm$ 415,1	0,68 ^a
Posturalkollektiv (N=28)	1291,9 $\pm$ 717,8	1328,5 $\pm$ 625,2	-36,8 $\pm$ 299,2	0,52
Standardthp.koll.(N=40)	993,0 $\pm$ 4442,3	1024,7 $\pm$ 498,9	-31,7 $\pm$ 343,1	0,76 ^a
Länge anterior-posterior (mm) – offene Augen				
Kraftkollektiv (N=67)	514,2 $\pm$ 208,7	520,5 $\pm$ 240,2	-6,2 $\pm$ 157,9	0,94 ^a
Posturalkollektiv (N=28)	588,8 $\pm$ 255,4	590,1 $\pm$ 241,0	-1,36 $\pm$ 142,5	0,96
Standardthp.koll.(N=40)	544,5 $\pm$ 255,4	539,8 $\pm$ 279,6	4,7 $\pm$ 178,0	0,38 ^a
Länge anterior-posterior (mm) – geschlossene Augen				
Kraftkollektiv (N=67)	853,6 $\pm$ 472,5	832,3 $\pm$ 461,4	21,3 $\pm$ 284,9	0,49 ^a
Posturalkollektiv (N=28)	1019,7 $\pm$ 643,7	989,3 $\pm$ 508,0	-30,4 $\pm$ 250,2	0,53
Standardthp.koll.(N=40)	745,6 $\pm$ 350,7	768,2 $\pm$ 416,8	-22,6 $\pm$ 263,4	0,93 ^a
Länge medio-lateral (mm) – offene Augen				
Kraftkollektiv (N=67)	368,3 $\pm$ 142,0	409,7 $\pm$ 146,1	-41,4 $\pm$ 136,8	0,0005**
Posturalkollektiv (N=28)	411,5 $\pm$ 184,6	429,1 $\pm$ 207,7	-17,6 $\pm$ 144,2	0,53
Standardthp.koll.(N=40)	385,1 $\pm$ 182,2	407,6 $\pm$ 183,3	-22,5 $\pm$ 118,8	0,21 ^a
Länge medio-lateral (mm) – geschlossene Augen				
Kraftkollektiv (N=67)	551,9 $\pm$ 367,1	592,5 $\pm$ 341,6	-40,6 $\pm$ 291,1	0,08 ^a
Posturalkollektiv (N=28)	592,4 $\pm$ 262,6	677,0 $\pm$ 336,4	-84,6 $\pm$ 228,4	0,06
Standardthp.koll.(N=40)	502,7 $\pm$ 240,1	515,1 $\pm$ 252,5	-12,4 $\pm$ 201,9	0,70
Schwankungsfläche (mm ²) – offene Augen				
Kraftkollektiv (N=67)	248,7 $\pm$ 140,7	242,3 $\pm$ 148,8	6,4 $\pm$ 148,7	0,70 ^a
Posturalkollektiv (N=28)	296,3 $\pm$ 146,2	284,4 $\pm$ 169,6	11,8 $\pm$ 127,2	0,69
Standardthp.koll.(N=40)	361,7 $\pm$ 247,0	295,4 $\pm$ 193,9	66,3 $\pm$ 132,6	0,009^a**
Schwankungsfläche (mm ²) – geschlossene Augen				
Kraftkollektiv (N=67)	400,8 $\pm$ 364,4	405,3 $\pm$ 331,3	-4,5 $\pm$ 333,4	0,84 ^a
Posturalkollektiv (N=28)	457,7 $\pm$ 276,7	389,6 $\pm$ 228,6	68,1 $\pm$ 183,2	0,06
Standardthp.koll.(N=40)	423,0 $\pm$ 280,3	390,6 $\pm$ 207,4	32,4 $\pm$ 191,0	0,35 ^a
Schwankungsgeschwindigkeit (mm/s) – offene Augen				
Kraftkollektiv (N=67)	13,7 $\pm$ 5,0	14,3 $\pm$ 5,3	-0,6 $\pm$ 3,8	0,04^a*
Posturalkollektiv (N=28)	15,4 $\pm$ 6,6	15,7 $\pm$ 6,6	-0,3 $\pm$ 3,9	0,69
Standardthp.koll.(N=40)	14,0 $\pm$ 6,4	14,2 $\pm$ 6,7	-0,2 $\pm$ 4,1	0,80
Schwankungsgeschwindigkeit (mm/s) – geschlossene Augen				
Kraftkollektiv (N=67)	22,0 $\pm$ 12,6	21,9 $\pm$ 11,4	0,10 $\pm$ 8,1	0,92
Posturalkollektiv (N=28)	25,2 $\pm$ 14,0	25,9 $\pm$ 12,2	-0,7 $\pm$ 5,8	0,52
Standardthp.koll.(N=40)	19,4 $\pm$ 8,6	20,0 $\pm$ 9,7	-0,8 $\pm$ 7,7	0,76 ^a
Neigung in frontaler Ebene (°) – offene Augen				
Kraftkollektiv (N=67)	99,8 $\pm$ 43,9	92,5 $\pm$ 43,1	7,3 $\pm$ 62,7	0,34
Posturalkollektiv (N=28)	99,8 $\pm$ 41,8	90,7 $\pm$ 41,3	9,1 $\pm$ 54,0	0,38
Standardthp.koll.(N=40)	117,3 $\pm$ 38,1	100,6 $\pm$ 41,2	16,7 $\pm$ 46,4	0,03*
Neigung in frontaler Ebene (°) – geschlossene Augen				
Kraftkollektiv (N=67)	96,2 $\pm$ 32,2	100,6 $\pm$ 31,6	-4,4 $\pm$ 40,8	0,24 ^a
Posturalkollektiv (N=28)	96,0 $\pm$ 29,7	96,1 $\pm$ 29,8	-0,1 $\pm$ 40,2	0,99
Standardthp.koll.(N=40)	92,6 $\pm$ 30,6	87,1 $\pm$ 32,6	5,5 $\pm$ 34,5	0,32

*...signifikanter Unterschied, **... hochsignifikanter Unterschied

H0₉: Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Versuchs- und der Standardtherapiegruppe bezüglich der statischen Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen nach einem Rehabilitationsaufenthalt.

Die Hypothese H0₉ wird in Tab. 43 in Zahlen geschildert, welche keine Veränderung aus der statischen Posturographie mit offenen und geschlossenen Augen zwischen den 3 Kollektiven mit signifikantem Unterschied zeigt.

Tabelle 43: Unterschiede der Kollektiva bezüglich Differenzen zw. Anfangs- und Endtest der statischen Posturographie (N=135):

	Mittelwert ± SD						Signifikanz lt. ANOVA/ Kruskal-Wallis ^b	
	Kraftkollektiv (n=67)		Posturalkollek. (n=28)		Standard- therapiekoll. (n=40)			
	Augen		Augen		Augen		Augen	
	offen	zu	offen	zu	offen	zu	offen	Zu
Differenz Gesamtänge des Schwankungsweg (mm)	-32,9 ±19,4	6,3 ±415,1	-13,6 ±197,5	-36,8 ±299,2	-8,4 ±211,8	-31,7 ±343,1	0,87	0,80
Differenz Länge anterior-posterior (mm)	-6,2 ±157,9	21,3 ±284,9	1,36 ±142,5	-30,4 ±250,2	4,7 ±178,0	-22,6 ±263,4	0,98	0,64
Differenz Länge medio-lateral (mm)	-41,4 ±136,8	-40,7 ±291,1	-17,6 ±144,2	-84,6 ±228,4	-22,5 ±118,8	-12,4 ±201,9	0,29 ^b	0,52
Differenz Schwankungsfläche (mm ²)	6,4 ±148,7	-4,5 ±333,4	11,8 ±127,2	68,1 ±183,2	66,3 ±132,6	32,4 ±191,0	0,14 ^b	0,44
Differenz Schwankungsge- schwindigkeit (mm/s)	-0,6 ±3,8	0,7 ±9,7	-0,3 ±3,9	-0,7 ±5,8	-0,2 ±4,1	-0,8 ±7,7	0,89	0,83 ^b
Differenz Neigung in frontaler Ebene	7,3 ±62,7	-4,4 ±40,8	9,1 ±54,0	-0,1 ±40,2	16,7 ±46,4	5,5 ±34,5	0,73	0,48

13.2.2 Ergebnisse der dynamischen Posturographie

Die folgenden Analysen wurden mit einem Grundkollektiv von 125 PatientInnen durchgeführt.

H0₁₂: Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den Ergebnissen der dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen am Beginn sowie gegen Ende des Rehabilitationsaufenthaltes.

Die Ergebnisse der Endtestung weisen in erster Linie für das Kraftkollektiv signifikante Verbesserungen auf. Dies betrifft die Testungen mit geschlossenen Augen für die Gesamtlänge des Schwankungsweges, für den Schwankungsweg anterior- posterior und die Schwankungsfläche. Für das Posturalkollektiv findet sich für die Schwankungsfläche mit offenen Augen eine signifikante Verbesserung vom Anfangs- zum Endtest.

Tabelle 44: Vergleich Anfangs- Endtest dynamische Stabilometrie (N=125)

Vergleich Anfangs- Endtest Posturographie	Mittelwert ± SD			Signifikanz U-Test ^a oder T-Test
	Anfangstest	Endtest	Differenz (Anfangs– Endtest)	
Gesamte Länge des Schwankungsweges (mm) – offene Augen				
Kraftkollektiv (N=63)	944,4±315,9	937,2±304,1	7,3±234,4	0,81
Posturalkollektiv (N=24)	1067,0±393,4	1079,6±398,5	-20,2±328,8	0,86
Standardthp.koll.(N=38)	992,5±364,4	972,6±311,5	19,9±342,6	0,72
Gesamte Länge des Schwankungsweges (mm) – geschlossene Augen				
Kraftkollektiv (N=50)	1724,5±453,0	1605,4±476,7	119,1±347,8	0,02*
Posturalkollektiv (N=15)	1936,1±698,4	1870,8±563,0	65,3±482,6	0,61
Standardthp.koll.(N=25)	1664,5±513,9	1610,4±453,1	54,2±387,4	0,49
Länge anterior-posterior (mm) – offene Augen				
Kraftkollektiv (N=63)	587,6±202,5	565,7±209,3	21,9±143,8	0,23
Posturalkollektiv (N=24)	656,8±262,0	655,2±281,9	-13,8±247,9	0,97
Standardthp.koll.(N=38)	576,3±203,3	589,0±237,1	-12,7±187,7	0,68
Länge anterior-posterior (mm) – geschlossene Augen				
Kraftkollektiv (N=50)	1037,9±296,4	945,5±281,7	92,4±226,3	0,006**
Posturalkollektiv (N=15)	1201,4,1±473,0	1129,1±376,5	72,3±246,9	0,28
Standardthp.koll.(N=25)	994,8±330,4	982,6±323,5	12,2±266,4	0,82
Länge medio-lateral (mm) – offene Augen				
Kraftkollektiv (N=63)	629,2±237,9	619,7±213,6	9,5±186,9	0,69
Posturalkollektiv (N=24)	690,8±251,6	711,6±247,8	-16,0±198,5	0,62
Standardthp.koll.(N=38)	671,5±278,7	630,4±183,0	41,1±267,3	0,35
Länge medio-lateral (mm) – geschlossene Augen				
Kraftkollektiv (N=50)	1160,7±258,5	1105,0±310,0	55,7±246,8	0,09
Posturalkollektiv (N=15)	1225,1±454,9	1225,7±348,7	-0,6±400,2	0,995
Standardthp.koll.(N=25)	1100,1±358,4	1042,2±279,7	57,9±273,3	0,30
Schwankungsfläche (mm ²) – offene Augen				
Kraftkollektiv (N=63)	1027,4±727,0	884,8±540,9	142,6±628,3	0,13 ^a
Posturalkollektiv (N=24)	1405,8±1180,9	1005,7±754,6	402,8±723,0	0,01**
Standardthp.koll.(N=38)	1213,3±745,7	1076,5±667,9	136,9±759,2	0,27
Schwankungsfläche (mm ²) – geschlossene Augen				
Kraftkollektiv (N=50)	3834,5±1818,6	3216,1±1704,7	618,4±1668,0	0,01^a**
Posturalkollektiv (N=15)	4774,3±2026,9	3882,7±1522,2	891,5±1893,8	0,09
Standardthp.koll.(N=25)	3885,3±2000,8	3317,4±1977,0	567,9±1617,5	0,09

*...signifikanter Unterschied, **... hochsignifikanter Unterschied

H0₁₁: Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Versuchs- und der Standardtherapiegruppe bezüglich der Veränderungen der dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen nach einem Rehabilitationsaufenthalt.

Anhand der Mehrfaktorenanalyse (Tab.45) ergeben sich für die Hypothese H0₁₁ keine signifikanten Unterschiede der 3 Kollektiva bezüglich der Differenzen für Anfangs- und Endtest der dynamischen Posturographiemessung.

Tabelle 45: Differenzen zwischen Anfangs- und Endtest der dynamischen Stabilometrie:

	Mittelwert $\pm$ SD						Signifikanz	
	Kraftkollektiv (n=65)		Postural- kollektiv (n=25)		Standard- therapiekollektiv (n=39)		lt. ANOVA/ Kruskal- Wallis ^b	
	Augen		Augen		Augen		Augen	
	offen	zu	offen	zu	offen	zu	offen	Zu
Gesamtlänge Schwankungsweg Differenz (mm)	7,4 $\pm 232,9$	127,9 $\pm 345,8$	-20,2 $\pm 328,8$	65,3 $\pm 482,6$	19,9 $\pm 342,6$	54,2 $\pm 387,4$	0,91	0,75
Differenz Länge anterior-posterior (mm)	20,5 $\pm 142,8$	99,7 $\pm 222,6$	-13,8 $\pm 247,9$	72,3 $\pm 246,9$	-12,7 $\pm 187,7$	12,2 $\pm 266,4$	0,63	0,40
Differenz Länge medio-lateral (mm)	10,4 $\pm 186,0$	60,8 $\pm 246,6$	-16,0 $\pm 198,5$	-0,6 $\pm 400,2$	41,1 $\pm 267,3$	57,9 $\pm 273,3$	0,54	0,78 ^b
Schwankungsfläch e Differenz (mm²)	141,3 $\pm 623,3$	660,7 $\pm$ 1658,0	402,8 $\pm 723,0$	891,5 $\pm 1893,8$	136,9 $\pm 759,2$	567,9 $\pm 1617,5$	0,25	0,83 ^b

13.2.3 Gewichtung der Ergebnisse nach möglichen Einflussparametern

Folgende Faktoren wurden in Betracht gezogen, die eventuell die Ergebnisse der statischen und dynamischen Gleichgewichtstestung beeinflussen könnten:

- Zusammenhang der Veränderungen der statischen bzw. dynamischen Posturographieparameter mit dem Alter der Testpersonen und Reduktion der Kollektiva auf die größte Altersgruppe (60-80 Jahre)
- Zusammenhang der Veränderungen der statischen bzw. dynamischen Posturographieparameter mit Schmerzen im Rahmen der Tests
- Zusammenhang der Veränderungen der statischen bzw. dynamischen Posturographieparameter mit Schwindel im Rahmen der Tests
- Zusammenhang der Veränderungen der statischen bzw. dynamischen Posturographieparameter mit den Zeitabständen zw. Operation u. 1.EWM-Test sowie Filterung extrem kurzer/ langer Zeitabstände
- Zusammenhang der Veränderungen der statischen bzw. dynamischen Posturographieparameter mit den Zeitabständen zwischen 1. und 2. EWM-Test sowie Filterung extrem kurzer Zeitabstände

ad a)

H0₁₃: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der Veränderung der statischen bzw. dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen und dem Alter.

	Korrelationskoeffizient nach Pearson/ Spearman ^a	
	Augen	
	offen	zu
Differenz Länge des ges. Schwankungsweges (mm)	0,08	-0,03
Differenz Länge anterior-posterior (mm)	0,06	-0,07
Differenz Länge medio-lateral (mm)	0,10	0,05
Differenz Schwankungsfläche (mm ²)	0,21	0,01
Differenz Schwankungsgeschwindigkeit (mm/s)	0,08	-0,04 ^a
Differenz Neigung in frontaler Ebene	0,05	0,09

Tabelle 46: Korrelation Alter und statische Posturographieparameter (N=135)

	Korrelationskoeffizient nach Pearson/ Spearman ^a	
	Augen	
	offen	zu
Differenz Länge des ges. Schwankungsweges (mm)	0,01	-0,15
Differenz Länge anterior-posterior (mm)	-0,03	-0,17
Differenz Länge medio-lateral (mm)	0,02	0,17
Differenz Schwankungsfläche (mm ²)	0,15 ^a	-0,15

Tabelle 47: Korrelation Alter und dynamische Posturographieparameter (N=127)

Bezüglich dem Alter und der Gleichgewichtsfähigkeit finden sich keine Korrelationen. Daher wird dieser Faktor nicht näher betrachtet.

ad b)

H0₁₄: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der Veränderung der statischen bzw. dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen und der Schmerzsituation.

Um zu verifizieren, ob Schmerzen bei einem der Tests zu einer Veränderung der Endergebnisse der statischen Posturographie führen, wurden die entsprechenden Korrelationskoeffizienten berechnet. Diese weisen weder für die statische noch die dynamische Testung auf keine Zusammenhänge hin und werden daher nicht weiter behandelt (siehe Tab.48 und 49).

	Korrelationskoeffizient nach Spearman	
	Augen	
	offen	zu
Differenz Länge des ges. Schwankungsweges (mm)	0,06	0,08
Differenz Länge anterior-posterior (mm)	-0,02	0,13
Differenz Länge medio-lateral (mm)	0,03	0,01
Differenz Schwankungsfläche (mm ²)	0,08	0,02
Differenz Schwankungsgeschwindigkeit (mm/s)	0,06	0,04
Differenz Neigung in frontaler Ebene	0,09	0,05

Tabelle 48: Korrelation Schmerzen und statische Posturographiedaten (N=119)

	Korrelationkoeffizient nach Spearman	
	Augen	
	offen	zu
Differenz Länge des ges. Schwankungsweges (mm)	0,06	-0,04
Differenz Länge anterior-posterior (mm)	0,06	-0,02
Differenz Länge medio-lateral (mm)	-0,01	0,06
Differenz Schwankungsfläche (mm ²)	-0,10	-0,002

Tabelle 49: Korrelation Schmerzen und dynamische Posturographiedaten (N=125)

ad c)

H₀₁₅: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der Veränderung der statischen bzw. dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen und der Schwindelsituation.

Auch zur Überprüfung des Einflusses von Schwindel auf die Gleichgewichtsparameter wurden die statistischen Korrelationen berechnet.

	Korrelationkoeffizient nach Spearman	
	Augen	
	offen	zu
Differenz Länge des ges. Schwankungsweges (mm)	-0,04	-0,01
Differenz Länge anterior-posterior (mm)	-0,10	-0,06
Differenz Länge medio-lateral (mm)	0,03	0,06
Differenz Schwankungsfläche (mm ²)	-0,01	0,02
Differenz Schwankungsgeschwindigkeit (mm/s)	-0,04	0,04
Differenz Neigung in frontaler Ebene	0,07	0,10

Tabelle 50: Korrelation Schwindel und statische Posturographiedaten (N=119)

Für das Vorhandensein von Schwindel zu den Ergebnissen der statischen Posturographie finden sich keine signifikanten Korrelationen. Allerdings treten für die dynamische Testung signifikante Zusammenhänge auf (Tab.51)

Tabelle 51: Korrelation von Schwindel und dynamischer Posturographiedaten (N=124)

	Korrelationskoeffizient nach Spearman	
	Augen	
	offen	zu
Differenz Länge des ges. Schwankungsweges (mm)	-0,16	0,17
Differenz Länge anterior-posterior (mm)	-0,19*	0,14
Differenz Länge medio-lateral (mm)	-0,07	0,11
Differenz Schwankungsfläche (mm ²)	-0,21*	0,07

*...signifikante Korrelation auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig)

Da sich nach Spearman teilweise signifikante Korrelationen zwischen dem Vorhandensein von Schwindel und der Entwicklung der dynamischen Posturographie zeigen, wurde in Tabelle 52, unter Ausschluss aller Patienten, die bei einer der Testungen Schwindel angaben, die Unterschiede der Differenzen der 3 Kollektiva erneut berechnet. Es finden sich allerdings, wie bereits in der Ursprungsberechnung, keine signifikanten Unterschiede.

	Signifikanz lt. ANOVA	
	Augen	
	offen	zu
Differenz Länge des ges. Schwankungsweges (mm)	0,76	0,63
Differenz Länge anterior-posterior (mm)	0,29	0,28
Differenz Länge medio-lateral (mm)	0,90	0,80
Differenz Schwankungsfläche (mm ²)	0,20	0,66

Tabelle 52: Unterschiede zw. Kollektiven ohne Schwindel (dynam. Messung) (N=106)

ad d)

H0₁₇: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der Veränderung der statischen bzw. dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen und den Zeitabständen zwischen Operation und 1.EWM- Test.

Tabelle 53: Korrelation der Tage zw. Operation u. Anfangstest und der statischen Posturographieparameter (N=133)

	Korrelationskoeffizient nach Spearman	
	Augen	
	offen	zu
Differenz Länge des ges. Schwankungsweges (mm)	-0,20*	-0,09
Differenz Länge anterior-posterior (mm)	-0,20*	-0,13
Differenz Länge medio-lateral (mm)	-0,13	-0,06
Differenz Schwankungsfläche (mm ²)	-0,13	-0,03
Differenz Schwankungsgeschwindigkeit (mm/s)	-0,20*	-0,08
Differenz Neigung in frontaler Ebene	-0,03	-0,06

*...signifikante Korrelation auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig)

Die Ergebnisse aus der statischen Posturographie korrelieren teilweise signifikant mit den Tagen zwischen Operation und Anfangstest, jedoch nur mit geringem Zusammenhang. Nachdem aber doch Zusammenhänge vorhanden sind, wurden diejenigen PatientInnen

für eine erneute, hinterfragende Berechnung herangezogen, die weniger als 49 Tage und mehr als 70 Tage zwischen ihrer Hüftoperation sowie dem Eingangstest aufweisen. Daraus ergibt sich eine Kollektivgröße von N=71 PatientInnen. Diese Überprüfung bringt jedoch keine Veränderungen am Ursprungsergebnis (vgl. Tabelle 54).

	Signifikanz lt. ANOVA	
	Augen	
	offen	zu
Differenz Länge des ges. Schwankungsweges (mm)	0,45	0,60
Differenz Länge anterior-posterior (mm)	0,19	0,32
Differenz Länge medio-lateral (mm)	0,70	0,70
Differenz Schwankungsfläche (mm ²)	0,62	0,44
Differenz Schwankungsgeschwindigkeit (mm/s)	0,47	0,45
Differenz Neigung in frontaler Ebene	0,77	0,06

Tabelle 54: Unterschiede der Kollektiva unter Filterung kurzer/ langer Zeitabstände zw. Operation u. 1.EWM- Test (N=72)

Die Ergebnisse der dynamischen Posturographie korrelieren nicht mit den Tagen zwischen Operation und Anfangstest (Tab.55).

Tabelle 55: Korrelation Tage zw. Operation und Anfangstest und dynamische Posturographieparameter (N=123)

	Korrelationskoeffizient nach Spearman	
	Augen	
	offen	zu
Differenz Länge des ges. Schwankungsweges (mm)	-0,07	-0,19
Differenz Länge anterior-posterior (mm)	-0,10	-0,11
Differenz Länge medio-lateral (mm)	-0,05	0,03
Differenz Schwankungsfläche (mm ²)	0,06	-0,05

ad e)

H₀₁₈: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der Veränderung der statischen bzw. dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen und den Zeitabständen zwischen 1. und 2.EWM- Test.

Tabelle 56: Korrelation Tage vom Anfangs- zum Endtest und statische Posturographieparameter (N=133)

	Korrelationskoeffizient nach Spearman	
	Augen	
	offen	zu
Differenz Länge des ges. Schwankungsweges (mm)	-0,09	-0,05
Differenz Länge anterior-posterior (mm)	-0,09	0,001
Differenz Länge medio-lateral (mm)	-0,10	-0,09
Differenz Schwankungsfläche (mm ²)	-0,15	-0,07
Differenz Schwankungsgeschwindigkeit (mm/s)	-0,09	-0,07
Differenz Neigung in frontaler Ebene	0,04	0,07

*...signifikante Korrelation auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig)

Tabelle 57: Korrelation Tage vom Anfangs- zum Endtest und dynamische Posturographieparameter (N=126)

	Korrelationskoeffizient nach Spearman	
	Augen	
	offen	zu
Differenz Länge des ges. Schwankungsweges (mm)	0,01	0,01
Differenz Länge anterior-posterior (mm)	-0,03	0,03
Differenz Länge medio-lateral (mm)	0,10	0,06
Differenz Schwankungsfläche (mm ²)	0,05	0,10

Zwischen den Tagen von Anfangs- zur Endtestung und den Parametern der statischen sowie der dynamischen Posturographie (Tab. 56 und 57) lassen sich keine signifikante Korrelationen finden, weshalb auch keine weiteren Berechnungen angestellt werden.

13.3 Veränderungen des Einbeinstands

H0₂₁: Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Versuchs- und der Standardtherapiegruppe bezüglich der Veränderungen des Einbeinstands vom Beginn zum Ende des Rehabilitationsaufenthaltes.

Differenz Anfangs-Endtest (Wilcoxon f. abhäng. Stichproben)	Kraftkollektiv (n=64)	Posturalkollektiv (n=30)	Standardtherapiekollektiv (n=39)
Einbeinstand OP-Bein	0,38±0,72 $p=0,02 \cdot 10^{-2} **$	0,03±0,64 $p=0,76$	0,51±0,73 $p=0,05 \cdot 10^{-2} **$
Einbeinstand NOP-Bein	-0,03±0,59 $p=0,67$	0,17±0,76 $p=0,24$	0,35±0,63 $p=0,003 **$

Tabelle 58: Veränderung des Einbeinstandes vom Anfangs- zum Endtest und p-Wert

**hochsignifikante Veränderung des Einbeinstandes

Bezüglich der Fähigkeit zum Einbeinstand kommt es im posturalen Kollektiv zu keinerlei signifikanten Veränderungen gegenüber der Anfangstestung. Das Kraft sowie das Standardtherapiekollektiv weisen für das operierte Bein hochsignifikante Veränderungen in positiver Richtung auf (vgl. Mittelwerte Tab.58). Das Standardtherapiekollektiv erzielt sogar für das nicht operierte Bein hochsignifikante Verbesserungen.

13.4. Veränderungen des Gangbilds

H0₂₂: Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Versuchs- und der Standardtherapiegruppe bezüglich der Veränderungen des Gangbilds vom Beginn zum Ende des Rehabilitationsaufenthaltes.

In jedem Kollektiv findet sich beim Endtest bei nur rund der Hälfte der PatientInnen (Tab.23) eine deutliche Gewichtsverlagerung auf die nicht operierte untere Extremität

während dies im Rahmen der Anfangstestung bei über $\frac{3}{4}$ des PatientInnenguts der Fall war (vgl. Tab.15). Mittels Chi-Quadrat Test wurde auf Unterschiede zwischen dem Gangbild der Anfangs- und Endtestung geprüft (Tab.59).

Differenz Anfangs- Endtest	Kraftkollektiv (n=65)	Posturalkollektiv (n=30)	Standardtherapie- kollektiv (n=39)
Gleichmäßig operiertes Bein	$p=0,05 \cdot 10^{-2} **$	$p=0,001 **$	$p=0,006 **$
Nicht operiert. Bein	n.b. ¹	n.b. ³	n.b. ³
Chi ² -Test	$0,02 \cdot 10^{-2} **$	$0,07 \cdot 10^{-2} **$	$0,03 *$

Tabelle 59: Veränderung der Gewichtsverlagerung beim Gehen vom Anfangs- zum Endtest

*signifikante Veränderung des Gangbilds, **hochsignifikante Veränderung des Gangbilds

Die Anzahl der PatientInnen, die zumindest nach visueller Beurteilung ein gleichmäßiges Gangbild aufweisen, ändert sich in jedem Kollektiv vom Anfangs- zum Endtest nach Chi²-Test signifikant (Tab. 59).

13.5 Veränderung des Hilfsmittelgebrauchs

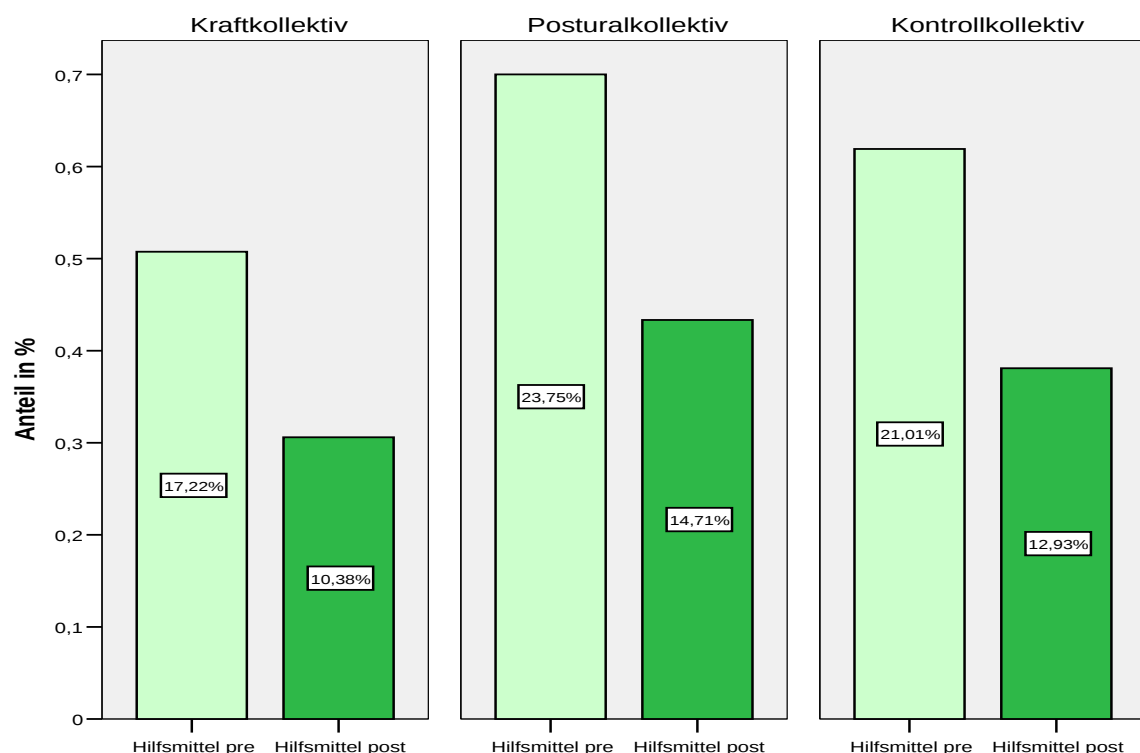


Abbildung 35: Hilfsmittelgebrauch zu Beginn versus am Ende des Aufenthalts (in %) (Kontroll- = Standardtherapiekoll.)

¹ nicht berechenbar, da zu wenige Fälle

14 Diskussion der Kraftergebnisse

Es verwundert nicht, dass sich das Einwiederholungsmaximum an der Funktionsstemme vom Anfang zum Ende des Aufenthalts für alle Kollektiva signifikant erhöht (Abb. 29). Die Schwierigkeit in der Interpretation und Schlussfolgerung der Ergebnisse liegt darin, dass die Kollektiva trotz sehr unterschiedlicher Interventionen in der Therapie teilweise keine signifikant unterschiedlichen Ergebnisse aufweisen. So erzielt das Kraftkollektiv vergleichbare Werte mit dem Standardtherapiekollektiv.

Betreffend die zugrundeliegende Statistik sei ergänzt, dass für das beidbeinige relative EWM zweifelhafte Homogenität der Varianzen besteht (nach Levene mit $p=0,087$ und nach dem Welch-Test mit $p=0,029$) woraus sich ein signifikantes Ergebnis mit $p=0,012$ für den relativen Kraftzuwachs ergibt. Betrachtet man die Mittelwerte in Tabelle 30, so liegt der Schluss nahe, dass die Unterschiede durch ein schwächeres Posturalkollektiv sowie ein unerwartet starkes Standardtherapiekollektiv entstehen.

Nachdem dies ein eher unerwartetes Ergebnis darstellt, wurden in Kapitel 13.1.3 die Ergebnisse nach möglichen Einflussparametern gewichtet. Hierbei wurden Argumente, die sich möglicherweise auf das Ergebnis der Krafttestung auswirken könnten, hinterfragt.

Die vertiefende Analyse unter Fokus auf potentielle Einflussfaktoren auf das Kraftniveau erfolgte in Reihenfolge der aufgestellten Hypothesen.

H_{03} und H_{v03} : Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem beidbeinigem sowie einbeinigem absoluten und relativen Einwiederholungsmaximum der Beinstreckschlinge und der Schmerzsituation.

H_{04} und H_{v04} : Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem beidbeinigem sowie einbeinigem absoluten und relativen Einwiederholungsmaximum der Beinstreckschlinge und der Schwindelsituation.

Speziell vor einem Hüftgelenkersatz können Wund- oder Gelenksschmerzen die Lebensqualität beeinflussen sowie das Bewegungsausmaß einschränken (Diemer u. Sutor, 2011). Dies ist mit ein Grund, weshalb, wie es Talis et al. (2008) formulieren, diese PatientInnen Belastungsunterschiede zwischen operiertem und nicht operiertem Bein aufweisen. Das operierte Bein wird häufig zögerlicher oder weniger intensiv als das nicht operierte Bein belastet. Gangbildauffälligkeiten bleiben laut Perron et al. (2000) noch ein Jahr nach der Operation bestehen.

Aus diesem Grund wurde das Vorhandensein von Schmerzen im Rahmen der Tests auf Zusammenhänge mit der Entwicklung des Kraftniveaus untersucht. Bezüglich der Schmerzsituation konnten keine Auffälligkeiten im Standardtherapie- oder Posturalkollektiv gefunden werden. Das Posturalkollektiv scheint zwar das Schwächste zu sein, weist aber die wenigsten PatientInnen mit Schmerzen in der Anfangs- oder

Endtestsituation auf. Da Schmerzen nicht mit dem Ausmaß des Kraftzuwachses korrelieren, wurde dieser Faktor in keinen weiteren Berechnungen berücksichtigt.

Jedoch hat Schwindel für das Posturalkollektiv einen signifikanten Einfluss, weshalb alle PatientInnen, die im Rahmen der Testungen Schwindel angaben, für eine Kontrollberechnung gefiltert wurden. Das Ergebnis blieb dem ursprünglichen ident.

H₀ und H₀: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem beidbeinigem sowie einbeinigem absoluten und relativen Einwiederholungsmaximum der Beinstreckschlinge und dem Alter.

Mit einer Signifikanz von $p \leq 0,01$ bestehen mäßig negative Zusammenhänge zwischen dem Alter und dem Kraftzuwachs. Einzige Ausnahme stellt das relative EWM des operierten Beins in der Standardtherapiegruppe dar. Hier ist der Zusammenhang eher schwach und ohne signifikantes Ergebnis ($p=0,09$). Allerdings wurde bereits im Vorfeld überprüft, ob sich die Kollektiva hinsichtlich ihres Alters unterscheiden, was nicht der Fall ist.

Viele Autoren belegen einen physiologischen altersbedingten Kraftabbau, wie z.B. Seguin R. u. Nelson M.E. (2003) und Jerosch u. Heisel (2009). Diese geben an, dass die Kraftentwicklung ab dem 20.-30.Lebensjahr ohne Training kontinuierlich abnimmt und es bis zum 70. Lebensjahr zu einem Verlust der ursprünglichen Muskelmasse von um die 30-40% kommt. Wolfson et al. (1995) halten fest, dass die Wahrscheinlichkeit auf Gleichgewichtsdefizite mit jedem Jahr einer älteren Person steigt.

Aufgrund der signifikanten Korrelation wurde der Anfangs- Endtestvergleich nur für das Alterskollektiv 60-80 berechnet, da dies das größte Kollektiv darstellt und laut Porter et al. (1995) und Doherty et al. (1993) signifikante Veränderungen der Muskelkraft durchschnittlich erst nach dem 60.Lebensjahr auftreten. Zusätzlich finden sich auffallende Unterschiede bezüglich der funktionellen Entwicklung für PatientInnen über 85 Jahre (Vincent et al., 2006). Aus diesem Grund wurde dieser Kollektivanteil zur Hinterfragung ebenfalls ausgeklammert.

Eine Veränderung der ursprünglichen Ergebnisse konnte dennoch auch mit dem nach Alter gefiltertem Kollektiv nicht gefunden werden. Möglicher Weise müsste die Berechnung altersspezifisch mehr unterteilt werden. Davon musste allerdings abgesehen werden, da die Anzahl der ProbandInnen pro Kollektiv für aussagekräftige Ergebnisse sonst zu klein geworden wäre und die Ergebnisse somit keine Aussagekraft gehabt hätten.

Studien, die nach Altersgruppen unterscheiden, beschränken sich auf den Vergleich sehr junger Probanden bis zu 30 Jahren versus mindestens 70- Jähriger, weshalb keine Direktive für diese Arbeit auszumachen war. Auf alle Fälle kann die Theorie bestätigend

festgehalten werden, dass die Entwicklung des Kraftniveaus auch nach Hüftgelenkersatz mit steigendem Alter immer reduzierter ausfällt.

H₀₇ und H₀₇: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem beidbeinigem sowie einbeinigem absoluten und relativen Einwiederholungsmaximum der Beinstreckschlinge und den Zeitabständen zw. Operation u. 1.EWM- Test.

H₀₈ und H₀₈: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem beidbeinigem sowie einbeinigem absoluten und relativen Einwiederholungsmaximum der Beinstreckschlinge und den Zeitabständen zwischen 1.und 2.EWM- Test.

Die Hinterfragung der Zusammenhänge zwischen dem Kraftzuwachs und den Zeitabständen zw. Operation u. 1.EWM- Test bzw. des Kraftzuwachses und den Zeitabständen zwischen 1. und 2. EWM- Test bringen kaum signifikante Korrelationen (Tab.37 und Tab. 38). Es scheint, als würden die Tage, die seit der Operation bzw. die zwischen den Tests verstreichen, keinen maßgeblichen Einfluss auf die Ergebnisse ausüben. Durch Streichen der Probanden, die extrem kurze Zeitabstände zwischen 1. und 2.EWM- Test aufweisen (PatientInnen mit weniger als 11 Tagen Zeitabstand), bleibt das Ursprungsergebnis bestehen, indem wiederum das relative EWM des nicht operierten Beins im Posturalkollektiv mit $p=0,12$ das einzig nichtsignifikante Ergebnis aufweist.

Nicht zu vergessen ist, dass ein Mindestabstand zur Operation von 6 Wochen (also zumindest 42 Tagen) für die Aufnahme zur Rehabilitation Voraussetzung war.

Durchschnittlich liegen $57,5 \pm 20$ Tage dazwischen. Die Tagesanzahl zwischen den beiden Tests konnte im Idealfall 16 betragen, wobei es im Mittel je nach Kollektiv $12,25 \pm 3$ Tage waren. Dass dies keinem bedeutenden Zeitrahmen entspricht, wenn über die Entwicklung motorischer Eigenschaften wie der Kraft gesprochen wird, liegt auf der Hand. Es kann davon ausgegangen werden, dass es einige Wochen sowie einer Vielzahl an Trainingseinheiten benötigt, um tatsächlich eine Zunahme der Muskelmasse zu verzeichnen.

So geben Staron et al. (1994) an, dass es mehr als 16 Trainingseinheiten bedarf, um eine Hypertrophie der Muskelfasern zu erzielen. Zuwächse der Muskelkraft zu Beginn eines Krafttrainingsprogramms sind nicht auf den Muskelquerschnitt zurückzuführen (Sale, 1988), sondern auf neurale Anpassungen während der ersten Trainingswochen (Moritani & deVries, 1979). Auch gibt Komi (1986) an, dass die Kraftfähigkeiten beim Untrainierten zu Trainingsbeginn aufgrund neuromuskulärer Adaptationen (Steigerung der neuralen Aktivität, verbesserte Synchronisation von motorischen Einheiten) recht schnell verbessert werden und erst ein mindestens mehrere Wochen bis Monate ausgeübtes Training morphologische Veränderungen am Skelettmuskel bewirkt, welche für die weitere

Zunahme der Muskelkraft verantwortlich sind (Komi, 1986). Nach Wilmore et al. (2008) ist in den ersten 2-8 Wochen die Rekrutierung der motorischen Einheiten (motorische Nervenfasern und Muskelfasern) ausschlaggebend für die Kraftentwicklung.

Der Schluss liegt nahe, dass die ersten Kraftzuwächse auf Basis intra- und intermuskulärer Koordination stattfinden. Ein erster koordinativer Lernprozess findet laut Hollmann u. Hettinger (2000) bezüglich des Kraftniveaus bereits nach wenigen Stunden durch eine verbesserte intermuskuläre Koordination statt.

Es entspricht jedoch den Rahmenbedingungen, wie sie seitens der Versicherungsträger vorgegeben sind, dass für den gesamten Rehabilitationsaufenthalt nur 3 Wochen und somit für ein effektives Training im besten Fall 18 Tage zur Verfügung stehen. Somit ist dies auch der Standard, mit dem in der Praxis Ergebnisse erzielt werden müssen, welche sich bezüglich einer Erhöhung des Kraftniveaus nur auf koordinative Verbesserungen und nicht auf strukturelle Veränderungen zurückführen lassen.

Weiters wurden noch einige weitere Faktoren in die statistische Analyse einbezogen:

- a) Ungleiche Verteilung des Kraftzuwachses
- b) Einfluss der Testpersonen
- c) Einfluss des/der behandelnden PhysiotherapeutIn
- d) Einfluss der Anzahl der Trainingseinheiten
- e) Einfluss der Zusatztherapien

Diese Faktoren wurden nicht alle auf Basis von Literatur in die Untersuchung aufgenommen, sondern aufgrund von Diskussionen mit Fachkollegen und Erfahrungen aus der Praxis.

ad a) Im Rahmen der Betrachtung der Kraftzuwächse wurden die negativen Kraftzuwächse zur Kontrolle gefiltert, da das Standardtherapiekollektiv etwas weniger negative Kraftveränderungen aufweist und dies als möglicher Grund für die unerwartete Kollektivstärke des Standardtherapiekollektivs angesehen werden kann. Wie aus dem Ergebnis aus 11.2.3.4.g) ersichtlich wird, verändert sich durch diese Filterung das Ursprungsergebnis nicht. Es kann damit ausgeschlossen werden, dass das Standardtherapiekollektiv bezüglich der Kraftentwicklung deshalb besser abschneidet, weil es die wenigsten Fälle negativer Kraftentwicklung verzeichnet.

ad b) und c) Da Faktoren wie „wer ist der/die behandelnde PhysiotherapeutIn“ schlecht quantifizierbar sind, konnte lediglich hinterfragt werden, welche/-r TherapeutIn wie oft an der Behandlung eines/-r PatientIn beteiligt war und ob diese Häufigkeiten in signifikantem Zusammenhang mit den Kraftergebnissen steht. Diese Fragestellung kann eventuell als übertrieben und unnötig gesehen werden, da auch andere Studien diese Tatsache, dass

in einem multiprofessionellen Team nie ganz gleich gearbeitet werden kann, umgehen. Der Einfluss der Subjektivität wird aus keiner Studie auszuklammern sein, die in einem multiprofessionellen Team gesattelt ist. Es mag bei ausreichend zeitlicher Ressource und dem nötigen Know How möglich sein, als alleinige Untersuchungsperson zu agieren. Jedoch die Aufgaben, die in einem Rehabilitationsprocedere anfallen, werden immer auf verschiedene Professionen und damit verschiedene Personen und Personengruppen fallen. Damit ist die Arbeit an dem/der PatientIn immer subjektiven Einflüssen ausgesetzt. Nach Minns Lowe et al. (2009) lässt sich anhand von Metaanalysen lediglich vermuten, dass physiotherapeutische Übungen für die PatientInnen Verbesserungspotential bergen. Auch diese Autoren fordern weitere, gut designte Studien.

Nachdem zusätzlich die statistische Hinterfragung auf Zusammenhänge zwischen den Ergebnissen der Kraftzuwächse und dem/der behandelnden PhysiotherapeutIn beziehungsweise der Untersuchungsperson nicht signifikant ausfällt, wurde die Subjektivität der agierenden Professionen nicht weiter beleuchtet.

ad d) Bei der Suche nach Zusammenhängen zwischen den Ergebnissen des Kraftzuwachses und der Anzahl der jeweiligen Trainingseinheiten konnten keine signifikanten Korrelationen gefunden werden. Daher wurde dieser Faktor in dieser Studie nicht weiter berücksichtigt. Auch laut Literatur sind endgültige Schlüsse bezüglich Frequenz und Dauer der Therapien sowie überhaupt des Zeitrahmens der Rehabilitation nicht erlaubt. Um Frequenzen und Dosis- Wirkung Beziehungen festlegen zu können sind auf alle Fälle weitere Studien nötig (Müller et al., 2009, Steib et al., 2010). Diese Aussage muss auch nach Abschluss dieser Arbeit unterstrichen werden. Allerdings wird das Problem im Rahmen der Rehabilitation bestehen bleiben, dass ein äußerst geringes Zeitfenster zum Erreichen von Ergebnissen zur Verfügung steht.

ad e) Die Hinterfragung der Zusatztherapien bringt eine deutliche Auffälligkeit, weil das Standardtherapiekollektiv erheblich mehr PatientInnen beinhaltet (3/4 des Kollektivs versus in etwa jeweils $\frac{1}{4}$ bei den beiden anderen Kollektiva), die während des Aufenthalts am Radergometer fahren (vgl. Abb.34).

Deshalb wurde im nächsten Schritt eine zweite Kollektivanordnung vorgenommen, da vermutlich so der Grund zu finden ist, warum das Standardtherapie- bzw. das Radkollektiv dieser Studie in Summe die besten Ergebnisse erzielte. Alle anderen Nebentherapien treten in den Kollektiven halbwegs gleichmäßig verteilt auf.

15 Statistische Analyse nach retrospektiver Implementierung eines Radkollektivs

Nachdem, wie bereits erwähnt, durch die statistische Analyse der Eindruck entstand, es könnte möglicherweise ein Fehler sein, das Radtraining zum Standardprogramm zu zählen, wird im nun folgenden Abschnitt die statistische Analyse unter Auflösung der Standardtherapiegruppe und Implementierung einer 3. Versuchsgruppe mit Radtraining in den wesentlichsten Fragestellungen nochmals durchgeführt. Hierfür wurden alle PatientInnen des Kraft- sowie des Posturalkollektivs, welche auch an einem Ergometertraining teilnahmen, exkludiert. Im neuen Radkollektiv bleibt das ehemalige Standardtherapiekollektiv bestehen, ohne diejenigen PatientInnen, denen kein Ergometertraining zuteil wurde. Tabelle 60 gibt Auskunft über die Personenzahl der 3 neuen Kollektiva.

	Anzahl	Prozent
Kraftkollektiv	40	48,2
Posturalkollektiv	15	18,1
Radkollektiv	28	33,7
Gesamt	83	100,0

Tabelle 60: Anzahl der PatientInnen pro Kollektiv

15.1 Statistische Analyse der EWM- Testungen

Überprüfung der Homogenität der Ausgangsdaten aller 3 Kollektiva:
(die relativen Werte beziehen sich auf das Körpergewicht (KG))

Anfangs- Einwiederholungsmaxima	Signifikanz lt. ANOVA
EWM beidbeinig	0,72
rel. EWM beidbeinig	0,41
EWM operiertes Bein	0,82
rel. EWM operiertes Bein	0,53
EWM nicht operiertes Bein	0,75
rel. EWM nicht operiertes Bein	0,56

Tabelle 61: Vergleich der Anfangstests der EWM- Daten

Die Ausgangsdaten der Einwiederholungsmaxima sind, wie in Tabelle 61 zu erkennen ist, laut Varianzanalyse ohne signifikante Unterschiede und somit für alle 3 Kollektiva homogen.

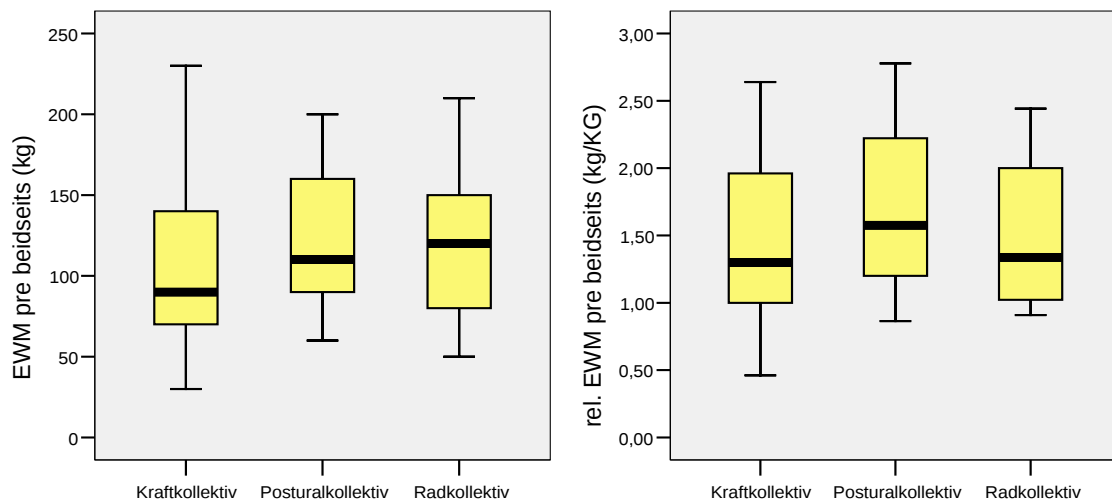


Abbildung 36: Boxplots der Anfangs-EWMs beidbeinig (absolut/ relativ)

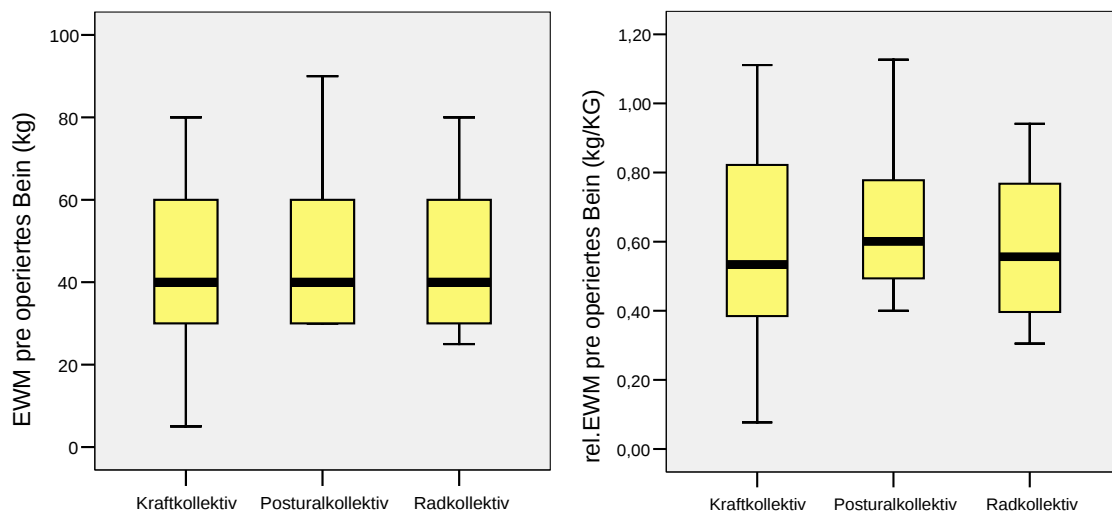


Abbildung 37: Boxplots der Anfangs-EWMs des operierten Beins (absolut/ relativ)

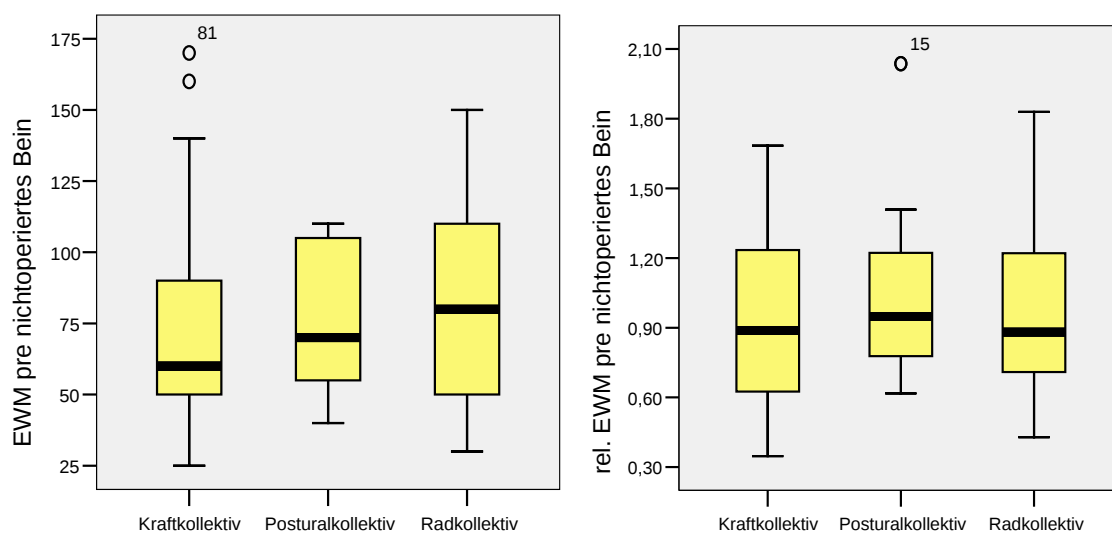


Abbildung 38: Boxplots der Anfangs-EWMs des nichtoperierten Beins (absolut/ relativ)

Tabelle 62: Vergleich Anfangs- und Endtest der EWM- Ergebnisse (N=82)

Vergleich Anfangs-Endtest Einwiederholungsmax.	Mittelwert $\pm$ SD			Signifikanz T-Test
	Anfangstest	Endtest	Differenz (Post – Anfangstest)	
EWM beidseits				
Kraftkollektiv (N=39)	112,8 $\pm$ 56,1	132,1 $\pm$ 65,1	-19,2 $\pm$ 24,2	0,02.10⁻³
Posturalkollektiv (N=15)	124,0 $\pm$ 45,3	135,3 $\pm$ 51,5	-11,3 $\pm$ 12,5	0,03
Radkollektiv(N=28)	120,1 $\pm$ 45,0	145,4 $\pm$ 56,9	-25,0 $\pm$ 0,3	0,05.10⁻⁴
EWM operiertes Bein				
Kraftkollektiv (N=39)	44,5 $\pm$ 20,8	56,5 $\pm$ 28,3	-12,1 $\pm$ 12,5	0,05. 10⁻⁵
Posturalkollektiv (N=15)	48,0 $\pm$ 20,1	57,0 $\pm$ 22,3	-9 $\pm$ 14,2	0,03
Radkollektiv(N=28)	46,8 $\pm$ 19,5	60,2 $\pm$ 27,2	-13,4 $\pm$ 12,6	0,006.10⁻³
EWM nichtoper. Bein				
Kraftkollektiv (N=39)	73,0 $\pm$ 35,6	80,9 $\pm$ 37,7	-7,9 $\pm$ 13,6	0,001
Posturalkollektiv (N=15)	76,0 $\pm$ 25,6	82,7 $\pm$ 36,3	-6,7 $\pm$ 14,0	0,09
Radkollektiv(N=28)	79,3 $\pm$ 33,8	91,8 $\pm$ 39,4	-12,5 $\pm$ 13,2	0,03.10⁻³
Rel. EWM beidseits				
Kraftkollektiv (N=39)	1,5 $\pm$ 0,6	1,7 $\pm$ 0,7	-0,2 $\pm$ 0,3	0,04.10⁻⁴
Posturalkollektiv (N=14)	1,7 $\pm$ 0,6	1,9 $\pm$ 0,7	-0,2 $\pm$ 0,2	0,02
Radkollektiv(N=28)	1,5 $\pm$ 0,5	1,8 $\pm$ 0,6	-0,3 $\pm$ 0,3	0,01.10⁻³
Rel. EWM operiertes Bein				
Kraftkollektiv (N=39)	0,6 $\pm$ 0,2	0,7 $\pm$ 0,3	-0,1 $\pm$ 0,2	0,02.10⁻⁴
Posturalkollektiv (N=14)	0,7 $\pm$ 0,2	0,8 $\pm$ 0,3	-0,1 $\pm$ 0,3	0,07
Radkollektiv(N=28)	0,6 $\pm$ 0,2	0,7 $\pm$ 0,3	-0,2 $\pm$ 0,2	0,007.10⁻³
Rel. EWM nichtoper. Bein				
Kraftkollektiv (N=39)	1,0 $\pm$ 0,4	1,1 $\pm$ 0,4	-0,1 $\pm$ 0,2	0,001
Posturalkollektiv (N=14)	1,1 $\pm$ 0,5	1,2 $\pm$ 0,7	0,1 $\pm$ 0,3	0,17
Radkollektiv(N=28)	1,0 $\pm$ 0,4	1,1 $\pm$ 0,4	-0,1 $\pm$ 0,2	0,03.10⁻³

Die Differenzen zwischen Anfangs- und Endtest sind für das Kraft- sowie das Radkollektiv durchwegs signifikant unterschiedlich, indem die Endwerte stets signifikant höher ausfallen als die Anfangswerte.

Für das Posturalkollektiv ist die Situation unterschiedlich; Signifikante Differenzen finden sich beidbeinig für das absolute und relative EWM sowie für das operierte Bein beim absoluten EWM. Die weiteren EWM- Abschlusssdaten sind nicht signifikant verändert gegenüber der Anfangstestung. Die Abbildungen 39-46 stellen die in Tabelle 62 ausgewiesenen Daten graphisch dar.

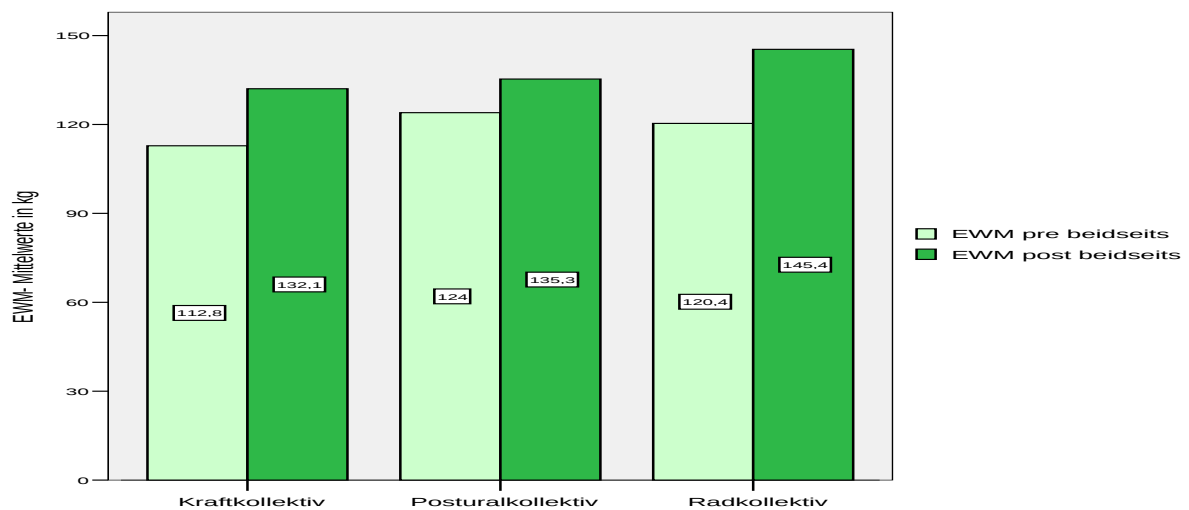


Abbildung 39: EWM- Mittelwerte beidbeinig der Anfangs- und Endtestung (in kg)

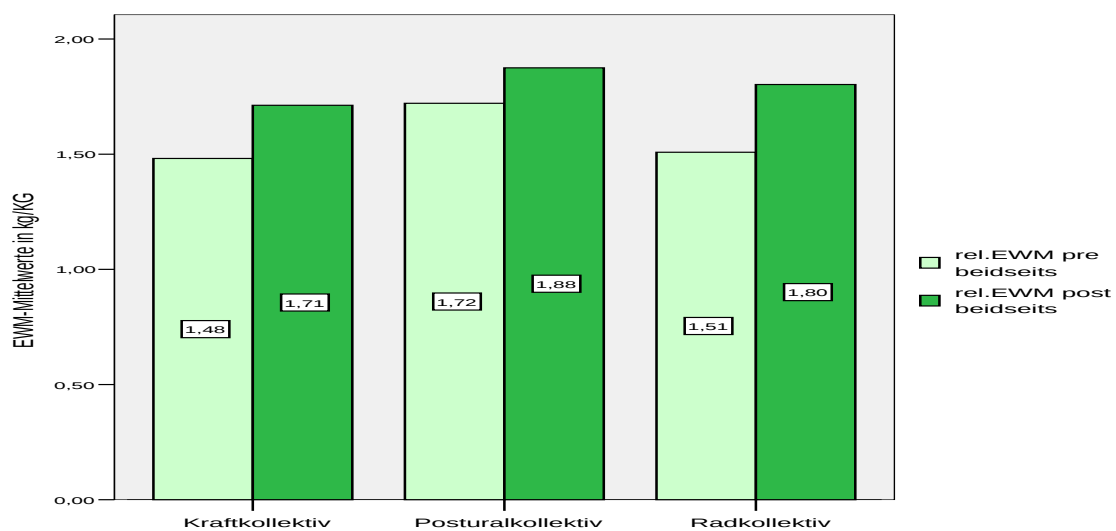


Abbildung 40: EWM- Mittelwerte beidbeinig in Relation zum Körpergewicht der Anfangs- und Endtestung (kg/KG)

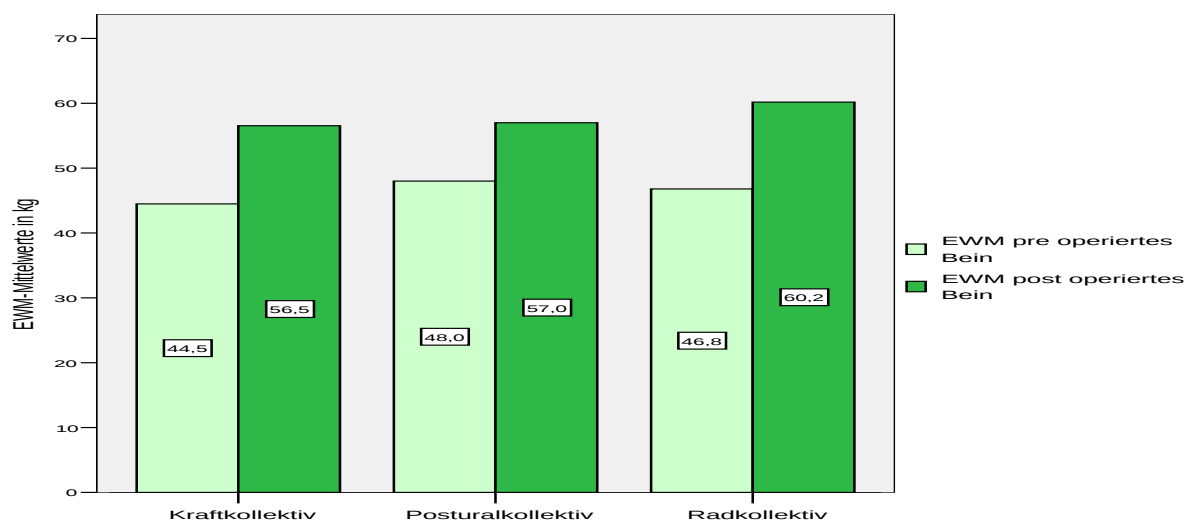


Abbildung 41: EWM- Mittelwerte des operierten Beins der Anfangs- und Endtestung (in kg)

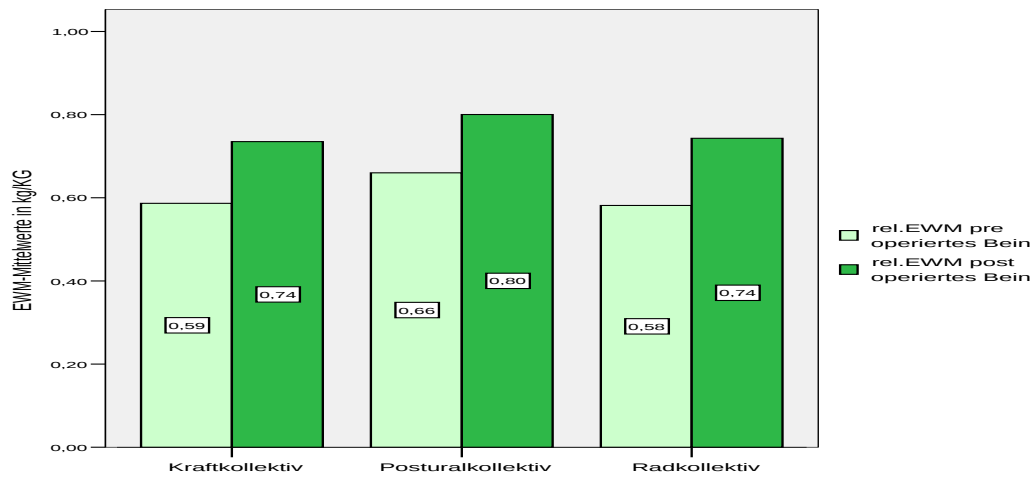


Abbildung 42: EWM- Mittelwerte des operierten Beins in Relation zum Körpergewicht der Anfangs- und Endtestung (in kg/KG)

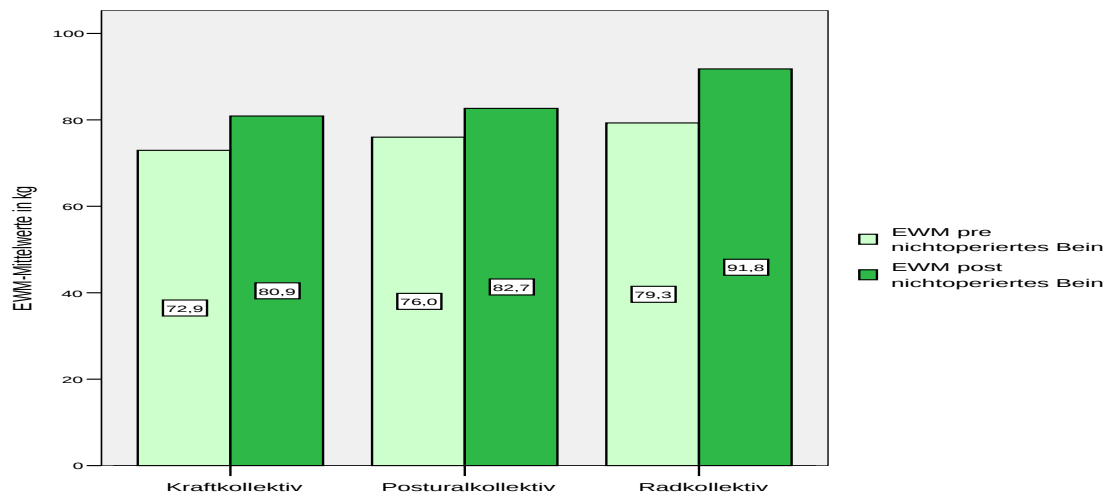


Abbildung 43: EWM-Mittelwerte des nicht operierten Beins der Anfangs- u. Endtestung (kg)

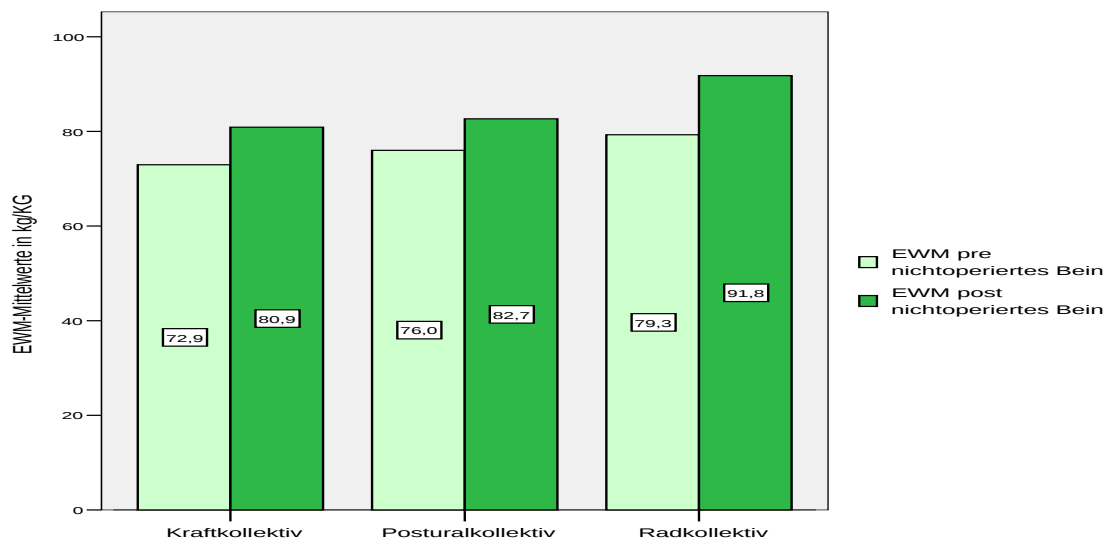


Abbildung 44: EWM- Mittelwerte des nichtoperierten Beins in Relation zum Körpergewicht der Anfangs- und Endtestung (in kg/KG)

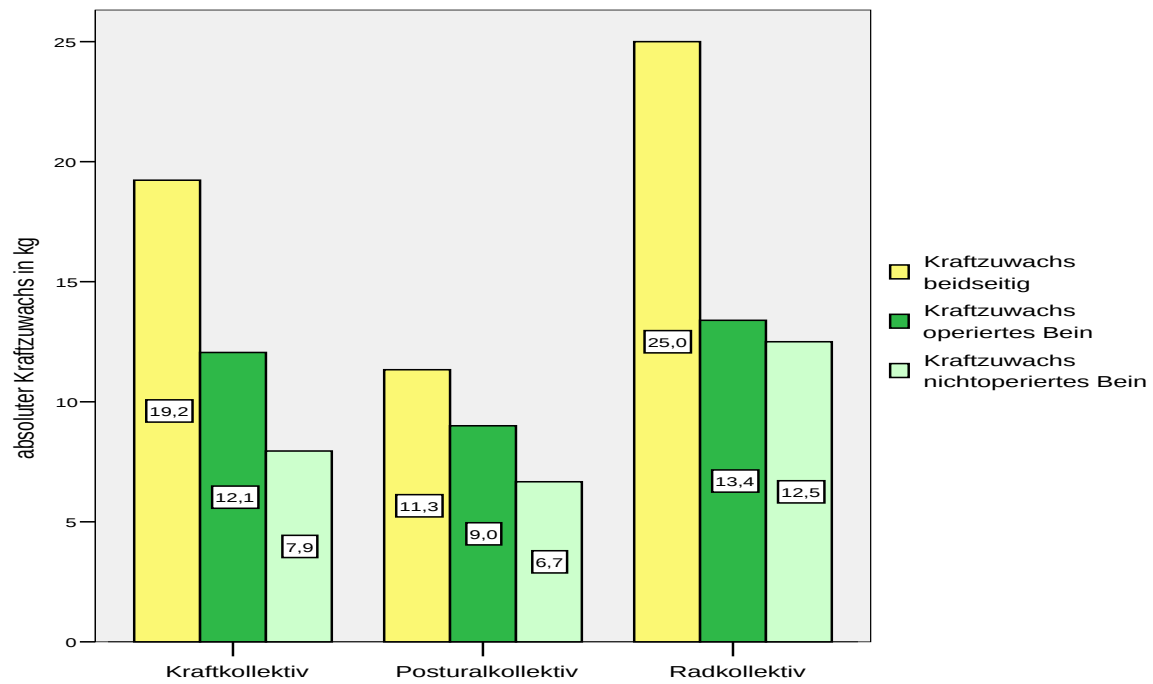


Abbildung 45: Absoluter Kraftzuwachs der Kollektiva (in kg)

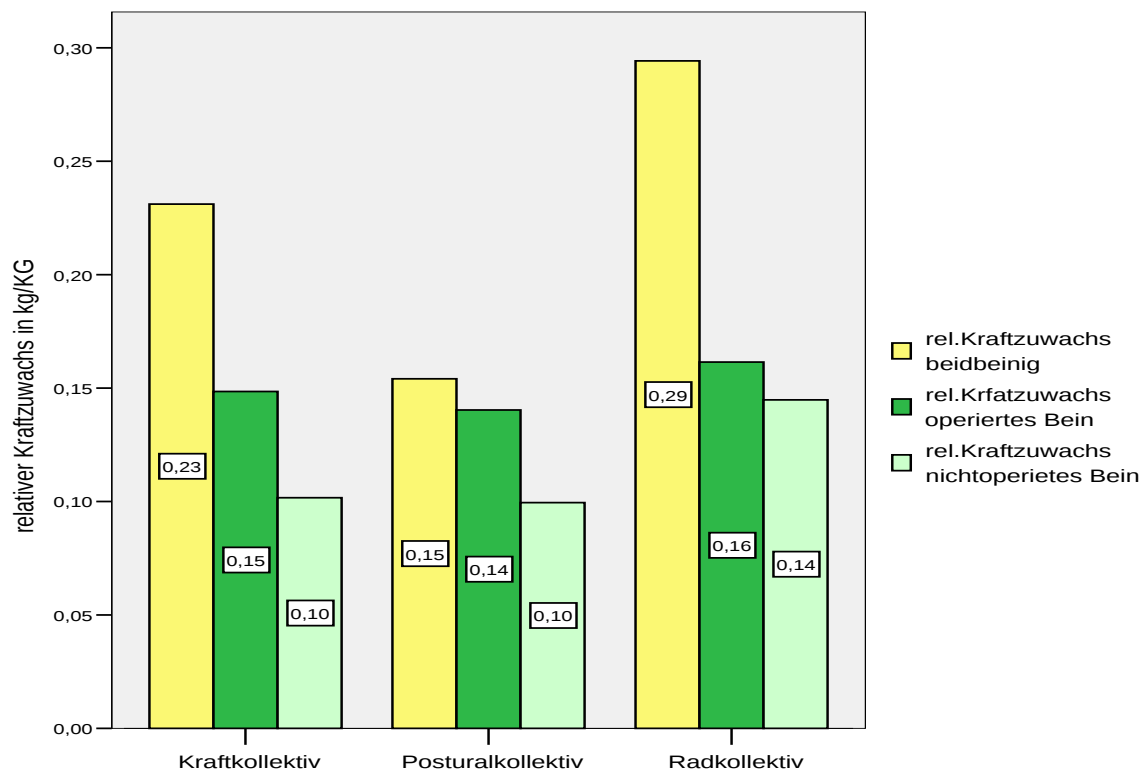


Abbildung 46: Kraftzuwachs der Kollektiva in Relation zum Körpergewicht (kg/KG)

Besteht ein Unterschied in den Kraftzuwächsen der 3 Kollektiva?

	Kraftzuwachs beidbeinig		Kraftzuwachs operiertes Bein		Kraftzuwachs nicht operiertes Bein	
	absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ
ANOVA/ Kruskal-Wallis^b	0,04 ^b	0,32	0,57	0,93	0,26 ^b	0,35 ^b
post hoc (Scheffe)/ U-Test^a:						
Kraft- vs Posturalkollektiv	0,37	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Postural- vs Radkollektiv	0,01	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Kraft- vs Radkollektiv	0,09	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Tabelle 63: Unterschied der Kraftzuwächse (N=82)

Die Varianzanalyse ergibt einen signifikanten Unterschied für das absolute Einwiederholungsmaximum beidbeinig, welches durch die niedrigsten Werte des Posturalkollektivs gegenüber den höchsten des Radkollektivs getragen wird (auch zu erkennen in Abb.45). Dies entspricht nicht mehr dem gleichen Ergebnis wie in der ursprünglichen Studienanordnung, in der das Posturalkollektiv schlechtere absolute und relative EWM- Ergebnisse beidbeinig erzielt.

15.2 Statistische Analyse der Posturographiedaten

Die Daten aus diesem sehr reduzierten Kollektiv (N=79) sind alle durchwegs normalverteilt. Aus diesem Grund kommen, bis auf Ausnahmefälle aufgrund ungleicher Varianzen, großteils parametrische Verfahren zum Einsatz.

	Signifikanz lt. ANOVA/ Kruskal-Wallis ^b	
	Augen	
	offen	Zu
Gesamte Länge des Schwankungsweges (mm)	0,32	0,18
Länge anterior-posterior (mm)	0,32	0,16
Länge medio-lateral (mm)	0,38	0,32
Schwankungsfläche (mm ²)	0,03 ^{b*}	0,11 ^b
Schwankungsge-schwindigkeit (mm/s)	0,33	0,18
Neigung in frontaler Ebene	0,25	0,37

Tabelle 64: Homogenität der Ausgangsdaten der statischen Posturographie (N=79)

	Signifikanz lt. ANOVA/ Kruskal-Wallis ^b	
	Augen	
	offen	Zu
Gesamte Länge des Schwankungsweges (mm)	0,33	0,02 [*]
Länge anterior-posterior (mm)	0,60	0,04 [*]
Länge medio-lateral (mm)	0,55	0,16 ^b
Schwankungsfläche (mm ²)	0,07	0,053 ^b

Tabelle 65: Homogenität der Ausgangsdaten der dynamischen Posturographie (N=77)

Wie aus den Tabellen 64 und 65 zu erkennen ist, besteht nicht für jeden Wert der statischen sowie dynamischen Posturographie dieselbe Ausgangssituation. Bezüglich der statischen Messung ist der Unterschied betreffend der Schwankungsfläche durch das signifikant bessere Kraftkollektiv gegenüber dem Radkollektiv verursacht (vgl. Tab. 64 und 66). Dieser Unterschied findet sich auch schon in der ursprünglichen Kollektivkonstellation (vgl. Tab.19).

Im Rahmen der dynamischen Testung begründen sich die signifikanten Differenzen durch das Posturalkollektiv (vgl. Tab. 66 und 67).

Signifikanz lt. post hoc Scheffe/ U-Test ^b	Schwankungsfläch e statisch		Gesamte Länge Schwankungsweg dynamisch		Standardtherapiekoll. Länge anterior- posterior dynamisch	
	Augen		Augen		Augen	
	offen	zu	offen	zu	offen	zu
Kraft- Posturalkollektiv vs	0,07 ^b	n.s.	n.s.	0,03 [*]	n.s.	0,08
Postural- Radkollektiv vs	0,79 ^b	n.s.	n.s.	0,04 [*]	n.s.	0,052
Kraft- vs Radkollektiv	0,02 ^{*b}	n.s.	n.s.	0,99	n.s.	0,86

Tabelle 66: Post hoc- Analyse der signifikanten Parameter aus Tab. 69 und 70

15.2.1 Veränderungen der statischen Posturographie vom Anfangs- zum Endtest

Vergleich Endtest Posturographie	Anfangs- statische	Mittelwert $\pm$ SD			Signifikanz T-Test/ U-test ^a
		Anfangstest	Endtest	Differenz (Anfangs- Posttest)	
Gesamte Länge des Schwankungsweges (mm) – offene Augen					
Kraftkollektiv (N=37)		676,7 $\pm$ 266,3	685,3 $\pm$ 215,3	-8,5 $\pm$ 201,4	0,80
Posturalkollektiv (N=15)		817,3 $\pm$ 316,5	817,3 $\pm$ 352,7	0,07 $\pm$ 203,8	0,99
Radkollektiv (N=27)		741,8 $\pm$ 355,7	773,4 $\pm$ 385,9	-31,6 $\pm$ 229,7	0,48
Gesamte Länge des Schwankungsweges (mm) – geschlossene Augen					
Kraftkollektiv (N=37)		1031,6 $\pm$ 474,2	999,8 $\pm$ 405,6	31,8 $\pm$ 365,8	0,68 ^a
Posturalkollektiv (N=15)		1286,4 $\pm$ 571,7	1335,9 $\pm$ 542,6	-49,5 $\pm$ 286,8	0,52
Radkollektiv (N=27)		995,3 $\pm$ 507,4	1147,2 $\pm$ 767,1	-44,19 $\pm$ 344,1	0,76 ^a
Länge anterior-posterior (mm) – offene Augen					
Kraftkollektiv (N=37)		491,3 $\pm$ 206,5	493,7 $\pm$ 204,9	-2,41 $\pm$ 153,9	0,77
Posturalkollektiv (N=15)		590,0 $\pm$ 237,9	579,7 $\pm$ 252,2	10,3 $\pm$ 135,7	0,96
Radkollektiv (N=27)		544,5 $\pm$ 255,4	559,3 $\pm$ 277,9	-16,7 $\pm$ 184,4	0,64
Länge anterior-posterior (mm) – geschlossene Augen					
Kraftkollektiv (N=37)		788,7 $\pm$ 358,9	730,1 $\pm$ 357,4	58,6 $\pm$ 263,3	0,49 ^a
Posturalkollektiv (N=15)		990,5 $\pm$ 516,1	984,4 $\pm$ 375,7	-42,1 $\pm$ 284,5	0,53
Radkollektiv (N=27)		746,2 $\pm$ 393,5	849,2 $\pm$ 601,7	-20,4 $\pm$ 254,2	0,93 ^a
Länge medio-lateral (mm) – offene Augen					
Kraftkollektiv (N=37)		365,9 $\pm$ 161,9	377,7 $\pm$ 130,7	-11,8 $\pm$ 152,9	0,79
Posturalkollektiv (N=15)		441,9 $\pm$ 184,3	453,1 $\pm$ 212,1	-11,2 $\pm$ 159,1	0,53
Radkollektiv (N=27)		379,5 $\pm$ 197,9	409,8 $\pm$ 187,3	-30,3 $\pm$ 135,0	0,25
Länge medio-lateral (mm) – geschlossene Augen					
Kraftkollektiv (N=37)		505,3 $\pm$ 283,2	523,5 $\pm$ 211,2	-18,2 $\pm$ 271,2	0,08 ^a
Posturalkollektiv (N=15)		622,9 $\pm$ 225,9	738,7 $\pm$ 354,3	-115,8 $\pm$ 210,1	0,06
Radkollektiv (N=27)		506,0 $\pm$ 271,9	589,7 $\pm$ 389,3	-31,0 $\pm$ 211,6	0,70
Schwankungsfläche (mm ²) – offene Augen					
Kraftkollektiv (N=37)		239,3 $\pm$ 132,2	218,5 $\pm$ 103,4	20,8 $\pm$ 128,4	0,90
Posturalkollektiv (N=15)		316,1 $\pm$ 141,2	310,3 $\pm$ 201,8	5,9 $\pm$ 173,9	0,69
Radkollektiv (N=27)		378,6 $\pm$ 280,4	316,9 $\pm$ 217,2	61,7 $\pm$ 144,2	0,04 ^{a*}
Schwankungsfläche (mm ²) – geschlossene Augen					
Kraftkollektiv (N=37)		333,7 $\pm$ 201,3	330,5 $\pm$ 173,6	3,2 $\pm$ 188,5	0,84 ^a
Posturalkollektiv (N=15)		524,2 $\pm$ 306,0	454,3 $\pm$ 248,8	69,9 $\pm$ 222,9	0,06
Radkollektiv (N=27)		411,8 $\pm$ 318,3	493,6 $\pm$ 530,1	10,8 $\pm$ 210,2	0,35 ^a
Schwankungsgeschwindigkeit (mm/s) – offene Augen					
Kraftkollektiv (N=37)		13,2 $\pm$ 5,2	13,4 $\pm$ 4,2	-0,2 $\pm$ 3,9	0,97
Posturalkollektiv (N=15)		15,9 $\pm$ 6,2	16,0 $\pm$ 6,9	-0,04 $\pm$ 4,0	0,69
Radkollektiv (N=27)		14,5 $\pm$ 6,9	15,1 $\pm$ 7,5	-0,6 $\pm$ 4,5	0,80
Schwankungsgeschwindigkeit (mm/s) – geschlossene Augen					
Kraftkollektiv (N=37)		20,1 $\pm$ 9,3	19,5 $\pm$ 7,9	0,5 $\pm$ 7,2	0,92
Posturalkollektiv (N=15)		25,1 $\pm$ 11,2	26,1 $\pm$ 10,6	-1,0 $\pm$ 5,6	0,52
Radkollektiv (N=27)		19,4 $\pm$ 9,9	22,4 $\pm$ 15,0	-1,4 $\pm$ 7,1	0,76 ^a
Neigung in frontaler Ebene (°) – offene Augen					
Kraftkollektiv (N=37)		101,9 $\pm$ 44,2	90,1 $\pm$ 46,3	11,8 $\pm$ 56,1	0,24
Posturalkollektiv (N=15)		102,4 $\pm$ 42,5	82,8 $\pm$ 44,9	19,6 $\pm$ 61,4	0,38
Radkollektiv (N=27)		118,7 $\pm$ 37,5	100,6 $\pm$ 42,9	18,2 $\pm$ 43,2	0,03*
Neigung in frontaler Ebene (°) – geschlossene Augen					
Kraftkollektiv (N=37)		91,5 $\pm$ 31,9	99,4 $\pm$ 25,6	-7,9 $\pm$ 32,1	0,24 ^a
Posturalkollektiv (N=15)		102,0 $\pm$ 27,4	106,5 $\pm$ 34,5	-4,5 $\pm$ 49,3	0,99
Radkollektiv (N=27)		87,6 $\pm$ 32,9	79,8 $\pm$ 32,0	5,3 $\pm$ 36,0	0,32

Tabelle 67: Vergleich Anfangs- Endtest der statischen Posturographie (N=79)

*...signifikanter Unterschied

Die Veränderungen der statischen Posturographie fallen (Tab. 67), lediglich für das Radkollektiv in den Parametern Schwankungsfläche und Neigung, jeweils mit offenen Augen, mit signifikanten Verbesserungen zwischen Anfangs- und Endtest aus. Hingegen findet sich für die dynamische Posturographie (Tab. 68) für jedes Kollektiv ein signifikant verbessertes Ergebnis: Das Kraftkollektiv erfährt eine signifikante Reduktion der Gesamtschwankungslänge mit geschlossenen Augen. Das Posturalkollektiv verzeichnet eine signifikante Verkleinerung der Schwankungsfläche mit offenen Augen und das Radkollektiv eine Verbesserung der Schwankungsfläche mit geschlossenen Augen. Es findet sich kein paralleles Ergebnis mit Tab. 44 aus der primären Kollektivanordnung.

Die folgenden Graphiken unter Kapitel 15.2.1.1 und 15.2.1.2 stellen die Anfangs- und Endergebnisse der statischen Posturographie sowie deren Differenzen dar, während Kapitel 15.2.1.3 und 15.2.1.4 die Ergebnisse der dynamischen Posturographie abbilden.

15.2.1.1 Graphiken zu den Ergebnissen der statischen Posturographie mit offenen Augen

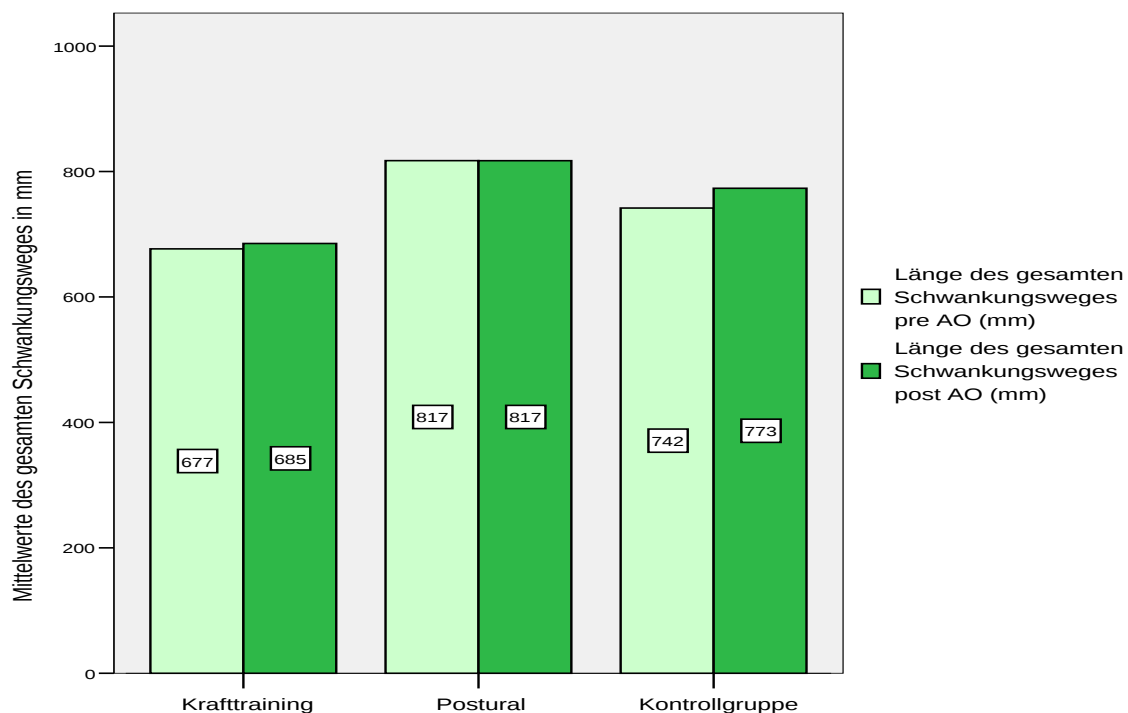


Abbildung 47: Mittelwerte des gesamten Schwankungsweges mit offenen Augen (in mm)

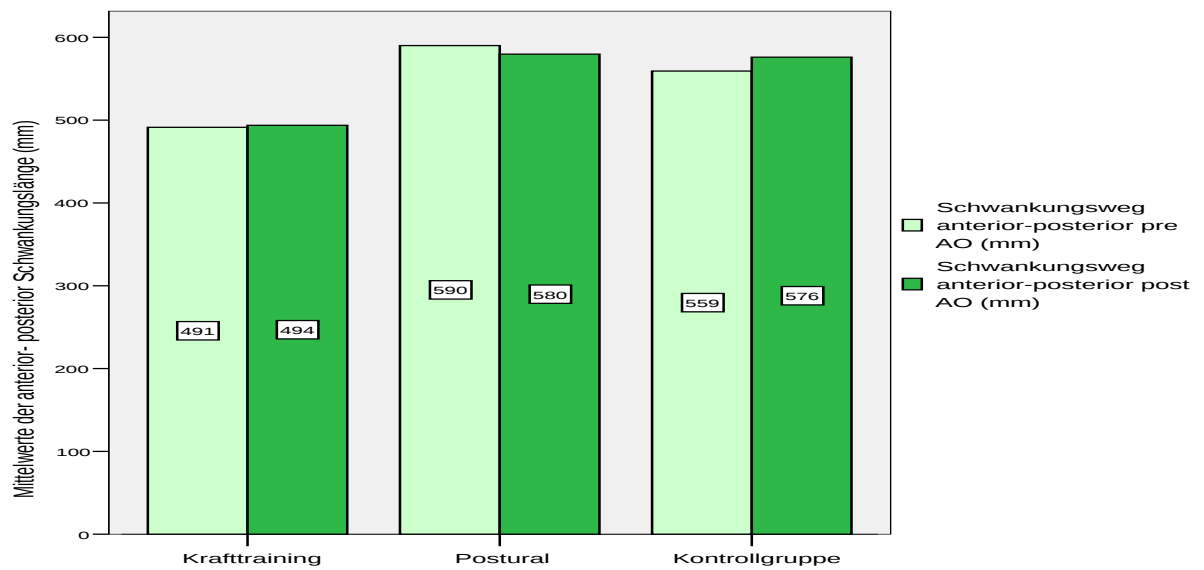


Abbildung 48: Mittelwerte anterior-posteriorer Schwankungsweg mit offenen Augen (mm)

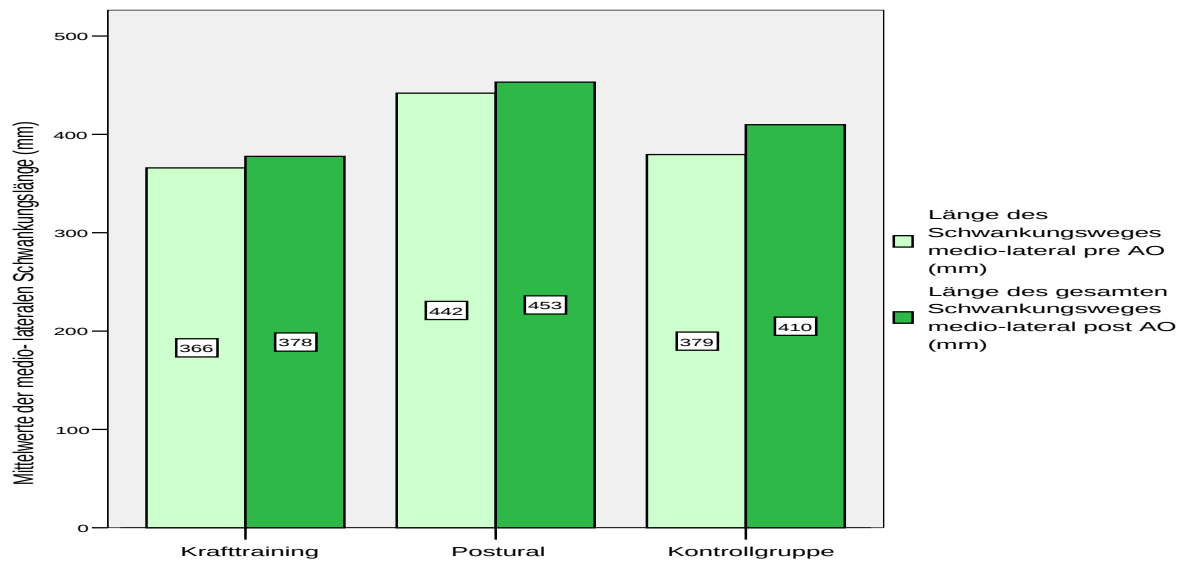


Abbildung 49: Mittelwerte medio-lateraler Schwankungsweg mit offenen Augen (in mm)

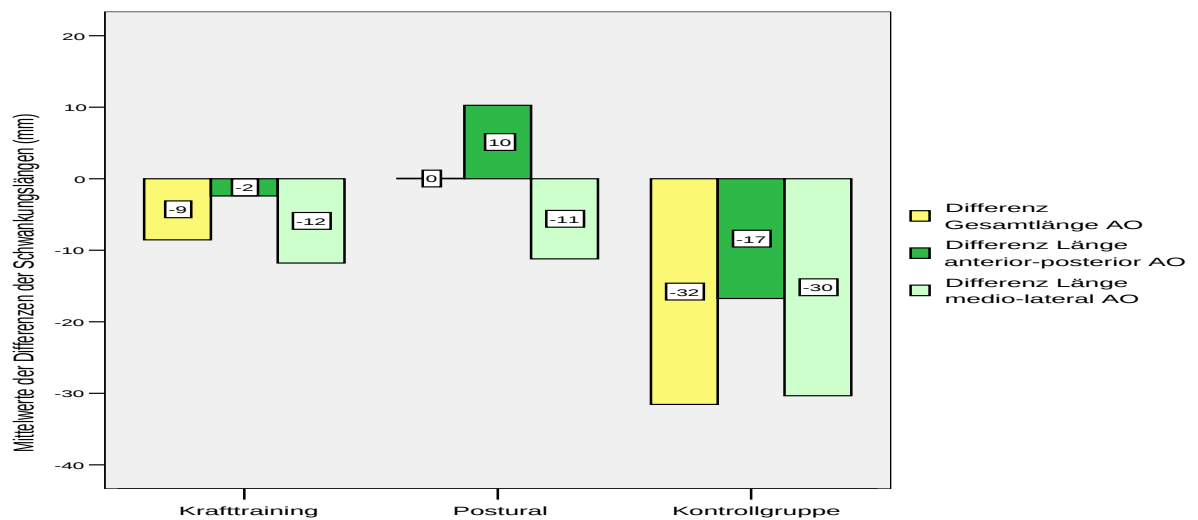


Abbildung 50: Mittelwerte der Längendifferenzen (Anfangs- minus Endtest) in mm

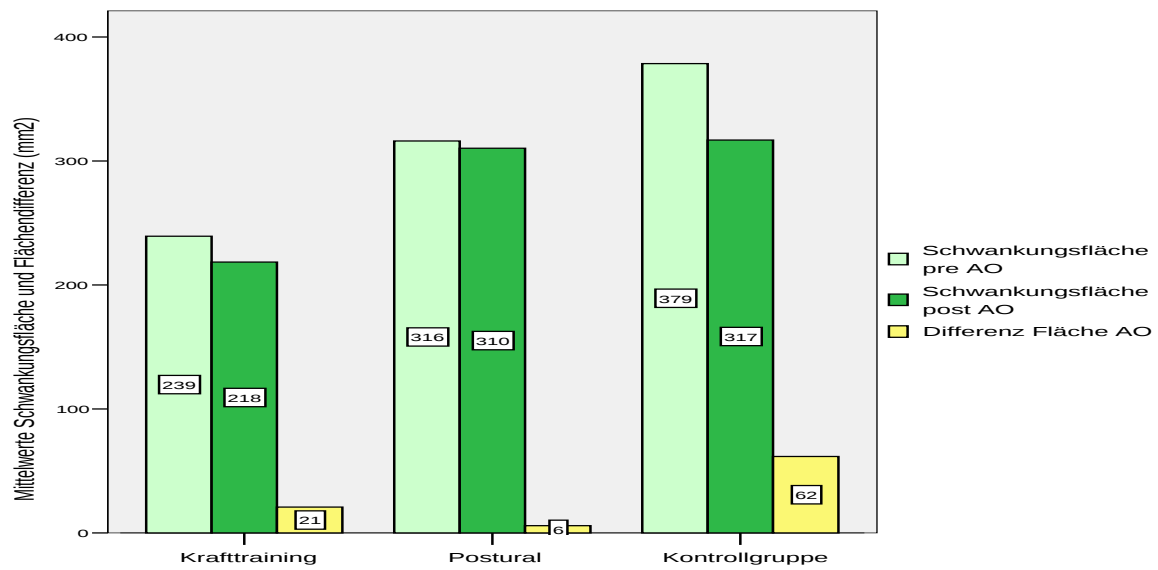


Abbildung 51: Mittelwerte Schwankungsfläche und Differenz (Anfangs- minus Endtest) (mm²)

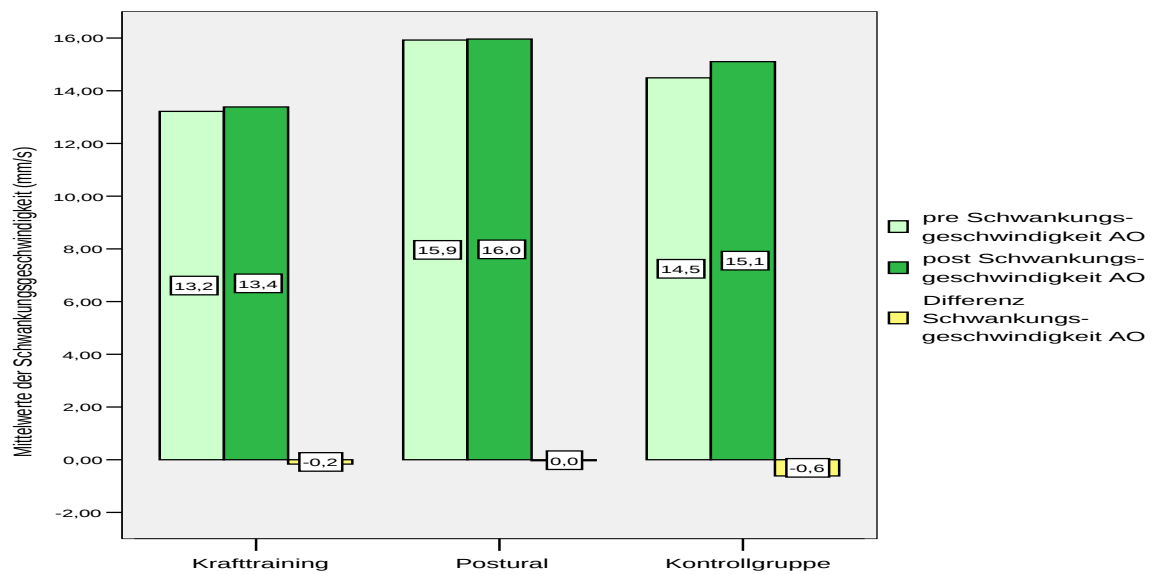


Abbildung 52: Mittelwerte Schwankungsgeschwindigkeit und Differenz (Anfangs- minus Endtest) (mm/s)

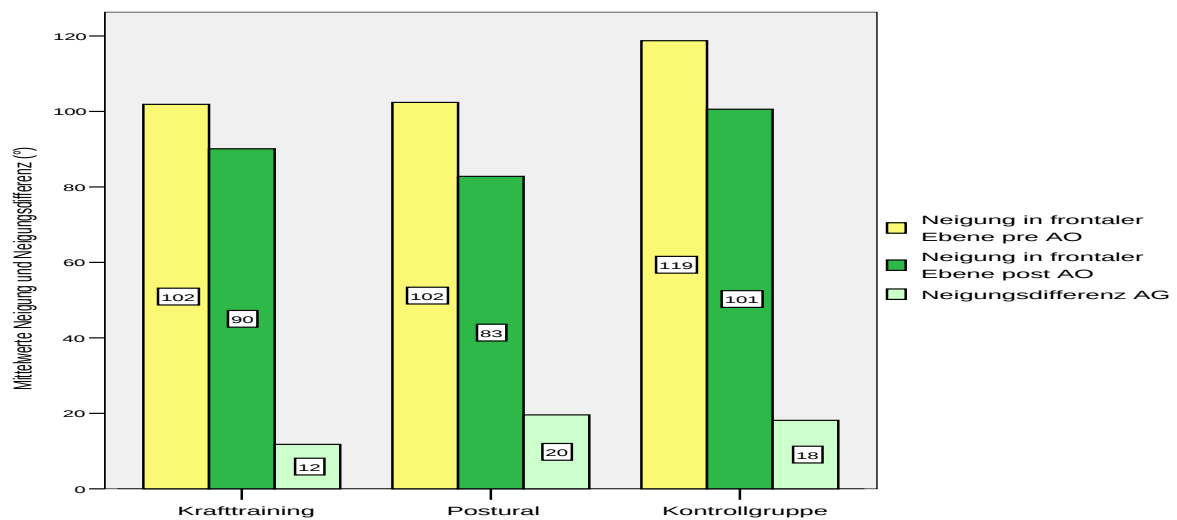


Abbildung 53: Mittelwerte Neigung und Neigungsdifferenz (Anfangs- minus Endtest) (in °)

15.2.1.2 Graphiken zu den Ergebnissen der statischen Posturographie mit geschlossenen Augen

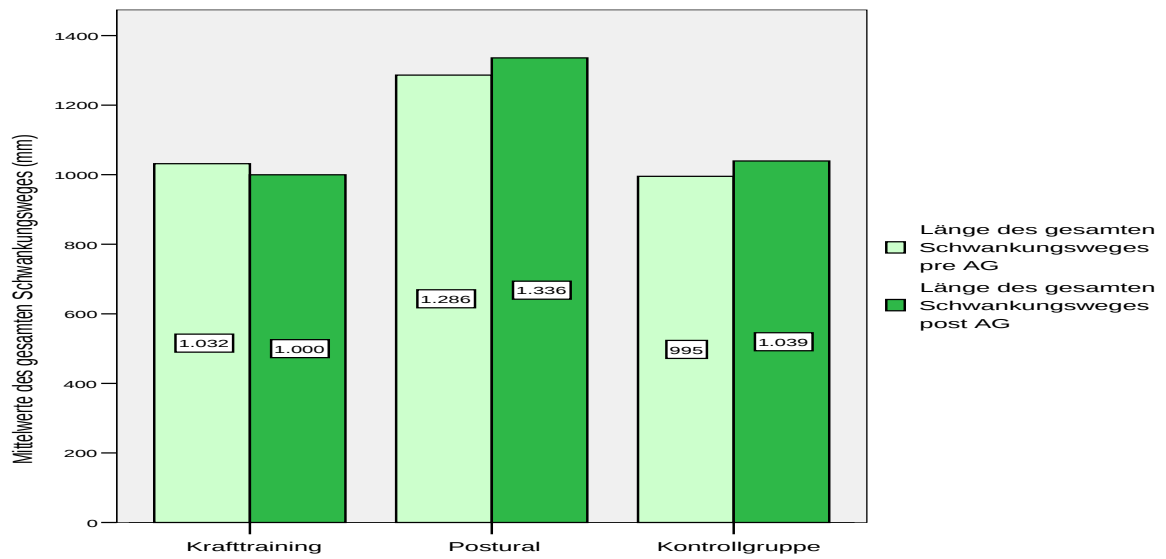


Abbildung 54: Mittelwerte gesamter Schwankungsweg mit geschlossenen Augen (in mm)

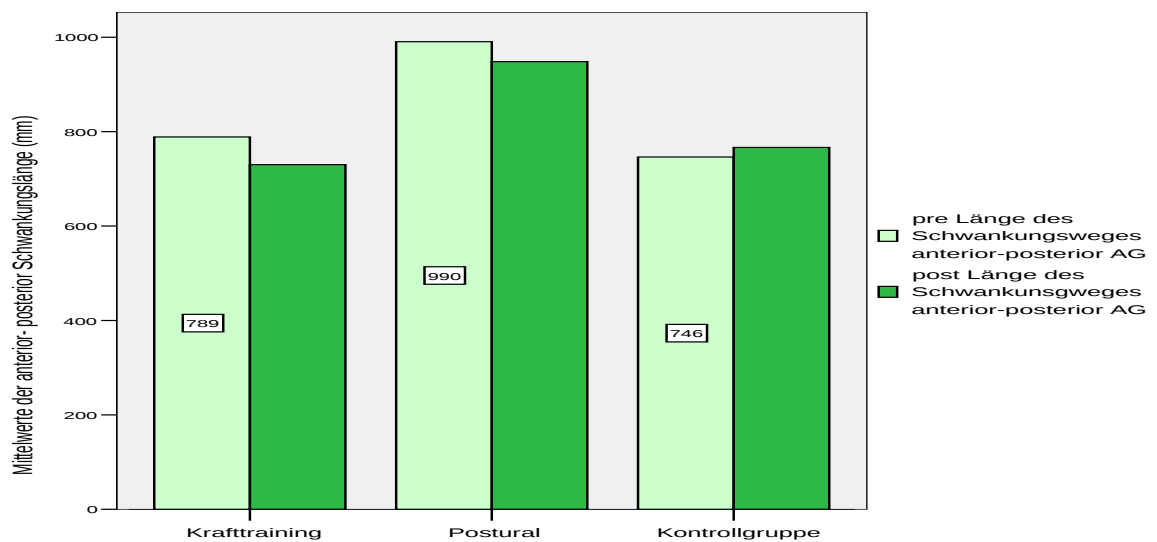


Abbildung 55: Mittelwerte Schwankungsweg anterior-posterior mit geschlossenen Augen (mm)

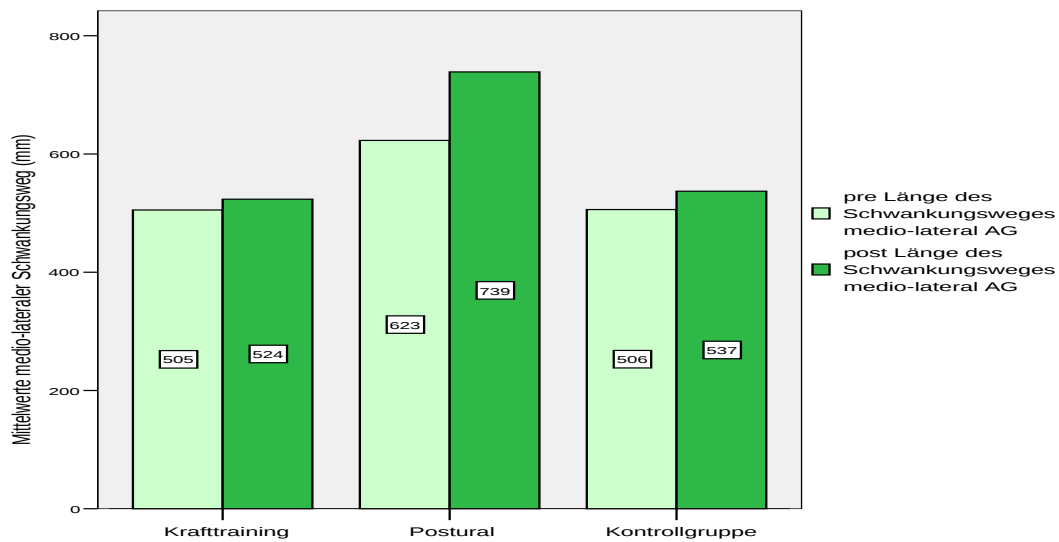


Abbildung 56: Mittelwerte medio-lateraler Schwankungsweg mit geschl. Augen (mm)

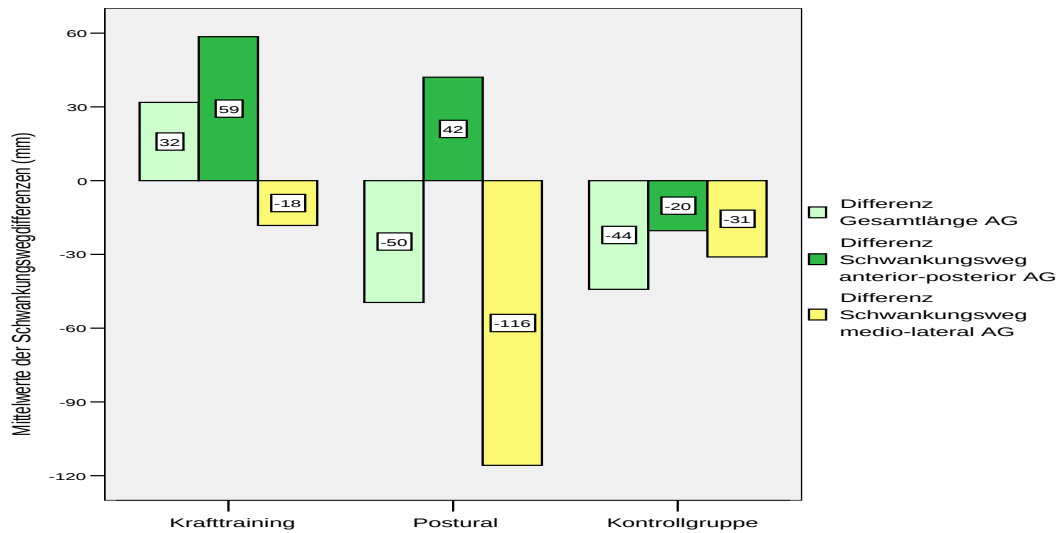


Abbildung 57: Mittelwerte der Längendifferenzen (Anfangs- minus Endtest) in mm

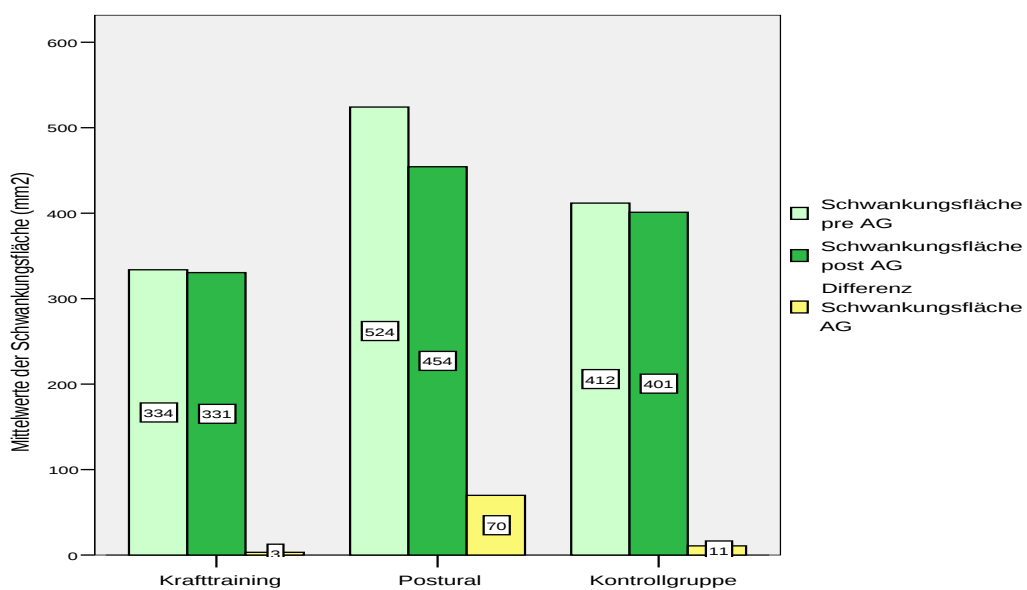


Abbildung 58: Mittelwerte Schwankungsfläche u. Flächendifferenz (Anfangs- minus Endtest) (in mm²)

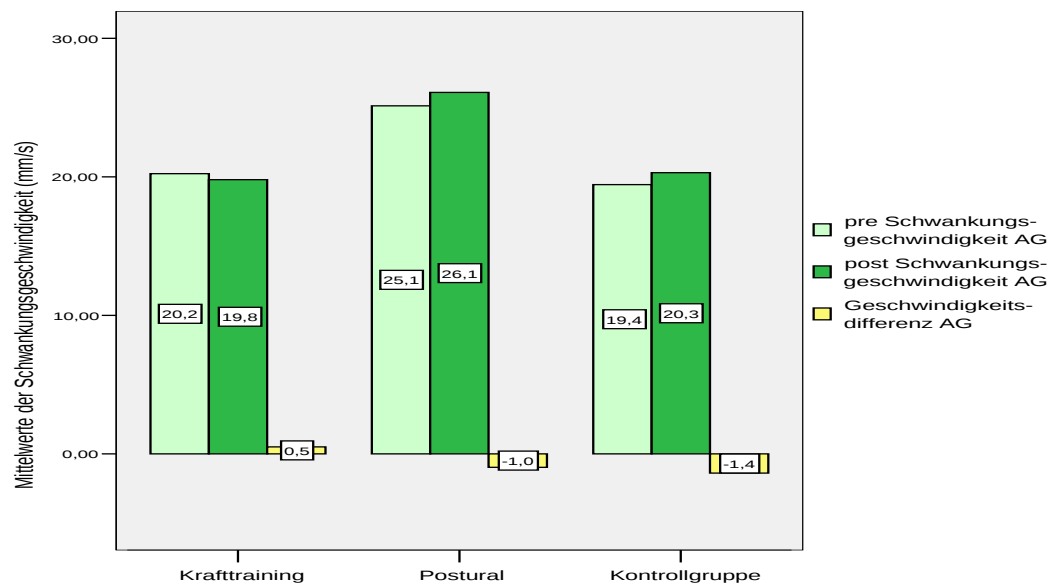


Abbildung 59: Mittelwerte Schwankungsgeschwindigkeit und Differenz (Anfangs- minus Endtest) in mm/s

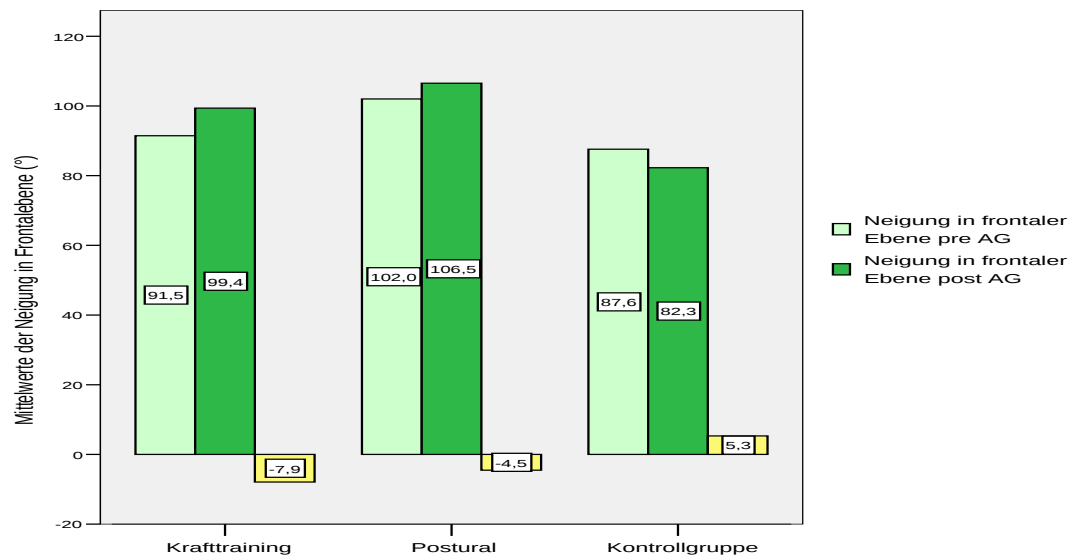


Abbildung 60: Mittelwerte Neigung und Neigungsdifferenz (Anfangs- minus Endtest) in °

15.2.1.3 Graphiken zu den Ergebnissen der dynamischen Posturographie mit offenen Augen

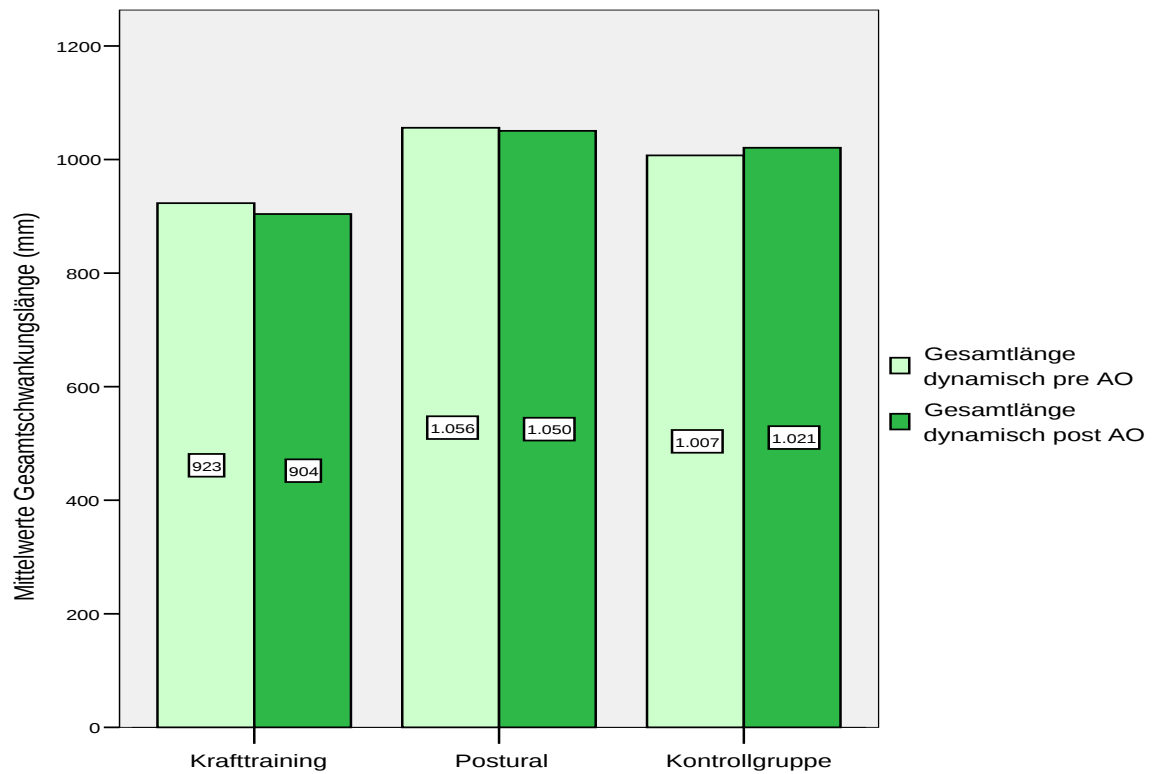


Abbildung 61: Mittelwerte des gesamten Schwankungsweges mit offenen Augen (mm)

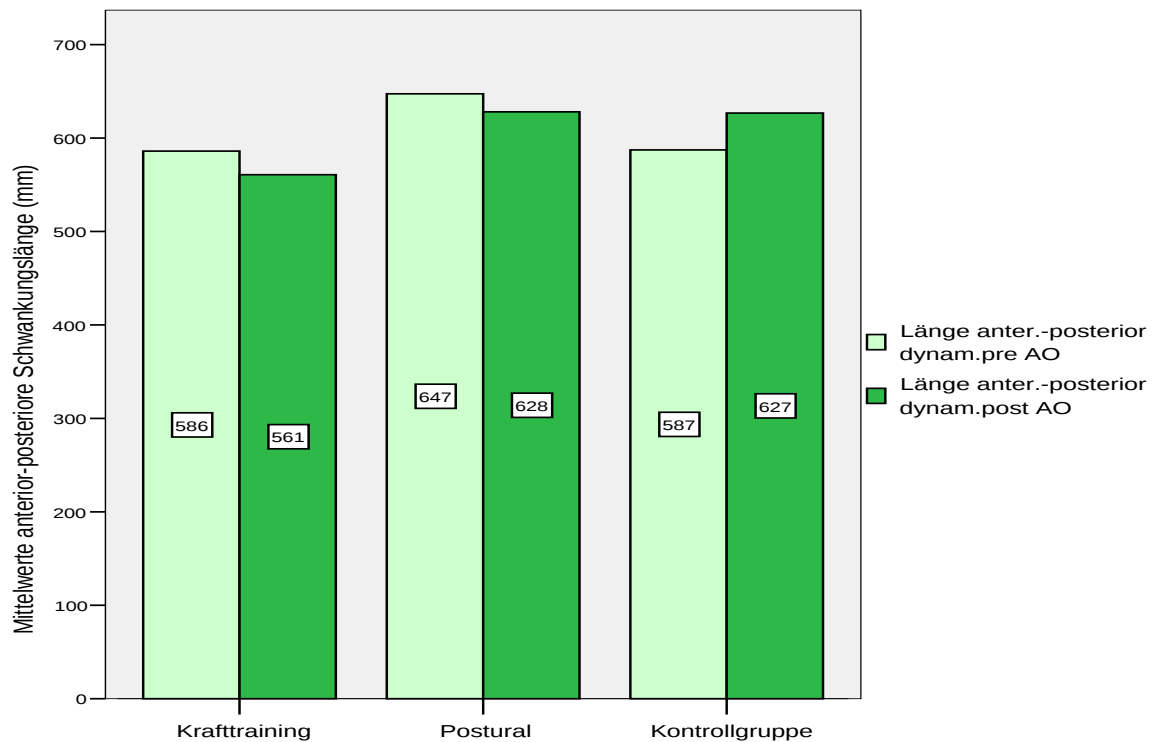


Abbildung 62: Mittelwerte anterior-posteriorer Schwankungsweg mit offenen Augen (mm)

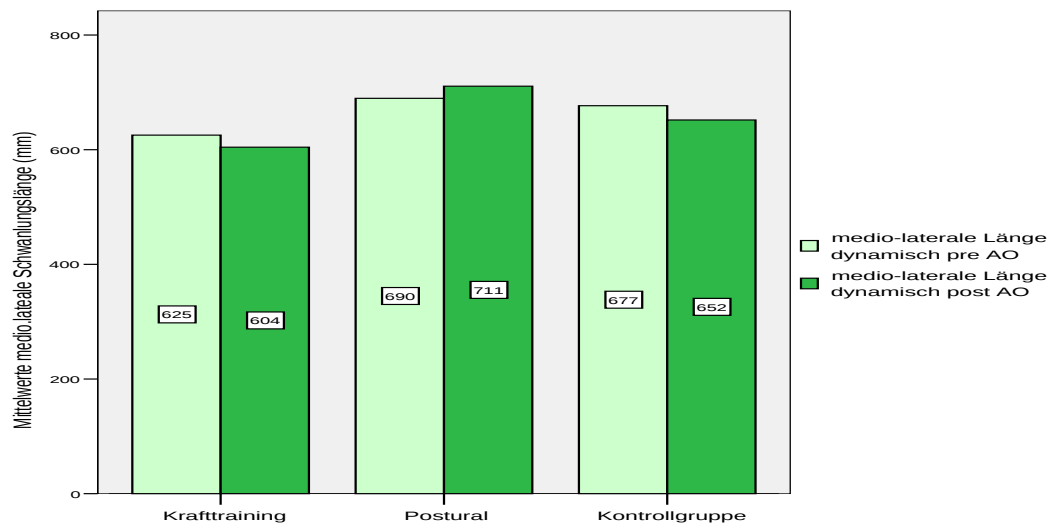


Abbildung 63: Mittelwerte medio-lateraler Schwankungsweg mit offenen Augen (mm)

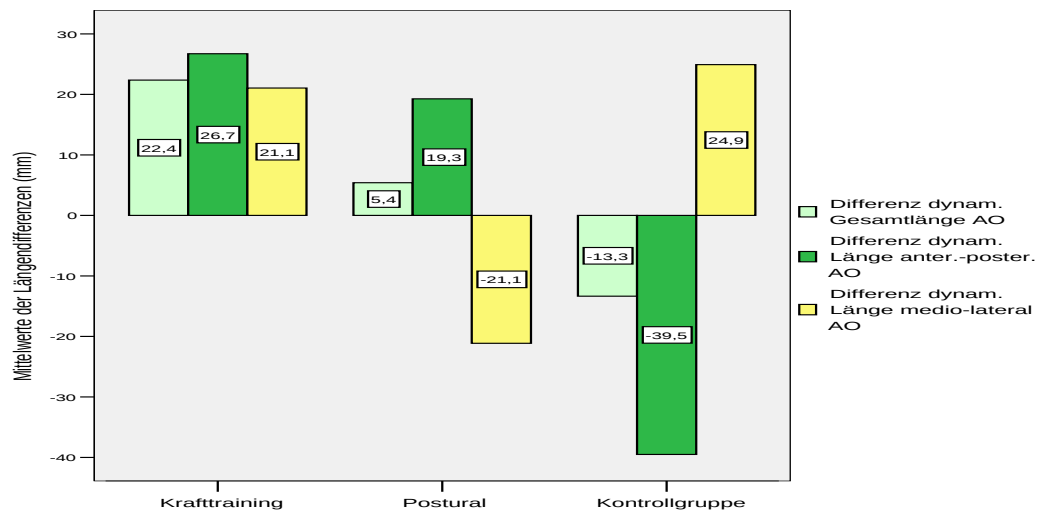


Abbildung 64: Mittelwerte der Längendifferenzen mit offenen Augen (mm) (Anfangs-minus Endtest)

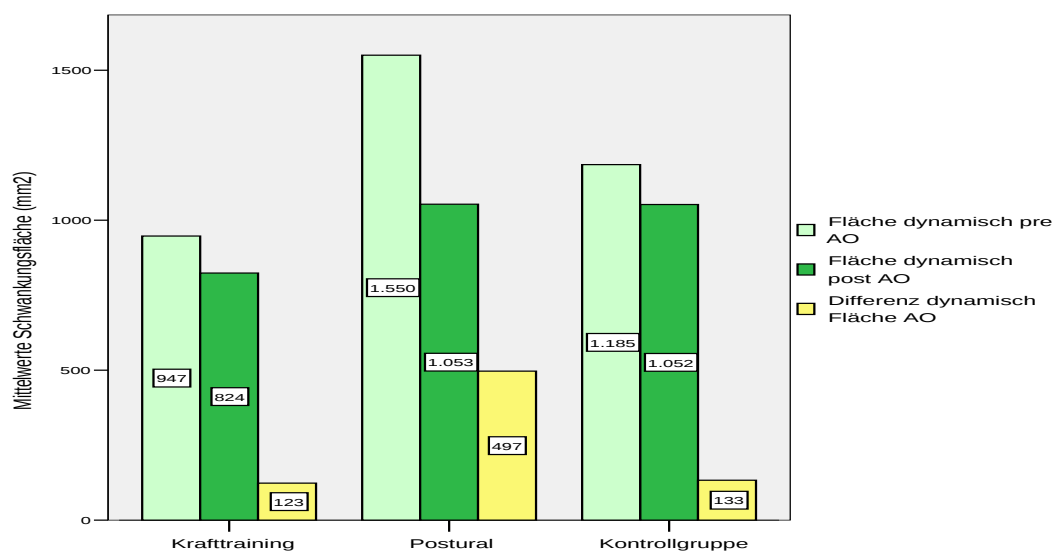


Abbildung 65: Mittelwerte Schwankungsfläche und Flächendifferenz (mm²) (Anfangs-minus Endtest)

15.2.1.4 Graphiken zu den Ergebnissen der dynamischen Posturographie mit geschlossenen Augen

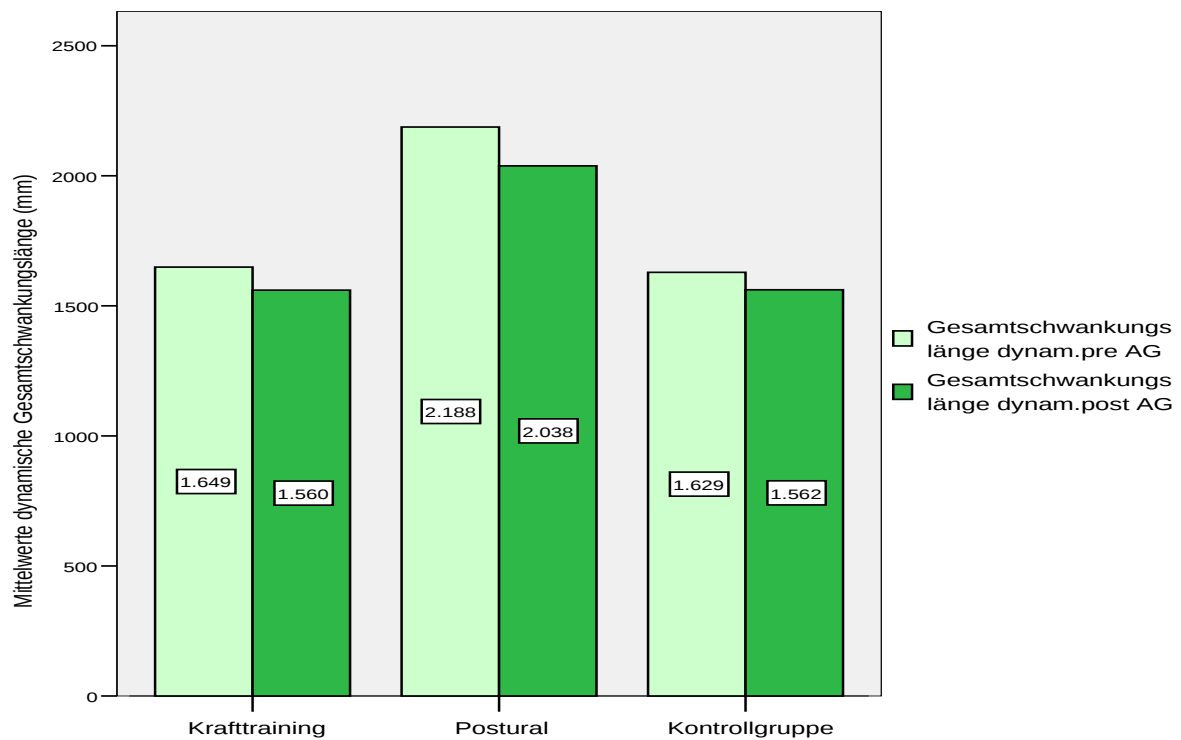


Abbildung 66: Mittelwerte gesamter Schwankungsweg mit geschlossenen Augen (mm)

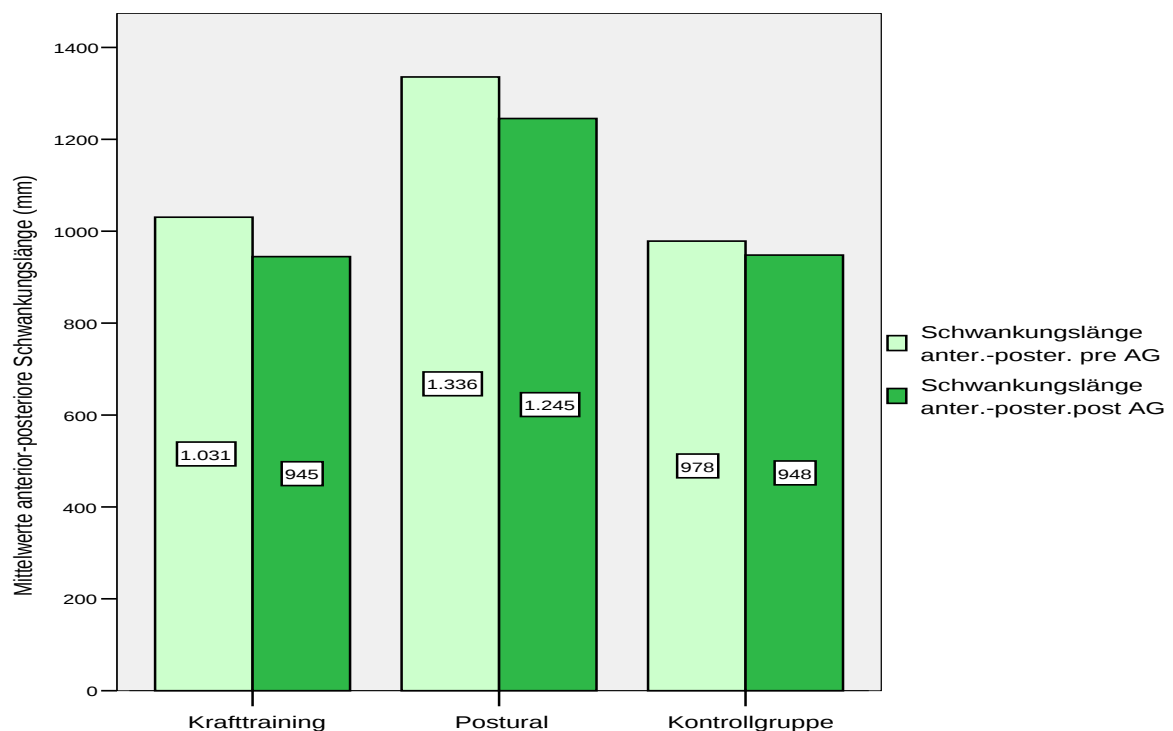


Abbildung 67: Mittelwerte Schwankungsweg anterior-posterior mit geschlossenen Augen (mm)

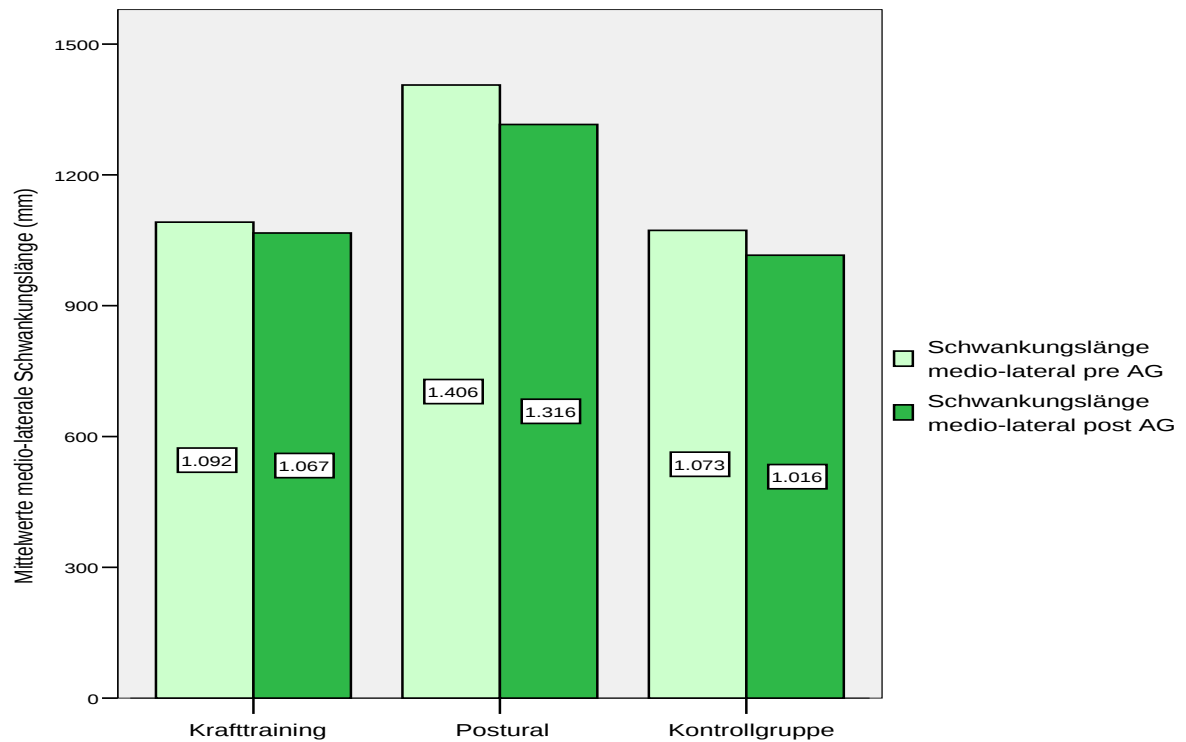


Abbildung 68: Mittelwerte Schwankungsweg medio-lateral mit geschlossenen Augen (mm)

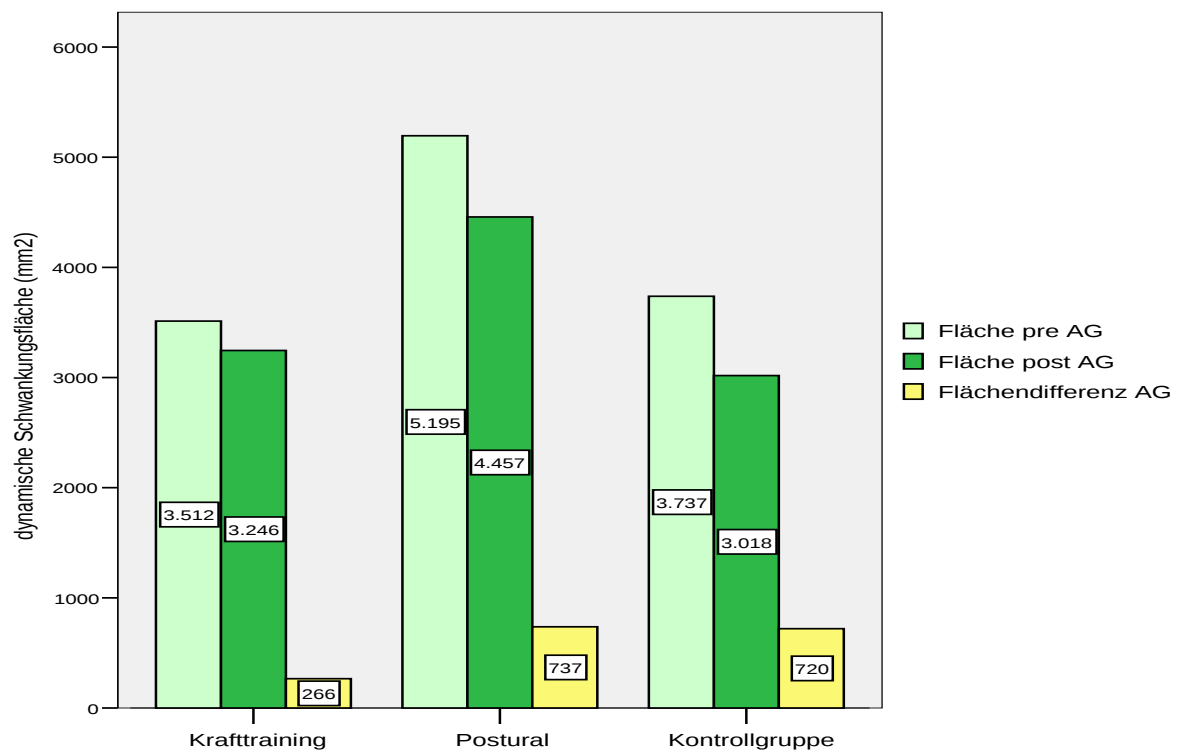


Abbildung 69: Mittelwerte Schwankungsfläche und Flächendifferenz (mm²)
(Anfangs- minus Endtest)

15.2.2 Veränderungen der dynamischen Posturographie vom Anfangs- zum Endtest

Vergleich Anfangs- statische Posturographie	Endtest	Mittelwert ± SD			Signifikanz T-Test/ U-test ^a
		Anfangstest	Endtest	Differenz (Anfangs- Postest)	
Gesamte Länge des Schwankungsweges (mm) – offene Augen					
Kraftkollektiv (N=37)		923,1±331,2	904,1±305,1	19,0±229,0	0,62
Posturalkollektiv (N=15)		1055,9±282,2	1050,5±344,9	5,4±264,2	0,94
Radkollektiv (N=26)		1007,4±310,4	1017,8±341,0	-13,4±335,7	0,84
Gesamte Länge des Schwankungsweges (mm) – geschlossene Augen					
Kraftkollektiv (N=37)		1646,2±453,6	1560,3±503,5	88,7±365,6	0,17
Posturalkollektiv (N=15)		2137,7±656,5	1970,6±539,4	149,3±422,9	0,32
Radkollektiv (N=26)		1632,8±467,6	1595,1±493,1	66,9±388,8	0,50
Länge anterior-posterior (mm) – offene Augen					
Kraftkollektiv (N=37)		586,0±222,5	560,8±214,4	25,2±152,5	0,32
Posturalkollektiv (N=15)		647,3±197,3	628,1±203,6	19,3±170,5	0,67
Radkollektiv (N=26)		587,2±198,9	624,6±261,3	-39,5±192,9	0,31
Länge anterior-posterior (mm) – geschlossene Augen					
Kraftkollektiv (N=37)		1033,3±302,9	944,8±297,6	85,8±238,9	0,05*
Posturalkollektiv (N=15)		1317,9±494,8	1216,5±376,3	90,4±195,7	0,20
Radkollektiv (N=26)		978,6±326,4	966,7±349,4	30,5±364,9	0,65
Länge medio-lateral (mm) – offene Augen					
Kraftkollektiv (N=37)		625,4±249,2	601,5±227,0	21,1±188,7	0,51
Posturalkollektiv (N=15)		689,6±152,7	710,7±239,3	-1,13±181,1	0,66
Radkollektiv (N=26)		676,7±230,4	651,0±194,0	24,9±259,9	0,63
Länge medio-lateral (mm) – geschlossene Augen					
Kraftkollektiv (N=37)		1081,9±221,1	1066,7±303,3	24,9±254,8	0,58
Posturalkollektiv (N=15)		1357,5±404,8	1256,8±327,0	90,7±389,0	0,50
Radkollektiv (N=26)		1077,0±293,2	1039,1±300,7	57,0±245,0	0,37
Schwankungsfläche (mm ²) – offene Augen					
Kraftkollektiv (N=37)		947,2±631,2	823,7±600,5	123,5±530,6	0,17
Posturalkollektiv (N=15)		1550,1±1333,7	1053,3±912,3	496,7±551,3	0,004**
Radkollektiv (N=26)		1185,3±737,8	1064,0±714,6	133,2±775,0	0,39
Schwankungsfläche (mm ²) – geschlossene Augen					
Kraftkollektiv (N=37)		3592,0±1769,2	3245,7±1814,0	266,5±1466	0,30
Posturalkollektiv (N=15)		5177,8±1753,6	4222,6±1503,3	737,2±794,9	0,25
Radkollektiv (N=26)		3749,1±1979,1	3316,8±2409,8	719,8±1181	0,03*

Tabelle 68: Vergleich Anfangs- Endtest der dynamischen Posturographie (N=79)

*...signifikanter Unterschied, **...hochsignifikanter Unterschied

Im Weiteren werden die 3 Untersuchungskollektiva auf Unterschiede bezüglich der Veränderungen der Posturographievariablen überprüft. Aus Tabelle 69 wird ersichtlich, dass sich keines der 3 Kollektiva hinsichtlich der Veränderungen der Ergebnisse signifikant gegenüber den anderen verändert.

Tabelle 69: Kollektivunterschiede der Differenzen von Anfangs- zu Endtest für die statische (N=79) und dynamische Posturographie (N=77):

statische Posturographie	Signifikanz lt. ANOVA	
	Augen	
	offen	Zu
Differenz Länge des ges. Schwankungsweges (mm)	0,87	0,61
Differenz Länge anterior-posterior (mm)	0,87	0,50
Differenz Länge medio-lateral (mm)	0,87	0,41
Differenz Schwankungsfläche (mm ²)	0,39	0,55
Differenz Schwankungsgeschwindigkeit (mm/s)	0,88	0,54
Differenz Neigung in frontaler Ebene	0,85	0,38
dynamische Posturographie:		
Differenz Länge des ges. Schwankungsweges (mm)	0,90	0,08
Differenz Länge anterior-posterior (mm)	0,31	0,73
Differenz Länge medio-lateral (mm)	0,78	0,08
Differenz Schwankungsfläche (mm ²)	0,13	0,49

16 Diskussion der Ergebnisse

Der folgende Abschnitt analysiert und diskutiert die unter Kap.11 bis 15 präsentierten statistischen Ergebnisse, um die beiden bereits zuvor geführten Diskussionen abzurunden. Im Rahmen der Erstellung der vorliegenden Dissertation sah ich mich mit Beginn der statistischen Auswertung damit konfrontiert, Ergebnisse vorzufinden, die mit meiner Erwartungshaltung nicht konform gingen. In Folge dessen fiel die Analyse sehr umfangreich aus.

Neben der exakten Erstellung des Datenblatts, welches akribisch auf Fehler untersucht wurde, wurde ebenso ausführlich hinterfragt, ob es methodische oder operationale Mängel gegeben haben könnte. Dies wurde speziell durch die Hypothesen behandelt, die nach Zusammenhängen zwischen potentiellen Einflussfaktoren und den erhaltenen Messparametern vermutet wurden.

Die Randomisierung der PatientInnenzuweisung zu den 3 Kollektiven erfolgte streng im abwechselnden Rhythmus zwischen 1., 2. und 3. Kollektiv. Nachdem das Kraftkollektiv aufgrund geringerer Drop- Out Quote irgendwann den größten PatientInnenbestand aufwies, wurde nur mehr dem Postural- und Standardtherapiekollektiv zugeteilt. Letztlich stellte das Posturalkollektiv trotzdem das am schlechtesten besetzte dar, weil hier am häufigsten PatientInnen ausfielen (meist aufgrund zu geringer Trainingsfrequenzen).

Ein Abweichen der Personenanzahl N von 148 tritt im Zuge der unterschiedlichen Berechnungen immer wieder auf und begründet sich unterschiedlich. Einerseits konnten zu einzelnen Variablen zeitweise die notwendigen Daten nicht erhoben werden. Andererseits wurden die nötigen Testverfahren aus betrieblichen sowie medizinischen Gründen fallweise nicht durchgeführt.

Weiters sei vorweggeschickt, dass sämtliche Ergebnisse der Kraft- und Gleichgewichtstestung möglicherweise eine andere Qualität bekommen hätten, wenn die PatientInnen die Möglichkeit zu ein oder zwei Probetrainings gehabt hätten. Somit würde ein erster koordinativer Lernprozess, wie er laut Hollmann u. Hettinger (2000) bezüglich dem Kraftniveau bereits nach wenigen Stunden durch eine verbesserte intermuskuläre Koordination stattfindet, vollzogen sein. Dieser steht bei den vorliegenden Ergebnissen anzunehmender Weise im Vordergrund. Dies wäre jedoch aufgrund der äußerst kurzen Aufenthaltszeit nicht möglich gewesen, da sonst noch weniger Tage zwischen Anfangs- und Endtest vorzufinden wären.

16.1 Trainierbarkeit des Kraftniveaus

Für die statistische Auswertung der Krafttests musste die Zahl der ProbandInnen reguliert werden. Es wurde auf diejenigen PatientInnen reduziert, die tatsächlich einen Anfangs- und Endtest für Einwiederholungsmaxima absolviert hatten. Insbesondere aufgrund kapazitärer Engpässe in der medizinischen Sporttherapie sowie aufgrund von Kollisionen im Therapieplan kam es des Öfteren zu fehlenden Abschlusstests und somit zu Ausfällen für die vorliegenden Berechnungen. Außerdem konnte vereinzelt aufgrund von Schmerzen ein Maximalkrafttest nicht durchgeführt werden.

Nachdem bei der statistischen Berechnung der Hypothese H_{02} das Kraftkollektiv als einziges Kollektiv Werte ohne Normalverteilung aufweist, dieses dafür aber eine große Stichprobe darstellt, kommt in Tabelle 35 nirgends der U-Test, sondern durchwegs der T-Test für gepaarte Stichproben, wie in Kap. 11 ausgeführt, zur Anwendung.

H_{02} sowie H_{02} : Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den Ergebnissen des beidbeinigen sowie einbeinigen absoluten und relativen Einwiederholungsmaximums vom Beginn bis zum Ende des Rehabilitationsaufenthaltes.

Die statistische Analyse zeigt, dass alle Kollektiva (Kraft-, Postural und Standardtherapiekollektiv) während des Aufenthalts signifikante Zuwächse der Einwiederholungsmaxima an der Funktionsstemme erzielt haben. Die einzige Ausnahme besteht im Posturalkollektiv für das relative EWM des nicht operierten Beins (vgl. Tab. 34) sowie bei der Kollektiv- Variation (3 Versuchsgruppen) ebenfalls für das Posturalkollektiv für das rel. EWM des operierten Beins sowie für beide EWM- Werte des nicht operierten Beins (vgl. Tab.67). Dies bringt somit bereits vor der Analyse auf Kollektivunterschiede die Feststellung, dass jeder Patient, egal welches Kollektiv, einen Zuwachs des Kraftniveaus verzeichnet.

Vincent et al. (2006) stellten ebenfalls fest, dass nach aktiver Rehabilitation alle PatientInnen funktionelle Steigerungen erfahren, ohne dies auf bestimmte Maßnahmen zurückzuführen. Dass die muskuläre Kraft nach 6 Monaten post OP im Vergleich zu vor der Operation ansteigt, wurde schon früher mehrmals belegt (Shih, 1994, Murray, 1972, Vaz, 1993). Allerdings wird darauf hingewiesen, dass solche Ergebnisse nicht von ausreichender Bedeutung sein können, da sie aufgrund von Schmerzen verzerrt sind.

Diesen Umstand umgingen Trudelle- Jackson und Smith (2004) durch in Relation setzen zum nicht operierten Bein bzw. zu Werten gesunder Personen. Hier finden sich trotz Steigerung des Kraftniveaus noch 10-18% reduzierte Kraftwerte der hüftumgebenden Muskulatur und zwar noch 1 Jahr nach der Operation. Ähnliche Differenzen mit 11-21%

führen Shih et al. (1994) an und Long et al. (1993) finden noch nach 2 Jahren post OP Differenzen zwischen dem operierten und nicht operierten Bein.

Ein direktes Vergleichen der Ergebnisse der vorliegenden Studie mit denen aus der Literatur ist nicht möglich. Die Gründe hierfür wurden bereits in Kapitel 9 behandelt, die zusammenfassend dahin gehen, dass es primär an einem „Standardprotokoll“ fehlt, um Studien vergleichbar zu machen und somit ein optimales Trainingsprocedere größtenteils unbekannt ist (Di Monaco et al., 2009).

Aus den vorliegenden Ergebnissen aus den Tabellen 29 und 62 erkennt man, dass sich das Kraftniveau der hüftumgebenden Muskulatur nach der Operation unabhängig von der Art der therapeutischen Intervention steigert. Eine vergleichbare Aussage haben bereits Vincent et al. (2006) getätigt (vgl. Kap.9.1.), allerdings geben diese alters- und geschlechtsspezifische Unterschiede an. Die generellen Kraftzuwächse, unabhängig vom Kollektiv, würde ich in erster Linie auf eine verbesserte intra- und intermuskuläre Koordination zurückführen (vgl. Ausführungen in Kap. 14, S.126f).

Nachdem, wie zum Beispiel von Rougier et al. (2008) beschrieben, HüftprothesenpatientInnen eine globale sensomotorische Beeinträchtigung aufweisen, dürfte jede Art der Bewegung eine Verbesserung der muskulären Koordinationsfähigkeit und in weiterer Folge des Kraftniveaus der hüftumgebenden Muskulatur bewirken. So geben auch Hollmann u. Hettinger (2000) an, dass durch intermuskuläre Koordination bereits wenige Stunden nach einem Krafttraining Verbesserungen des Kraftniveaus festgestellt werden, durch intramuskuläre Koordination zumindest nach Stunden bis Tagen.

Auch dass der operative Eingriff des Hüftgelenkersatzes in einer Schmerzerleichterung, einer funktionellen Wiederherstellung und einer grundlegenden Verbesserung betreffend der Lebensqualität resultiert (Di Monaco, 2009), könnte sich weiters dahingehend auswirken, dass durch das ebenfalls wieder wachsende Selbstvertrauen, eine verbesserte Kraftgeneration gelingt.

Ob es nun Unterschiede im Ausmaß der Steigerung des Kraftniveaus der verschiedenen Kollektiva gibt, wurde durch die Hypothesen H_{01} sowie H_{v01} hinterfragt.

16.2 Unterschied des Kraftzuwachses je nach Kollektiv

H₀₁: Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Versuchs- und der Standardtherapiegruppe bezüglich der Veränderungen des beidbeinigen sowie einbeinigen absoluten und relativen Einwiederholungsmaximums nach einem Rehabilitationsaufenthalt.

H₀₁: Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den drei Versuchsgruppen bezüglich der Veränderungen des beidbeinigen sowie einbeinigen absoluten und relativen Einwiederholungsmaximums nach einem Rehabilitationsaufenthalt.

Nach Behandlung der Hypothese H₀₂ in Kap.12.3.1. bleibt die Frage, welches Kollektiv die meisten Entwicklungsfortschritte bezüglich des Kraftniveaus erzielt hat. Bereits bei der Betrachtung der 95% Konfidenzintervalle in Abb. 23-28 scheint es, als würden sich die Kollektiva nicht merklich bezüglich des Kraftniveaus der Beinstreckschlinge unterscheiden. Das Posturalkollektiv wirkt stets ein wenig schwächer, was in der Testung auf Homogenität der Ausgangslage nicht signifikant auffällt. Bei der Betrachtung der Abschlussdaten wird mit signifikanten Unterschieden bestätigt, dass Unterschiede zwischen dem Posturalkollektiv und den beiden anderen Kollektiven betreffend der Kraftzuwächse des beidbeinigen EWMs zu finden sind. Nach Transformation des Standardtherapiekollektivs in ein Radkollektiv finden sich nur mehr beidbeinig signifikante Unterschiede der Absolutwerte des Posturalkollektivs gegenüber dem Radkollektiv.

Nachdem alle PatientInnen aus Kraft- und Posturalkollektiv, die auch einem Radtraining unterzogen wurden, gefiltert wurden, reduzieren sich die Unterschiede (vgl. Tab 46 und Tab.68)- zumindest für das Postural versus dem Kraftkollektiv. Es scheint, als würde das Radtraining die deutlichsten Verbesserungen bezüglich dem EWM an der Funktionsstemme mit sich bringen.

Das Kraftniveau der Beinstreckmuskulatur dürfte sowohl durch ein Krafttraining nach der Kraftausdauerethode als auch durch ein aerobes Ausdauertraining nach RPE Score mit Intensitätsvorgabe 3-4 zumindest beidbeinig signifikant höher angehoben werden als das von PatientInnen, die einem Gleichgewicht- und Beinachsentraining unterzogen werden. Hollmann und Hettinger (2000) erklären, dass bei radfahrungsübten Personen die leistungslimitierende Rolle bei der lokalen Ermüdung der Quadricepsmuskulatur liegt. Im Rahmen der Testung an der Funktionsstemme wird primär (wenn auch nicht isoliert) das Kraftniveau dieser Muskelgruppe überprüft. Wie auch aus der Praxis des Radtrainings in der orthopädischen Rehabilitation zu erkennen ist, haben viele PatientInnen bereits auf niedrigster Belastungsstufe (25 Watt) Probleme, eine adäquate Drehzahl von 60 bis 80 UpM zu erlangen. Somit kann gefolgert werden, dass das Kraftniveau des Standardtherapie- bzw. Radkollektivs aufgrund des Radtrainings signifikant höher ansteigt als im Posturalkollektiv.

Operiertes und nicht operiertes Bein erzielen keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Steigerung des Kraftniveaus, egal welches Training die PatientInnen absolvieren. Durch die nicht signifikanten Unterschiede der Ergebnisse der einzelnen Kollektiva entsteht der Eindruck, dass es zumindest einbeinig gleichgültig ist, welche Interventionsmaßnahme im Rahmen einer dreiwöchigen Rehabilitation angewendet wird. Profitieren können, wie ja bereits im Rahmen der Hypothese H_{02} überprüft, alle PatientInnen betreffend das Kraftniveau.

Ein Grund für die vergleichsweise guten Ergebnisse des Standardtherapiekollektivs könnte sein, dass es in Wahrheit kein „echtes“ Kontrollkollektiv gibt. Aus ethischen Gründen sowie aus Verpflichtung den Kostenträgern gegenüber, ist es nicht möglich, PatientInnen ohne Therapie ihren Rehabilitationsaufenthalt passieren zu lassen. Somit stellt das „Kontrollkollektiv“ eher das „Basis- oder Standardtherapie- Kollektiv“ dar. Der Begriff der „Standardtherapie“ oder der Physiotherapie mit „Standardübungen“ findet sich immer wieder in der Literatur. Das damit stets Standards bezogen auf eine Institution gemeint sind, darf hier nicht übersehen werden. Diese Übungen sind zumeist weder quantifizierbar noch reproduzierbar bzw. werden großteils auch gar nicht näher beschrieben.

Auch wenn nun kein tatsächliches Kontrollkollektiv vorliegt, so zeichnet sich zumindest, wie bereits erwähnt, die Tendenz ab, dass es ziemlich gleichgültig erscheint, welche therapeutische Intervention eingesetzt wird.

16.3 Trainierbarkeit der Gleichgewichtsfähigkeit

Auch für die Durchführung der statistischen Auswertung der Ergebnisse aus den Posturographie- Testungen wurden, wie auch im Procedere um die Einwiederholungsmaxima, nur PatientInnen mit Ein- und Ausgangstest aufgenommen. Dadurch reduziert sich ebenfalls die Anzahl des Gesamtkollektivs für die statistische Berechnung auf 135 PatientInnen.

H_{010} und H_{v010} : Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den Ergebnissen der statischen Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen vom Beginn bis zum Ende des Rehabilitationsaufenthaltes.

H_{012} und H_{v012} : Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den Ergebnissen der dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen am Beginn sowie gegen Ende des Rehabilitationsaufenthaltes.

Die Ergebnisse aus den statischen und dynamischen Posturographietestungen brachten einige signifikante Ergebnisse. Die Veränderungen der Gleichgewichtstests vom Anfang bis zum Ende des Aufenthaltes fallen je nach Kollektiv unterschiedlich aus.

Bezüglich des Kraftkollektivs findet sich für den Schwankungsweg in medio- lateraler Richtung sowie für die Schwankungsgeschwindigkeit mit offenen Augen eine signifikante Verschlechterung. Allerdings muss ergänzt werden, dass der Streubereich sehr hoch ist.

Es wäre denkbar, dass die teilweise Verschlechterung im Kraftkollektiv durch das isolierte Training einzelner Muskelgruppen begründet ist, da der Transfer in die komplexe Bewegung des Stehens, Gehens und dynamischen Ausbalancierens fehlt.

Nachdem aus der Literatur hervorgeht, dass Personen mit einer schlechten Gleichgewichtsfähigkeit auch signifikant weniger Kraft in der Unterschenkelmuskulatur aufweisen, könnte die Verschlechterung des Kraftkollektivs auch durch die Übungsauswahl des medizinischen Krafttrainings begründet werden. Möglicherweise wurden die durch den operativen Eingriff geschädigten Strukturen nicht oder zumindest nicht ausreichend aktiviert. So wird speziell das Training der Hüftabduktoren zu einem Großteil sitzend durchgeführt, da für stehende Ausführung meist das Kraftniveau und somit die nötige Standstabilität für einbeiniges Üben fehlt. Die Oberschenkelmuskulatur dürfte dabei hingegen keine Rolle spielen (Lord et al., 1991, Wolfson et al., 1995, Daubney u. Culham, 1999). Die wichtigsten Muskeln für die posturale Kontrolle in anterior- posterior Richtung sind der M. tibialis anterior, der M. gastrocnemius, die ischiocrurale Muskulatur sowie der M. quadriceps femoris. Für die medio- laterale posturale Kontrolle kommt den Hüftab- und adduktoren die Schlüsselrolle zu (Orr, 2010).

Die Übungsinhalte im medizinischen Krafttraining der Klinik Pirawarth für PatientInnen nach totalem Hüftgelenkersatz bestehen normalerweise aus Übungen für die Muskelgruppen für Hüftabduktion, –extension und -flexion sowie für Knieextension und –flexion. Eher selten werden stehende Übungen für die Hüftabduktion sowie Übungen für M. tibialis anterior, der M.gastrocnemius eingesetzt. Lediglich bei PatientInnen mit bereits guter muskulärer Stabilität um das operierte Hüftgelenk wird auch stehend trainiert. Somit wurde im Kraftausdauertraining offensichtlich nur teilweise eine Optimierung der muskulären Basis zur Erhöhung der Gleichgewichtsfähigkeit aufbereitet. Das muskuläre Niveau spielt jedoch eine ausschlaggebende Rolle. So halten Wolfson et al. (1995) fest, dass die Wahrscheinlichkeit, bei Gleichgewichtstests die Balance zu verlieren, umso niedriger ist, je kräftiger die Beinmuskulatur ist.

Laut Nantel et al. (2008) liegt ein Knackpunkt für PatientInnen mit Hüft- TEP gegenüber gleichaltrigen Gesunden in einer vergrößerten COP- Verlagerung in medio- lateraler Richtung. Dies ergänzend sehen Matjačić et al. (2001) für den dynamischen Stabilisationsprozess nach medio- lateral vor allem die Hüftabduktoren- und adduktoren verantwortlich.

Ein zweites Mal wird betont, dass das Abduktorenttraining zielführender wäre, wenn es nach Möglichkeit stehend durchgeführt wird, um nicht nur lokal das muskuläre Niveau zu aktivieren sondern propriozeptive Reize zu setzen.

Nicht zuletzt mögen die hier zu findenden Widersprüchlichkeiten sich auch durch die komplexe Organisation des Gleichgewichts begründen.

Möglicher Weise liegt noch eine Begründung, warum das Kraftkollektiv eher etwas schlechtere statische Gleichgewichtsergebnisse aufweist, darin, dass das Krafttraining meist einseitig für das operierte Bein erfolgte und somit ein symmetrisches Belasten zu wenig geübt wurde. Immerhin tendieren hüftoperierte PatientInnen dazu, vorrangig das nicht operierte Bein zu belasten (Talis et al., 2008), weshalb ein Wiedererlernen für das richtige Gefühl für Symmetrie und Körpermitte wichtig ist (Hinkelmann et al., 2007).

Ein Ansatz für weitere Studien wäre es, die Übungsdesigns möglichst stehend und in Kombination mehrerer motorischer Grundeigenschaften durchzuführen

Das Posturalkollektiv verzeichnet für keine Kollektivkonstellation im Rahmen der statischen Konditionen signifikante Veränderungen, obwohl durch die Spezifität der Trainingsinhalte, die mit der Testübung sehr ähnlich sind, eine Verbesserung der Gleichgewichtsfähigkeit zu erwarten gewesen wäre. Für diese Gruppe dürfte das posturale Training alleine jedoch nicht ausreichen, um die nötige muskuläre Basis sowie das notwendige Vertrauen in die Belastbarkeit der unteren Extremität aufzubereiten. Dies zeigte sich sowohl im Krafttest an der Funktionsstemme als auch im Rahmen der Gleichgewichtstestung.

Panzer et al. (2007) stellten ebenfalls fest, dass Koordinationstraining zumindest bei rückengesunden Personen keine durch eine Posturographie messbaren signifikanten Verbesserungen bezüglich der Haltungskontrolle bringt. Ursachen sehen diese Autoren auf mehreren Ebenen. Interessant ist besonders der Aspekt, dass ein koordinativ orientiertes Trainingsprogramm für eine Haltungsverbesserung bei Rückengesunden (wovon wir bei den in der Studie inkludierten HüftpatientInnen ausgehen können) nicht die alleinige Option sein kann, da kleine Auslenkungen aus klassischen Gleichgewichtsübungen keinen Beitrag für eine verbesserte Haltungskontrolle liefern.

Einzig die Standardtherapiegruppe verbessert statisch die Schwankungsfläche und die Neigung in frontaler Ebene mit offenen Augen signifikant. Laut Messplattenhersteller der Fa. SATEL stellt die Schwankungsfläche auch einen der relevantesten Parameter dar, um die Fähigkeit zur statischen Balance zu quantifizieren. Im zweiten Analyseabschnitt, unter Generation eines Radkollektivs, bleibt das ursprüngliche Ergebnis der Standardtherapiegruppe auch für das Radkollektiv mit einer signifikanten Verbesserung der Schwankungsfläche und der Neigung mit offenen Augen bestehen.

Somit ist das Kollektiv mit Standardtherapieprogramm bzw. Radtraining am effektivsten betreffend die Ergebnisse an der Posturographie. Es scheint, als fördert das Treten am Ergometer die Fähigkeit, die Beine symmetrischer in medio- lateraler Richtung zu belasten. Das Gleichgewichtstraining dürfte hierfür zwar Inputs zur symmetrischen Belastung liefern, aber nicht die nötige Belastungsintensität, um auch das muskuläre Niveau ausreichend zu fördern. Es zeigt sich, dass ein Ergometertraining, welches für den Gutteil der PatientInnen sicherlich auch einen adäquaten Reiz zur Entwicklung des Kraftniveaus der unteren Extremität bietet, auch bezüglich des Vertrauens und der Fähigkeit zur Belastung des operierten Beins die besten Fortschritte ermöglicht, obwohl auch hier kein Üben im aufrechten Stand erfolgt.

Trudelle- Jackson et al. (2004) empfehlen ein Trainingsprogramm, welches Schwerpunkte auf Gewichtseinsatz und posturale Stabilität legt, weil diese die Muskelkraft, die posturale Stabilität und die selbstwahrnehmende Funktionalität von PatientInnen 4 bis 12 Monate nach hüftendoprothetischem Gelenkersatz fördern.

Wie jedoch im folgenden Kapitel 12.3.4. zu erkennen ist, sind diese unterschiedlich signifikanten Veränderungen der einzelnen Kollektiva im Vergleich untereinander nicht signifikant. Aus diesem Grund kann bei allen präsentierten Ergebnissen nur von Tendenzen gesprochen werden, die alle weiterer Studien bedürfen.

16.4 Unterschied der Veränderung der Gleichgewichtsfähigkeit je nach Kollektiv

H₀₉ und H₀₁₁: Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Versuchs- und der Standardtherapiegruppe bezüglich der Veränderungen der statischen (H₀₉) /dynamischen (H₀₁₁) Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen nach einem Rehabilitationsaufenthalt.

H_{V09} und H_{V011}: Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den drei Versuchsgruppen bezüglich der Veränderungen der statischen (H_{V09}) /dynamischen (H_{V011}) Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen nach einem Rehabilitationsaufenthalt.

Die Ausgangssituation für die statische Testung des Standardtherapiekollektivs bezüglich der Schwankungsfläche ist zumindest gegenüber dem Kraftkollektiv signifikant schlechter. Sämtliche anderen Anfangsergebnisse sind homogen. Für die Kollektivvariante mit Radkollektiv ist die Ausgangssituation inhomogener, da neben der statischen Schwankungsfläche auch die Gesamtlänge des Schwankungsweges und die Länge in anterior- posterior Richtung aus der dynamischen Testung mit geschlossenen Augen signifikante Gruppenunterschiede zeigt.

Durchwegs auffallend ist für alle Kollektiva im Rahmen der statischen Messerhebung, dass die erhaltenen Werte für die Schwankungsfläche und den

Gesamtschwankungslänge nicht der Norm entsprechen, sondern schlechter sind. Für die dynamischen Gleichgewichtsergebnisse fällt die Ausgangssituation durchwegs homogen aus, allerdings liegen hierfür keine Normwerte der APE vor, mit denen verglichen werden könnte.

Calo et al. (2009) geben an, dass Hüft- TEP PatientInnen in der Testung an der Posturographie eine normale posturale Kontrolle und symmetrische Reaktionen aufweisen. Da es einerseits kaum Normwerte für die durch die Posturographie gewonnen Parameter gibt und andererseits, weil für die Erhebungen je nach Studie unterschiedliche Apparaturen eingesetzt werden, sind die Testergebnisse der wenigen vorhandenen Studien nicht direkt vergleichbar.

Im Vergleich der 3 Ursprungskollektiva finden sich keinerlei signifikante Unterschiede der statischen als auch dynamischen Parameter.

Wie bereits aus der theoretischen Abhandlung aus Kap.4.4.1. hervorgeht, so ist die Gleichgewichtsfähigkeit vor der Operation herabgesetzt. So geben Lugade et al. (2008) an, dass diese PatientInnen vor der Operation in ihren Neigungswinkeln in der Frontal- und Sagittalebene im Vergleich zu Gesunden vermehrt schwanken. Dies dürfte sich nach der Operation zwar zunehmend bessern, allerdings finden sich auch noch Monate bis Jahre nach dem Eingriff Defizite. Langfristige Defizite betreffen auch laut DiMonaco et al. (2009) eine reduzierte Muskelkraft, die posturale Stabilität und die Beweglichkeit. Nach 4 Monaten bestehen lediglich Restdefizite in der dynamischen Balance (Lugade et al., 2008).

Auch unser Kollektiv spiegelt das wieder, da zumindest im Mittel keine Normwerte vorliegen (Ausnahmen sind vorzufinden, da durchwegs hohe Standardabweichungen vorliegen).

16.5 Gewichtung der Posturographie- Ergebnisse nach möglichen Einflussparametern

H0₁₃ und H₀₁₃: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der Veränderung der statischen bzw. dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen und dem Alter.

Obwohl laut Literatur (vgl. Kap. 6.4.8.), das Alter einen deutlichen Einfluss auf die Gleichgewichtsfähigkeit nimmt, dürfte sich dies in der vorliegenden Studie nicht ausgewirkt haben. Wie man aus Tab.11 herauslesen kann, so sind die 3 Kollektiva quasi gleich alt. Angesichts dessen, dass der Großteil der PatientInnen über 60 Jahr alt ist und ab diesem Alter auch deutliche Gleichgewichtsveränderungen zu verzeichnen sein

müssten (vgl. Kap. 6.4.8.), gingen alle Kollektiva mit derselben Ausgangslage in die Erhebungen.

Ein Grund, warum die Gleichgewichtsparameter der Kollektiva großteils wenig positive Veränderungen aufweisen, könnte darin zu finden sein, dass laut Howe et al. (2007) das Gleichgewicht bei alten Menschen nur durch gezielte Übungsprogramme signifikant gegenüber üblichen Aktivitäten verbesserbar ist. Zu diesen Interventionseinheiten gehören Gehen, Gleichgewicht, Koordination, funktionelle Übungen, Muskelkräftigung als auch vielfältige Übungstypen- mit anderen Worten ein komplexes Training mit vielfältigen Übungsinhalten. Die Kollektiva dieser Studie wurden jedenfalls nur einem gezielten Trainingsinhalt unterzogen, was scheinbar zu wenig bzw. zu einseitig ist.

Obwohl das Alter die Daten der Posturographie je nach Kollektiv nicht signifikant beeinflusst haben dürfte, wurde die statistische Analyse sicherheitshalber für ein reduziertes Kollektiv, nämlich der Altersgruppe von 60-80 Jahre analysiert (vgl. Kap.13.2.3.a) und) Die Ergebnisse änderten sich dabei jedoch nicht, was die niederen Korrelationskoeffizienten bestätigen.

Im Zusammenhang mit dem Alter muss allerdings festgehalten werden, dass etliche PatientInnen, vornämlich ältere, die dynamischen Testungen nicht oder nur mit offenen Augen absolvieren konnten. Aus diesem Grund ist die Probandenzahl für diese Berechnungen auch deutlich reduziert.

H0₁₄ und H₀₁₄: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der Veränderung der statischen bzw. dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen und der Schmerzsituation.

Das Vorhandensein von Schmerzen zeigte auch im Rahmen der Posturographietestungen keine signifikanten Auswirkungen. Dieses Ergebnis wird so verständlich, indem vermutlich davon ausgegangen werden kann, dass PatientInnen mit massiven Schmerzen nicht zur Testung angetreten wären. Nachdem die Schmerzerdokumentation im Rahmen der Testungen lediglich auf einem ja/nein- Item beruht, können Schlüsse leider nicht verifiziert werden.

Aus meiner langjährigen therapeutischen Arbeit mit Hüft-TEP PatientInnen halte ich fest, dass PatientInnen mit starken Gelenkschmerzen (Hüfte oder Knie) versuchen, das schmerzende Bein weniger zu belasten, was auch im Rahmen einer Posturographietestung ersichtlich wäre. Wie es allerdings ebenfalls meine Berufserfahrung zeigt, stellen Schmerzen des Hüftgelenks bei PatientInnen nach Hüftgelenkersatz ein selteneres und gewöhnlich geringes Problem dar. Offensichtlich auch nicht so vordergründig, um sich bei der Testung auszuwirken.

H₀₁₅ und H₀₁₅: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der Veränderung der statischen bzw. dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen und der Schwindelsituation.

Im Rahmen der Testung angegebener Schwindel zeigte für die statische Auswertung keine Konsequenz bezüglich der Gleichgewichtsentwicklung. Allerdings finden sich für die dynamische Messung mit offenen Augen signifikante, wenn auch sehr geringe Korrelationen für die Länge des Schwankungsweges anterior- posterior und die Schwankungsfläche. Da die Berechnung unter Ausschluss aller PatientInnen mit Schwindel keine neuen Ergebnisse brachte, wird geschlossen, dass Schwindelangaben von PatientInnen, die eine Posturographietestung absolvieren, keine massive Auswirkungen im Rahmen einer kontrollierten Testsituation bringen. Allerdings besteht meiner Meinung nach der Verdacht, dass bei Vorhandensein massiven Schwindels die Testpersonen die Testung gar nicht angetreten wäre.

Nachdem auch für den Schwindel lediglich eine ja/nein- Erhebung und keine Intensitätsabfrage erfolgte, kann hier keine belegbare Aussage getroffen werden.

H₀₁₇ und H₀₁₇: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der Veränderung der statischen bzw. dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen und den Zeitabständen zwischen Operation und 1.EWM- Test.

H₀₁₈ und H₀₁₈: Es besteht kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der Veränderung der statischen bzw. dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit mit offenen sowie geschlossenen Augen und den Zeitabständen zwischen 1. und 2.EWM- Test

Zwischen den Tagen von der Operation zum Anfangstest und den Ergebnissen der statischen Posturographie finden sich teilweise signifikante, aber nur geringe Zusammenhänge, welche sich bei genauerer Betrachtung als ohne Auswirkung entpuppen. Nachdem als Grundvoraussetzung für den Rehabilitationsantritt und somit für die Aufnahme in die Studie ein Minimum von 6 Wochen seit der Operation vergangen sein musste, dürfte diese Angabe als Vereinheitlichung der Kollektiva ausreichen.

Abgesehen von den unterschiedlichen Zeitabständen zur Operation, so geben einige Autoren an, dass posturale Defizite auch nach 6 und 12 Monaten post OP verbleiben (Nantel et al., 2008 auch zit.n. Majewski et al., 2005, Nallegowda et al., 2003, Trudelle- Jackson et al., 2002). Die Defizite zeigen sich durch niedrigere Stabilität und Ausdauer des operierten Beins während des Einbeinstands (Trudelle- Jackson et al., 2002) und durch Steifigkeit der Rumpfkontrolle im ruhigen Stand (Majewski et al., 2005). Da die gleichgewichtsspezifischen Auswirkungen bzw. das Vermögen zur symmetrischen COP- Kontrolle bei Hüft- TEP PatientInnen demnach langfristig eingeschränkt sein kann, dürften die Unterschiede des zeitlichen Abstands zur Operation und auch zwischen den beiden Tests nicht allzu einflussreich sein.

16.6 Hilfsmittelgebrauch und Gangbild

Die Tatsache, dass viele PatientInnen am Ende des Aufenthalts noch Hilfsmittel verwendet haben, bedeutet aber nicht, dass es keinen fortschreitenden Hilfsmittelabbau gegeben hat.

Aus den Abbildungen 19 und 20 kann geschlossen werden, dass sich nicht nur der Anteil der PatientInnen ohne Hilfsmittel von ca. 1/3 auf 2/3 erhöht hat, sondern auch die Art der verwendeten Hilfsmittel eine positive Entwicklung erfuhr. So findet sich zum Aufenthaltsende bei keinem/-r PatientIn ein Rollmobil oder Rollator. Die Anzahl der PatientInnen mit Einpunktstock ist dagegen angestiegen. Der Anteil ohne Hilfsmittel beim Endtest ist etwa um soviel größer geworden, was der Anteil einer Krücke zu Beginn bis zum Ende weniger wurde (vgl. Abb. 20).

Nicht zuletzt kann aus der prozentuellen Verteilung aus Tab.15 und Tab. 23 geschlossen werden, dass zum Aufenthaltsende deutlich mehr PatientInnen ein gleichmäßiges Gangbild aufweisen. Dem zufolge finden sich auch signifikant weniger PatientInnen, die das Körpergewicht noch vermehrt auf das nicht operierte Bein verlagern.

17 Schlussfolgerung

Zusammenfassend kann aus den Ergebnissen dieser Studie geschlossen werden, dass sich das Kraftniveau der unteren Extremität, genau genommen der Beinstreckmuskulatur, nach einem unilateralen Hüftgelenkersatz unabhängig von der Art der therapeutischen Intervention, signifikant verbessert. Hierfür können, nach Abhandlung der vorliegenden Studie, Inhalte aus den Bereichen Kraft-, Ausdauer oder Gleichgewichtstraining, wenn auch mit erheblichen quantitativen Unterschieden, angewendet werden.

Da es aus ethischen Gründen kein echtes Kontrollkollektiv gibt, ist unklar, ob das Kraftniveau auch ohne jegliche Intervention ansteigen würde. Zum Treffen wirklich definitiver Aussagen, müsste ein Kontrollkollektiv aufgestellt werden, welches an keinerlei Therapien partizipiert, was durch Institutionen durchgeführt werden sollte, die direkt Zugang zu allen operierten PatientInnen haben, noch bevor eine Nachbehandlung angetreten wird.

Weiters wird der Schluss gezogen, dass bezüglich der Kraftentwicklung der Beinstreckmuskulatur ein Kräftigungstraining nach der Kraftausdauerethode und ganz besonders ein Radergometertraining nach der adaptierten 10-stufigen RPE-Scala nach Borg (1982) mit der Bewertung 3-4 (vgl. Kap. 11.6.) signifikant höhere Erfolge bringen als ein Gleichgewichts- und Beinachsentraining.

Bezüglich der Entwicklung des Gleichgewichts können ebenfalls durch ein Radtraining nach RPE-Score mit Bewertung 3-4 die besten Ergebnisse erzielt werden. Allerdings muss hier festgestellt werden, dass sich die Ergebnisse an der statischen wie dynamischen Posturographie nach einem 3-wöchigen Aufenthalt nur in wenigen Parametern im Radkollektiv verbessern. Daraus resultiert der Schluss, dass die therapeutischen Interventionen einerseits zu wenig auf die Testspezifität ausgerichtet waren. Andererseits dürfte ein Interventionsdesign mit vielfältigeren Trainingsinhalten zielführender sein.

Ein Ziel der Arbeit bestand darin, eine Empfehlung für den Rehabilitationsalltag abgeben zu können, mit welcher Intervention am effektivsten Ergebnisse einzufahren sind.

Da die Testungen jeweils auf spezifische Parameter beschränkt waren, ist dies nur begrenzt möglich. Die hier abgeschlossene Studie sollte durch eine weitere mit zusätzlichen Testverfahren ergänzt werden. Hierfür sind alltagsbezogene Items und Angaben zur subjektiven Befindlichkeit sowie ein zusätzlicher Krafttest der Hüftabduktoren in ein Studiendesign aufzunehmen.

Weiters sollte ein klinischer Gleichgewichtstest ergänzt werden. Optimal wäre zusätzlich eine altersmäßige Eingrenzung auf einen möglichst kleinen Altersbereich, zum Beispiel 60-75 Jahre, vorzunehmen.

Es wäre sehr spannend, die vorliegende Studie über einen Zeitraum von mindestens 8-12 Wochen laufen lassen zu können. Durch die zeitliche Vorgabe der Versicherungsträger von 3 Wochen Rehabilitationsaufenthalt beruhen alle Fortschritte auf Basis koordinativer Verbesserungen. Da dieser Zeitrahmen der Praxis entspricht, muss das vorliegende Ergebnis akzeptiert werden und als ausreichend für Konsequenzen in der Rehabilitationspraxis betrachtet werden.

Trotz der Empfehlung zu weiteren Studien zur Untermauerung der gewonnen Ergebnisse, kann zumindest vorsichtig die Empfehlung getroffen werden, dass ein Training nach Hüftgelenkersatz auf die Pfeiler Kraftausdauertraining mit möglichst viel stehenden Übungskonstellationen sowie auf Radergometertraining zu bauen. Betreffend das koordinative Training müssten definitiv weitere Studien durchgeführt werden. Aus der Literaturrecherche kann derzeit die Empfehlung abgeleitet werden, möglichst vielfältig mit Anteilen aus Kräftigung, Gehen und Koordination zu arbeiten. Ein isoliertes Gleichgewichtstraining scheint am wenigsten zielführend zu sein, um ein symmetrisches Belasten und ein kraftmäßiges Weiterentwickeln der unteren Extremitäten nach einseitigem Hüftgelenkersatz zu bewirken.

Abkürzungsverzeichnis

ADLs	All Day Life- Activities
AG	Augen geschlossen
AO	Augen offen
BWK	Brustwirbelkörper
COG	Center of Gravity
COP	Center of Pressure
EWM	Einwiederholungsmaximum
H- TEP	Hüft- Totalendoprothese
ICF	International Classification of Function
KS-Test	Kolmogorov- Smirnow- Test
LWK	Lendenwirbelkörper
M.	Musculus
MTT	Medizinische Trainingstherapie
n.s.	nicht signifikant
OP	Operation
RMS	Root-mean-square
RPE	Rating of Perceived Exertion
SD	Standardabweichung
(H-)TEP	(Hüft-) Totalendoprothese
UpM	Umdrehungen pro Minute

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Knöcherne Anatomie des Hüftgelenks von ventral	11
Abbildung 2: Hüfttotalendoprothese	22
Abbildung 3: Darstellung des Center of Pressure	40
Abbildung 4: Funktionsstemma (Fotoarchiv der Klinik Pirawarth)	60
Abbildung 5: Posturographieplattform von Satel mit Positionierungshilfe für die Füße	62
Abbildung 6: Posturographie von Satel - Kippplattform für die dynamische Testung	62
Abbildung 7: Beispiel für die visualisierten Körperschwankungen anhand einer	63
Abbildung 8: Verteilung der Geschlechter nach Kollektiv	77
Abbildung 9: Altersdekaden	79
Abbildung 10: Seite des operierten Hüftgelenks	80
Abbildung 11: Hilfsmittelgebrauch zu Beginn des Aufenthalts in Prozent	80
Abbildung 12: Anteilsmäßige Darstellung der unterschiedlichen Hilfsmittel	81
Abbildung 13: Belastungsverteilung beim Gehen zum Anfangstest	82
Abbildung 14: graphische Darstellung des Einbeinstands am operierten Bein	83
Abbildung 15: graphische Darstellung des Einbeinstands am nicht operierten Bein	84
Abbildung 16: Anfangstest: Einwiederholungsmaximum beidbeinig absolut/ relativ	85
Abbildung 17: Anfangstest: Einwiederholungsmaximum operiertes Bein absolut/ relativ	86
Abbildung 18: Anfangstest: Einwiederholungsmaximum nicht operiertes Bein absolut/rel	86
Abbildung 19: Hilfsmittelgebrauch am Ende des Aufenthalts in Prozent	89
Abbildung 20: Anteilmäßige Darstellung der unterschiedlichen Hilfsmittel beim Endtest	89
Abbildung 21: Einbeinstand am operierten Bein	91
Abbildung 22: Einbeinstand am nicht operierten Bein	92
Abbildung 23: Endtest: Einwiederholungsmaxima beidbeinig absolut/ relativ	94
Abbildung 24: Endtest: Einwiederholungsmaxima operiertes Bein absolut/ relativ	94
Abbildung 25: Endtest: Einwiederholungsmaxima nicht operiertes Bein absol./ relativ	94
Abbildung 26: Hilfsmittelgebrauch zu Beginn versus am Ende des Aufenthalts	119
Abbildung 27: 95% - Konfidenzintervalle der EWM-Daten	97
Abbildung 28: 95% - Konfidenzintervalle der EWM-Daten	97
Abbildung 29: 95% - Konfidenzintervalle der EWM-Daten	98
Abbildung 30: 95% - Konfidenzintervalle der EWM-Daten	98
Abbildung 31: 95% - Konfidenzintervalle der EWM-Daten	98
Abbildung 32: 95% - Konfidenzintervalle der EWM-Daten	99
Abbildung 33: Zusatztherapien des Gesamtkollektivs	106
Abbildung 34: Zusatztherapien nach Kollektiv	107
Abbildung 35: Wieviel Prozent jedes Kollektivs hatten auch Radtraining?	108
Abbildung 36: Boxplots der Anfangs-EWMs beidbeinig (absolut/ relativ)	126
Abbildung 37: Boxplots der Anfangs-EWMs des operierten Beins (absolut/ relativ)	126
Abbildung 38: Boxplots der Anfangs-EWMs des nichtoperierten Beins (absolut/ relativ)	126
Abbildung 39: EWM- Mittelwerte beidbeinig der Anfangs- und Endtestun	128
Abbildung 40: EWM- Mittelwerte beidbeinig in Relation zum Körpergewicht der Anfangs- und Endtestung	128
Abbildung 41: EWM- Mittelwerte des operierten Beins der Anfangs- und Endtestung	128
Abbildung 42: EWM- Mittelwerte des operierten Beins in Relation zum Körpergewicht der Anfangs- und Endtestung	129
Abbildung 43: EWM- Mittelwerte des nichtoperierten Beins der Anfangs- u. Endtestung ...	129
Abbildung 44: EWM- Mittelwerte des nichtoperierten Beins in Relation zum Körpergewicht der Anfangs- und Endtestung	129
Abbildung 45: Absoluter Kraftzuwachs der Kollektiva	130
Abbildung 46: Kraftzuwachs der Kollektiva in Relation zum Körpergewicht	130
Abbildung 47: Mittelwerte des gesamten Schwankungsweges mit offenen Augen	134
Abbildung 48: Mittelwerte anterior-posteriorer Schwankungsweg mit offenen Augen	135
Abbildung 49: Mittelwerte medio-lateraler Schwankungsweg mit offenen Augen	135

Abbildung 50: Mittelwerte der Längendifferenzen	135
Abbildung 51: Mittelwerte Schwankungsfläche und Differenz	136
Abbildung 52: Mittelwerte Schwankungsgeschwindigkeit und Differenz	136
Abbildung 53: Mittelwerte Neigung und Neigungsdifferenz	136
Abbildung 54: Mittelwerte des gesamten Schwankungsweges mit geschlossenen Augen..	137
Abbildung 55: Mittelwerte anterior-posterior Schwankungsweg mit geschlossenen Augen	137
Abbildung 56: Mittelwerte medio-lateraler Schwankungsweg mit geschlossenen Augen	138
Abbildung 57: Mittelwerte der Längendifferenzen	138
Abbildung 58: Mittelwerte Schwankungsfläche und Flächendifferenz	138
Abbildung 59: Mittelwerte Schwankungsgeschwindigkeit und Differenz	139
Abbildung 60: Mittelwerte Neigung und Neigungsdifferenz	139
Abbildung 61: Mittelwerte des gesamten Schwankungsweges mit offenen Augen	140
Abbildung 62: Mittelwerte anterior-posteriorer Schwankungsweg mit offenen Augen	140
Abbildung 63: Mittelwerte medio-lateraler Schwankungsweg mit offenen Augen	141
Abbildung 64: Mittelwerte der Längendifferenzen mit offenen Augen	141
Abbildung 65: Mittelwerte Schwankungsfläche und Flächendifferenz	141
Abbildung 66: Mittelwerte des gesamten Schwankungsweges mit geschlossenen Augen..	142
Abbildung 67: Mittelwerte anterior-posterior Schwankungsweg mit geschlossenen Augen	142
Abbildung 68: Mittelwerte medio-lateraler Schwankungsweg mit geschlossenen Augen	143
Abbildung 69: Mittelwerte Schwankungsfläche und Flächendifferenz	143

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Funktionell bedeutsame Muskulatur des Hüftgelenks.....	13
Tabelle 2: Alterstypische Implantatwahl bei der Hüftendoprothetik.....	22
Tabelle 3: Die Phasen der Nachbehandlung.....	25
Tabelle 4: Standard- Parameter der Vertrauensellipse.....	42
Tabelle 5: Standard- Parameter der Gesamtlänge.....	42
Tabelle 6: 15-stufige RPE- Skala nach Borg (1982).....	46
Tabelle 7: 10-stufige RPE- Skala nach Borg (1982).....	46
Tabelle 8: Tabelle zur Bewertung des Einbeinstandes.....	64
Tabelle 9: Anzahl der PatientInnen pro Kollektiv nach Geschlecht.....	76
Tabelle 10: Geschlechterverteilung des Gesamtkollektivs	77
Tabelle 11: Alter, Größe, Gewicht und BMI nach Geschlecht Männer.....	78
Tabelle 12: Unterteilung der Kollektiva in 3 Altersgruppen	78
Tabelle 13: Schmerzvorkommen operiertes Bein beim Anfangstest.....	81
Tabelle 14: Schwindel beim Anfangstest.....	82
Tabelle 15: Belastungsverteilung beim Gehen und deren Homogenität der Kollektiva	82
Tabelle 16: Bewertung des Einbeinstands am operierten Bein zum Anfangstest	83
Tabelle 17: Bewertung des Einbeinstands am nicht operierten Bein zum Anfangstest.....	84
Tabelle 18: EWM- Mittelwerte und Standardabweichungen zu Beginn	85
Tabelle 19: Anfangstest statische Messung und Überprüfung der Homogenität der Ausgangsdaten	87
Tabelle 20: Anfangstest dynamische Stabilometrie und Überprüfung der Homogenität der Ausgangsdaten	88
Tabelle 21: Endtest – PatientInnen, die Schmerzen im operierten Bein angeben	90
Tabelle 22: Endtest – PatientInnen, die Schwindel angeben.....	90
Tabelle 23: Endtest – Belastungsverteilung beim Gehen	90
Tabelle 24: Bewertung des Einbeinstands am operierten Bein zum Endtest.....	91
Tabelle 25: Bewertung des Einbeinstands am nicht operierten Bein zum Endtest	92
Tabelle 26 : EWM- Mittelwerte und -Standardabweichungen zum Abschluss	93
Tabelle 27: Endtest statische Messungen mit offenen/geschlossenen Augen.....	95
Tabelle 28: Endtest dynamische Messungen mit offenen/ geschlossenen Augen.....	95
Tabelle 29: Vergleich Anfangs- Endtest der Einwiederholungsmaxima.....	99
Tabelle 30: Prüfung auf Unterschiede der Kraftzuwächse.....	100
Tabelle 31: Korrelation von Schmerzen pre/post und EWM- Kraftzuwachs.....	101
Tabelle 32: Korrelation von Schwindel pre/post und EWM- Kraftzuwachs.....	102
Tabelle 33: Prüfung auf Unterschiede der Kraftzuwächse.....	102
Tabelle 34: Korrelation von Alter und EWM- Kraftzuwachs für jedes Kollektiv	103
Tabelle 35: Prüfung auf Unterschiede der Kraftzuwächse.....	103
Tabelle 36: Korrelation d. Tage zw. OP und Anfangstest und EWM- Kraftzuwachs	104
Tabelle 37: Korrelation d. Tage zw. Anfangs- u. Endtest u. dem EWM- Kraftzuwachs	104
Tabelle 38: Untergliederung der Kraftzuwächse in prozentuelle Anteile je Kollektiv	105
Tabelle 39: Vergleich der Kraftzuwächse ohne negative Kraftveränderungen.....	105
Tabelle 40: Korrelation Anzahl der Trainingseinheiten und EWM- Kraftzuwachs	106
Tabelle 41: Korrelation Radtraining und EWM- Kraftzuwachs.....	107
Tabelle 42: Vergleich Anfangs- Endtest d. statischen Posturographie	110
Tabelle 43: Unterschiede der Kollektiva bezüglich Differenzen zw. Anfangs- und Endtest der statischen Posturographie.....	111
Tabelle 44: Vergleich Anfangs- Endtest dynamische Stabilometrie.....	112
Tabelle 45: Differenzen zwischen Anfangs- und Endtest der dynamischen Stabilometrie: ..	113
Tabelle 46: Korrelation Alter und statische Posturographieparameter.....	114
Tabelle 47: Korrelation Alter und dynamische Posturographieparameter	114
Tabelle 48: Korrelation Schmerzen und statische Posturographiedaten	115
Tabelle 49: Korrelation Schmerzen und dynamische Posturographiedaten.....	115

Tabelle 50: Korrelation Schwindel und statische Posturographiedaten.....	115
Tabelle 51: Korrelation von Schwindel und dynamischer Posturographiedaten	116
Tabelle 52: Unterschiede zw. Kollektiven ohne Schwindel (dynam. Messung)	116
Tabelle 53: Korrelation der Tage zw. Operation u. Anfangstest und der statischen Posturographieparameter	116
Tabelle 54: Unterschiede der Kollektiva unter Filterung kurzer/ langer Zeitabstände zw. Operation u. 1.EWM- Test	117
Tabelle 55: Korrelation Tage zw. Operation und Anfangstest und dynamische Posturographieparameter	117
Tabelle 56: Korrelation Tage vom Anfangs- zum Endtest und statische Posturographieparameter	117
Tabelle 57: Korrelation Tage vom Anfangs- zum Endtest und dynamische Posturographieparameter	118
Tabelle 58: Veränderung des Einbeinstandes	118
Tabelle 59: Veränderung der Gewichtsverlagerung beim Gehen.....	119
Tabelle 60: Anzahl der PatientInnen pro Kollektiv.....	125
Tabelle 61: Vergleich der Anfangstests der EWM- Daten	125
Tabelle 62: Vergleich Anfangs- und Endtest der EWM- Ergebnisse	127
Tabelle 63: Unterschied der Kraftzuwächse	131
Tabelle 64: Homogenität der Ausgangsdaten der statischen Posturographie	132
Tabelle 65: Homogenität der Ausgangsdaten der dynamischen Posturographie	132
Tabelle 66: Post hoc- Analyse der signifikanten Parameter aus Tab. 69 und 70	132
Tabelle 67: Vergleich Anfangs- Endtest der statischen Posturographie.....	133
Tabelle 68: Vergleich Anfangs- Endtest der dynamischen Posturographie	144
Tabelle 69: Kollektivunterschiede der Differenzen von Anfangs- zu Endtest für die statische und dynamische Posturographie.....	145

Literaturverzeichnis

- Adkin A.L./ Frank J.S./ Jog M.S. (2003): Fear of falling and postural control in Parkinson`s disease. *Movement disorders*. 18: 496-502
- Arokoski, J.P.A./ Leinonen, V./ Arokoski, M.H./ Aalto, H./ Valtonen, H.(2006): Postural control in male patients with hip osteoarthritis. In: *Gait & Posture*, 23:45-50
- Badley, E.M. (1995): The effect of osteoarthritis on disability and health care use in Canada. In: *Journal of Rheumatology*, 22 Suppl., 43:42-43
- Bai, X. (2009): Clinical effects of comprehensive rehabilitation after minimal invasive total hip arthroplasty. In: *Zhongguo Gu Shang*, 22(6):417-420
- Ballard, J.E./ McFarland, C./ Fallace, L.S./ Holiday, D.B./ Roberson, G. (2004): The effect of 15 weeks of exercise on balance, leg strength and reduction in falls in 40 women aged 65 to 89 years. In: *Medical woman`s Journal*, 59(4): 255-261
- Baloh, R.W./ Fife, T.D./ Zwerling, L./ Socotch, T./ Jacobson, K./ Bell, T./ Beykirch, H.K.(1994): Comparison of static and dynamic posturography in young and older normal people. In: *Journal of American Geriatric Society*, 42: 405-412
- Banzer, W./ Pfeifer, K./ Vogt, L. (2004): Funktionsdiagnostik des Bewegungssystems in der Sportmedizin. Heidelberg
- Barrois, B./ Gouin, F./ Ribinik, P./ Revel, M./ Rannou, F. (2007): What is the interest of rehabilitation in physical medicine and functional rehabilitation ward after total hip arthroplasty? Elaboration of French clinical practice guidelines. In: *Annales de réadaptation et de médecine physique*, 50:700-704
- Bartels, H./ Bartels, R. (1995): Physiologie: Lehrbuch und Atlas (5. Auflage). Oldenburg
- Bauer, C.M./ Gröger, I./ Rupprecht, R./ Tibesku, C.O./ Gassmann, K.G. (2010): Reliability of static posturography in elderly persons. In: *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*, Heidelberg, Aug. 2010, 43/4, 245-248
- Beckers, D./ Deckers, J. (1997): Ganganalyse und Gangschulung. Berlin, Heidelberg
- Belaid, D./ Rougier, P./ Lamotte, D./ Cantaloube, S./ Duchamp, J./ Dierick, F. (2007): Clinical and posturographic comparison of patients with recent total hip arthroplasty. In: *Revue de Chirurgie orthopédique et réparatrice de l`appareil moteur*. 93(2): 171-180
- Benjuva, N./ Melzer, I./ Kaplanski, J. (2004): Aging-induced shifts from a reliance on sensory input to muscle cocontraction during balanced standing. In: *The Journals of Gerontology: A. biological sciences and medical sciences*, 59 (2): 166-171
- Berger, R.A./ Jacobs, J.J./ Meneghini, R.M. et al. (2004): Rapid rehabilitation and recovery with minimally invasive total hip arthroplasty. In: *Clinical Orthopaedics and Research*, 429: 239
- Bergmann, G. (2004): Biomechanik. In: Tschauner, C. (Hrsg.): Becken, Hüfte. In: Wirth, C.J./Zirchner, L.(Hrsg.): In: *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*, Stuttgart, 18-28
- Bizzini, F.(1995): Sensomotorische Rehabilitation nach Beinverletzungen.
- Bohm, E.R./ Eng, B. (2010): The effect of total hip arthroplasty on employment. In: *The Journal of Arthroplasty*, 25/1: 15-18
- Borah, D./ Wadhwa, S./ Singh, U./ Yadav, S.L./ Bhattacharjee, M./ Sindhu, V. (2007): Age related changes in postural stability. In: *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, 51(4): 395-404

- Borg, G. (1970): Perceived exertion as an indicator of somatic stress. In: Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, 2:92-98
- Borg, G. (1982): Psychophysical bases of perceived exertion. In: Medicine and Science in Sports and Exercises, 14/5: 377-381
- Borah D./ Wadhwa S./ Singh U./ Yadav SL./ Bhattacharjee M./ Sindhu Y. (2007): Age related changes in postural stability. In: Indian Journal of Physiology and Pharmacology, 51(4): 395-404
- Borja, F./ Latta, L.L./ Stinchfield, F.E. et. al. (1985): Abductor muscle performance in total hip arthroplasty with and without trochanteric osteotomy. Radiographic and mechanical analyses. In: Clinical Orthopaedics and related Research, 197:181
- Bös, K. (Hrsg.) (2001): Handbuch motorische Tests. 2. Auflage. Göttingen, Bern, Toronto, Seattle: Hogrefe
- Braith, R.W./ Stewart, K.J. (2006): Resistance exercise training: its role in the prevention of cardiovascular disease. In: Circulation, 113: 2642-2650
- Breusch, S./ Mau, H./ Sabo, D. (2006): Klinikleitfaden Orthopädie. Konservative und postoperative Orthopädie – Unfallchirurgie. München
- Buchbauer, J./ Steininger, K. (2001): Funktionelles Kraftaufbautraining in der Rehabilitation. 4. Aufl., München, Jena
- Buchner, D.M./ Cress, M.E./ de Lateur, B.J./ Esselmann, P.C./ Margeritha, A.J./ Price, R./ Wagner, E.H. (1997): The effect of strength and endurance training on gait, balance, fall risk and health services use in community-living older adults. In: The journals of Gerontology: A. biological sciences and medical sciences 52 (4): M218-224
- Buskies, W./ Boeckh-Behrens, U./ Zieschang, K. (1996): Möglichkeiten der Intensitätssteuerung im gesundheitsorientierten Krafttraining. In: Sportwissenschaft. 26(2): 170-183
- Buskies, W. (1999): Sanftes Krafttraining. Unter besonderer Berücksichtigung des subjektiven Belastungsempfindens. Köln
- Buskies, W. (2001): Zur Bedeutung des sanften Krafttrainings nach dem subjektiven Belastungsempfinden. In: Sportwissenschaft 1: 45-60
- Calò, L./ Rabini, A./ Picciotti, P.M., Laurino, S./ Passali, G.C./ Ferrara, P.E. Maggi, L./ Piazzini, D.B./ Specchia, A./ Frasca, G./ Ronconi, G./ Bertolini, C./ Scarano, E. (2009): Postural control in patients with total hip replacement. In: European Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 45: 327-333
- Camicioli, R./ Panzer V.P./ Kaye, J. (1997): Balance in the healthy elderly: posturography and clinical assessment. In: Archives of neurology, 54: 976-981
- Chen, M.J./ Fan, X./ Moe, S.T. (2002): Criterion-related validity of the Borg ratings of perceived exertion scale in healthy individuals: a meta-analysis. In: Journal of Sports Sciences, 20(11): 873-899
- Cichy, B./ Wilk, M./ Sliwinski, Z. (2008): Changes in gait parameters in total hip arthroplasty patients before and after surgery. Med. Sci. Monit., 14(3): CR9-169
- Chaudry, H./ Bukiet, B./ Ji, Z./ Findley, T. (2008): Measurement of balance in computer posturography: Comparison of methods – A brief review. In: Journal of Bodywork and Movement Therapies, 1-10
- Daubney, M.E./ Culham, E.G. (1999): Lower-extremity muscle force and balance performance in adults aged 65 years and older. In: Physical Therapy, 79/12: 1177-1184
- Dauty, M./ Genty, M./ Ribinik, P. (2007): Physical training in rehabilitation programs before

and after total hip and knee arthroplasty. In: Annales de réadaptation et de médecine physique, 50(6): 455-461

Debrunner, A.M. (2005): Orthopädie – Orthopädische Chirurgie. Patientenorientierte Diagnostik und Therapie des Bewegungsapparates. 4. vollst. neu bearbeitete Auflage. Bern

Diemer, F./ Sutor, V. (2011): Praxis der medizinischen Trainingstherapie 1. Lendenwirbelsäule, Sakroiliakgelenk und untere Extremität. 2. überarbeitete Auflage, Stuttgart

Diener, H.C./ Dichgans, J. (1988): Anwendung und Nutzen der statischen und dynamischen Standmessung (Posturographie). In: Fortschritte der Neurologie, Psychiatrie, 56: 249-258

Di Fabio, R.P./ Badke, M.B. (1991): Stance duration under sensory conflict conditions in patients with hemiplegia. In: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 72: 292-295

Di Monaco, M./ Vallero, F./ Tappero, R./ Cavanna, A. (2009): Rehabilitation after total hip arthroplasty: a systematic review of controller trials on physical exercise programs. In: European Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 45(3): 303-317

Ellison, J./ Miller, J./ Hocate, M.F./ Levitan, S./ Nandhini, M. (2000): Comparison of Berg Balance Scale scores between rehabilitated patients with total hip arthroplasty and matched healthy subjects. In: Journal Rehabilitation Outcomes Measure, 4: 49-54

Engelhardt, M. (2003): Epidemiologie der Arthrose in Westeuropa. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 54(6): 171-175

Eston R.G., Williams J.G. (1988): Reliability of ratings of perceived effort regulation of exercise intensity. In: British Journal of Sports Medicine. 22(4): 153-155

Ethgen, O./ Bruyère, O./ Dardennes, C./ Reginster, J.Y. (2004): Health-related quality of life in total hip and total knee arthroplasty. A qualitative and systematic review of literature. In: The Journal of bone and joint surgery. American Volume 86-A(5): 963-947

Famula, A./ Nowotny-Czupryna, O./ Brzek, A./ Nowotny, J./ Kita, B. (2008): Telereceptive and proprioceptive control of balance vs. body stability in elderly. In: Orthop., Traumat., Rehabil., 10(4): 384-395

Felson, D.T./ Zhang, Y./ Hannan, M.T., et al. (1995): The incidence and natural history of knee osteoarthritis in the elderly. The Framingham Osteoarthritis Study. In: Arthritis & Rheumatism, 38:1500-1505

Fetz, F. (1994): Lebenslanges Gleichgewichtstraining. In: Leibesübungen, Leibeserziehung, 48(3): 3-8

Fialka-Moser, V. (Hrsg.) (2005): Kompendium physikalische Medizin und Rehabilitation. Diagnose und Therapie. 2. Auflage, Wien

Furmann, J.M. (1994): Posturography: uses and limitations. In: Baillière's clinical neurology, 3(3): 501-513

Forrest, G./ Fuchs, Marc/ Gutierrez, A./ Girardy, J. (1998): Factors affecting length of stay and need for rehabilitation after hip and knee arthroplasty. In: The Journal of Arthroplasty, 13(2): 186-190

Frank D./ Südkamp N./ Mälzer H. (2010): Komplikationsrisiken mindern und Lebensqualität verbessern: Fachärzte für Orthopädie und Unfallchirurgie empfehlen moderne Rehabilitationskonzepte und befürworten Sport nach Knie- und Hüftgelenkersatz. Dt. Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie, Berlin, 2010

- Gabel, H. (1984): Der Beitrag der wichtigsten Analysatoren zur Gleichgewichtserhaltung. In: Motorik, 7: 129-137
- Garcin, M./ Vautier, J.F./ Vandewalle, H./ Wolff, M./ Monod, H. (1998): Ratings of perceived exertion (RPE) during cycling exercises at constant power output. In: Ergonomics, 41(10): 1500-1509
- Gilbey, H.S./ Ackland, T.R. et. al. (2003): Exercise improves early functional recovery after total hip arthroplasty. In: Clinical orthopaedics, 408: 193-200
- Gill, J./ Allum, J.H.J./ Carpenter, M.G./ Held-Ziolkowska, M./ Adkin, A.L./ Honegger, F./ Pierchala, K. (2001): Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: Effects of age. In: The journals of Gerontology: A, biological sciences and medical sciences 56A(7): M438-M447
- Gloeck, C./ Thue, L. (2004): Rehabilitationstraining. 5. neubearbeitete Auflage. Skriptum
- Griniene, E./ Smailyte, D. (2002): Efficiency of postoperative sanatorium rehabilitation of patients with hip joint endoprosthesis: importance of kinesitherapy. In: Medicina (Kaunas) 38(10): 1026-1032
- Gustavsén R., Streeck R.: Trainingstherapie im Rahmen der manuellen Medizin. Prophylaxe und Rehabilitation. 3. überarbeitete Auflage, Stuttgart, 1997
- Hackenbroch, M.H. (2002): Arthrosen. Basiswissen zu Klinik, Diagnostik und Therapie. Stuttgart
- Häkkinen, A./ Borg, H./ Kautiainen, H./ Anttila, E./ Häkkinen, K./ Ylinen, J./ Kiviranta, I. (2010): Muscle strength and range of movement deficits 1 year after resurfacing surgery using posterior approach. In: Disabil. Rehabil. 32(6): 483-491
- Hatzitaki, V./ Amiridis, I.G./ Arabatzi, F. (2005): Aging effects on postural responses to selfimposed balance perturbations. In: Gait & Posture, Nov. 22(3): 250-257
- Haupt, G./ Horstmann, T. (2003): Hüftschule. Das Erfolgsprogramm für Jung und Alt. 2. verbesserte Auflage.
- Heisel, J. (2008): Rehabilitation nach endoprothetischem Ersatz von Hüfte und Knie. In: Der Orthopäde, 12: 1217-1230
- Heitkamp, H.C./ Horstmann, T./ Mayer, F./ Weller, J./ Dickhuth, H.H. (2001): Gain in strength and muscular balance after balance training. In: Sports Medicine, 22: 285-290
- Henderson, S.A./ Finlay, O.E., et. al. (1992): Benefits of an exercise class for elderly women following hip surgery. In: The Ulster medical Journal, 61: 144-150
- Hermichen, G./ Kistermann, S. (1995): Das künstliche Hüftgelenk. Stuttgart
- Hinkelmann, U./ Fleischhauer M./ Wessinghage, T. (2003): Das künstliche Hüft- und Kniegelenk Schritt für Schritt erklärt. 1. Auflage, München, Jena
- Hirsch, M.A./ Toole, T./ Maitland, C.G./ Rider, R.A. (2003): The effects of balance training and high-intensity resistance training on persons with idiopathic Parkinson's disease. In: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 84(8): 1109-1117
- Hirtz, P./ Hotz, A./ Ludwig, G. (2000): Bewegungskompetenzen: Gleichgewicht. In: Bd. 2 Schriftenreihe für Bewegung, Spiel und Sport, Schomdorf
- Hollmann, W./ Hettinger, Th. (2000): Sportmedizin. Grundlagen für Arbeit, Training und Präventivmedizin. 4. Auflage, Stuttgart

- Holtzmann, J./ Saleh, K./ Kane, R. (2002): Gender differences in functional status and pain in a Medicare population undergoing elective total hip arthroplasty. In: Medical care, 40:447-450
- Horak, F.B./ Henry, Sh.M./ Shumway-Cook, A. (1997): Postural Perturbations. New Insights for Treatment of Balance Disorders. In: Physical Therapy, 77: 517-533
- Horn, H.G./ Steinmann, H.J.(2001): Medizinisches Aufbautraining. 2. Auflage, München, Jena
- Horst, H. (2001): Ein Vergleich der Struktur-, Prozess- und Ergebnisqualität zwischen einer stationären und ambulanten Rehabilitationsmaßnahme bei Patienten nach totalendoprothetischem Ersatz des Hüftgelenks. Dissertation, Köln
- Horstmann, T./ Martini, F./ Mayer, F./ Sell, S./ Knak, J./ Zacher, J. (1995): Strength of muscles surrounding the hip joint and gait in patients following implantation of a cementless hip endoprosthesis. In: Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete, 133(6): 562-567
- Howe, T.E./ Rochester, I./ Jackson, A./ Banks, P.M./ Blair, V.A. (2007): Exercise for improving balance in older people. In: Cochrane Database Syst. Rev. Oct. 17 (4): CD004963
- <http://rehakompass.oebig.at/RundUmReha/ZielUndUmfang>. Zugriff am 26.2.2012
- Husby, V.S./ Helgerud, J./ Bjørgen, S./ Husby, O.S./ Benum, P./ Hoff, J. (2009): Early maximal strength training is an efficient treatment for patients operated with total hip arthroplasty. In: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 90(10): 1658-1667
- Husby, V.S./ Helgerud, J./ Bjørgen, S./ Husby, O.S./ Benum, P./ Hoff, J. (2010): Early postoperative maximal strength training improves work efficiency 6-12 month after osteoarthritis-induced total hip arthroplasty in patients younger than 60 years. In: American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 89(4): 304-314
- Illert M./ Kuhtz-Buschbeck J.P.: Motorische Systeme. In: Schmidt R.F., Schaible H.G. (Hrsg.): Neuro- und Sinnesphysiologie. Berlin; 2000, 81-150
- Imhoff, A.B./ Beitzel, K./ Stamer, K./ Klein, E. (Hrsg.) (2010): Rehabilitation in der Orthopädischen Chirurgie. Berlin, Heidelberg
- Issa, S.N./ Sharma, L (2006): Epidemiology of osteoarthritis: an update. In: Curr. Rheumatol. Rep. 8(1):7
- Jan, M.H./ Hung, J.Y./ Lin, J.C./ Wang, S.F./ Liu, T.K./ Tang, P.F. (2004): Effects of a home program on strength, walking speed and function after total hip replacement. In: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 85(12): 1943-1951
- Jandrić, S.D. (2009): Effects of rehabilitation and arthroplasty on the hip isometric muscle strength in patients with osteoarthritis of the hip. In: Med. Pregl., 65(5-6): 236-240
- Jerosch, J./ Heisel, J. (2001): Künstlicher Gelenkersatz. Hüfte-Knie-Schulter. Grundlagen und Behandlungskonzepte der Prothesenschule. München u.a.
- Jerosch, J./ Heisel, J. (2009): Hüfte und Sport. Empfehlungen von Sportarten aus orthopädisch-unfallchirurgischer und sportwissenschaftlicher Sicht. Köln
- Jones, C.A./ Voaklander, D.C./ Johnston, D.W./ Suarez-Almazor, M.E. (2000): Health related quality of life outcomes after total hip and knee arthroplasties in a community based population. In: Journal of Rheumatology, 27(7): 1745-1752
- Jones, C.A./ Voaklander, D.C./ Johnston, D.W./ Suarez-Almazor M.E. (2001): The effect of age on pain, function and quality of life after total hip and knee arthroplasty. In: Archives of Internal Medicine, 161(3):454-460

<http://Journalmed.de/Dt.> Kongress f. Orthopädie und Unfallchirurgie, 26.- 29.Okt. 2010, Zugriff am 8.2.2011

Khan, F./ Ng, L./ Gonzaley, S./ Hale, T./ Turner-Stokes, L. (2008): Multidisciplinary rehabilitation programmes following joint replacement at the hip and knee in chronic arthropathy. In: Cochrane Database Syst. Rev., 16(2)

Kligyt, I./ Lundy-Ekman, L./ Madeiros, J.M. (2003): Relationship between lower extremity muscle strength and dynamic balance in people post-stroke. In: Medicina, 39(2)

Komi, P.V. (1986): Training of muscle strength and power: interaction and neuromotoric, hypertrophic, and mechanical factors. In: International Journal of Sports Medicine 7, 10-15

Kuropatkin, G.V. (2007): Traditionelle Zugänge in der Hüftendoprothetik. In: Roth, A./ Venbrocks, R.- A.F. (Hrsg.): Minimal invasive Hüftendoprothetik. Bremen, 2007

Lagally, K.M./ Amorose, A.J./ Rock, B. (2009): Selection of resistance exercise intensity using ratings of perceived exertion from the OMNI-RES. In: Perceptual and motor skills 108(2): 573-586

Larsen, K./ Hansen T.B./ Thomsen, T./ Christiansen, T./ Soballe, K. (2009): Cost-effectiveness of accelerated preoperative care and rehabilitation after total hip and knee arthroplasty. In: The Journal of bone and joint surgery. American Volume, 91(4): 761-772

Latham, N./ Anderson, C./ Bennett, D./ Stretton, C. (2003): Progressive resistance strength training for physical disability in older people. In: Cochrane Database Syst. Rev. (2): CD002759

Laughton, C.A./ Slavin M./ Katdare, K./ Nolan, L./ Bean, J.F./ Kerrigan, D.C./ Phillips, E./ Lipsitz, L.A./ Collins, J.J. (2003): Aging, muscle activity and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. In: Gait & Posture, 18(2): 101-108

Lenaerts, G./ Mulier, M./ Spaepen, A./ Van der Perre, G./ Jonkers, I. (2009): Aberrant pelvis and hip kinematics impair hip loading before and after total hip replacement. In: Gait & Posture, 30(3): 296-302

Lenarz, Th. (1996): Hals-Nasen-Ohrenheilkunde für Studierende der Medizin. 10. Auflage, Berlin, Heidelberg

Liaw, M.Y./ Chen, C.L./ Pei, Y.C./ Leong, C.P./ Lau, Y.V. (2009): Comparison of the static and dynamic balance performance in young, middle-aged and elderly healthy people. In: Chang Gung Medical Journal, 32(3): 297-304

Lin, D./ Jan, M./ Liu, T./ Lin, Y./ Hou, Sh. (2007): Effects on anterolateral minimally invasive surgery in total hip arthroplasty on hip muscle strength, walking speed and functional score. In: The Journal of Arthroplasty, 22(8): 1187-1192

Lippert, H. (1998): Anatomie: Text und Atlas (5. Auflage). München: Urban & Schwarzenberg

Liu, C.J./ Latham, N.K. (2009): Progressive resistance strength training for improving physical function in older adults. In: Cochrane Database Syst. Rev., 8(3): CD002759

Löllgen, H. (2004): Das Anstrengungsempfinden (RPE, Borg-Skala). In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 55(11): 299-300

Long, W.T./ Dorr, L.D./ Healy, B./ Perry, J. (1993): Functional recovery of noncemented total hip arthroplasty. In: Clinical Orthopaedics, 288: 73-77

Lord, St.R./ Clark, R.D./ Webster, I.W. (1991): Postural stability and associated physiological factors in a population of aged persons. In: Journal of Gerontology, 46(3): M69-76

- Loughran, S./ Tennant, N./ Kishore, A./ Swan, I.R. (2005): Interobserver reliability in evaluating postural stability between clinicians and posturography. In: *Clinical Otolaryngology*, 30(3): 255-257
- Lugade, V./ Klausmeier, V./ Jewett, B./ Collis, D./ Chou, L.S. (2008): Short-term recovery of balance control after total hip arthroplasty. In: *Clinical orthopaedics and related research*, 466(12): 3051-3058
- Majewski, M./ Bischoff-Ferrari, H.A./ Grüneberg, C./ Dick, W./ Allum, J.H. (2005): Improvements in balance after total hip replacement. In: *Journal of Bone and Joint Surg. Br.*, 87(10): 1337-1343
- Maki B.E./ Holliday P.J./ Topper A.K. (1994): A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. In: *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, 49: M72-M84
- Marigold, D.S./ Eng, J.J./ Tokuno, C.D./ Donnelly, C.A. (2004): Contribution of muscle strength and integration of afferent input to postural instability in persons with stroke. In: *Neurorehabilitation and neural repair*, 18(4): 222-229
- Matjačić Z./ Voigt M./ Popović D./ Sinkjær T. (2001): Functional postural responses after perturbations in multiple directions in a standing man: a principle of decoupled control. In: *Journal of Biomechanics*, 34, 187-196
- Mechling H.: Koordination. In: Röthig P. (Red.): *Sportwissenschaftliches Lexikon*. Hofmann, Schorndorf, 1983: 203
- Meinel, K./ Schnabel, G. (1998): *Bewegungslehre – Sportmotorik: Abriss einer Theorie der sportlichen Motorik unter pädagogischem Aspekt*. Berlin
- Miki, H./ Sugano, N./ Hagio, K./ Nishii, T./ Kawakami, H./ Kakimoto, A./ Nakamura, N./ Yoshikawa, H. (2004): Recovery of walking speed and symmetrical movement of the pelvis and lower extremity joints after unilateral THA. In: *Journal of biomechanics*, 37(4): 443-455
- Minns Lowe, C.J./ Barker, K.L./ Dewey, M.E./ Sackley, C.M. (2009): Effectiveness of physiotherapy exercise following hip arthroplasty for osteoarthritis: a systematic review of clinical trials. In: *BMC Musculoskelet. Disor.* 4(10): 98
- Moritani, T., deVries, H. A. (1979). Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. In: *American Journal of Physiological Medicine*, 58, 115-130
- Müller, E./ Mittag, O./ Gülich, M./ Uhlmann, A./ Jäckel, W.H. (2009): Systematic literature analysis on therapies applied in rehabilitation of hip and knee arthroplasty: methods, results and challenges. In: *Rehabilitation (Stuttgart)*, 48(2): 62-72
- Nallegowda, M./ Singh, U./ Bhan, S./ Wadhwa, S./ Handa, G./ Dwivedi, S.N. (2003): Balance and gait in total hip replacement: a pilot study. In: *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82(9): 669-677
- Nallegowda, M/ Singh, U./ Handa, G./ Khanna, M./ Wadhwa, S./ Yadav, S./ Kumar, G./ Behari, M. (2004): Role of sensory input and muscle strength in maintenance of balance, gait and posture in Parkinson's disease. In: *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 83(12): 898-908
- Nantel, J./ Termoz, N./ Centomo, H./ Lavigne, M./ Venditelli, P./ Prince, F. (2008): Postural balance during quiet standing in patients with total hip arthroplasty and surface replacement arthroplasty. In: *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 23(4): 402-407
- Nashner, L.M./ Black, F.O./ Wall, C. (1982): Adaptation to altered support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits. In: *The Journal of neuroscience* 5: 117-124

- Nikolaus, T. (2005): Gang, Gleichgewicht und Stürze – Ursachen und Konsequenzen. In: Deutsche Medizinische Wochenschrift; 130: 958-960
- Niam, S., Cheung, W., Sullivan, P.E., Kent, S., Gu, X. (1999): Balance and physical impairment after stroke. In: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 80: 1227-1233
- Oliveria, S.A./ Felson, D.T./ Reed, J.I. et. al. (1995): Incidence of symptomatic hand, hip and knee osteoarthritis among patients in a health maintenance organisation. In: Arthritis & Rheumatism, 38: 1134-1141
- Orr, R./ Raymond, J./ Fiatarone Singh, M. (2008): Efficacy of progressive resistance training on balance performance in older adults: a systematic review of randomized controlled trials. In: Sports Medicine, 38(4): 317-343
- Orr, R. (2010): Contribution of muscle weakness to postural instability in the elderly. In: European Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 46: 183-220
- Panzer, V.P./ Bandinelli, St./ Hallett, M. (1995): Biomechanical assessment of quiet standing and changes associated with aging. In: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 76: 151-157
- Panzer, S./ Naundorf, F./ Streicher, H./ Krug, J. (2007): Effekte eines koordinativen Trainingsprogramms auf die Haltungskontrolle: Eine Untersuchung mit Berufsschorschängern. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 58(4): 112-115
- Pavic, F. (2008): Evaluation der Gleichgewichtsfähigkeit mittels des Testsystems Posturomed. Wien. Wien
- Perik, P (2008): Rehabilitation und Sport nach endoprothetischer Versorgung am Beispiel der Hüftendoprothese. Diplomarbeit 2008
- Perrin, P.P./ Jeandel, C./ Perrin, C.A./ Bene, M.C. (1997): Influence of visual control, conduction and central integration on static and dynamic balance in healthy older adults. In: Gerontology, 43(4): 223-231
- Perron, M./ Malouin, F./ Moffet, H./ McFadyen, B.J. (2000): Three-dimensional gait analysis in women with total hip arthroplasty. In: Clinical Biomechanics (Bristol, Avon), 15(7): 504-515
- Persch, L.N./ Ugrinowitsch, C./ Pereira, G./ Rodacki, A.L.F. (2009): Strength training improves fall-related gait kinematics in the elderly: A randomized controlled trial. In: Clinical Biomechanics, 24: 819-825
- Pokan, R./ Förster, H./ Hofmann, P./ Hörtnagl, H./ Ledl-Kurkowski, E./ Wonisch, M. (Hrsg.) (2004): Kompendium der Sportmedizin. Physiologie, Innere Medizin und Pädiatrie. Wien
- Puhl, W. (1997): Ätiologie, Pathogenese und Pathochemie der degenerativen Gelenkerkrankungen. In: Zichner, L/ Engelhardt, M./ Freiwald, J (Hrsg.): Sport bei Arthrose und nach endoprothetischem Einsatz. Wehr: 9-22
- Purvis, J.W./ Cutikon, K.J. (1981): Ratings of perceived exertion at the anaerobic threshold. In: Ergonomics, 24(4): 295-300
- Radlinger, L./ Bachmann, W./ Homburg, J./ Leuenberger, U./ Thaddey, G. (1998): Rehabilitatives Krafttraining. Stuttgart
- Rankin J.K./ Woolacott M.H./ Shumway-Cook A./ Brown L.A. (2000): Cognitive influence on postural stability: a neuromuscular analysis in young and older adults. In: Journal of Gerontology: Medical Sciences. 55A; M112-M119

- Rasch, A./ Dalén, N./ Berg, H.E. (2010): Muscle strength, gait, and balance in 20 patients with hip osteoarthritis followed for 2 years after THA. In: Acta Orthopaedica, 81(2):183-188
- Renteln- Kruse W. (1997): Stürze und Pharmaka. In: Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie. 30: 276-280
- Riedl, K. (2009): Gangrehabilitation bei minimalinvasiver Implantation einer Hüfttotalendoprothese. Prä- und postoperative Befunde aus der Messung der Bodenreaktionskräfte und aus EMG-Ableitungen. Hamburg
- Ries, M.D./ Quinn, M.(1995): Postoperative rehabilitation in primary total hip arthroplasty. In: Operative Techniques in Orthopaedics, 5(4): 356-360
- Roth, A. (2007): Minimalinvasive Hüftendoprothetik. Bremen
- Rougier, P/ Belaid, D./ Cantalloube, S./ Lamotte, D./ Deschamps, J.(2008): Quiet postural control of patients with total hip arthroplasty following joint arthritis. In: Motor Control, 12(2): 136-150
- Sale, D.G. (1988): Neural Adaptation to Resistance Training. In: Medicine and Science in Sports and Exercise, 20(Suppl.), 135-145.
- Salmon, P./ Hall, G.M./ Peerbhoy, D./ Shenkin, A./ Parker, C. (2001): Recovery from hip and knee arthroplasty: Patients' perspective on pain, function, quality of life, and well-being up to 6 months postoperatively. In: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 82: 360-366
- Santos Perez, S./ Soto Varela, A./ Rossi Izquierdo, M./ Elhendi, W./ Labella Caballero, T. (2007): Rehabilitation treatment of the balance: design of a general protocol with dynamic computerized posturography. In: Annales Otorrinolaringológicos Ibero-Americanos, 34(5): 465-484
- Satel – Posture Statique et Dynamique. 2000 unter: http://pagesperso-orange.fr/satel-posture/plaquette1_eng.html; Zugriff am 14.4.2009
- Savet P.S.: Satel - Software für Analyse und Rehabilitation der posturo-kinetischen Aktivität – Handbuch, Toulouse, 2003
- Schmid, C./ Geiger, U./ (2001): Rehatrain. Übungen mit dem Theraband. 2. Auflage, München, Jena
- Schönle, C./ Hess, T./ Rödiger, S. (2008): Schmerzfrei und beweglich mit dem neuen Hüftgelenk. Stuttgart
- Schüle, K./ Huber, G. (Hrsg.) (2000): Grundlagen der Sporttherapie, Prävention, ambulanten und stationären Rehabilitation. München, Jena
- Schwesig, R. (2006): Das posturale System in der Lebensspanne. In: Schriften zur Sportwissenschaft. Band 64
- Seguin, R./ Nelson, M.E. (2003): The benefits of strength training for older adults. In: American Journal of Preventive Medicine. 25: 141-149
- Shih, C.H./ Du, Y.K./ Wu, C.C. (1994): Muscular recovery around the hip joint after total hip arthroplasty. In: Clinical Orthopaedics, 302: 115-120
- Sicard-Rosenbaum, L./ Light, K.E./ Behrman, A.L. (2002): Gait, lower extremity strength, and self-assessed mobility after total hip arthroplasty. In: The journals of Gerontology: American Biological Sciences and Medical Sciences 57(1): M47-51
- Sommer, H.M. (2004): Manuelle und klinische Diagnostik. In: Banzer et.al: Funktionsdiagnostik des Bewegungssystems in der Sportmedizin. Berlin 2004: 2-27

Steib, S./ Schoene, D./ Pfeifer, K. (2010): Dose-response relationship of resistance training in older adults– a meta-analysis. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42(5): 902-914

Shimada, H./ Obuchi, S./ Kamide, N./ Shiba, Y./ Okamoto, M./ Kakurai, S. (2003): Relationship with dynamic balance function during standing and walking. In: *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82(7): 511-516

Shumway-Cook A./ Woollacott M. (2000): Attentional demands and postural control: the effects of sensory context. In: *Journal of Gerontology: Medical Sciences*; 55A: M10-M16

Staron, R.S., Karapondo, D.L., Kraemer, W.J., Fry, A.C., Gordon, S.E., Falkel, J.E., Hagerman, F.C., Hikida, R.S. (1994): Skeletal muscle adaptations during early phase of heavy-resistance training in men and women. In: *Journal of Applied Physiology*, March, 76(3):1247-1255

Stein, V./ Greitemann, B. (2005): *Rehabilitation in der Orthopädie und Unfallchirurgie*. Heidelberg

Suetta, C./ Andersen, J.L./ Dalgas, U./ Berget, J./ Koskinen, S./ Aagaard, P./ Magnusson, S.P./ Kjaer, M. (2008): Resistance training induces qualitative changes in muscle morphology, muscle architecture and muscle function in elderly postoperative patients. In: *Journal of Applied Physiology*, July, 105(1): 180-186

Talis, V.L./ Grishin, A.A./ Solopova, I.A./ Oskanyan, T.L./ Belenky, V.E./ Ivanenko, Y.P. (2008): Asymmetric leg loading during sit-to-stand, walking and quiet standing in patients after unilateral total hip replacement surgery. In: *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon), 23(4): 424-433

Tang, P.F./ Wollacott, M.H./ Chong, R.K.Y. (1998): Control of reactive balance adjustment in perturbed human walking: roles of proximal and distal postural muscle activity. In: *Experimental Brain Research*, 119: 141-152

Temfemo, A./ Doutrelot, P.L./ Ahmaidi, S. (2007): Early muscular strengthening after total hip arthroplasty: association of two models of rehabilitation. In: *Ann. Readapt. Med. Phys.*, 51(1): 38-45

Thue, L. (2001): *Medizinische Trainingstherapie. Kurs 3. Skriptum*

Torbati, P./ Schladitz, G. (2007): *Therapiekonzepte und Wissensbasis: Rehabilitationsergebnisse nach Hüft-TEP, ermittelt in der Hahnberg Klinik nach dem relevanten Uniscore (elektronische Version)*. Zugriff am 12.4.2007 auf http://www.mediclin.de/therapien/therapie_7.html

Trudelle-Jackson, E./ Smith, S. (2004): Effects of a late-phase exercise program after total hip arthroplasty: a randomized controlled trial. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(7):1056-1062

Trudelle-Jackson, E./ Emerson, R./ Smith, S. (2002): Outcomes of total hip arthroplasty: a study of patients one year postsurgery. In: *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 32(6): 260-267

Turbanski, S./ Schmidtbleicher, D. (2010): Postural control depends on testing situation. In: *Sportverletzung, Sportschaden*. Sept. 24(3): 123-128

Unlu, E./ Eksioğlu, E./ Aydog, E./ Aydog, S.T./ Atay, G. (2007): The effect of exercise on hip muscle strength, gait speed and cadence in patients with total hip arthroplasty. A randomized controlled study. In: *Clinical Rehabilitation*, 21(8): 706-711

Van Ooteghem, K./ Frank, J.S./ Horak, F.B. (2009): Practice-related improvements in posture control differ between young and older adults exposed to continuous, variable amplitude oscillations of the support surface. In: *Experimental Brain Research*, 16

- Vincent, H.K./ Alfano, A.P./ Lee, L./ Vincent, K.R. (2006): Sex and age effects on outcomes of total hip arthroplasty after inpatient rehabilitation. In: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 87:461-467
- Visser, J.E./ Carpenter, M.G./ van der Kooij, H./ Bloem, B.R. (2008): The clinical utility of posturography. In: Clinical Neurophysiology, Nov. 2008, 119(11): 2424-2436
- Weber, U./ Holzmann, M./ Vieregge, P. (2000): Die Erfassung alltagsrelevanter Mobilität in der Geriatrie mittels statischer Posturography – eine bevölkerungsbezogene Studie. In: Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie, 33: 401-409
- Walker, W.C./ Keyser-Marcus, L.A./ Cifu, D.X./ Chaudri, M. (2001): Inpatient interdisciplinary rehabilitation after total hip arthroplasty surgery: A comparison of revision and primary total hip arthroplasty. In: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 82:129-133
- Watelein, E./ Dujardin, F./ Baier, F./ Dubois, D./ Allard, P. (2001): Pelvic and lower limb compensatory actions of subjects in an early stage of hip osteoarthritis. In: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 82(12): 1705-1711
- Weißhaldinger, D (2005): Zweckmäßigkeit eines funktionellen Gleichgewichtstrainings bei Patienten mit zentralen Läsionen während des Rehabilitationsaufenthalts. Wien
- Weineck, J. (1997): Optimales Training. 10. Auflage, Balingen
- Weithaus, N., Schupp, W. (2001): Was können instrumentelle Ganganalyse und Posturographie bei neurologischen Erkrankungen zur Funktionsdiagnostik, krankengymnastischen Therapieplanung und Prognose beitragen? In: Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin, 11: 153
- Werner, G./ Klimczyk, K./ Rude, J./ Conrad, B. (1997): Checkliste Physikalische und Rehabilitative Medizin. Stuttgart
- White, S.C./ Lifeso, R.M. (2005): Altering asymmetric limb loading after hip arthroplasty using real-time dynamic feedback when walking. In: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 86:1958-1963
- Wilmore, J. H., Costill, D. L., Kenney W.L., Human Kinetics (Hrsg.) (2008): Physiology of Sport and Exercise. Canada
- Young, D. R., & Steinhard, M. A. (1995). The importance of physical fitness for the reduction of coronary artery disease risk factors. In: Sports Medicine, 19, 303-310.
- Winter, D.A. (1995): Biomechanics of motor control and human movements, second ed. In: Winter, D.A. (Eds.), Human Balance and Posture Control During Standing and Walking (Review article). In: Gait & Posture 3(4), 193-214
- Wirtz, D.C./ Heller, K.D./ Niethard, F.U. (1998): Biomechanical aspects of load-bearing capacity after total endoprosthesis replacement of the hip joint. An evaluation of current knowledge and review of the literature. In: Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete, 136(4): 310-316
- Witte, H./ Recknagel, S. (1997): Ist die indirekte Posturographie mittels Kraftmessplatten der direkten Posturographie durch Bewegungsanalyse gleichwertig? Eine physikalische Betrachtung. In: Biomedizinische Technik, 42: 280-283
- Wohlrab, D./ Hagel, A./ Hein, W. (2007): Hüftendoprothetik – ein Stufenkonzept zur operativen Therapie der Coxarthrose. In: Medizinisch-Orthopädische Technik, 5: 33-38
- Wolfson, L./ Judge, J./ Whipple, R./ King, M. (1995): Strength is a major factor in balance, gait, and the occurrence of falls. In: The Journals of Gerontology Series A, Vol.50A: 64-67

Wolfson, L./ Whipple, R./ Derby, C.A./ Amerman, P./ Murphy, T./ Tobin, J.N./ Nashner, L. (1992): A dynamic posturography study of balance in healthy elderly. In: Neurology, 42: 2069-2075

Wonisch, M./ Hofmann, P./ Pokan, R. (2009): Krafttraining in der kardiologischen Rehabilitation. In: Pokan, Benzer, Gabriel, Hofmann, Kunschitz, Mayr, Samitz, Wonisch: Kompendium der kardiologischen Prävention und Rehabilitation. Wien 2009: 353-371

Wonisch M./ Marko C./ Niebauer J./ Pokan R./ Schmid P./ Wiesinger E. (2012): Bedeutung des Krafttrainings zur Prävention und Rehabilitation internistischer Erkrankungen.
In: Wiener klinische Wochenschrift, 124: 326-333

Wydra, G. (1993): Bedeutung, Diagnose und Therapie von Gleichgewichtsstörungen.
In: Motorik, 16(3): 100-107

Yim-Chiplis, P.K./ Talbot, L.A. (2000): Defining and measuring balance in adults.
In: Biological Research for Nursing, 1: 321-331

Zati, A./ Degli Esposti, S./ Spagnoletti, C./ Martucci, E./ Bilotta, T.W. (1997): Does total hip arthroplasty mean sensorial and proprioceptive lesion? A clinical study. In: Archivio Putti di Chirurgia degli Organi di Movimento, 82(3): 239-247

Ziden, L./ Frändin, K./ Kreuter, M. (2008): Home rehabilitation after hip fracture. A randomized controlled study on balance confidence, physical function and everyday activities. In: Clinical Rehabilitation, 22(12): 1019-1033

Zilles K./ Rehkämper G. (1994): Funktionelle Neuroanatomie. Lehrbuch und Atlas., 2. korrigierte Auflage; Berlin

Anhang

Posturographie

PatientInnenname: _____

Diagnosen: _____

Hüft-TEP: links ☐ rechts ☐

Schmerzen: _____

Hilfsmittel:

☐ Rollator ☐ 2 Krücken ☐ 1 Krücke ☐ Stock ☐ mobil

Belastungsverteilung während dem Gehen (visuelle Beurteilung):

☐ gleichmäßig ☐ mehr rechts ☐ mehr links _____

Schwindel: ja ☐ nein ☐

Einbeinstand: re ____ li ____

Kraftgrad:

Abduktoren: re ____ li ____

Adduktoren: re ____ li ____

Quadrizeps femoris: re ____ li ____

Bizeps femoris: re ____ li ____

Gluteaen/Hüftextension: re ____ li ____

FKTSSTEMME		
Schlitten: _____		
Fußbrett: _____		
Sitz: _____		
	pre	post
bd:	_____	_____
re:	_____	_____
li:	_____	_____

Zusätzliche Therapien (außer PT):

Zusatzbemerkungen:

Durchgeführt durch: _____ Datum: _____

TEST:	PRE	POST
--------------	------------	-------------

Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name: Mag. Julia Maria Maasz (ledig: Pelikan)
Geboren: 4. Februar 1977 in Eisenstadt
Familienstand: verheiratet
Kinder: eine Tochter (geboren 2010)

Bildungsweg:

4 Jahre Volksschule Hornstein
8 Jahre BG Eisenstadt
Juni 1995 Matura
9/1995-1/1997 Studium Lehramt Biologie und Lehramt Leibeserziehung an der Universität Wien
ab 2/1997 Studium Sportwissenschaften mit Fächerkombination Prävention/Rekreation an der Universität Wien
1/2001 Diplomprüfung und Abschluss des Studiums mit Mag.rer.nat.
seit 9/2007 Doktoratsstudium der Sportwissenschaften

Berufliche Laufbahn nach Studiumsabschluss:

2/2001-9/2001: Vollzeit- Angestellte als Sportwissenschaftlerin im Moorheilbad Harbach
seit 10/2001: Vollzeit- Angestellte als Sportwissenschaftlerin in der Klinik Pirawarth- Sonderkrankenanstalt für Neurologie und Orthopädie, Kurhotel
2003-2010: Stellvertretende Abteilungsleitung der Medizinischen Trainings- und Sporttherapie/ Sportwissenschaften
2-8/2008: interimistische Leitung der Abteilung für Medizinische Trainings- und Sporttherapie/ Sportwissenschaften (Karenzvertretung)
Seit 7/2009: Projektassistentin der Klinik Pirawarth
4/2010-4/2011: Elternkarenz
derzeit: Elternteilzeit in der Klinik Pirawarth

Wissenschaftliche Beiträge und fachliche Projektentwicklung:

- Mitwirkung im Rahmen zahlreicher Studien in der Klinik Pirawarth:
 - Aimet M., Pokan R., Musil U., *Pelikan J.* et al.: Effects of unilateral strength training in spontaneous remission phase after stroke. Book of abstracts. 8th Annual Congress European College of Sport Science, University of Salzburg, 2003, 411
 - Spiesberger R., Aimet M., *Pelikan J.* et al.: Effects of unilateral dynamic strength training in female patients with multiple sclerosis. Book of abstracts. 8th Annual Congress European College of Sport Science, University of Salzburg, 2003, 411
 - Aimet M., *Pelikan J.*, et al.: Effects of bilateral dynamic strength training in patients with multiple sclerosis. 2002, unveröffentlicht
 - Kotzian S., Aimet M., Spiesberger R., *Pelikan J.* et al.: Controlled dynamic strength training improves muscle strength during a stationary rehabilitation program after stroke. 2002,
- Vortrag am IfS Wien zum Thema „Posturographie“ im Rahmen physiologischer Übungen
- Zielmanagement: Optimierung von interdisziplinären Behandlungszielen und deren Optimierung auf fachlicher und organisatorischer Ebene für ein patientenorientiertes Arbeiten
- Organisation und Durchführung von Gesundheitsfördernden Maßnahmen für Mitarbeiter als qualitätssicherndes Kriterium

- Beratung für MitarbeiterInnen zum Gesundheitserhalt trotz Arbeitsbelastung
- Erstkontaktmanagement: Leitung einer Prozessgruppe für ein optimales Patientenmanagement im Klinikbetrieb
- Regelmäßige Zusammenarbeit zur Erleichterung von Arbeitsabläufen und Eindämmung von Arbeitsrisiken in Zusammenarbeit mit den Vertretern der Arbeitsmedizin, dem Sicherheitsbeauftragten der AUVA sowie dem Betriebsrat
- Einführung und Mitentwicklung neuer Therapiekonzepte (Klettertherapie, Lokomotion, Nordic Walking, MFT- Training, Gym Stick, Langhanteln etc.)
- Abhaltung diverser interner Fortbildungen zu Themen wie ICF, Patientenhandling, Multiple Sklerose, Wirbelsäulenrehabilitation, Herz- Kreislauferkrankungen, Einschulung für Therapiematerialien, Interdisziplinäre Fortbildungen über den eigenen Arbeitsbereich)
- Praxisanleitung und Praktikumsbetreuung zahlreicher StudentInnen auf den Gebieten der medizinischen Trainings- und Sporttherapie bzw. der Sportwissenschaften im Bereich der neurologischen und orthopädischen Rehabilitation

Tätigkeiten außerhalb der Klinik Pirawarth:

- Vorträge für Selbsthilfegruppen
- Durchführung von Trainingsworkshops für Diabetes- Patienten im Bereich des Ausdauertrainings
- Durchführung von Nordic Walking- Workshops der NÖGKK
- Workshop am Männer- Gesundheitstag Mistelbach 2010 der NÖGKK
- Seit 2011 Mitarbeiterin des Gesundheitsprojekts „Vorsorge Aktiv“ des Landes NÖ (tut gut)
- Seit 2011 Mitarbeiterin des Gesundheitsprojekts „Gesunder Kindergarten“ des Landes NÖ

Zusätze:

- Englisch in Wort und Schrift fließend (auch fachspezifisch)
- Französisch in Wort und Schrift (Basiswissen)
- MS- Office- sehr gute Kenntnisse
- SPSS, STATISTICA- Anwenderkenntnisse

Eidestattliche Erklärung

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig angefertigt, keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel verwendet und alle wörtlichen oder sinngemäßen Entlehnungen als solche gekennzeichnet habe.“