

Aus dem Lehrstuhl
für Orthopädie
Univ.- Prof. Dr. med. habil. T. Renkawitz
der Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

**Die seitenvergleichende isokinetische Kraftmessung
des Hüftgelenks bei Coxarthrose mit dem Biodex-
System**

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Annika Schreiner

2026

Aus dem Lehrstuhl
für Orthopädie
Univ.- Prof. Dr. med. habil. T. Renkawitz
der Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

**Die seitenvergleichende isokinetische Kraftmessung
des Hüftgelenks bei Coxarthrose mit dem Biodex-
System**

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Annika Schreiner

2026

Dekan:	Univ.-Prof. Dr. med. habil. Dirk Hellwig
1. Berichterstatter:	Prof. Dr. med. habil. Felix Greimel
2. Berichterstatter:	Priv.-Doz. Dr. med. habil. Patrick Hoffstetter
Tag der mündlichen Prüfung:	08.05.2026

Inhaltsverzeichnis

1. Zusammenfassung / Abstract	1
2. Einleitung	5
2.1 Thematik	5
2.2 Das Hüftgelenk.....	7
2.2.1 Anatomie des Hüftgelenks	7
2.2.2 Bewegungsausmaße des Hüftgelenks.....	10
2.2.3 Biomechanik des Hüftgelenks	11
2.3 Die Coxarthrose	14
2.3.1 Epidemiologie der Coxarthrose	14
2.3.2 Ätiologie der Coxarthrose.....	15
2.3.3 Klinik und Diagnostik der Coxarthrose	16
2.3.4 Therapie der Coxarthrose	17
2.3.4.1 Konservative Therapie	18
2.3.4.2 Operative Therapie	19
2.3.4.3 Hüft-Totalendoprothetik am Klinikum Bad Abbach	20
2.4 Isokinetik und das Biodex- System.....	21
2.4.1 Grundlagen der Isokinetik	21
2.4.2 Anwendung und Einsatzmöglichkeiten.....	24
2.4.2.1 Diagnostik und Testung.....	24
2.4.2.2 Das Biodexsystem als Therapieinstrument.....	25
2.4.2.3 Das Biodexsystem als Trainingsinstrument	25
3. Hypothesen.....	27
4. Materialien und Methodik	28
4.1 Studienaufbau.....	28
4.2 Auswahl des Patientenkollektivs	28

4.3	Datenerhebung	30
4.3.1	Demographische Daten	31
4.3.2	ASA- Klassifikation.....	31
4.3.3	Numerische Rating- Skala	31
4.3.4	Klinischer Funktionstest: Trendelenburg- Zeichen	32
4.3.5	Bilaterale Kraftmessung	32
4.3.5.1	Testprotokoll	33
4.3.5.2	Erhobene Messparameter	37
4.3.6	Fragebogenset.....	40
4.3.6.1	Funktionalität.....	40
4.3.6.2	Lebensqualität.....	41
4.3.6.3	Mobilität.....	42
4.4	Statistik.....	43
5.	Ergebnisse	44
5.1	Demographische Daten.....	44
5.2	ASA- Klassifikation.....	46
5.3	Numerische Rating- Skala.....	47
5.4	Klinischer Funktionstest: Trendelenburg- Zeichen	49
5.5	Bilaterale Kraftmessung	50
5.5.1	Maximalkraft.....	52
5.5.2	Durchschnittliche Maximalkraft	53
5.5.3	Relativkraft	53
5.5.4	Gesamtarbeit	54
5.5.5	Relative Arbeit.....	55
5.5.6	Leistung	56
5.5.7	Dominante zur nicht- dominanten Seite	57
5.5.8	Bewegungsausmaße (ROM).....	58

5.5.9	Variationskoeffizient	59
5.6	Fragebogenset.....	60
5.6.1	Funktionalität.....	60
5.6.2	Lebensqualität.....	62
5.6.3	Mobilität.....	64
5.7	Prädiktoren.....	65
5.7.1	Alter, Geschlecht, BMI, ASA- Klassifikation	69
5.7.2	Coxarthrose und Voroperationen der Gegenseite.....	69
5.7.3	Einbeinstand und Trendelenburg- Zeichen	70
5.7.4	Schmerzmitteleinnahme und Schmerzempfindung	70
5.7.5	Fragebogenset.....	71
6.	Diskussion	72
6.1	Bewertung der Methodik.....	73
6.1.1	Versuchsaufbau	73
6.1.2	Versuchsdurchführung.....	76
6.2	Bewertung der Ergebnisse	77
6.2.1	Die erkrankte und die gesunde Seite unterscheiden sich hinsichtlich der Flexion/Extension in der isokinetischen Kraftmessung signifikant voneinander.	77
6.2.2	Die erkrankte und die gesunde Seite unterscheiden sich hinsichtlich der Abduktion/Adduktion in der isokinetischen Kraftmessung signifikant voneinander.	82
6.2.3	Die dominante Seite ist signifikant stärker als die nicht- dominante	87
6.2.4	Die isokinetische Kraft korreliert mit Alter, Geschlecht, BMI, ASA und NRS.	90
6.2.5	Die isokinetische Kraft korreliert mit klinischen Scores (Fragebogen).	93

6.3	Limitationen der Studie	94
6.4	Klinische Relevanz und Ausblick.....	96
7.	Literaturverzeichnis	97
8.	Anhang	114
8.1	Patienteneinverständniserklärung	114
8.2	Auszüge aus dem ambulanten- und stationären Fragebogenset....	116
8.3	Biodex Komplex- und Grafikanalyse	127
9.	Eidesstattliche Erklärung	129
10.	Danksagung.....	130
11.	Lebenslauf	131

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 2.1	Knöchernes Schnittbild eines linken Hüftgelenks von ventral	7
Abbildung 2.2	a) Hüftmuskulatur von ventral, b) Tiefe Hüftmuskulatur von dorsolateral	8
Abbildung 2.3	Glutealmuskulatur von dorsal	9
Abbildung 2.4	Zirkumduktion des Hüftgelenks	10
Abbildung 2.5	a) CCD- Winkel b) Transversaler Winkel der Pfanneneingangsebene von kranial, c) Transversaler Winkel der Pfanneneingangsebene von ventral, d) Antetorsionswinkel	12
Abbildung 2.6	Zuggurtungsprinzip sowie Druck- und Zugspannungen im Knochenmodell	13
Abbildung 2.7	Radiologische Zeichen der Coxarthrose	17
Abbildung 2.8	Stufenschema der Therapieoptionen bei Coxarthrose	18
Abbildung 2.9	Schmerzbedingte Akkommodation des Widerstands bei isokinetischer Belastung.....	22
Abbildung 2.10	Ausmaß der muskulären Belastung in Abhängigkeit der Gelenkstellung bei isokinetischer-, und auxotonischer Belastung ...	23
Abbildung 4.1	Prozess der Patientenauswahl.....	30
Abbildung 4.2	Biodex- Gerät mit Gerätebeschriftung	33
Abbildung 4.3	Versuchaufbau zur Kraftmessung der rechten Hüfte am Biodex- Gerät	35
Abbildung 4.4	Proband am Biodex- Gerät.....	36
Abbildung 4.5	Proband am Biodex- Gerät.....	37
Abbildung 4.6	Grundlagen zur Bestimmung der Maximalkraftentwicklung isokinetischer Messungen am Beispiel von Extension/ Flexion	38
Abbildung 4.7	<i>Time- up- and- go- Test</i>	42
Abbildung 5.1	Alterszusammensetzung des Patientenkollektivs.....	44
Abbildung 5.2	BMI- Verteilung des Patientenkollektivs	45
Abbildung 5.3	Seitenverteilung bezüglich Erkrankung und Dominanz	46
Abbildung 5.4	ASA- Klassifikation des Patientenkollektivs.....	46
Abbildung 5.5	Schmerzmittleinnahme zum Zeitpunkt der Messung.....	48
Abbildung 5.6	Schmerzwahrnehmung der Patienten vor- bzw. nach der Messung unter Zuhilfenahme der NRS.....	48

Abbildung 5.7	Median der Maximalkraft	52
Abbildung 5.8	Mediane der durchschnittlichen Maximalkraft	53
Abbildung 5.9	Median der Relativkraft	54
Abbildung 5.10	Mediane der Gesamtarbeit.....	55
Abbildung 5.11	Mediane der relativen Arbeit	56
Abbildung 5.12	Mediane der Leistung	57
Abbildung 5.14	Maximalkraftvergleich zwischen der dominanten und nicht- dominanten Seite	58
Abbildung 5.15	Bewegungsausmaß.....	59
Abbildung 5.16	Mediane der Variationskoeffizienten	60
Abbildung 5.17	Modifizierter Harris- Hip- Score	61
Abbildung 5.18	WOMAC Index	61
Abbildung 5.19	Subjektiver Funktionsgrad	62
Abbildung 5.20	EQ- VAS.....	64

Tabellenverzeichnis

Tabelle 4.1 Ein- und Ausschlusskriterien des Patientenkollektivs	29
Tabelle 5.1 Coxarthrose der Gegenseite und operative Versorgung.....	47
Tabelle 5.2 Einbeinstand und Trendelenburg- Zeichen	49
Tabelle 5.3 Werteübersicht der bilateralen Kraftmessung	51
Tabelle 5.4 Maximalkraftvergleich der dominanten- und nicht dominanten Seite	57
Tabelle 5.5 EQ- 5D- 3L Auswertung.....	63
Tabelle 5.6 Korrelation zwischen Prädiktoren und Maximalkraft	68
Tabelle 5.7 Korrelation zwischen Prädiktoren und Relativkraft.....	68
Tabelle 6.1 Maximalkraft in Flexion/ Extension im Vergleich mit anderen Studien ...	79
Tabelle 6.2 Maximalkraft in Abduktion/ Adduktion im Vergleich mit anderen Studien	85
Tabelle 6.3 Dominate vs. Nicht- dominante- Seite im Vergleich mit anderen Studien	89

Abkürzungen

a	Beschleunigung
A.	<i>Arteria</i>
Abd.	Abduktion
Add.	Adduktion
ADL	Aktivität des täglichen Lebens, <i>Activity of Daily Living</i>
ARGP	chronische Adduktoren- bedingte Leistenschmerzen
ASA	<i>American Society of Anesthesiologists</i>
AT- Winkel	Antetorsionswinkel
BIAS	Bioelektrische Impedanzanalyse
BMI	Körpermasseindex, <i>Body mass index</i>
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
CCD- Winkel	Centrum- Collum- Diaphysen- Winkel
cm	Zentimeter
CPM	<i>Continuous Passive Motion</i>
d	dominant
DMOAD	<i>Disease Modifying Osteoarthritis Drug</i>
e	erkrankt
EDV	elektronische Datenverarbeitung
EQ	EuroQol, <i>European Quality</i>
EQ- 5D- 3L	<i>European Quality of Life 5 Dimensions 3 Level Version</i>
EQ- VAS	<i>European Quality Visuelle Analogskala</i>
ERAS	<i>enhanced recovery after surgery</i>
et al. [et alii (m.), et aliae (f.)]	und andere
Ext.	Extension
F	Kraft
Flex.	Flexion
g	gesund
Ggs.	Gegenseite
IBM	<i>International Business Machines Corporation</i>

IQR	Interquartilabstand
J	Joule
J.	Jahre
kg	Kilogramm
km	Kilometer
L	links
Lig.	<i>Ligamentum</i>
m	Masse, Meter
M.	<i>Musculus, Morbus</i>
max.	maximal
mHHS	modifizierter <i>Harris Hip Score</i>
min.	minimal
Mm.	<i>Musculi</i>
n	Anzahl
N	Newton
N.	<i>Nervus</i>
nd	nicht dominant
nM	nach der Messung
Nm	Newton Meter
Nr.	Nummer
NRS	Numerische Rating Skala, <i>Numeric Rating Scale</i>
NSAR	Nicht steroidale Antirheumatika
NY	New York
OA	Arthrose, <i>Osteoarthritis</i>
OECD	Organisation für wirtschaftliche Zusammenarbeit & Entwicklung
p	p- Wert, Signifikanzwert
P _{max}	Maximale Leistung
PRP	Plättchenreiches Plasma, <i>Platelet Rich Plasma</i>
PT _{max}	Maximales Drehmoment
r	Hebelarm, Korrelationskoeffizient
R	rechts
ROM	Bewegungsausmaß, <i>Range of motion</i>
s	Sekunde

s.	siehe
SLS	<i>Single- leg stance test</i>
t	Zeit
T	Rotationskraft
TEP	Totalendoprothese
TTO	<i>Time Trade off</i>
u.a	unter Anderem
US-/ USA	Vereinigte Staaten von Amerika, <i>United States of America</i>
VAS	Visuelle Analogskala
vM	vor der Messung
vs.	<i>versus</i> , gegenübergestellt
W	Watt
WHO	Weltgesundheitsorganisation, <i>World Health Organization</i>
$W_{\max}$	Maximale Arbeit
WOMAC	<i>Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index</i>
z. T.	zum Teil
z.B.	zum Beispiel

1. Zusammenfassung / Abstract

Hintergrund. Die Datenlage bezüglich der Kraftmessungen am Hüftgelenk und im Speziellen bei Coxarthrose ist bislang wenig erforscht. Um kontinuierlich Wissen zu erweitern und einen Vergleich zu bestehenden Datensätzen zu ermöglichen, soll mittels des Biodex Dynamometers eine isokinetische Kraftmessung an der Hüfte bei Coxarthrose durchgeführt werden. Außerdem soll erstmals ein stehender Versuchsaufbau bei Coxarthrose angewandt werden.

Hypothesen

1. Die erkrankte und die gesunde Seite unterscheiden sich hinsichtlich der Flexion/Extension in der isokinetischen Kraftmessung signifikant voneinander.
2. Die erkrankte und die gesunde Seite unterscheiden sich hinsichtlich der Abduktion/Adduktion in der isokinetischen Kraftmessung signifikant voneinander.
3. Die dominante Seite ist signifikant stärker als die nicht- dominante.
4. Die isokinetische Kraft korreliert mit Alter, Geschlecht, BMI, ASA und NRS.
5. Die isokinetische Kraft korreliert mit klinischen Scores (Fragebögen).

Methodik. In einem prospektiven Studienaufbau wurden bei 31 Patientinnen und Patienten mit Indikation zur hüfttotal-endoprothetischen Versorgung präoperativ isokinetische Kraftmessungen im Zeitraum von Juni bis November 2021 durchgeführt. Die Kraftmessung erfolgte seitenvergleichend für die Bewegungsrichtungen Flexion/Extension (60°/s) sowie Abduktion/Adduktion (30°/s) mit dem Biodex System 4 Pro Dynamometer. Die gesundheitsbezogene Lebensqualität sowie die Funktion der betroffenen Hüfte wurden mithilfe standardisierter Fragebögen erhoben (mHHS, WOMAC, EQ- VAS, EQ-5D-3L). Bezüglich möglicher Einflussfaktoren erfolgte eine Korrelationsanalyse.

Ergebnisse. Flexion sowie Abduktion wiesen eine signifikant geringere Kraft für die kranke Seite auf ($p < 0,001$). Zwischen dominanter- und nicht- dominanter Seite konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Signifikante Prädiktoren waren Alter, Geschlecht, BMI und Schmerzen. Zwischen der Kraftmessung und den erhobenen Daten aus den Fragebögen konnte kein signifikanter Zusammenhang

festgestellt werden. Die zurücklegbare Gehstrecke und Abduktion sowie die Fähigkeit des Treppensteigens und Adduktion korrelierten signifikant.

Schlussfolgerung. Die Coxarthrose führt zu signifikant niedrigeren durchschnittlichen Maximalkraftwerten im Seitenvergleich in Flexion, Extension, Abduktion und Adduktion. Die Messung in stehender Position ermöglicht die Testung auch schwer betroffener Patientinnen und Patienten mit Coxarthrose, sowohl prä- als auch unmittelbar postoperativ. Trotz geringer Stabilität und Limitation durch die betroffene Extremität als Standbein kann der Versuchsaufbau als erfolgreich eingestuft werden. Die isokinetische Kraftmessung kann als Gradmesser für eine Coxarthrose dienen und ist aufgrund ihrer guten Objektivierbarkeit eine geeignete ergänzende diagnostische Methode in klinischen Grenzfällen.

Abstract

Background. To date there have been a few studies examining the force measurement in the hip joint and even less in individuals with osteoarthritis of the hip. To continuously expand knowledge and enable a comparison with existing data sets, an isokinetic force measurement on the hip in osteoarthritis of the hip is to be carried out using the Biodex dynamometer. In addition, a standing test setup will be used for the first time in osteoarthritis of the hip.

Hypotheses

1. The diseased and the healthy side differ significantly from each other in terms of flexion/extension in the isokinetic force measurement.
2. The diseased and healthy sides differ significantly from each other in terms of abduction/adduction in the isokinetic force measurement.
3. The dominant side is significantly stronger than the non-dominant side.
4. Isokinetic strength correlates with age, gender, BMI, ASA and NRS.
5. Isokinetic strength correlates with clinical scores (questionnaire).

Methods. In a prospective study design, 31 patients with indications for total hip arthroplasty underwent preoperative isokinetic force measurements between June and November 2021. The force measurement was performed in a side- by- side comparison for the movements flexion/extension (60°/s) and abduction/adduction (30°/s) using the Biodex System 4 Pro dynamometer. The health-related quality of life and the function of the affected hip were assessed using standardized questionnaires (mHHS, WOMAC, EQ-VAS, EQ-5D-3L). A correlation analysis was carried out regarding possible influencing factors.

Results. Flexion and abduction showed a significantly lower force for the diseased side ($p < 0.001$). No significant difference was found between the dominant and non-dominant side. Significant predictors were age, gender, BMI and pain. No significant correlation was found between the strength measurement and the data collected through the questionnaires. The achieved walking distance and abduction as well as the ability to climb stairs and adduction correlated significantly.

Conclusion. Osteoarthritis of the hip leads to significantly lower average maximum strength values in side- by- side comparison in flexion, extension, abduction and adduction. Measurement in a standing position enables testing of severely affected patients with osteoarthritis of the hip, both preoperatively and immediately postoperatively. Despite low stability and limitations due to the affected extremity as a supporting leg, the test setup can be classified as successful. Isokinetic force measurement can serve as an indicator of hip osteoarthritis and is a suitable supplementary diagnostic method in borderline clinical cases due to its good objectifiability.

2. Einleitung

2.1 Thematik

Es ist davon auszugehen, dass jeder Mensch im Laufe seines Lebens eine Arthrose entwickelt, sofern er diese erlebt (1). Im Hinblick auf eine stets älter werdende Gesellschaft, aufgrund eines weltweit zunehmenden Wohlstandes sowie des demografischen Wandels, besteht eine zunehmende Brisanz im sozialmedizinischen Kontext mit stetig steigenden Fallzahlen sowie wachsenden Anforderungen an das globale Gesundheitswesen. Die *World Health Organisation* (WHO) rief deshalb bereits vor 25 Jahren die Kampagne der „*Bone and Joint Decade 2000 - 2010*“ zur Verbesserung der Forschungs- und Versorgungssituation in der Orthopädie aus (2). Die Arthrose als weltweit häufigste Gelenkerkrankung nimmt eine Spitzenposition innerhalb der orthopädischen Krankheitsbilder ein (3). In Deutschland sind etwa die Hälfte aller Frauen und ein Drittel aller Männer über 65 Jahren von der degenerativen Erkrankung betroffen, wobei ein Viertel der Arthrosen das Hüftgelenk betrifft (4).

In fortgeschrittenen Stadien der Erkrankung gehört der Gelenkersatz zu den erfolgreichsten Behandlungsmethoden. *The Lancet* (2007) beschreibt den Eingriff aufgrund seiner Häufigkeit, der Patientenzufriedenheit nach dem Eingriff von bis zu 98 % als auch des geringen allgemeinen Komplikationsrisikos von 2 % als Operation des Jahrzehnts (5–7). Jährlich werden hierzulande ca. 257.000 primäre Hüft-Totalendoprothesen eingesetzt (2017) (8).

Die verstärkt von Arthrose betroffene Altersgruppe der über 65- Jährigen unterliegt wegen Inaktivität, fehlender Androgene und niedriger Wachstumshormone einem physiologischen Muskelabbau um ca. 30- 40 % im Vergleich zur juvenilen Muskelmasse (9). Dieser problembehaftete Muskelabbau nimmt im Zuge einer arthrotischen Erkrankung weiter zu. Die degenerative Krankheit bedingt zunächst artikuläre Veränderungen, im progressiven Verlauf ist jedoch auch zunehmend die umliegende Muskulatur, aufgrund von Entzündungsprozessen sowie schmerzbedingter Entlastung, von Muskelabbau betroffen (9–11).

Eben dieser Zusammenhang aus manifester Coxarthrose und der Muskelkraft soll in dieser Arbeit beleuchtet werden.

In den vergangenen Jahrzehnten fand eine intensive Datenerhebung bezüglich isokinetischer Kraftmessungen bei Gonarthrose mit Hilfe des hochauflösenden und

detaillierten Biodex- Systems statt. Es finden sich hierzu zahlreiche Publikationen auf einschlägigen wissenschaftlichen Plattformen. So lassen sich auf der Seite „pubmed.net“ 524 Artikel zu den kombinierten Schlagwörtern „*isokinetic*“, „*osteoarthritis*“ und „*knee*“ finden. Die Datenlage bezüglich isokinetischer Kraftmessung bei Coxarthrose hingegen, prä- wie auch postoperativ, ist noch deutlich ausbaufähig. Ändert man das Schlagwort „*knee*“ zu „*hip*“ ab, lassen sich lediglich 51 Artikel finden (Stand Januar 2026).

Zudem gehen die vorliegenden isokinetischen Messergebnisse der Hüfte mit teils schwankender Validität einher, was die Fragestellung einer möglichen Verbesserung des Gütekriteriums mithilfe eines veränderten Testprotokolls aufwirft. Bisher erfolgte Messungen wurden in einer liegenden Patientenposition erhoben. In der hier vorgestellten Arbeit wurde sich für einen stehenden Versuchsaufbau und damit einhergehende alltagsnahe Bewegungsaufzeichnungen entschieden. Die Reliabilität der isokinetischen Messmethode hingegen galt seit jeher als Goldstandard und wurde auch durch neuste Studien (2020) als „gut bis hervorragend“ bestätigt (12). Die nachfolgende isokinetische Kraftmessung an der Hüfte mittels des Biodex- Systems bei Coxarthrose soll ihren Beitrag zur kontinuierlichen Wissenserweiterung und Optimierung der Behandlungsstandards leisten.

Zum Verständnis der Untersuchung wird im folgenden Kapitel ein Überblick über die erforderlichen Grundlagen gegeben. Wesentlich sind hierfür insbesondere Kenntnisse hinsichtlich der Anatomie und Biomechanik des Hüftgelenks, das Wissen um die Definition, Häufigkeit und Ätiopathogenese der Coxarthrose sowie die physikalischen Prinzipien der Isokinetik.

Die Auswertung der erhobenen Daten soll über die Evaluation des neuen Versuchsaufbaus hinaus einen Vergleich zu bestehenden Datensätzen erlauben. Weiterhin soll die Gegenüberstellung Zusammenhänge sowie Unterschiede der Muskelkraft am gesunden und arthrotischen Hüftgelenk bzw. der dominanten- und nicht- dominanten Extremität darstellen. Auch bezüglich Alter, Geschlecht, Größe und Gewicht soll differenziert werden, um damit einen Beitrag zur Schließung der noch bestehenden Forschungslücke zu leisten. Die erforschten Daten dienen darüber hinaus als präoperative Vergleichswerte innerhalb einer randomisiert-kontrollierten Studie der Fast- Track- Endoprothetik- Chirurgie in der Orthopädischen Klinik für die Universität Regensburg am Asklepios Klinik Bad Abbach.

2.2 Das Hüftgelenk

2.2.1 Anatomie des Hüftgelenks

Das Hüftgelenk (*Articulatio coxae*) bildet die anatomische Verbindung des Rumpfes mit der unteren Extremität. Daraus resultiert die Anforderung, maximale Stabilität mit hoher Beweglichkeit in Einklang zu bringen.

Das Kugelgelenk geht mit drei Freiheitsgraden bzw. sechs Bewegungsformen einher. Aufgrund einer Pfannenüberdachung bis über den größten Durchmesser des Femurkopfes hinweg handelt es sich im Speziellen um ein Nussgelenk (*Enarthrose*) (13–16). Wie jedes echte Gelenk (*Diarthrose*) setzt sich auch das Hüftgelenk aus den artikulierenden Knochen mit hyalinem Knorpelüberzug, einem mit Synovialflüssigkeit gefülltem Gelenkspalt sowie einer Gelenkkapsel zusammen (13).

Die Beckenpfanne der Hüfte setzt sich aus dem knöchernen *Acetabulum*, dem *Os coxae*, sowie der knorpeligen Pfannenlippe (*Labrum articulare*) zusammen. Das *Os coxae* wiederum besteht aus drei Anteilen, dem Darmbein (*Os ilium*), dem Schambein (*Os pubis*) und dem Sitzbein (*Os ischii*). Die Gelenkfläche wird zu etwa drei Vierteln von der *Facies lunata*, mondsichelförmig, überknorpelt. Eben beschriebene Pfanne wird zur Dämpfung von Erschütterungen mit Binde- und Fettgewebe gepolstert und artikuliert mit dem Femurkopf (*Caput femoris*) des Oberschenkelknochens (*Os femoris*), der ebenfalls einen knorpeligen Überzug besitzt (s. Abbildung 2.1) (13–16).

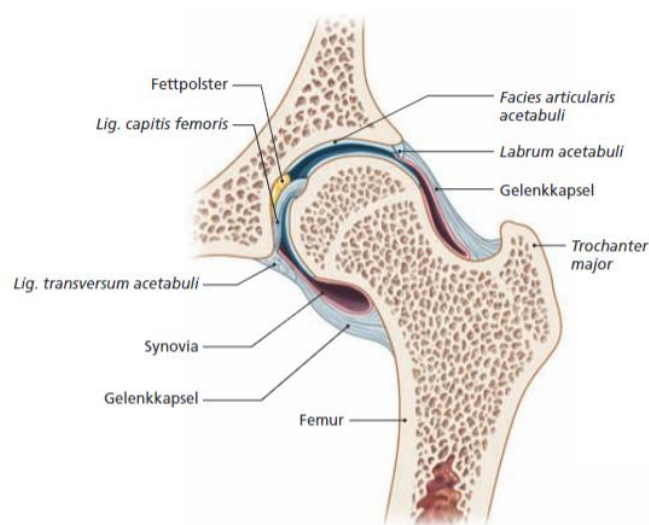


Abbildung 2.1 **Knöchernes Schnittbild eines linken Hüftgelenks von ventral** aus Martini, Timmons et al. 2012 (17)

Der Bandapparat des Hüftgelenks legt sich nahezu ringförmig um den Oberschenkelhals (*Collum femoris*) und setzt sich aus der *Zona orbicularis*, dem *Lig. ischiofemorale*, dem *Lig. pubofemorale* und dem *Lig. iliofemorale* zusammen.

Die arterielle Versorgung des Gelenksystems gelingt über einen schenkelhalsumgreifenden Ring, der durch die *Arteria (A.) circumflexa femoris lateralis* und *medialis* gebildet wird. Sie entspringen unterhalb der Synovialmembran der *A. femoris profunda*. Einen weiteren Anteil an der Blutgefäßversorgung hat der *R. acetabularis* aus der *A. obturatoria*, welcher im Ligamentum (*Lig.*) *capitis femoris* verläuft. Die Innervation erfolgt medial vom Nervus (*N.*) *obturatorius*, ventral vom *N. femoralis* und dorsal vom *N. ischiadicus* (13–16).

Die kräftig ausgeprägte Hüftmuskulatur (s. Abbildung 2.2) kann nach topografischen Gesichtspunkten in Flexoren, Glutealmuskeln, pelvitrochantäre Muskeln, Adduktoren und ischiokrurale Muskeln unterteilt werden (13,14,16).

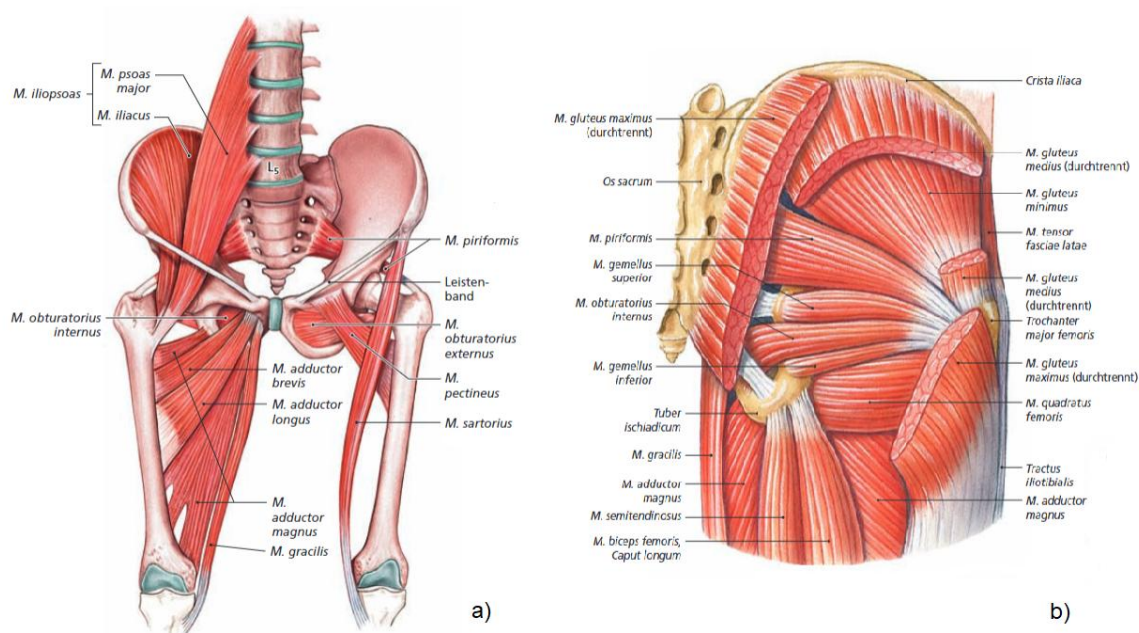


Abbildung 2.2 a) **Hüftmuskulatur von ventral**, b) **Tiefe Hüftmuskulatur von dorsolateral** aus Martini, Timmons et al. 2012 (17)

Bei makroskopischer Betrachtung fällt eine Muskelasymmetrie zwischen den ventralen und dorsalen Partien auf. Die markante Ausprägung der Streckmuskulatur in Form des Gesäßes ist seiner Aufgabe geschuldet, ein ventrales Abkippen des Rumpfes zu verhindern und damit den aufrechten, bipeden Gang zu ermöglichen. Den größten

Anteil an der Extension im Hüftgelenk hat der *Musculus (M.) gluteus maximus*, als der stärkste Muskel im menschlichen Körper (14), mit ca. 45 %, wobei auch die *Musculi (Mm.) glutei medius et minimus*, sowie die ischiokrurale Muskulatur (*M. semitendineus*, *M. semimembranosus* und *M. biceps femoris*) maßgeblich zur Bewegungsausführung beitragen. Die kleinen Glutäen sowie der *M. tensor fasciae latae* sind zugleich starke Abduktoren sowie Innenrotatoren. Die ischiokrurale Muskulatur hingegen trägt zur Adduktion und Außenrotation bei.

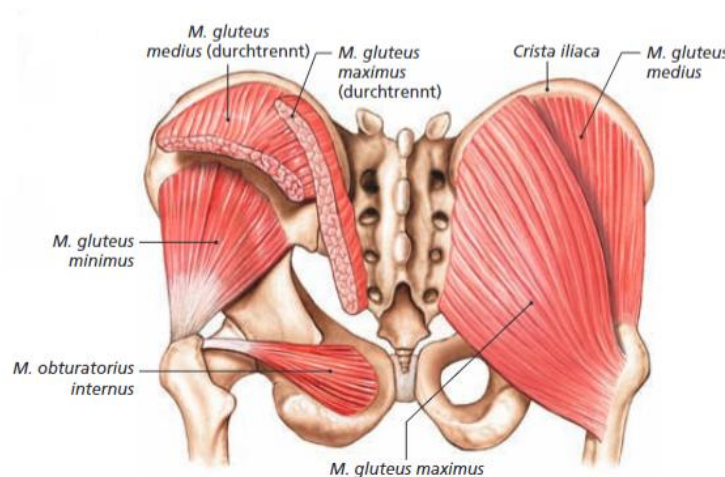


Abbildung 2.3 **Glutealmuskulatur von dorsal** aus Martini, Timmons et al. 2012 (17)

Zu den verhältnismäßig schwächer ausgebildeten Flexoren gehören der *M. iliopsoas*, der sich aus seinen Anteilen *M. psoas major* und *M. iliacus* zusammensetzt sowie der *M. rectus femoris*. Beide ziehen durch die *Lacuna musculorum* und machen je etwa 20- 35 % am Gesamtdrehmoment der Bewegung aus. Der *M. sartorius* spielt hierbei eine untergeordnete Rolle.

Zur Adduktorengruppe gehören die fünf, dem medialen *Foramen obturatorium* entspringenden Muskeln: *M. pectineus*, *M. gracilis* sowie die *Mm. adductor longus*, *brevis* und *magnus*. Sie stabilisieren Becken und Standbein und verhindern so beispielsweise ein Abrutschen auf glatten Flächen. Als besonders kräftiger Vertreter gilt der *M. adductor magnus*. Die ventralen Anteile unterstützen außerdem die Flexion und Innenrotation. Als Pendant übernehmen die dorsalen Anteile extensorische- und außenrotatorische Aufgaben.

Für die Außenrotation sind darüber hinaus der *M. gluteus maximus* sowie die pelvitrochantäre Muskelgruppe (*M. piriformis*, *Mm. gemelli*, *M. obturatorius internus und externus*, *M. quadratus femoris*) entscheidend (13–16).

2.2.2 Bewegungsausmaße des Hüftgelenks

Die Bewegungsausmaße eines Gelenkes (*Range of motion*, ROM) lassen sich nach der international anerkannten Neutral- Null- Methode bestimmen (13). Die passive Überprüfung der Hüfte erfolgt in Rückenlage und erreicht im Falle eines gesunden, erwachsenen Gelenks idealerweise folgende Gradzahlen:

- Flexion/ Extension: 120/ 0/ 15°
- Abduktion/ Adduktion: 40/ 0/ 25°
- Innen-/ Außenrotation: 35/ 0/ 45°

Durch die Kombination der Einzelbewegungen entsteht die Zirkumduktion bzw. ein maximaler Bewegungskegel. Seine Spitze liegt im Drehzentrum des Hüftgelenks (s. Abbildung 2.4) (14,18).

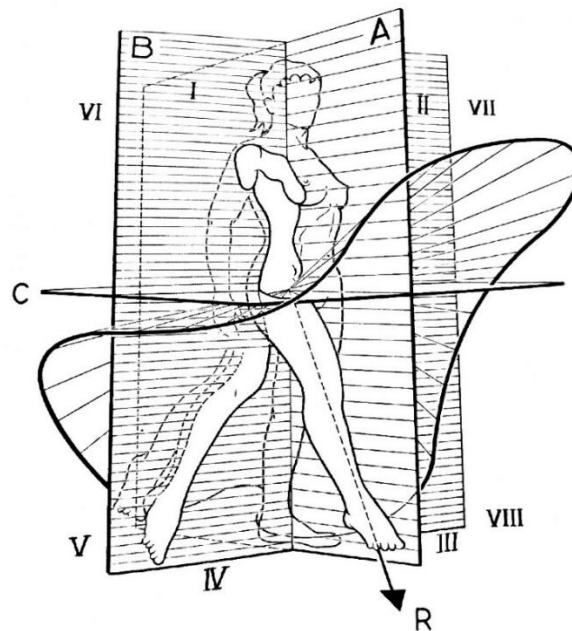


Abbildung 2.4 Zirkumduktion des Hüftgelenks aus Rössler, Rüther 1997 (18)

2.2.3 Biomechanik des Hüftgelenks

Das Hüftgelenk ist durch die evolutionsbedingte Aufrichtung des Menschen vom Vierfüßler zum aufrecht gehenden Zweibeiner permanent extremen Belastungen ausgesetzt. Es herrschen biomechanisch komplizierte und extreme Beanspruchungsverhältnisse, die ein verzahntes Zusammenspiel aller Strukturen erfordern (19). So entstehen im Einbeinstand beispielsweise Kräfte auf das Gelenk, die das Dreifache des Körpergewichts übersteigen. Kommt es zum Stolpern, belaufen sich Spitzenbelastungen teils auf etwa das Achtfache des eigenen Körpergewichts (16,20).

Bedeutsamer Bestandteil dieses Zusammenwirkens sind die skelettären Voraussetzungen, wie die Winkelverhältnisse des Femurknochens zu seinem Hals sowie des Femurkopfes zur Hüftgelenkspfanne (s. Abbildung 2.5).

- Der transversale Winkel der Pfanneneingangsebene bestimmt den Grad der Überdachung des Femurkopfes durch die Hüftpfanne. Beim gesunden Erwachsenen macht er idealerweise 40° aus.
- Der Antetorsionswinkel (AT- Winkel) misst beim Erwachsenen ca. 12° und beschreibt die Neigung zwischen Collumhauptlinie und der Querachse der Femurkondylen.
- Der Centrum- Collum- Diaphysen- Winkel (CCD- Winkel) bezeichnet den Winkel zwischen Schenkelhals- und Femurdiaphyse und beträgt beim Neugeborenen ca. 150° , beim gesunden Erwachsenen ca. 127° und nimmt in höherem Alter aufgrund veränderter Beanspruchungen im Laufe eines Lebens auf bis zu 120° ab (13,15,16).

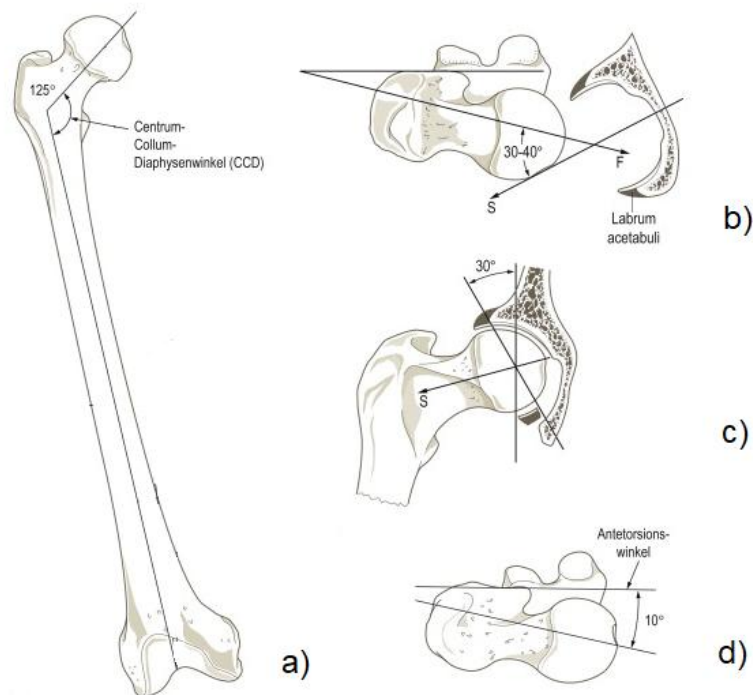


Abbildung 2.5 a) **CCD- Winkel** b) **Transversaler Winkel der Pfanneneingangsebene** von kranial, c) **Transversaler Winkel der Pfanneneingangsebene** von ventral, d) **Antetorsionswinkel** aus Palastanga, Soames 2015 (21)

Besonders der Schenkelhalsknochen ist aufgrund des knöchernen Gelenkaufbaus und beschriebener Winkelverhältnisse extremen Belastungen ausgesetzt. Es handelt sich hierbei im Speziellen um eine exzentrische Beanspruchung durch das Gewicht des Rumpfes. Sie führt zu einer Biegebeanspruchung sowie zu Druck- und Zugbelastungen auf das Knochengewebe (s. Abbildung 2.6). Um diesen Biegekräften standzuhalten, unterliegt der Knochen zum einen einer lebenslangen Anpassung mittels kontinuierlichen Umbaus der Druck- und Zugtrabekel, zum anderen greift das Zuggurtungsmodell nach Pauwels (s. Abbildung 2.6). Der Tractus iliotibialis bildet hiernach eine Art zugfeste Kette, die auf der zur Biegekraft entgegengesetzten Seite angebracht ist und zur Entlastung des Knochens beiträgt (22,23).

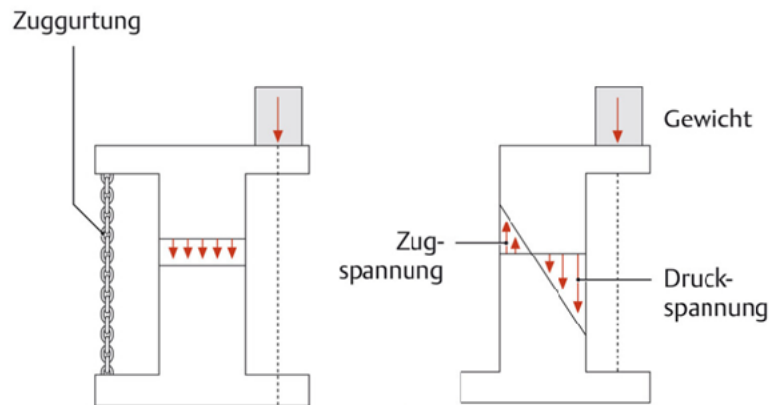


Abbildung 2.6 **Zuggurtungsprinzip** sowie **Druck- und Zugspannungen im Knochenmodell** aus Schünke, Schulte et al. 2014 (13)

Benannte Hebel-, Torsions- und Biegekräfte bilden in der Summe zusammen mit der Bodenreaktionskraft (vom Körper auf den Boden übertragene Kräfte) die externen Kräfte, die auf das Skelettsystem wirken. Zur Herstellung eines inneren Kräftegleichgewichts sowie der Befähigung zur Funktionalität des Hüftgelenks benötigt es ein muskuläres Gegenwirken. Von besonderer Bedeutung sind hierbei die kleinen Glutealmuskeln (*Mm. gluteus medius et minimus*). Sie wirken mit Zug am proximalen Femur dem gesamten Körpergewicht entgegen und können aufgrund ihres günstigen Hebelarms die externen Kräfte um ein Vielfaches übersteigen, wobei die Muskeldicke per se keinen Einfluss auf die Kraftentwicklung bzw. Funktionalität hat (20,24).

Ein weiteres zentrales Zahnrad der Biomechanik sind die Bandstrukturen. Der Bandapparat sichert und stabilisiert das Gelenk bewegungsabhängig. So verwinden sich die Ligamente in Extension ineinander, beschränken die Streckung und pressen den Hüftkopf noch fester in seine Pfanne. In Flexionsstellung hingegen lockert sich die Bandschraube und ermöglicht eine größere Beweglichkeit. Bei gebeugtem Knie begrenzt die Insuffizienz der Flexoren aktiv, die Massenhemmung durch den Kontakt von Oberschenkel und Bauchwand passiv (13,14,16).

Das *Ligamentum iliofemorale* ist das kräftigste Band im menschlichen Körper und besitzt eine Zugfestigkeit von bis zu 350 kg. Es verhindert in stehender Position ein Abkippen des Beckens nach dorsal, ohne dabei die Muskulatur aktiv zu beanspruchen (13,16).

Die straffe Bandführung, die knöcherne Überdachung des Gelenks sowie der dicke Muskelmantel sorgen für große Stabilität. Luxationen sind dementsprechend selten und treten meist im Rahmen von Hochrasanztraumata oder aber nach Schwächung der ligamentären Strukturen nach Gelenkersatz auf (13–15).

Im Gegensatz dazu kommt es aufgrund der waltenden Kräfte häufig zu Erkrankungen des arthrotischen- sowie rheumatischen Formenkreises. Im folgenden Unterkapitel soll die klinisch besonders häufige Coxarthrose näher thematisiert werden.

2.3 Die Coxarthrose

Die Arthrose (*Arthrosis deformans*, Osteoarthrose) definiert sich als degenerative Veränderung des Knorpelgewebes mit sekundären Läsionen des Knochens und einer entzündlich bedingten Schrumpfung der Gelenkkapsel. Dieser morphologische Gelenkverschleiß ist durch mechanische und biologische Faktoren bedingt, geht jedoch nicht immer mit klinischen Symptomen einher (14,16,25,26).

Osteoarthrosen bedingen aufgrund von chronischen Schmerzen und körperlichen Einschränkungen maßgeblich den Verlust von Lebensqualität für die Betroffenen (3). Die Relevanz der orthopädischen Krankheitsbilder wird maßgeblich durch die steigende Lebenserwartung der Bevölkerung, aber auch bei Betrachtung des finanziellen Aspekts deutlich. So beläuft sich die ökonomische, staatliche Belastung beispielsweise in den englischsprachigen Ländern allein durch Erkrankungen des Bewegungsapparats etwa zwischen 1- 3 % des Bruttosozialprodukts, wobei Arthrosen die Spitzenposition einnehmen (27). Diese hohen Kosten sind der medizinischen Versorgung, aber auch der resultierenden Arbeitsunfähigkeit sowie einer vorzeitigen Berentung geschuldet (3).

2.3.1 Epidemiologie der Coxarthrose

In Deutschland (2017) sind in der Altersgruppe der 70- 79 jährigen 48 % der Frauen und 31 % der Männer betroffen (4). Ein Viertel aller Osteoarthrosen wiederum betrifft das Hüftgelenk.

Der vermutete Zusammenhang zwischen Erkrankung und Sozialstatus sowie Erkrankung und Wohnort konnte statistisch bislang nicht belegt werden (3).

Bei der Literaturrecherche fällt eine erhebliche Varianz der Daten auf. Diese Inkongruenz geht zum einen auf unterschiedliche internationale Begriffsdefinitionen zurück. So umfasst z.B. der englische Begriff „*arthritis*“ auch die Krankheitsbilder des systemischen *Lupus erythematoses*, Fibromyalgie oder Gicht, während sich die Arthrose im deutschen Sprachgebrauch auf die degenerativen Erkrankungen beschränkt. Zum anderen sorgt die Befundsicherung für entscheidende Differenzen. Neben röntgenologischen Befunden finden zum Teil auch selbst berichtete Diagnosen oder symptomatische Angaben Einzug in die Statistiken. In Konsequenz dessen ist bei einem Vergleich internationaler Datensätze das jeweilige Land der Datenerhebung von Relevanz (3).

2.3.2 Ätiologie der Coxarthrose

Die Osteoarthrosen entwickeln sich aus einem Missverhältnis zwischen Belastung und Belastungsfähigkeit des entsprechenden Gelenkes (1,16,25,26). Man unterscheidet zwischen primären und sekundären Arthrosen. Während bei der primären Form die Ursache für die Minderwertigkeit des Knorpelgewebes unbekannt ist, kennt man die mannigfaltigen Auslöser der sekundären Arthrose. Im Falle der Hüfte sind dies neben einer physiologischen radialen Inkongruenz der *Facies lunata* und des Femurkopfes auch Überlastung, Unterbelastung aufgrund eines reduzierten Gelenkstoffwechsels bei Immobilisation, Dysplasie, Trauma, Entzündung, metabolische- und endokrine Erkrankungen, die zur Degeneration des Knorpels führen (1,16,25).

Als Risikofaktoren gelten darüber hinaus zunehmendes Alter, weibliches Geschlecht, kaukasische Herkunft, genetische Disposition, Übergewicht, sowie Berufe mit schwerer körperlicher Betätigung. Insbesondere die Aspekte Geschlecht und Gewicht werden jedoch kontrovers diskutiert. In einer Metaanalyse aus dem Jahre 2010 konnte gelenkspezifisch für die Hüfte beispielsweise keine Geschlechterdifferenz ausgemacht werden. Auch ein erhöhter BMI, trägt der Metaanalyse zufolge trotz der erhöhten mechanischen Belastung sowie eines erwiesenen Zusammenhangs von pro-inflammatorischen Faktoren mit Adipositas nicht zu einer maßgeblichen Risikoerhöhung bei. Darüber hinaus werden zunehmend Einflussfaktoren, wie Knochendichte und Nährstoffaufnahme (Vitamin D und Antioxidantien), erforscht (3,6,27,28).

2.3.3 Klinik und Diagnostik der Coxarthrose

Die Diagnose einer Coxarthrose lässt sich in der Regel mittels Anamnese, orthopädischer Untersuchung und radiologischer Bildgebung stellen.

Klassische Symptome einer ausgeprägten Coxarthrose sind Bewegungseinschränkung und immobilisierende Gelenkschmerzen. Häufig treten die Schmerzen zunächst belastungsabhängig, vor allem bei Innenrotation, in der Leistenregion auf. Mit fortschreitender Erkrankung kommt es zusätzlich zu den typischen Anlauf- sowie später auch Nacht- und Ruheschmerzen. Begleitend können sich Druck- und Lagerungsschmerzen im Bereich des *Trochanter major* einstellen. Sie weisen auf Insertionstendinopathien oder auf eine *Bursitis trochanterica* hin. Aufgrund von Schmerzen und zunehmenden Kontrakturen sowie evtl. daraus resultierenden Beinlängendifferenzen werden Alltagstätigkeiten, wie Schuhe anziehen, als stetig anstrengender empfunden und der Gang wird kleinschrittiger und hinkend. Neben der Schmerzsymptomatik fallen bei der körperlichen Untersuchung häufig auch Gelenkinstabilitäten sowie Krepitationen auf (29–31).

Zur Diagnosesicherung wird in der Regel eine nativradiologische Bildgebung des Beckens, tiefeingestellt, im anterior-posterioren Strahlengang sowie des betroffenen Hüftgelenks axial durchgeführt. Die radiologischen Diagnosekriterien einer Coxarthrose sind Gelenkspaltverminderung, osteophytäre Anbauten, Geröllzysten und subchondrale Sklerosierung (s. Abbildung 2.7). In schwersten Ausprägungen der Coxarthrose kann es final zu intraartikulären Komplikationen, wie der vollständigen Destruktion des Hüftkopfes mit einer sogenannten Knochenglatze, Knochennekrosen und Frakturen im Sinne eines Hüftkopfeinbruchs, kommen (13,16).

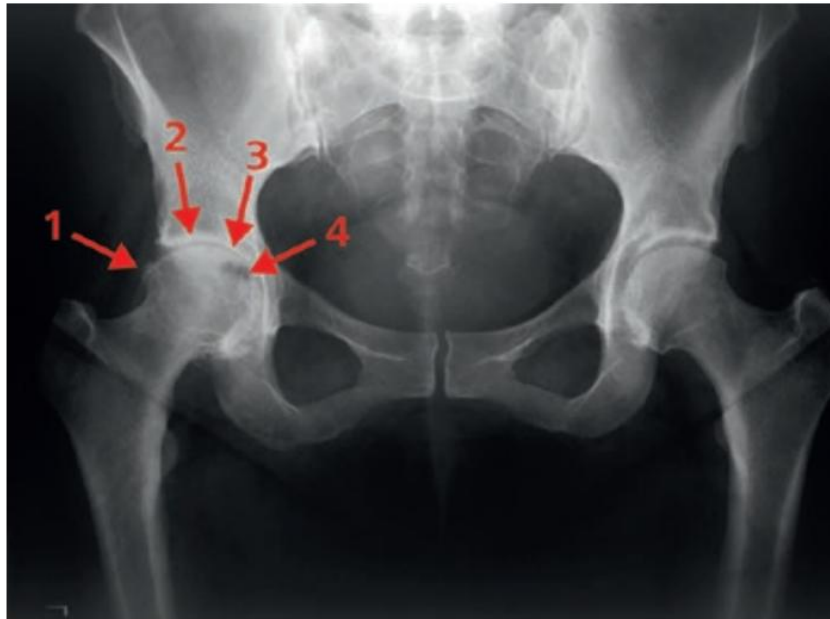


Abbildung 2.7 **Radiologische Zeichen der Coxarthrose** (am rechten Hüftgelenk); 1. Osteophytenbildung, 2. Vermehrte subchondrale Sklerosierung, 3. Aufgehobener Gelenkspalt 4. Zysten aus Grifka 2021 (29)

Anhand der befundkomplementierenden Röntgenaufnahmen kann mithilfe der typischen radiologischen Manifestationen eine Stadieneinteilung von null bis vier nach Kellgren und Lawrence vorgenommen werden (32).

Als Differentialdiagnosen kommen u.a. eine *Coxitis*, ausstrahlende Bandscheibensyndrome oder in seltenen Fällen auch eine Arthropathie im Rahmen einer Tuberkulose in Frage. Zu deren Ausschluss kann eine laborchemische Untersuchung und eine weiterführende Bildgebung nützlich sein (29,30).

2.3.4 Therapie der Coxarthrose

Die Säulen der Therapie verfolgen das Ziel der Schmerzlinderung, Förderung von Ressourcen, Verbesserung bereits vorhandener Einschränkungen und Verhinderung von progressiver Verschlechterung des Zustandes. Dazu ist die Behebung beeinflussbarer Störfaktoren, wie beispielsweise Achsenfehlstellungen und Überlastungen, von großer Bedeutung. Das therapeutische Maßnahmenspektrum lässt sich dabei in konservative und operative Maßnahmen unterteilen (16,25,26). Nachfolgendes Stufenschema verbildlicht durch seine pyramidale Struktur die aufeinanderfolgenden Therapieoptionen (s. Abbildung 2.8).



Abbildung 2.8 **Stufenschema der Therapieoptionen bei Coxarthrose**; Dunkelblau: Konservative Behandlung, Hellblau: Operative Behandlung

2.3.4.1 Konservative Therapie

Die konservativen Therapieoptionen unterteilen sich weiter in eine medikamentöse und eine nicht- medikamentöse Maßnahmen.

Zu den primären nicht- medikamentösen Behandlungen mit dem Ziel der Gelenkentlastung gehören der Einsatz weicher Schuhsohlen mit Pufferabsatz, Gehhilfen in Form von Gehstöcken bzw. Unterarmgehstützen sowie die Gangschulung zur Verbesserung einer etwaigen Fehlstatik. Stark adipösen Patientinnen und Patienten wird zudem zu einer Gewichtsabnahme und Lifestyle- Änderung geraten (16,25,26,33).

Eine weitere Behandlungssäule bilden selbstständige oder auch beaufsichtigte Sportprogramme, die beispielsweise Schwimmen, Radfahren und Krafttraining beinhalten. Die sportlichen Aktivitäten sind essentiell zum Erhalt der Beweglichkeit und können Studien zufolge durch die gezielte Kräftigung der Hüftmuskulatur sogar operative Maßnahmen hinauszögern und Schmerzen lindern, wobei sich hier widersprüchliche Erkenntnisse finden (6,34,35).

Darüber hinaus können Behandlungselemente wie Elektrotherapie, Bewegungsbäder, Wärme- und Kältebehandlungen und Krankengymnastik hilfreich sein. In physiotherapeutischen Einheiten soll dabei eine intensive Dehnung der Muskulatur sowie eine Gelenkmobilisation zur Verbesserung der Kontrakturen stattfinden (16,25,26,33).

Auch die medikamentöse Therapie ist ein bedeutender Baustein in der konservativen Behandlung der Coxarthrose. Man unterscheidet zwischen topischer und oraler Anwendung sowie intraartikulären Injektionen.

Zur Schmerzreduktion bei Coxarthrose galt das Präparat Paracetamol jahrzehntelang als Mittel der Wahl. Neusten Metaanalysen (2017) zufolge besitzt es jedoch nur eine geringe Wirksamkeit in der Bekämpfung akuter Beschwerden, weshalb es nach aktuellen Empfehlungen nun durch die schmerzstillenden und antientzündlichen Nicht-steroidalen- Antirheumatika (NSARs) Ibuprofen, Diclofenac und Etoricoxib ergänzt wird (16).

Krankheitsmodifizierende Antirheumatika (*Disease Modifying Osteoarthritis Drugs*, DMOADs) zeigten sich in ihrer chondroprotektiven Wirkung als weniger Erfolg bringend als zunächst erhofft im Gegensatz zu den hochpotenten, wenn auch nicht risikoarmen, intraartikulären Injektionen, die im klinischen Alltag häufig zum Einsatz kommen (1,6,29,30). Zu den meistverwendeten Substanzen zählen hierbei Kortikosteroide, Hyaluronsäure und Präparate aus plättchenreichem Plasma (*Platelet Rich Plasma/ PRP*) (36).

2.3.4.2 Operative Therapie

Sollten alle bisher ergriffenen Maßnahmen keine deutliche Schmerzreduktion und Verbesserung der Lebensqualität bzw. Verminderung des Leidensdrucks für die betroffenen Personen ergeben haben, kommen unter Abwägung aller Risiken operative Schritte in Betracht. Das gewählte Verfahren ist dabei sowohl vom Alter des Erkrankten, dessen Anspruch an Funktionalität sowie vom klinischen und radiologischen Stadium der Erkrankung abhängig.

Zur dauerhaften Verbesserung einer gestörten Mechanik können gelenkerhaltende Eingriffe wie Hüftarthroskopien oder intertrochantäre Osteotomien bzw. Beckenosteotomien durchgeführt werden. Diese sind besonders vor einer

Manifestation einer Osteoarthritis bzw. in deren Frühstadien bei entsprechender Anatomie vielversprechend (16,25,26,33).

Sind diese Verfahren nicht Erfolg verheißend bzw. bereits ausgeschöpft, werden arthroplastische Eingriffe vorgenommen. Es besteht die Möglichkeit eines partiellen oder kompletten Gelenkersatzes (Totalendoprothese/ TEP). Arthrodesen am Hüftgelenk werden hingegen nur noch in Ausnahmefällen praktiziert und gelten nicht mehr als zeitgemäß (1,29,30). Mit jährlich etwa einer Million stattfindender Hüft-Totalendoprothesen (Hüft- TEP) weltweit, bezeichnen die britischen Forschenden Learmonth, Young und Rorabeck in ihrer Publikation von 2007 das Verfahren, sowohl aufgrund der Häufigkeit als auch der postoperativen Patientenzufriedenheit von > 90 %, als „*Operation of the century*“ (5,6). In Deutschland belegt der Eingriff der Hüftendoprothetik Platz sechs aller operativen stationären Eingriffe (2018) (37). In absoluten Zahlen bedeutet dies ca. 257.000 Operationen jährlich. Deutschland belegt damit die höchste Eingriffsrate pro 100.000 Einwohner innerhalb der OECD- Länder (Organisation für wirtschaftliche Zusammenarbeit & Entwicklung) (8). US-amerikanischen Schätzungen zufolge ist zwischen 2020 und 2030 in der an der Hüfte vorgenommen Endoprothetik eine Verdreifachung der Eingriffe zu erwarten (38). In Anbetracht dieser Entwicklung ist trotz einer verbesserten Prothesenhaltbarkeit von 95 % in zehn Jahren und 80 % in 25 Jahren mit einem Anstieg von ca. 70 % der Revisionsoperationen in den nächsten zehn Jahren zu rechnen. Ein Erklärungsversuch für die Zunahme der Operationen ist neben den demografischen Entwicklungen der gesellschaftliche Wunsch, bis ins hohe Alter mobil, fit und sportlich zu sein (6,39).

2.3.4.3 Hüft-Totalendoprothetik am Klinikum Bad Abbach

In der Orthopädischen Klinik für die Universität Regensburg am Asklepios Klinikum Bad Abbach wurden im Jahre 2019 insgesamt 612 Hüft- Totalendoprothesen eingesetzt, 91 Prothesen wurden zudem gewechselt (40). Aus der Vielzahl von Operationstechniken und Zugangswegen zum Hüftgelenk wird in Bad Abbach standardmäßig der minimalinvasive anterolaterale Zugang in Seitenlage gewählt. Dieses Verfahren zeichnet sich durch eine gute Visualisierung des Operationsgebiets bei guter Erweiterbarkeit aus. Es zeigt in der Praxis zudem eine geringe

Komplikationsrate mit reduzierten Blutverlusten. Besonders hervorzuheben ist jedoch die Weichteilschonung der Glutealmuskulatur. So bahnt sich der Operateur oder die Operateurin zwischen *M. gluteus medius* und *M. tensor fasciae latae* den Weg zum Hüftgelenk. Dies führt zu einer maßgeblichen Verringerung postoperativer Schmerzen, einer schnellen Mobilisation mit kürzeren Krankenhausaufenthalten und einer zügigen Wiedereingliederung in das soziale wie berufliche Umfeld der Betroffenen (41).

Zur Aufzeichnung und Objektivierung muskulärer Beschaffenheiten, krankheitsbedingter Defizite sowie therapeutischer Erfolge dienen apparative Gerätschaften, wie das Biodex- System. Dieses basiert auf dem Konzept der Isokinetik, welches im Folgenden definiert werden soll.

2.4 Isokinetik und das Biodex- System

2.4.1 Grundlagen der Isokinetik

Der Begriff Isokinetik kommt aus dem Griechischen und bedeutet wörtlich übersetzt „gleiche Bewegung“ (*iso- kinesis*). Im übertragenen Sinne versteht man indes eine konstante Winkelgeschwindigkeit mit variabel akkommodiertem Widerstand.

Der US- Amerikanische Biomechaniker James Perrin entwickelte 1967 das erste isokinetische Test- und Trainingssystem und legte damit die Grundlage der heute auf dem Markt vertretenen Geräte (CYBEX, LIDO- ACTIVE, KIN- COM, BIODEX) (42,43).

Ziel dieser Geräte ist die Aufzeichnung der Kontraktionsfähigkeit der Muskulatur bzw. Kraft. Physikalisch betrachtet ist Kraft (F) das Produkt aus Masse (m) und Beschleunigung ($\vec{a}$) in $\frac{kg \times m}{s^2}$ bzw. Newton N . „Aus biologisch- physiologischem Blickwinkel handelt es sich um die Fähigkeit des Nerv-Muskel-Systems, durch Muskelaktivität äußere Kräfte und Widerstände zu überwinden, zu halten oder ihnen entgegenzuwirken“ (44,45).

Die Skelettmuskulatur kontrahiert auf zwei unterschiedliche Arten, isometrisch (statisch) und isotonisch (dynamisch). Bei der isometrischen Arbeitsweise verändert sich die Spannung des Muskels bei gleichbleibender Muskellänge. Die isotonische Kontraktionsform hingegen zeichnet sich durch gleichbleibende Spannung des Muskels bei veränderter Muskellänge aus und lässt sich weiter in konzentrisch und exzentrisch (positiv-, bzw. negativ- dynamisch) untergliedern. Bei den meisten

Bewegungsabläufen kommt es zu einer kombinierten Form der Muskelaktivität, der auxotonen Kontraktion. Diese Aktivitätsformen sind allesamt mittels der isokinetischen Messsysteme messbar. Darüber hinaus ist die namensgebende dynamische Sonderform abrufbar. Isokinetische Bewegungen zeichnen sich durch festgelegte Bewegungsgeschwindigkeiten, bei sich stetig und individuell anpassenden Widerständen über den gesamten Bewegungsumfang, aus (46) .

Das Gerät ist in der Lage, nahezu das volle muskuläre Potential des Probanden oder der Probandin aufzuzeichnen bzw. zu trainieren, ohne ihn oder sie dabei zu überlasten oder gar zu schädigen (s. Abbildungen 2.9 und 2.10). Es passt seine Widerstände unmittelbar an Änderungen der Kraftentwicklung durch den Hebelarm, funktionelle Defizite, veränderte Spannungskapazitäten, Schmerzen oder Ermüdungserscheinungen an und vermeidet darüber hinaus Belastungsspitzen mit unkontrollierten Beschleunigungs- und Bremsphasen (43).

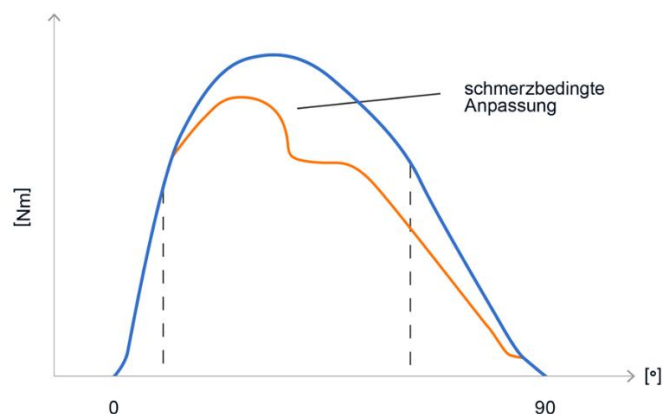


Abbildung 2.9 **Schmerzbedingte Akkommodation des Widerstands bei isokinetischer Belastung** aus Froböse, Wilke et al. 2010 (42)

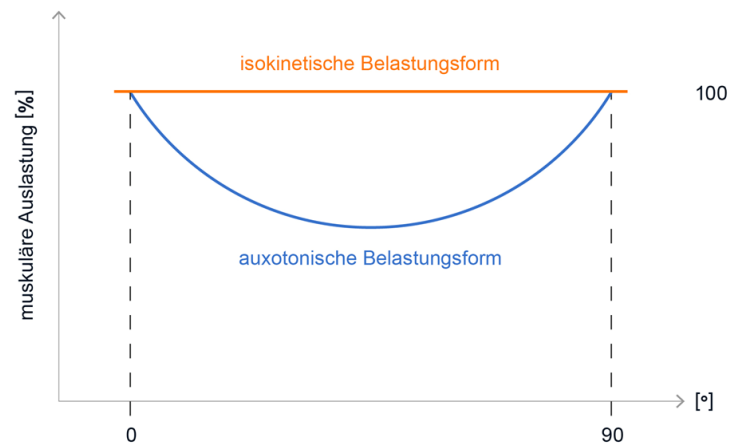


Abbildung 2.10 **Ausmaß der muskulären Belastung in Abhängigkeit der Gelenkstellung bei isokinetischer-, und auxotonischer Belastung**; x-Achse: Gelenkstellung in Grad, y-Achse: muskuläre Auslastung in Prozent aus Froböse, Wilke et al. 2010 (42)

Eine weitere Besonderheit der isokinetischen Systeme ist die Bewegungsumkehr. So lassen sich gleichzeitig Agonist und Antagonist trainieren bzw. messen.

Das Geschwindigkeitsspektrum handelsüblicher Geräte ermöglicht Bewegungen zwischen $15^\circ/\text{s}$ und $400^\circ/\text{s}$. Diese funktionellen Geschwindigkeitsbereiche ermöglichen eine gezielte Überprüfung der Kraftverhältnisse und Kraftvoraussetzungen für Alltagsfähigkeiten.

Grundlage für die Festlegung der Trainings- und Testgeschwindigkeiten ist unter anderem das physikalische Bernoulli-Prinzip. So sorgt eine erhöhte Geschwindigkeit für eine Verminderung des Druckes in der Trennflüssigkeit (Synovia) und damit auch auf die angrenzenden Gelenkflächen sowie die Spannung auf Bänder und Sehnen. Dies wirkt sich insbesondere bei vorgeschädigten bzw. schmerzhaften Gelenken vorteilhaft aus.

Fundamental für eine adäquate Vorgabe der Bewegungsgeschwindigkeiten ist ferner das Wissen um die Hill'sche Kraft-Geschwindigkeits-Relation. Sie besagt, dass mit zunehmender Bewegungsgeschwindigkeit die aufzubringende Kraft sinkt. Dies liegt in einer verkürzten Kontaktzeit des Aktin-Myosin-Komplexes und einer damit einhergehenden reduzierten Entfaltungsmöglichkeit der Muskelkraft begründet (47).

Ein weiterer einflussnehmender Faktor auf die Spannungs- und Kraftentwicklung im Muskel ist der anatomische Aufbau der Sarkomere. Bei stark auseinandergezogenen oder stark überlappenden kontraktilen Filamenten erfolgen nur wenige

Querbrückenzyklen. Das betrifft vor allem die Endpunkte eines Bewegungsablaufes in extremer Streckung oder Beugung des Gelenks (48). Die isokinetische Belastungsform schafft jedoch durch individuelle Adaptation auch in diesen Gelenkstellungen eine fast maximale prozentuale Auslastung, während die Leistungsfähigkeit bei auxotoner Belastungsform stark beschränkt ist.

Als Berechnungsgrundlage zur Erfassung der apparativ gesteuerten Belastungen am jeweiligen Gelenk dient das Drehmoment:

Ist ein starrer Körper (Knochen), an einem Punkt (Gelenk) fixiert, so führt jede Kraft außerhalb dieses Punktes zu einer Drehbewegung um eben jenen. Die Rotationskraft ($\vec{T}$) ist vom Abstand ihrer Wirkungslinie vom Drehzentrum abhängig und lässt sich folglich als Vektorprodukt einer Kraft ($\vec{F}$) und eines Hebelarms (r) definieren. Als Maßeinheit dient Newton Meter Nm (49).

Auf Basis des Drehmoments lassen sich mithilfe der isokinetischen Geräte die drei Hapterscheinungsformen der Kraft messen und darstellen. Die Messvariablen sind Maximalkraft (maximales Drehmoment), Muskelausdauer und Schnellkraft.

2.4.2 Anwendung und Einsatzmöglichkeiten

Die Innovation isokinetischer Geräte in den 70er Jahren fand großen Anklang in Fachkreisen und ging mit einem großzügigen Einsatz im klinischen Alltag einher. Nach heutiger Studienlage hingegen findet eine weitaus differenziertere Verwendung unter strenger Indikationsstellung, zu Test-, Therapie- und Trainingszwecken statt.

2.4.2.1 Diagnostik und Testung

Die isokinetische Kraftmessung ist für Längsschnittuntersuchungen als Erhebungstechnik bis heute von großer Relevanz. Werte einer Person zu mehreren Messzeitpunkten lassen zuverlässig Rückschlüsse hinsichtlich der Kraftentwicklung nach therapeutischen Maßnahmen, wie rekonstruktiven Bandplastiken oder dem Einsatz von Gelenksendoprothesen sowie Trainingskonzepten, zu.

Gleichermaßen bedeutsam ist sie weiterhin im Rahmen sportwissenschaftlicher Forschung und in der Diagnostik von Muskeldefiziten und -dysbalancen.

Als diagnostisches Werkzeug hingegen finden die isokinetischen Kraftmessungen aufgrund einer geringen Spezifität in der Differentialdiagnostik unterschiedlicher Verletzung- und Krankheitsbilder kaum Anwendung, auch wenn die grafischen Kraftkurven, z.B. mittels Steigungswinkel, diesbezüglich Hinweise geben können. Die Interpretation gewonnener Ergebnisse gilt in diesem Zusammenhang als sehr schwierig, weshalb ihr Einfluss in der primären Feststellung der jeweiligen Erkrankung weiter eingeschränkt ist (43,46,49,50).

2.4.2.2 Das Biodexsystem als Therapieinstrument

Die therapeutische Anwendung der isokinetischen Systeme findet vor allem im Rahmen von postoperativer Rehabilitation und nach Phasen der Immobilisation als Ergänzung zu krankengymnastischer Behandlung statt. Der Anwendungsmodus „*Continuous Passive Motion*“ (CPM) dient der schonenden und gleichzeitig effektiven, passiven Mobilisation betroffener Gelenke sowie dem Abtransport von Wundsekreten, in den ersten Phasen postoperativer Steifigkeit (43,51).

2.4.2.3 Das Biodexsystem als Trainingsinstrument

Als Trainingsinstrument zur Leistungssteigerung bei Patientinnen und Patienten sind die isokinetischen Geräte, trotz eines erhöhten Vorbereitungsaufwandes, zum Teil gut geeignet. So können sie zur Verbesserung der lokalen Muskelausdauer beitragen oder auch zum Hypertrophietraining verwendet werden (46).

Man erhoffte sich zunächst auch sportartspezifische Effekte. So ließ z.B. der Schwimmsport eine enge Beziehung zu der isokinetischen Trainingsmethode vermuten. Das Schwimmen zeichnet sich durch seinen zyklischen Kraftaufwand bei konstanter Geschwindigkeit ohne Beschleunigungselemente aus. Athleten und Athletinnen sollten damit auch außerhalb des Wassers von einer gezielten Trainingsmöglichkeit profitieren. Die heutige Studienlage belegt jedoch nur eine geringe Korrelation zwischen den Testparametern und der erbrachten Schwimmleistung (46,49).

Die isokinetische Dynamometrie gilt bis heute als Goldstandard für Messungen der Muskelkraft (52) und ist Gegenstand neuster Studien. Das renommierte Biodex

System wurde zuletzt zur Kraftmessung in Studien mit Fokus auf den Gelenken Schulter, Knie und Handgelenk zur Erfassung von muskulären Dysbalancen sowie zur Erforschung von Einflussfaktoren, wie Erkrankungen, Alter, Geschlecht, Körperzusammensetzung und verschiedenen Sportarten verwendet (53–58). Darüber hinaus war der Vergleich zwischen zwei Behandlungsmethoden bzw. ein prä- vs. postoperativer Vergleich zur Evaluation des operativen Outcomes von besonderem Interesse (59–61).

Gerade die Datenlage bezüglich des Hüftgelenks bleibt im Vergleich zu anderen Gelenken allerdings weiterhin ausbaufähig (52). Die nachfolgende isokinetische Kraftmessung an der Hüfte bei Coxarthrose mittels des Biodex Dynamometers, das hierfür als valides und reliables Instrument gilt (62,63), soll ihren Beitrag zur kontinuierlichen Wissenserweiterung leisten und einen Vergleich zu bestehenden Datensätzen erlauben.

3. Hypothesen

Die vorliegende Arbeit untersucht die Muskelkraft bei fortgeschrittener Coxarthrose im Vergleich zur gesunden Gegenseite vor einer geplanten Hüft-Totalendoprothese. Die präoperative isokinetische Kraftmessung überprüfte folgende Hypothesen:

- 1. Die erkrankte und die gesunde Seite unterscheiden sich hinsichtlich der Flexion/Extension in der isokinetischen Kraftmessung signifikant voneinander.**
- 2. Die erkrankte und die gesunde Seite unterscheiden sich hinsichtlich der Abduktion/Adduktion in der isokinetischen Kraftmessung signifikant voneinander.**
- 3. Die dominante Seite ist signifikant stärker als die nicht- dominante.**
- 4. Die isokinetische Kraft korreliert mit Alter, Geschlecht, BMI, ASA und NRS.**
- 5. Die isokinetische Kraft korreliert mit klinischen Scores (Modifizierter Harris-Hip- Score, WOMAC Index, subjektiver Funktionsgrad, EQ- 5D- 3L, EQ- VAS, präoperative Gehstrecke, zurücklegbare Stockwerke, *Timed- up- and- go- Test*).**

4. Materialien und Methodik

4.1 Studienaufbau

An dieser prospektiven, monozentrischen Studie nahmen 31 Patienten und Patientinnen teil, die im Zeitraum von Juni bis November 2021 aufgrund einer Coxarthrose operativ mittels einer primären Hüfttotalendoprothese in der Orthopädischen Klinik für die Universität Regensburg am Klinikum Bad Abbach versorgt wurden. Die Datenerhebung erfolgte im Rahmen der präoperativen Vorbereitung.

Das Mitwirken an der Studie basierte auf freiwilliger Basis. Die Teilnehmenden wurden noch im Rahmen des Ambulanzbesuchs über das Ziel der Studie aufgeklärt und über die Anonymität ihrer Daten sowie der Veröffentlichung entsprechender Studienerkenntnisse informiert. Jeder Teilnehmende unterschrieb ein Aufklärungs- wie auch ein Einwilligungsschreiben (s. Anhang 8.1). Um besagten Datenschutz der Patienten und Patientinnen zu wahren, wurden alle erhobenen Daten mittels einer personenbezogenen Identifikationsnummer verschlüsselt.

Die Studie wurde, auf Grundlage der Deklaration von Helsinki, durch die zuständige Ethikkommission der Universität Regensburg geprüft und genehmigt (Nr. 19–1308-101)

4.2 Auswahl des Patientenkollektivs

In Bad Abbach vorstellige Patienten und Patientinnen mit Coxarthrose und Indikation zur hüfttotalendoprothetischen Versorgung wurden im Rahmen einer übergeordneten Studie, die ein *enhanced recovery after surgery* Konzept (ERAS) mit einer konventionellen Behandlung vergleicht, rekrutiert und zu Studienzwecken weiter selektiert.

Die sekundäre Auswahl des Kollektivs fand mittels vorab festgelegter Ein- und Ausschlusskriterien statt. So wurden minderjährige- sowie sehr hochbetagte-, als auch insuffizient orientierte Patienten und Patientinnen ausgeschlossen. Weitere Kriterien, die zur Exklusion aus dem Studienkollektiv führten, waren vorausgegangene offene Operationen am betroffenen Hüftgelenk, ein BMI über 40 sowie das Unvermögen mindestens 100 m ohne Zuhilfenahme von Gehhilfen zurückzulegen. Darüber hinaus

wurden Probanden und Probandinnen mit schweren knöchernen Deformitäten, Kontrakturen oder Tumorerkrankungen aus der Studie ausgeschlossen.

Die Ein- und Auswahlkriterien werden im Folgenden tabellarisch zusammengefasst.

Einschlusskriterien	Ausschlusskriterien
Alter: 18 - 90 Jahre	Alter: < 18 Jahre, > 90 Jahre
Hüft- TEP- Indikation bei Coxarthrose	Hüft- TEP- Indikation anderer Genese
Gehstrecke > 100 m ohne Hilfsmittel	Gehstrecke < 100 m, oder Verwendung von Rollator, Rollstuhl oder Unterarmgehstützen
Primärversorgung	Offene Voroperationen, z.B. Hüft-Umformungen via Arthrotomie
BMI < 40	BMI > 40
Teilnahme auch an optionaler Biodex-Messung gewünscht	Kognitive Einschränkungen
	Schwere knöcherne Deformitäten
	Tumoren
	Massive Kontrakturen

Tabelle 4.1 **Ein- und Ausschlusskriterien des Patientenkollektivs**

Nach Anwendung dieser Ein- und Ausschlusskriterien reduzierte sich die Studienpopulation auf 35 Teilnehmende, welche an der präoperativen Kraftmessung teilnahmen. Aufgrund eines abgeänderten Testprotokolls sowie der nachträglich entzogenen Einverständniserklärung zweier Patienten fand eine weitere Reduktion des Studienkollektivs um insgesamt vier Personen statt.

Abschließend konnten die Datensätze von 31 Probanden und Probandinnen zur Auswertung herangezogen werden (s. Abbildung 4.1).

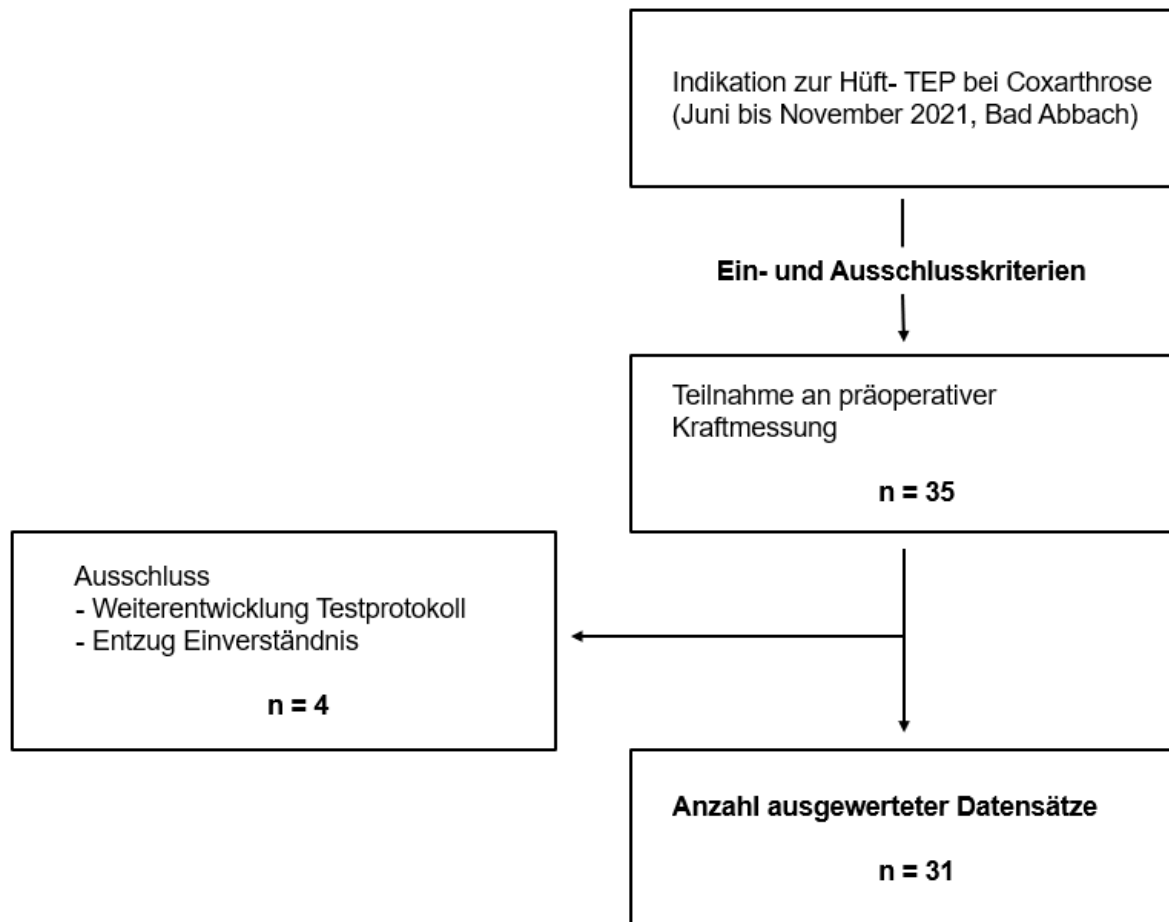


Abbildung 4.1 **Prozess der Patientenauswahl**

4.3 Datenerhebung

Die 31 Probandinnen und Probanden wurden vorab telefonisch kontaktiert und im Rahmen der präoperativen Vorstellung in der zentralen Patientenaufnahme zur studienbezogenen Datenerhebung gebeten. Im Zuge dieser wurden persönliche Kenndaten ermittelt, die aktuelle Schmerzempfindung und eine etwaige Schmerzmitteleinnahme erfragt sowie ein klinischer Stabilitätstest- und die isokinetische Kraftmessung durchgeführt. Zusätzlich füllten die Patientinnen und Patienten spezielle Fragebögen aus. Im Nachgang wurden außerdem die Operationsprotokolle gesichtet, um die durch die Anästhesieabteilung erhobene ASA-Klassifikation zu entnehmen.

4.3.1 Demographische Daten

Im Rahmen einer Kurzanamnese wurden die Teilnehmenden zu Angaben ihres Alters, Geschlechts, Größe, Gewichts und orthopädischen Vorerkrankungen, die sich limitierend auf die bevorstehende Messung auswirken könnten, befragt.

Zur Einordnung der anthropometrischen Voraussetzungen findet in dieser Studie der Body-Mass-Index (BMI) Anwendung. Der Index ist eine international anerkannte Rechenformel ($BMI = \text{Körpergewicht} / \text{Körpergröße}^2$) zur Einordnung des Körpergewichts im Verhältnis zur Körpergröße [kg/m^2]. Die WHO unterteilt in sechs Ernährungszustände: Ein Zahlenwert $< 18,5$ definiert Untergewicht, 18,5- 24,9 Normalgewicht, 25- 29,9 Übergewicht, 30- 34,9 Adipositas Grad I, 35- 39,9 Adipositas Grad II und > 40 Adipositas Grad III. Auch wenn die Aussagekraft des Index als begrenzt gilt, gibt er durchaus Orientierung und lässt Rückschlüsse auf die Körperzusammensetzung zu (64,65).

4.3.2 ASA-Klassifikation

Über den Erhebungstermin hinaus wurden im Dezember 2020 die Operationsprotokolle der Patienten und Patientinnen gesichtet und deren „*American Society of Anesthesiologists Physical Status Classification*“ (ASA-Klassifikation, ASA) extrahiert. Die ASA-Klassifikation teilt die Patienten und Patientinnen entsprechend ihrer Vorerkrankungen in sechs Gruppen ein. Das Spektrum der Gesundheitszustände wird dabei von 1 = „gesunder Patient ohne Vorerkrankung“ bis 6 = „hirntoter Organspender“ definiert (66).

Diese Kategorisierung des Gesundheitszustandes korreliert zuverlässig mit dem perioperativen Risiko der zu Behandelnden, soll in dieser Studie jedoch, neben dem Fragebogenset, einen Anhaltspunkt für ihre körperlichen Voraussetzungen und ihre Leistungsfähigkeit bezüglich der Kraftmessung darstellen (67).

4.3.3 Numerische Rating-Skala

Die Patienten und Patientinnen wurden sowohl vor als auch nach der Kraftmessung zu ihrem Schmerzempfinden in der gesunden sowie erkrankten Hüfte mittels der numerischen Rating-Skala (NRS) befragt. Bei der Skala handelt es sich um eine elf-

Punkte- Skala, auf der die Schmerzintensität in Zahlen von null (keine Schmerzen) bis zehn (schlimmste Schmerzen) angegeben werden kann (68). Darüber hinaus wurde eine Schmerzmitteleinnahme am Erhebungstag erfasst.

4.3.4 Klinischer Funktionstest: Trendelenburg- Zeichen

Der Trendelenburg Test, im Englischen auch „*single-leg stance test*“ (SLS) genannt, gibt sowohl Aufschluss über den Gleichgewichtssinn und die Propriozeption der Patientinnen und Patienten als auch über deren aktives Stabilisierungsvermögen und die Muskelkraft der kleinen Glutealmuskeln (*M. gluteus minimus*, *M. gluteus medius*) (46,69).

Bei diesem klinischen Test werden die Patienten und Patientinnen gebeten in den Einbeinstand zu gehen, während die Untersuchenden von dorsal die Beckenkämme palpieren. Kippt das Becken des Betroffenen, auf dem erkrankten Bein stehend, zur gesunden Seite hin ab, so ist der Test positiv. Über ein Absinken des Beckens im Einbeinstand hinaus kommt es dann beim Gehen zu gegenregulierenden Ausgleichsbewegungen des Oberkörpers, die in einem hinkenden Gangbild, dem sogenannten Duchenne-Hinken, resultieren. Eine beidseitige Insuffizienz der Glutealmuskulatur hat einen Enten- bzw. Watschelgang zur Folge.

Ursachen dieser Problematik können Lähmungen durch eine Läsion des *N. gluteus superior*, Kontrakturen, Achsfehlstellung wie die *Coxa vara* sowie Hüftgelenksluxationen sein. Typischerweise findet sich diese Symptomatik auch bei den Krankheitsbildern Coxarthrose und M. Perthes (13,29,70).

Zur Überprüfung eines sicheren, aktiven Stabilisationsvermögens der Teilnehmenden wurde im Rahmen dieser Studie eine Haltedauer von mindestens 15 Sekunden festgelegt, um den Test mit „negativ“ zu bewerten.

4.3.5 Bilaterale Kraftmessung

Zur Erhebung der Muskelfunktion sowie der Bewegungsausmaße beider Hüftgelenke fand eine seitenvergleichende dynamische Kraftmessung mit einem Biodex- Gerät der Firma *Biodex Medical Systems, Inc.* statt. Es handelte sich hierbei im Speziellen um das multimodale, EDV- gestützte, isokinetische Kraftmess- und Trainingssystem der

Serie Biodex System 4 Pro Dynamometer (*Biodex Medical systems, Atlanta, GA, U. S.*). Es wurde vor Beginn der Datenerhebung durch den Gerätehersteller geprüft und geeicht.

4.3.5.1 Testprotokoll

Der Versuchsablauf erfolgte einheitlich nach einem standardisierten Testprotokoll, das in Abstimmung mit dem Gerätehersteller zur Gewährleistung der bestmöglichen Datenerhebung ausgearbeitet wurde.

Für eine alltagsnahe Bewegungsnachempfindung wurde sich für einen stehenden Versuchsaufbau entschieden, der mit folgenden Grundeinstellungen einherging (s. Abbildung 4.2): Der Geräteturm (B) wurde maximal entlang der Bewegungsschiene (C) ausgefahren und das Dynamometer (D) in gerader Achse fixiert (Neigungswinkel 0°). Die Verbindungsstelle (A) wurde in die entgegengesetzte Richtung bei 90° zur Bewegungsschiene (C) gedreht. Der Hand-Grundadapter (E) sowie das Hüft-Teil (F) wurden an die Verbindungsstelle gesteckt.

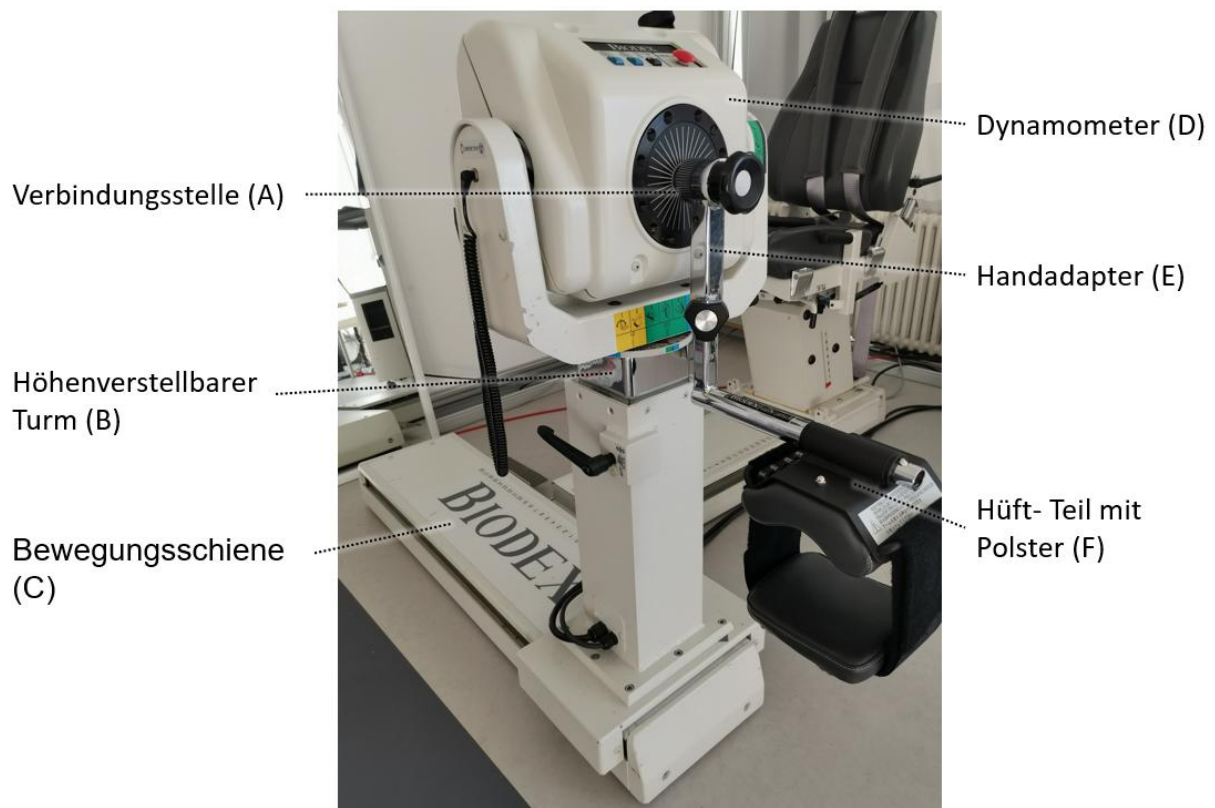


Abbildung 4.2 Biodex- Gerät mit Gerätebeschriftung

Vor jeder Messung fand zudem eine individuelle Einstellung des Geräts in Form einer Anpassung der Turmhöhe (B) an die Körpergröße des oder der Teilnehmenden sowie der Länge des Hebelarms (E) an die individuelle Femurlänge statt. Hierzu wurde das Drehzentrum des Dynamometers (A) zwei cm oberhalb des kranialsten Punktes des zu tastenden Trochanter major des Patienten oder der Patientin eingestellt, um eine korrekte Abbildung des anatomischen Drehzentrums des Hüftgelenks sicherzustellen. Der Hebelarm wurde so adaptiert, dass der Fixierungsgurt mit seinen Polstern jeweils 15 cm oberhalb der Patella endete. Bei Patientinnen mit einer Körpergröße < 160 cm erfolgte zudem ein Höhenausgleich unter Zuhilfenahme eines 13 cm hohen OP-Schemels.

Ziel war die isokinetische Kraftmessung für die Flexion und Extension (Flex./ Ext.) sowie Abduktion und Adduktion (Abd./ Add.).

Das maximale Drehmoment bei Flexion/ Extension wurde in fünf Wiederholungen bei einer Winkelgeschwindigkeit von 60 Winkelgraden/ Sekunde [$^{\circ}/\text{sek.}$] gemessen, wobei „Auswärts“ der Flexion gleichgesetzt wurde, „Einwärts“ der Extension. Bei Messungen der rechten Extremität wurde übereinstimmend die Markierung „R“ am Grundadapter auf den Punkt des Dynamometers angebracht, bei Messungen des linken Beines entsprechend die Gravierung „L“.

Die Maximalkraft der Abduktion/ Adduktion wurde ebenfalls in fünf Wiederholungen, jedoch bei einer Winkelgeschwindigkeit von 30 $^{\circ}/\text{s}$ ermittelt. „Einwärts“ entsprach hier der Adduktion bis 0°, „Auswärts“ der Abduktion. Der Adapter wurde hierbei entgegengesetzt fixiert. Das bedeutete beispielsweise bei einer Messung des rechten Beines, dass die Markierung „L“ über dem Punkt des Dynamometers montiert wurde.

Die gewählten Geschwindigkeiten von 60 bzw. 30 $^{\circ}/\text{s}$ sowie die genannten Grundeinstellungen am Gerät wurden in enger Rücksprache mit dem Gerätehersteller und anhand der vorliegenden Datenlage festgelegt.

Die Messungen wurden jeweils zunächst an der gesunden und anschließend an der erkrankten Hüfte durchgeführt. Zwischen jeder Kraftbestimmung wurde das Gerät kalibriert, ein Schwerkraftausgleich fand nicht statt. Als anatomische Referenz wurden 0° definiert. Agonist und Antagonist wurden je konzentrisch belastet.

Einer Demonstration als auch detaillierten Anleitung der auszuführenden Bewegungen schloss sich jeweils die Einstellung der persönlichen Bewegungsausmaße an. Sie

erfolgte unter Einsatz der Feststellaste, die es den Patienten und Patientinnen ermöglichte, den maximalen Bewegungswinkel einen kurzen Moment ohne Anstrengung zu halten, was zu einer korrekten Festlegung der Winkel beitrug. Eine weitere Erleichterung für die Teilnehmenden bestand darin, sich sowohl bei diesen Vorbereitungen als auch bei den eigentlichen Kraftmessungen mit beiden Händen festzuhalten. Bei der Flexion/ Extension stand der Patient oder die Patientin seitlich zum Geräteturm und konnte sich so auf einer Seite am Dynamometer selbst und auf der Gegenseite an einem höhenverstellbaren, fixierten Unterarmgehwagen (Taurus) abstützen. Für die Abduktion/ Adduktion wurden die teilnehmenden Personen ventral zum Gerät positioniert, sodass sie mit beiden Händen frontal das Biodex- Gerät greifen konnten (s. Abbildung. 4.3).

Der oder die Untersuchende positionierte sich für eine optimale Beobachtung des Beckens bei Flexion/ Extension jeweils lateral, bei Abduktion/ Adduktion jeweils dorsal zum Patienten oder Patientin.



Abbildung 4.3 **Versuchsaufbau zur Kraftmessung der rechten Hüfte am Biodex-Gerät**

Vor den eigentlichen Messaufzeichnungen wurden die Patienten und Patientinnen gebeten 100 m zu Aufwärmzwecken zurückzulegen und anschließend drei Testbewegungen mit Maximalkraft am Gerät durchzuführen, sodass sie die Möglichkeit hatten, das Gerät kennenzulernen, Ängste abzubauen und alle motorischen Endplatten zu rekrutieren, ohne dabei bereits zu ermüden.

Sie wurden fortan kontinuierlich zu flüssigen Bewegungsabläufen als auch maximaler Kraftentwicklung motiviert, um eine realistische Darstellung der Kraftverhältnisse zu gewinnen. Außerdem fand eine konsequente Beobachtung und Nachjustierung von Position und Bewegungsausführung der Probanden und Probandinnen statt, um falsch hohe Werte zu vermeiden. Sie wurden instruiert, bei aufrechter Körperhaltung und festem Stand bestmöglich die Rumpfmuskulatur zu aktivieren, um ein Nachkippen des Beckens bei Flexion/ Extension zu vermeiden (s. Abbildung 4.4).

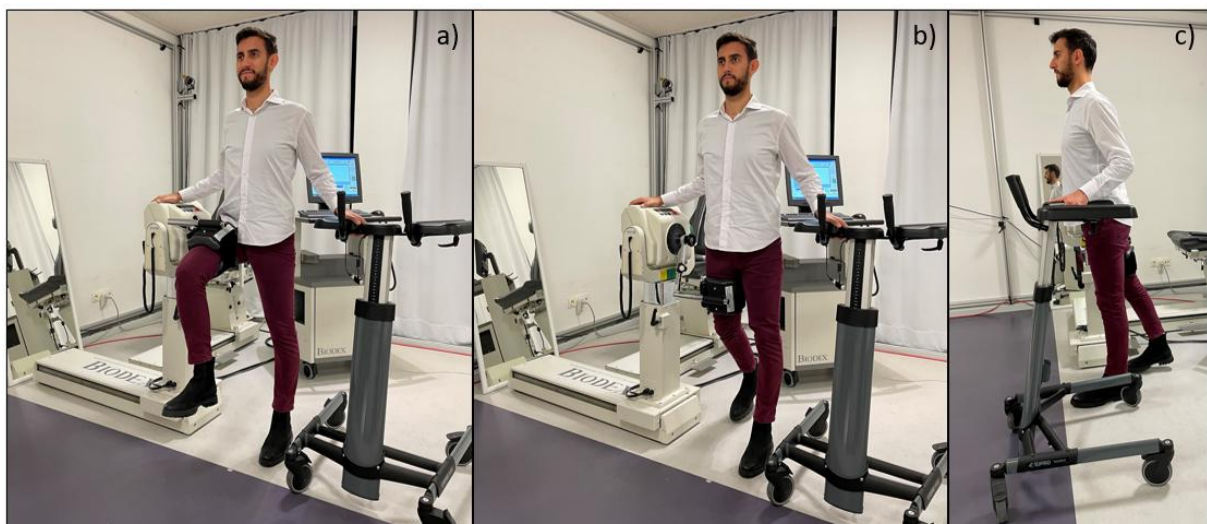


Abbildung 4.4 **Proband am Biodex- Gerät;** a) bei Flexion am Hüftgelenk, b) bei Extension am Hüftgelenk von ventral, c) bei Extension am Hüftgelenk von lateral

Bei Abduktion/ Adduktion wurde strengstens auf einen stabilisierten, nicht zur Seite ausweichenden Oberkörper sowie auf nach vorne gerichtete Fußspitzen geachtet. Durch einen frontal positionierten Spiegel hatten die Studienteilnehmenden auch die Möglichkeit zur Eigenkontrolle (s. Abbildung 4.5).

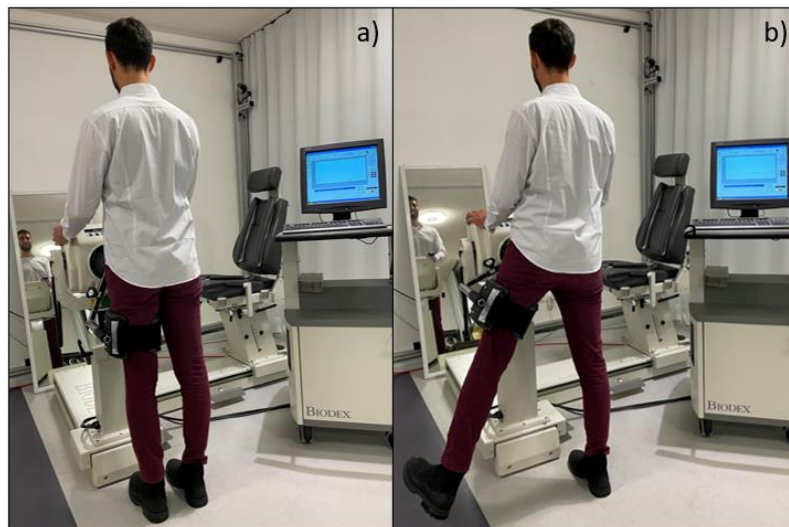


Abbildung 4.5 **Proband am Biodex- Gerät;** a) in Neutralstellung, b) bei Abduktion am Hüftgelenk von dorsal

Bei unpräzisen Bewegungsausführungen wurde der Messvorgang abgebrochen und ein neuer Versuch gestartet.

4.3.5.2 Erhobene Messparameter

Nach der Festlegung der individuellen **Bewegungsausmaße** des Hüftgelenks und der Nullposition wurde die Messung durchgeführt.

Die **Maximalkraft** (maximales Drehmoment, *peak torque_{max}*, PT_{max}) ist die größtmögliche, willkürliche Kraft, die gegen einen Widerstand aufgebracht werden kann. Grafisch betrachtet, entspricht sie dem Kurvengipfel während einer Bewegungsamplitude und beschreibt den höchsten Kraftausschlag (s. Abbildung 4.6).

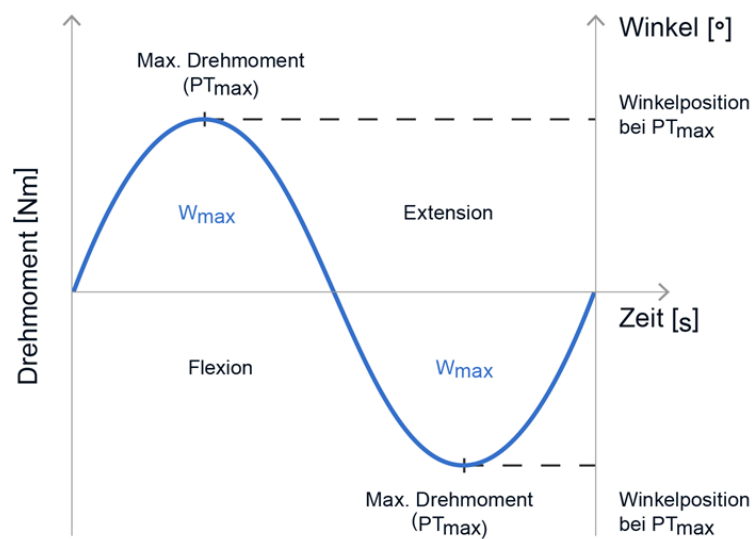


Abbildung 4.6 Grundlagen zur Bestimmung der Maximalkraftentwicklung isokinetischer Messungen am Beispiel von Extension/ Flexion aus Banzer, Pfeifer et al. 2004 (46)

Das maximale Drehmoment setzt sich neben der willkürlichen Aktivierung aus der sogenannten Rekrutierung sowie der Anzahl der Muskeleinheiten zusammen. Sie gilt als zuverlässiger Parameter zur Quantifizierung und wird in Newtonmeter gemessen.

In der Isokinetik werden die Begriffe "maximales Drehmoment" und "Maximalkraft" oft synonym verwendet, um die größtmögliche Muskelkraft zu beschreiben. Obwohl die größte Kraft bei isometrischer Kontraktion gemessen wird, hat sich in der Fachliteratur der Begriff "Maximalkraft" für das höchste Drehmoment im isokinetischen Messmodus etabliert und wird allgemein hin akzeptiert, da sich die dynamisch konzentrisch gemessene Kraft bei langsamen Geschwindigkeiten der isometrischen Maximalkraft annähert (71). Auch in dieser Arbeit wurden im Wissen um die Unschärfe der Definition beide Begriffe synonym verwendet.

Die gängige Angabe der **korrespondierenden Winkelposition** (s. Abbildung 4.7), innerhalb des ermittelten Bewegungsausmaßes, unterliegt hingegen einer starken Variabilität und sollte bei ihrer Auswertung kritisch hinterfragt werden. In dieser Arbeit wird auf diesen Wert verzichtet.

Ferner ist bei den Messungen stets eine adäquate Bewegungsgeschwindigkeit zu berücksichtigen (Kraft- Geschwindigkeitsrelation nach Hill (47)). Im Versuchsaufbau wurden für die Flexion/ Extension 60 Winkelgrade/ Sekunde, für die Abduktion/ Adduktion 30 Winkelgrade/Sekunde festgelegt.

Die Aufzeichnung einer einzelnen $PT_{\max}$ muss als bedingt repräsentativ gewertet werden. Sie weist, mehrere Bewegungsausführungen vergleichend, individuelle Abweichungen auf. Diese werden vom Biodex- Gerät in Form des **Variationskoeffizienten** errechnet. Der Hersteller ist deshalb übereingekommen, aus fünf Bewegungen pro Bewegungsgeschwindigkeit das arithmetische Mittel der drei stärksten Ausführungen zu berechnen.

Ausgehend von der Maximalkraft lassen sich weitere Größen berechnen, so z.B. die **maximale Arbeit** ($W_{\max}$) und **maximale Leistung** ($P_{\max}$).

Maximale Arbeit multipliziert sich in diesem Zusammenhang aus Kraft und Bewegungsausmaß und lässt sich als Fläche (Integral) unter der gelenkstypischen Drehmomentkurve ablesen. Die verwendete Einheit ist Joule [J].

Wird $W_{\max}$ pro Zeiteinheit (Winkelgeschwindigkeit) betrachtet, ergibt sich die maximale Leistung, welche in J/s [= Watt] bemessen wird.

Darüber hinaus lässt sich vom maximalen Drehmoment die **Relativkraft** ableiten. Sie ergibt sich aus dem Quotienten $PT_{\max}$ durch das Körpergewicht des Probanden in $\left[\frac{Nm}{kg}\right]$.

Die Relativkraft berücksichtigt damit, im Gegensatz zur **Absolutkraft**, die Körperkonstitution der Teilnehmenden und kann eventuelle Zusammenhänge aufzeigen.

Eine weitere interessante Relation weist das **Maximalkraftverhältnis zwischen Agonisten und Antagonisten** auf. Die physiologisch kräftigere Muskelgruppe entspricht dabei 100 %. An ihr wird die schwächere Muskelgruppe bemessen. Ein typisches Kraftverhältnis zwischen Flexoren und Extensoren am Kniegelenk (Quadrizeps- und Ischiokruralmuskulatur) wäre beispielsweise zwei zu drei. Dieser Quotient ist individuell für verschiedene Bewegungsgeschwindigkeiten sowie das untersuchte Gelenk. Werteverchiebungen finden bei zunehmender Geschwindigkeit zugunsten der Flexoren statt. Postoperativ ist teilweise eine Dominanzumkehr zu beobachten (43,46,72).

Ergänzend zu den Kraftmessungen fand eine Datenerhebung mittels Fragebögen statt, auf die im Folgenden detaillierter eingegangen werden soll.

4.3.6 Fragebogenset

Im Zuge der präoperativen Vorbereitungen wurde ein Fragebogenset an die Patientinnen und Patienten ausgehändigt. Dieses beinhaltete klinische Scores zur Erfassung der Hüftfunktionalität sowie der Lebensqualität. Die Scores wurden jeweils aufgrund ihrer teils ausgezeichneten Validität, Reliabilität sowie ihrer breiten internationalen Anwendung gewählt und lassen eine ganzheitlichere Betrachtung der Untersuchten zu (73–77). Die digitale Form des verwendeten Fragebogensets findet sich im Anhang (s. Anhang 8.2).

4.3.6.1 Funktionalität

Ein Leitsymptom der Coxarthrose ist die funktionelle Bewegungseinschränkung. Um diese bestmöglich zu evaluieren, wurden neben dem durchgeführten klinischen Funktionstest der **modifizierte Harris- Hip- Score (mHHS)** und der **Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index (WOMAC)** zur Hilfe genommen. Beide Fragebögen haben zum Ziel einen objektiven und reproduzierbaren Vergleich der Gelenkfunktionalität zu ermöglichen und finden weltweit Anwendung (73).

Im modifizierten *Harris- Hip- Score* werden Schmerzen, die Gehfähigkeit und Aktivitäten des täglichen Lebens (*Activity of Daily Living*, ADL), die durch die Funktion des Hüftgelenks beeinflusst werden könnten, beurteilt. Es können maximal 91 Punkte erreicht werden, wobei der Schmerz mit 44 Punkten, die Gehfähigkeit mit 33 Punkten und die ADLs mit 14 Punkten in die Bewertung mit einfließen. Der Score bewertet einen Summenwert von 81- 91 Punkten als exzellentes-, 70- 80 Punkte als gutes-, 59- 69 als ordentliches- und unter 59 als schlechtes Ergebnis (78,79).

Der Funktionalitätsindex *Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index* hingegen fokussiert sich bei Personen mit Knie- oder Hüftarthrose auf die Komplexe: Schmerzen, Steifigkeit und Funktionalität. Genannte Themenblöcke werden mittels 24 Fragen erhoben und im hier verwendeten 5- Punkte Likert- Stil („nein“, „leicht“, „mäßig“, „stark“, „sehr stark“) beantwortet. Den jeweiligen Antworten

entsprechen Punktwerte von 0- 4, die Summenwerte bewegen sich demzufolge zwischen 0- 96 Punkten (80).

Die Probandinnen und Probanden wurden darüber hinaus um eine weitere subjektive Kurzeinschätzung ihrer Gesundheit gebeten, indem sie die Funktionsfähigkeit ihrer erkrankten Hüfte beurteilten. Die vorgegebenen, ordinalen Antwortmöglichkeiten umfassten „normal“, „fast normal“, „beeinträchtigt“ und „stark beeinträchtigt“.

4.3.6.2 Lebensqualität

Funktionseinschränkungen und Schmerzen bestimmen in fortgeschrittenen Stadien häufig den Alltag von Hüftarthrosepatientinnen und -patienten und haben damit Einfluss auf deren Lebensqualität. Um diese subjektive, gesundheitsbezogene Lebensqualität der Patientinnen und Patienten zu erfassen, wurde der EuroQol-Gesundheitsfragebogens im Fragebogenset dieser Studie verwendet. Es handelt sich hierbei um den EQ- 5D in der **EQ- 5D- 3L-** Version sowie die visuelle Analogskala **EQ- VAS** (81).

Im EQ- 5D Fragebogen wird die Lebensqualität in fünf Dimensionen (5D) ermittelt: Beweglichkeit/ Mobilität, die Fähigkeit, für sich selbst zu sorgen, alltägliche Tätigkeiten, Schmerzen/ körperliche Beschwerden und Angst/ Niedergeschlagenheit. Der Fragebogen bedient sich dreier Antwortlevel: keine/ einige/ extreme Probleme. Die Antworten werden jeweils mit 1- 3 Punkten versehen und länderspezifisch mit einer von der *EuroQol Group* zur Verfügung gestellten Syntax gewichtet sowie verrechnet. Es ergeben sich die Indexwerte *Time Trade- off* (TTO) und Visuelle Analogskala (VAS), die jeweils von null bis eins reichen, wobei null Punkte der schlechtesten-, ein Punkt der besten Lebensqualität entspricht (81,82).

Die visuelle Analogskala EQ- VAS hingegen ermittelt mit einer Spannweite von 0- 100 „den Gesundheitszustand HEUTE“, wobei die Endpunkte der Skala für das geringste- (null Punkte) bzw. das maximale (100 Punkte) Gesundheitserleben stehen (81–83). Die Befragten haben hier die Möglichkeit frei, fein abgestuft und subjektiv einen persönlichen Wert zu definieren.

4.3.6.3 Mobilität

Einen weiteren Schwerpunkt legte das ausgehändigte Fragebogenset auf das Thema Mobilität. Dieses wurde von klinikinternen Physiotherapeutinnen und -therapeuten erfasst und gibt Hinweise auf die präoperative Beweglichkeit und die physische Leistungsfähigkeit der Studienteilnehmenden.

Die Therapeutinnen und Therapeuten erfragten hierzu die Gehstrecke, die die Studienteilnehmenden am Vortag der Operation zurückgelegt hatten, sowie die maximal am Stück auf der Treppe bewältigbaren Stockwerke. Anschließend führten sie den *Time- up- and- go- Test* (TUG) mit den Probandinnen und Probanden durch.

Beim TUG werden die Patientinnen und Patienten gebeten von einem Stuhl ohne Lehne aufzustehen, eine Strecke von drei Metern zu gehen, umzukehren und sich wieder zu setzen (s. Abbildung 4.7).

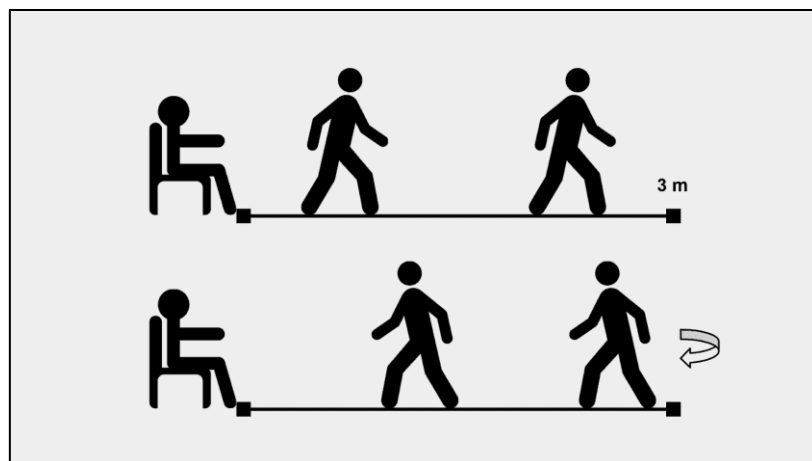


Abbildung 4.7 *Time- up- and- go- Test* (84)

Die hierfür benötigte Zeit wird gemessen. Ergebnisse < 10 s lassen auf eine uneingeschränkte Mobilität schließen, Messwerte zwischen zehn und < 20 s auf eine Mobilitätsstörung ohne Alltagsrelevanz, Werte zwischen 20 und < 30 s hingegen auf eine wahrscheinlich alltagsrelevante, eingeschränkte Mobilität. Ergebnisse > 30 s weisen schließlich auf eine ausgeprägte Einschränkung hin (79).

4.4 Statistik

Für die anschließende statistische Analyse der erhobenen Daten, sowohl der Messungen als auch der Fragebögen, wurde die SPSS®-Software Vers. 28 (IBM, Armonk, NY, USA) benutzt.

Die Normalverteilung der Daten wurde mit dem Shapiro- Wilk- Test geprüft. Zur besseren Vergleichbarkeit wurden jedoch alle Daten einheitlich unter der Annahme einer schiefen Verteilung weiterverarbeitet.

Die statistische Analyse der deskriptiven Daten (Bewegungsausmaße, Maximalkraft, maximale Arbeit, maximale Leistung, Relativkraft, Absolutkraft, Maximalkraftverhältnis zwischen dominanter und nicht- dominanter Seite) erfolgte mit dem Median $\pm$ Interquartilbereich. Die demografischen Daten werden hingegen mittels Mittelwert $\pm$ Standardabweichung angegeben.

Für Vergleiche gepaarter Stichproben wurde der Wilcoxon- Vorzeichen- Rang- Test herangezogen.

Faktoranalysen zu Patientenalter, BMI, NRS, ASA, Coxarthrose der Gegenseite mit ggf. OP, Einbeinstand, Trendelenburg- Zeichen, Schmerzen und Schmerzmitteleinnahme, sowie Fragebogen Scores (mHHS, WOMAC, subjektive Kurzeinschätzung, EQ- 5D- 3L, EQ- VAS, TUG, Anzahl der Stockwerke und maximale Gehstrecke) erfolgten durch den Korrelationskoeffizienten r von Spearman.

Ein p -Wert $< 0,05$ wurde als signifikant festgelegt (85).

5. Ergebnisse

Im folgenden Kapitel werden die erhobenen Daten bezüglich der persönlichen Kenndaten, der ASA- Klassifikation, der Schmerzempfindung sowie der Schmerzmitteleinnahme zum Erhebungszeitpunkt, des klinischen Stabilitätstests, als auch der isokinetischen Kraftmessung und des Fragebogens ausgewertet und miteinander verglichen.

5.1 Demographische Daten

Das Patientenkollektiv von insgesamt 31 Teilnehmenden setzte sich aus 15 Frauen (48 %) und 16 Männern (52 %) zusammen.

Das Alter der Studienteilnehmenden lag im Durchschnitt bei 67,7 Jahren $\pm$ 9,5. Der jüngste Teilnehmende war 50 Jahre, die älteste 86 Jahre alt. Die Frauen waren im Schnitt mit 69,9 Jahren $\pm$ 9,7 (52- 86 Jahre) etwas betagter als die Männer mit einem Durchschnitt von 65,8 Jahren $\pm$ 9,3 (50- 80 Jahre). Dieser grafisch darstellbare Unterschied (s. Abbildung 5.1) erwies sich jedoch als statistisch nicht signifikant ($p=0,237$).

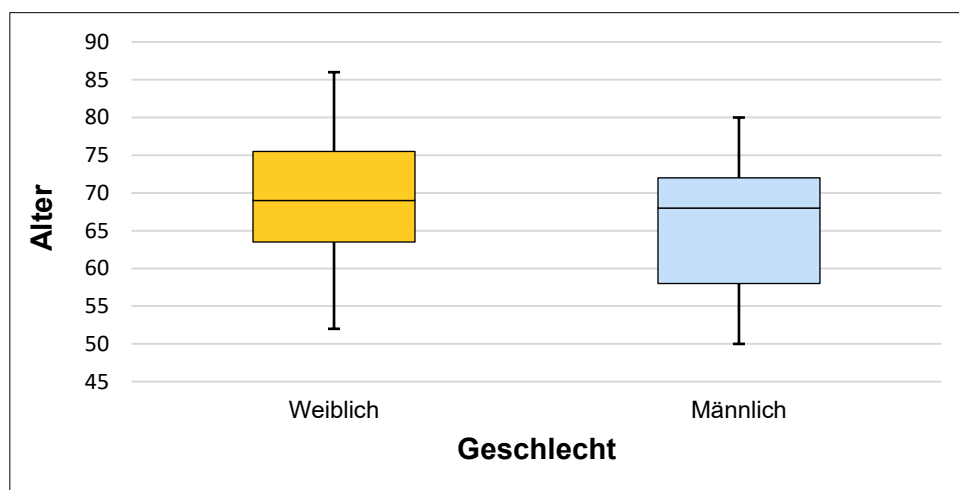


Abbildung 5.1 Alterszusammensetzung des Patientenkollektivs

Die Körpergröße der Probandinnen und Probanden lag im Durchschnitt bei 170 cm $\pm$ 8,9 (152-189 cm), das Körpergewicht bei 81,1 kg $\pm$ 16,8 (54 - 115 kg), der daraus resultierende durchschnittliche BMI bei 27,9 kg/m² (19,1 - 38,4).

Während sich der BMI der Frauen in den Kategorien Normalgewicht bis erstgradige Adipositas bewegte, umfasste der BMI der Männer die Kategorien Normalgewicht bis zweitgradige Adipositas mit einer Tendenz zu insgesamt höheren Werten. Der Gewichtsunterschied zwischen den Geschlechtern ist mit einem p -Wert = 0,002 statistisch signifikant (s. Abbildung 5.2).

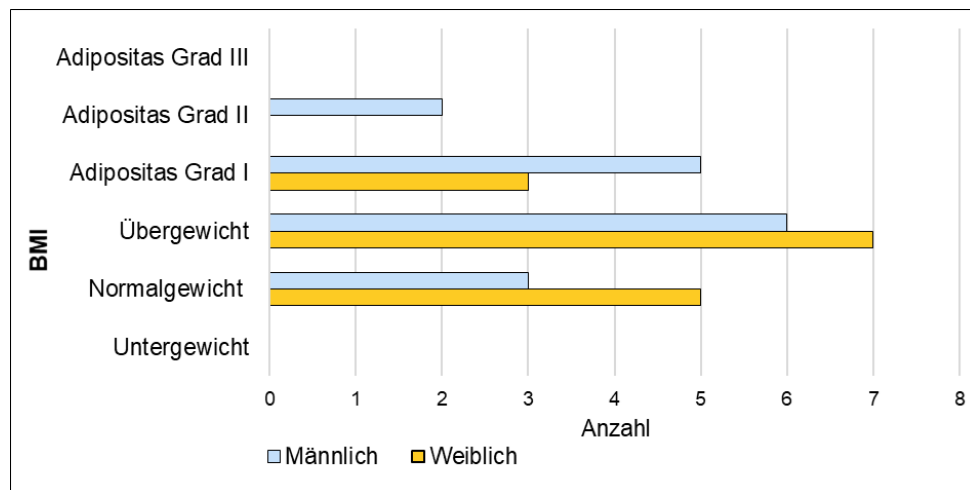


Abbildung 5.2 **BMI- Verteilung des Patientenkollektivs**

Bezüglich der Häufigkeit der erkrankten Hüftseite ergab sich eine gleichmäßige Verteilung mit 15 (48 %) linken- und 16 (52 %) rechten Coxarthrosen.

Ein anderes Bild zeigt die Verteilung der Beindominanz. So gaben nur zwei Teilnehmerinnen (7 %) eine Dominanz der linken Extremität an, 26 Teilnehmende (84 %) hingegen eine Dominanz des rechten Beines. Von drei Probandinnen und Probanden (10 %) ist keine Präferenz bekannt (s. Abbildung 5.3).

Ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Geschlechtern und der jeweiligen Seitenverteilung bleibt dabei bei beiden Fragestellungen aus ($p = 0,382$, $p = 0,150$).

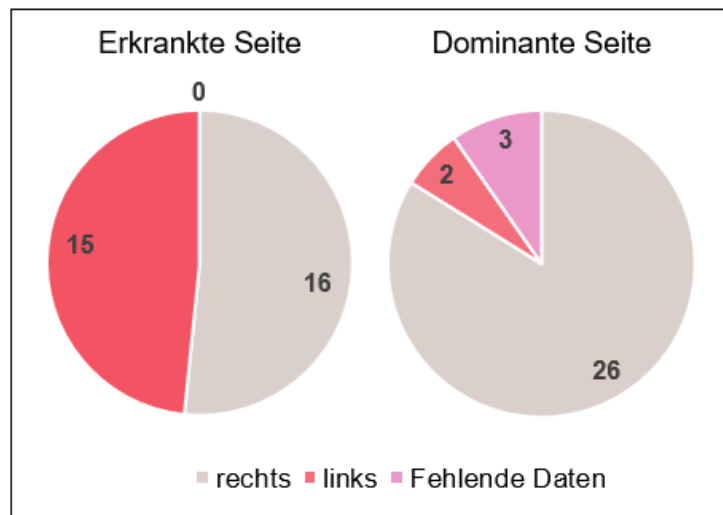


Abbildung 5.3 Seitenverteilung bezüglich Erkrankung und Dominanz

5.2 ASA- Klassifikation

Die präoperativ erhobene ASA- Klassifikation ergab für die teilnehmenden Frauen und Männer gleichermaßen eine Spannweite von den Kategorien eins bis drei.

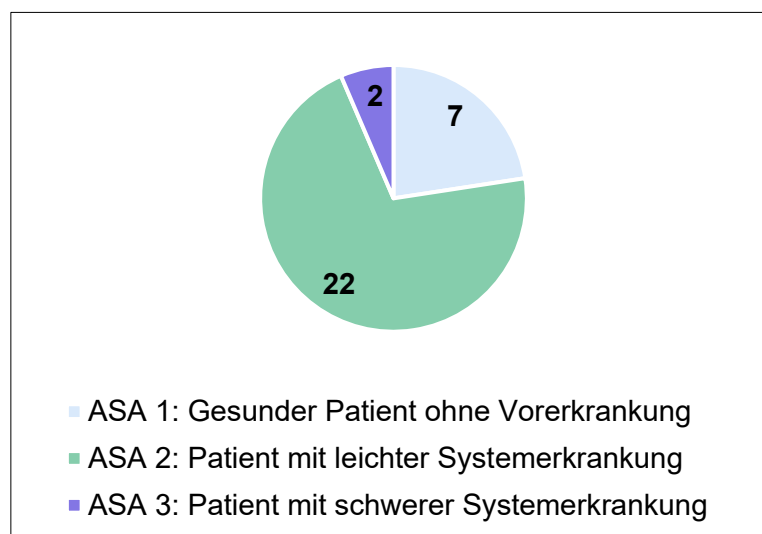


Abbildung 5.4 ASA- Klassifikation des Patientenkollektivs

Wie in Abbildung 5.4 dargestellt, wurden sieben Personen (23 %) der Gruppe ASA 1, 22 Personen (71 %) der Gruppe ASA 2 und nur zwei Personen (7 %) der Gruppe ASA 3 bzw. der Kategorie: „Patienten mit schweren Systemerkrankungen“ zugeteilt. Damit darf das Patientenkollektiv als altersentsprechend leistungsfähig verstanden werden.

Bei der Befragung der Teilnehmenden bezüglich ihrer orthopädischen Vorerkrankungen (s. Tabelle 5.1) gaben 32 % des Studienkollektivs das Bestehen einer Coxarthrose der Gegenseite an. 68 % der befragten Personen hingegen berichteten von keiner gestellten Diagnose oder auch subjektiven Beschwerden.

Von den zehn betroffenen Personen wurden in der Vergangenheit bereits vier auf der betroffenen Gegenseite operiert. Dies entspricht einem Anteil von 13 % aller Untersuchten.

		OP der Gegenseite		Gesamt
		Nein	Ja	
Coxarthrose auf der Gegenseite	Nein	21 (68 %)	0 (0 %)	21 (68 %)
	Ja	6 (19 %)	4 (13 %)	10 (32 %)
Gesamt		27 (87 %)	4 (13 %)	31 (100%)

Tabelle 5.1 **Coxarthrose der Gegenseite und operative Versorgung**

5.3 Numerische Rating- Skala

Zur Erfassung der Schmerzwahrnehmung wurde mithilfe der Numerischen Rating-Skala die subjektive Empfindung am gesunden wie auch am erkrankten Gelenk vor-, und nach der Messung erfragt.

Die Probandinnen und Probanden gaben vor der Kraftbestimmung Schmerzen von null bis acht auf der erkrankten Hüftseite an. Der Median betrug vor der Messung 5 ± 4 . Nach der Messung belief sich der Wert auf 5 ± 3 , wobei eine deutliche Tendenz zu höheren Skalenwerten auszumachen war (s. Abbildung 5.4). Die Differenz vor- bzw. nach der Messung war mit $p = 0,042$ statistisch signifikant.

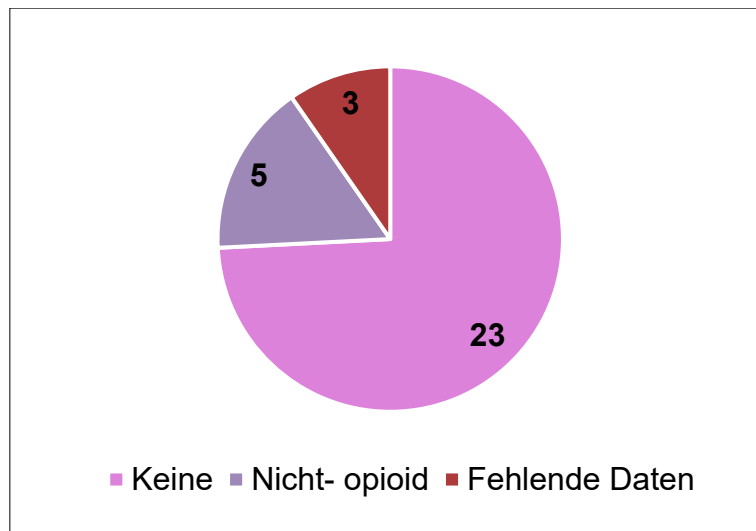


Abbildung 5.5 Schmerzmitteleinnahme zum Zeitpunkt der Messung

Am Erhebungstermin wurden die Patientinnen und Patienten zudem zu ihrem Analgetikakonsum befragt. Zum Zeitpunkt der Messung hatten fünf Personen (16 %) im Vorfeld Nichtsteroidale Antirheumatika zur Schmerzbehandlung eingenommen. 23 Personen (74 %) hingegen kamen ohne eine vorausgegangene Medikamenteneinnahme zum Messtermin (s. Abbildung 5.5). Von drei Teilnehmenden (10 %) fehlen die entsprechenden Angaben. Insgesamt darf deshalb von einer moderaten Verfälschung der Schmerzwahrnehmung ausgegangen werden.

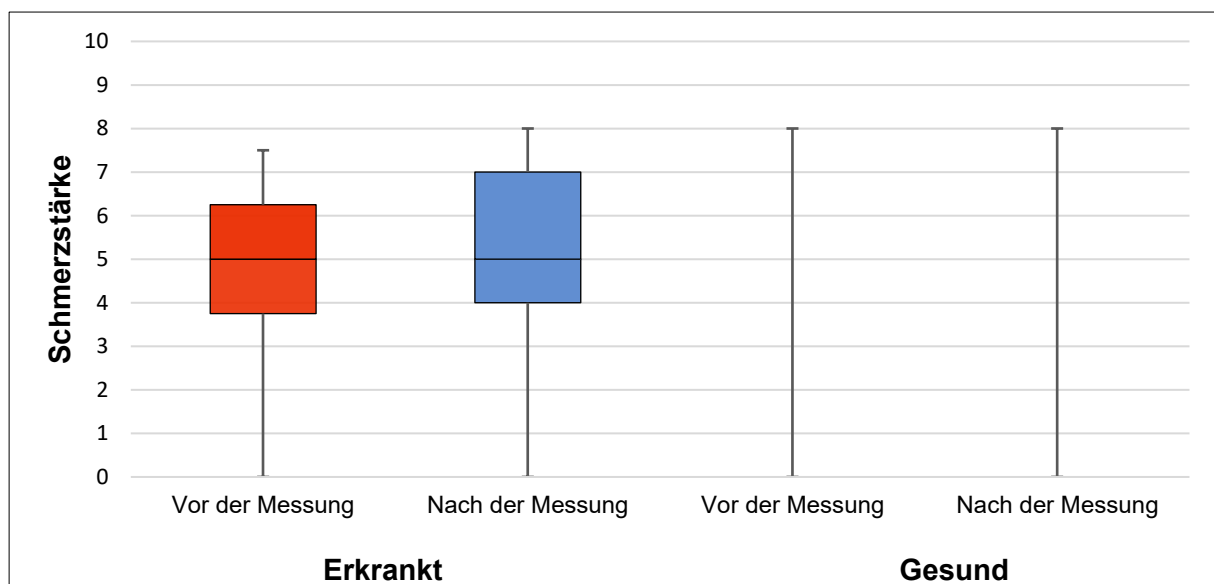


Abbildung 5.6 Schmerzwahrnehmung der Patienten vor- bzw. nach der Messung unter Zuhilfenahme der NRS

Vor der Messung gaben die Teilnehmenden (n= 28) auf der erkrankten Seite mediane Schmerzen von 5 ± 4 (0 – 7,5) an, nach der Messung von 5 ± 3 (0- 8). Der Median der Schmerzempfindung auf der Gegenseite betrug bei den Studienteilnehmenden sowohl vor als auch nach der durchgeführten Messung identisch 0 ± 0 (0 – 8, $p= 0,99$, s. Abbildung 5.6)

Nur drei Probandinnen und Probanden des gesamten Kollektivs gaben Schmerzen der Gegenseite an, die jedoch von der Messung unbeeinflusst blieben. Alle drei Personen sind von einer beidseitigen Coxarthrose betroffen.

5.4 Klinischer Funktionstest: Trendelenburg- Zeichen

Der klinische Funktionstest des Einbeinstandes konnte mit 29 Personen (94 %) am Erhebungstermin durchgeführt werden. Es fehlen die Daten von zwei Studienteilnehmenden (7 %).

Insgesamt war es 18 Teilnehmenden (62 %) möglich, den Einbeinstand auf der erkrankten Extremität für mindestens 15 Sekunden zu halten. Nur einem Patienten (6 %) gelang es dabei nicht, die Hüfte mithilfe der kleinen Glutealmuskeln ausreichend zu stabilisieren, um den Test als Trendelenburg- negativ zu kategorisieren.

Bei den elf Probandinnen und Probanden (38 %), denen der Einbeinstand unmöglich war, fiel das Trendelenburg- Zeichen hingegen in 55 % der Fälle positiv, in 46 % negativ aus.

		Trendelenburg- Zeichen		Gesamt
		Positiv	Negativ	
Einbeinstand > 15 s	Möglich	1 (3 %)	17 (59 %)	18 (62 %)
	Unmöglich	6 (21 %)	5 (17 %)	11 (38 %)
Gesamt		7 (24 %)	22 (76 %)	29 (100 %)

Tabelle 5.2 Einbeinstand und Trendelenburg- Zeichen

5.5 Bilaterale Kraftmessung

Im Rahmen der bilateralen Kraftmessung wurde das maximale Drehmoment am zu operierenden sowie gesunden Hüftgelenk aller 31 Teilnehmenden in den Bewegungsrichtungen Flexion/ Extension, Abduktion/ Adduktion erfasst. Für jede Bewegungsrichtung wurden fünf Wiederholungen durchgeführt.

Die Bewegungsausführungen wurden bei verschiedenen Winkelgeschwindigkeiten erhoben, so wurden die Messungen der Flexion/ Extension bei einer Winkelgeschwindigkeit von 60 Winkelgraden/ Sekunde, jene der Abduktion/ Adduktion bei 30 °/s, erfasst.

In der nachstehenden Tabelle 5.3 werden die Ergebnisse der Erhebung zusammengefasst und im Anschluss detailliert betrachtet.

	Gesund <i>Median ± IQR</i>	Erkrankt <i>Median ± IQR</i>	Statistische Differenz <i>p- Wert</i>
Maximalkraft [Nm]			
Extension 60°/ s	52,6 ± 27,9	40,0 ± 36,4	< 0,001
Flexion 60°/ s	45,9 ± 15,3	32,3 ± 17,1	< 0,001
Adduktion 30°/ s	26,6 ± 25,2	19,5 ± 23,6	< 0,001
Abduktion 30°/ s	28,7 ± 19,5	21,0 ± 14,5	< 0,001
Durchschnittliche Maximalkraft [Nm]			
Extension 60°/ s	277,2 ± 129,9	172,5 ± 157,3	< 0,001
Flexion 60°/ s	209,8 ± 109,2	115,6 ± 129,2	< 0,001
Adduktion 30°/ s	39,4 ± 49,3	20,8 ± 29,1	< 0,001
Abduktion 30°/ s	41,7 ± 37,1	21,2 ± 33,4	< 0,001
Relativkraft [Nm/kg]			
Extension 60°/ s	0,7 ± 0,3	0,5 ± 0,4	< 0,001
Flexion 60°/ s	0,6 ± 0,3	0,4 ± 0,2	< 0,001
Adduktion 30°/ s	0,4 ± 0,3	0,3 ± 0,2	< 0,001
Abduktion 30°/ s	0,4 ± 0,2	0,3 ± 0,2	< 0,001

	Gesund <i>Median ± IQR</i>	Erkrankt <i>Median ± IQR</i>	Statistische Differenz <i>p- Wert</i>
Gesamtarbeit [J]			
Extension 60°/ s	277,2 ± 129,9	172,5 ± 157,3	< 0,001
Flexion 60°/ s	209,8 ± 109,2	115,6 ± 129,2	< 0,001
Adduktion 30°/ s	39,4 ± 49,3	20,8 ± 29,1	< 0,001
Abduktion 30°/ s	41,7 ± 37,1	21,2 ± 33,4	< 0,001
Relative Arbeit [J/kg]			
Extension 60°/ s	0,8 ± 0,6	0,5 ± 0,4	< 0,001
Flexion 60°/ s	0,7 ± 0,3	0,4 ± 0,3	< 0,001
Adduktion 30°/ s	0,1 ± 0,2	0,1 ± 0,1	< 0,001
Abduktion 30°/ s	0,1 ± 0,1	0,1 ± 0,1	< 0,001
Leistung [W]			
Extension 60°/ s	24,7 ± 13,4	15,1 ± 21,3	< 0,001
Flexion 60°/ s	21,3 ± 8,5	13,8 ± 14,2	< 0,001
Adduktion 30°/ s	5,5 ± 5,6	3,4 ± 5,3	< 0,001
Abduktion 30°/ s	5,5 ± 4,6	3,6 ± 3,9	< 0,001
ROM [°]			
Extension	103,2 ± 28,0	92,6 ± 24,7	< 0,001
Flexion	103,2 ± 28,0	92,6 ± 25,0	< 0,001
Adduktion	-	-	-
Abduktion	36,8 ± 13,0	29,8 ± 10,6	0,007
Variationskoeffizient			
Extension 60°/ s	14,8 ± 13,5	14,3 ± 26,2	0,570
Flexion 60°/ s	20,4 ± 21,5	24,6 ± 25,3	0,056
Adduktion 30°/ s	16,8 ± 12,3	17,6 ± 16,0	0,557
Abduktion 30°/ s	18,0 ± 28,1	22,5 ± 27,1	0,704

Tabelle 5.3 **Werteübersicht der bilateralen Kraftmessung**, ROM= Bewegungsausmaß, IQR= Interquartilabstand

5.5.1 Maximalkraft

Die Messung des maximalen Drehmoments der Extension ergab im Mittel $52,6 \text{ Nm} \pm 27,9$ am gesunden Hüftgelenk und $40,0 \text{ Nm} \pm 36,4$ am Erkrankten. Damit unterliegt die erkrankte Seite mit einem Kraftdefizit von 24 % jener Gesunden.

Ähnlich verhält es sich bei den Messungen der Flexion und der Abduktion. Hier wiesen die erkrankten Gelenke im Vergleich zum gesunden Gegenpart Defizite von 30 % (13,6 Nm) und 27 % (7,7 Nm) auf.

Hingegen konnte ein höheres maximales Drehmoment bezüglich der Adduktion an der erkrankten im Vergleich zur gesunden Hüfte beobachtet werden. Die Messung der erkrankten Seite zeigte sich durchschnittlich um 7,1 Nm stärker und überstieg damit die Maximalkraft der gesunden Seite um 36 %.

Die ermittelten Differenzen zwischen den jeweiligen Extremitäten aller Bewegungsrichtungen erwiesen sich jeweils als statistisch signifikant ($p < 0,001$).

In der Abbildung 5.7 ist das durchschnittliche maximale Drehmoment in Extension und Flexion sowie in Adduktion und Abduktion jeweils mit $60^\circ/\text{s}$ und $30^\circ/\text{s}$ vergleichend für das erkrankte wie das gesunde Hüftgelenk dargestellt.

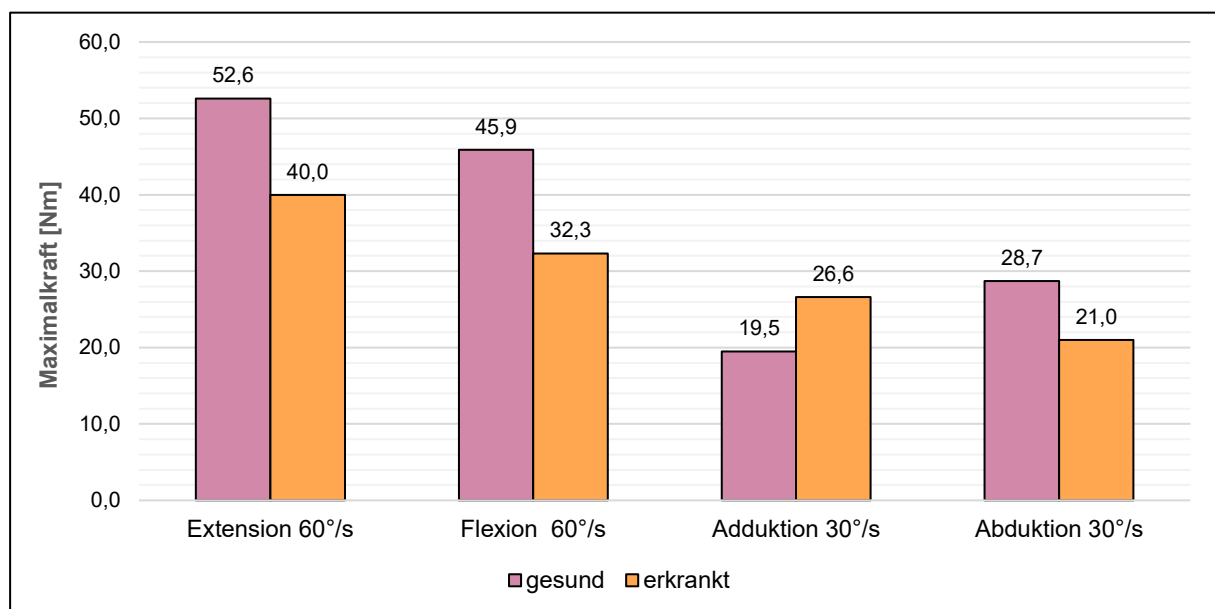


Abbildung 5.7 Median der Maximalkraft

Diese Art der Gegenüberstellung findet auch in den folgenden Unterkapiteln Verwendung.

5.5.2 Durchschnittliche Maximalkraft

Parallel zu den Werten der besten Wiederholung der Maximalkraft, wurden auch die Werte der durchschnittlichen Maximalkraft berechnet. Der Mittelwert berechnet sich dabei aus den je fünf Bewegungswiederholungen.

Die bei der absoluten Maximalkraft festgestellte Überlegenheit der gesunden Seite setzt sich bei den Durchschnittswerten logisch fort (s. Abbildung 5.8).

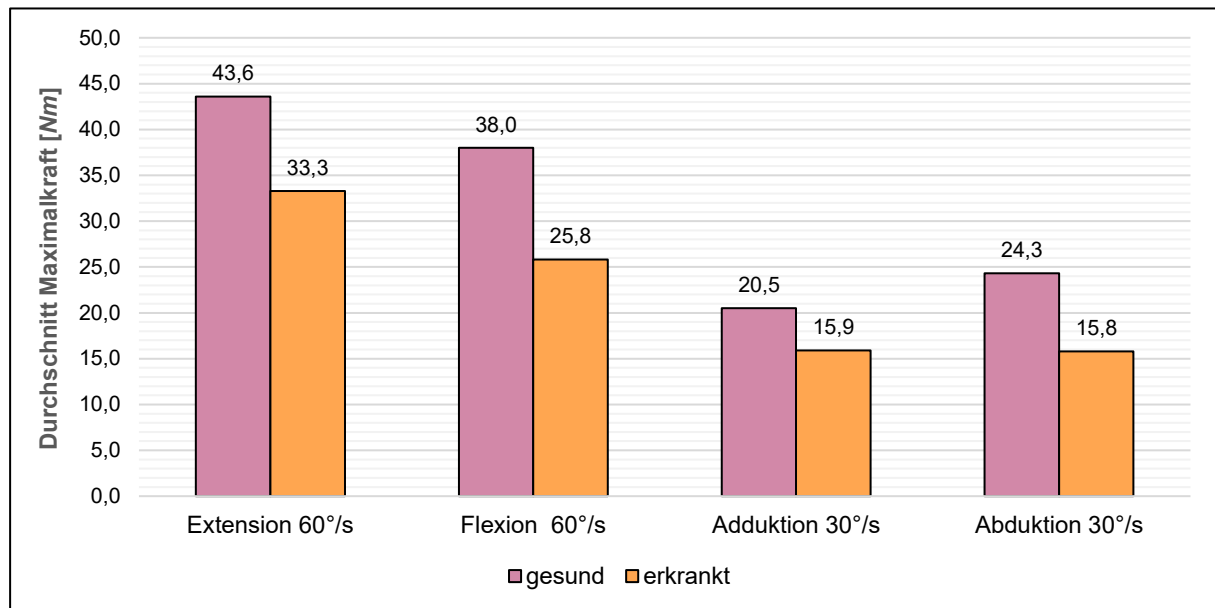


Abbildung 5.8 **Mediane der durchschnittlichen Maximalkraft**

Das Kraftdefizit auf Basis der durchschnittlichen Maximalkraft zwischen den Hüftseiten beträgt für die Extension 10,3 Nm (24 %), für die Flexion 12,2 Nm (32 %), für die Adduktion 4,6 Nm (22 %) und letztlich für die Abduktion 8,5 Nm (35 %).

Die Differenz der durchschnittlichen Maximalkraft zwischen der gesunden- bzw. erkrankten Hüftseite ist für alle vier Bewegungsrichtungen jeweils mit $p < 0,001$ statistisch signifikant.

5.5.3 Relativkraft

Die errechnete Relativkraft setzt das maximale Drehmoment ins Verhältnis zum Körpergewicht der Teilnehmenden. Die Ergebnisse zeichnen ein homogenes Bild einer stets um etwa ein Drittel unterlegenen Kraftintensität am erkrankten- im Vergleich

zum gesunden Gelenk. Die Unterschiede sind dabei je statistisch signifikant mit $p < 0,001$.

Im Detail betragen die Abweichungen der absoluten Relativkraft im Seitenvergleich bei der Extension 0,2 Nm/ kg, bei der Flexion 0,2 Nm/ kg, bei der Adduktion 0,1 Nm/ kg und bei der Abduktion 0,1 Nm/ kg. Prozentuell entspricht dies 32 %, 33 %, 26 % und 31 % (s. Abbildung 5.9).

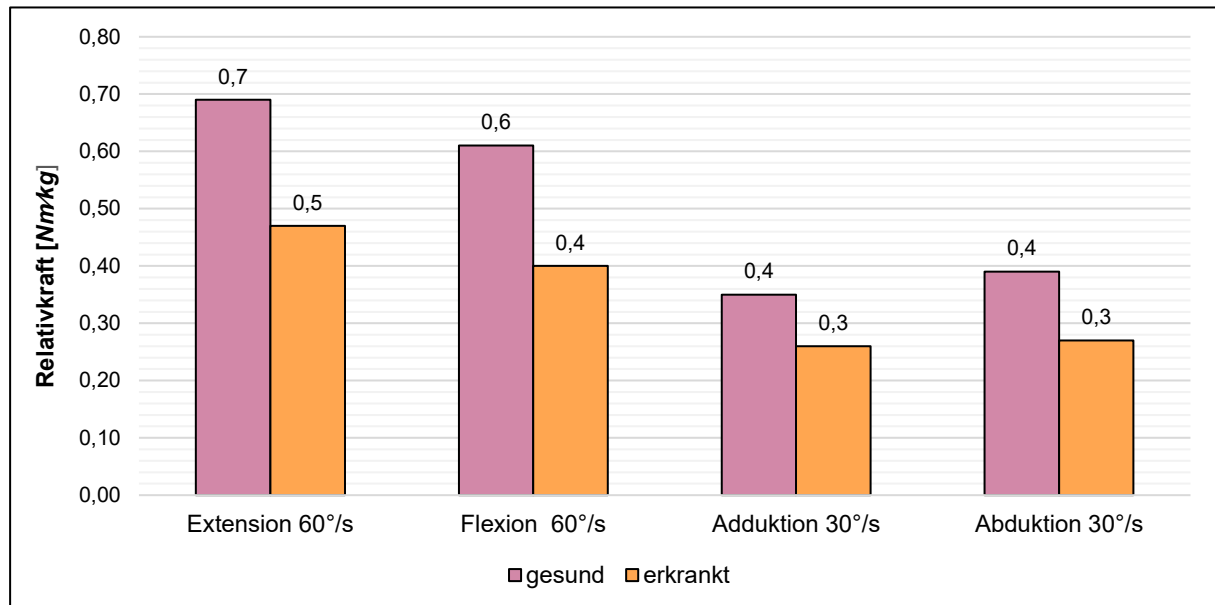


Abbildung 5.9 Median der Relativkraft

5.5.4 Gesamtarbeit

Die bei der Maximalkraft gemachten Beobachtungen führen sich bei Berechnung der Gesamtarbeit stringent fort (s. Abbildung 5.10).

Die Summe aller fünf Wiederholungen beträgt für die Extension der gesunden Extremität $277,2 \text{ J} \pm 129,9$ (IQR 26,2 – 530,4 J) und für die erkrankte Gegenseite $172,5 \text{ J} \pm 157,3$ (IQR 10,6 – 442,6 J). Die Differenz beträgt damit 104,7 J zugunsten der gesunden Seite (38 %, $p < 0,001$).

Die Gesamtarbeit der Flexion bemisst an der gesunden Seite $209,8 \text{ J} \pm 109,2$ (IQR 9,6 – 444,1 J) und $115,6 \text{ J} \pm 129,2$ (IQR 6,0 – 354,1 J) an der Erkrankten. Der Unterschied von 45 % (94,2 J, $p < 0,001$) übertrifft damit noch deutlicher die Dominanz der Extensionswerte am gesunden Gelenk.

Die erhobenen Werte für die Adduktion belaufen sich auf $39,4 \text{ J} \pm 49,3$ (IQR 5,5 – 121,5 J) auf der gesunden- und auf $20,8 \text{ J} \pm 29,1$ (IQR 1,8 – 100,6 J) auf der erkrankten Seite.

Die Messungen für die Abduktion ergaben Zahlenwerte von $41,7 \text{ J} \pm 37,1$ (IQR 1,7 – 131,9 J) auf der gesunden- und $21,2 \text{ J} \pm 33,4$ (IQR 1,4 – 132,1 J) auf der erkrankten Seite.

Für Adduktion und Abduktion sind die Seitendifferenzen demnach noch ausgeprägter und die Kraftverhältnisse der gesunden- gegenüber der erkrankten Seite übersteigen diese um fast die Hälfte (47 %, 49 %, je $p < 0,001$)

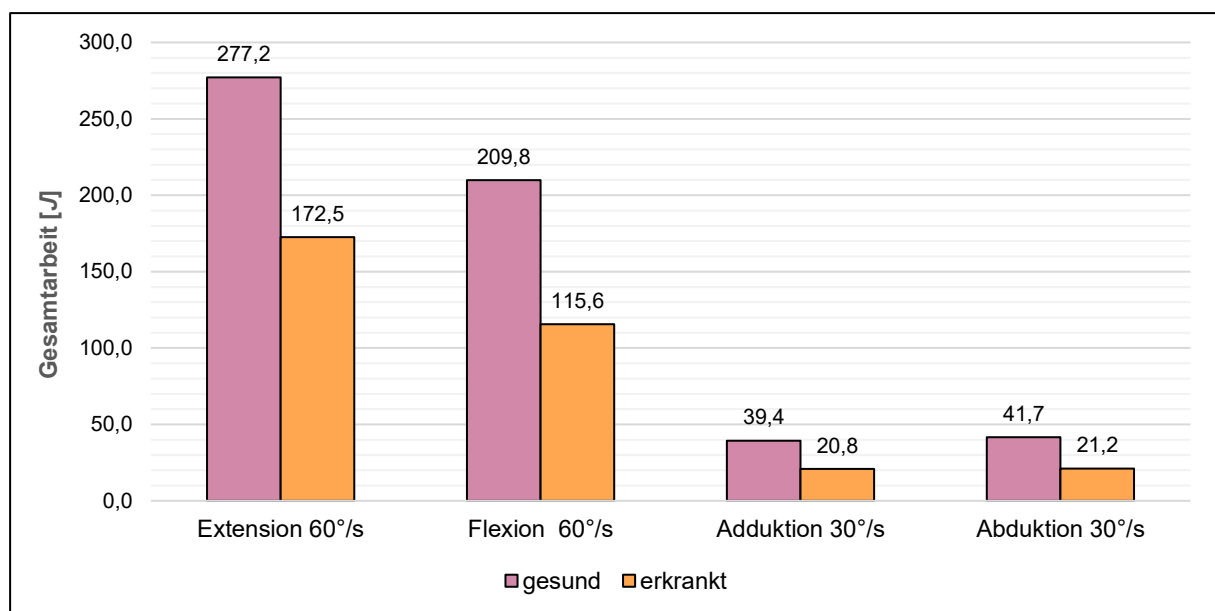


Abbildung 5.10 **Mediane der Gesamtarbeit**

5.5.5 Relative Arbeit

Folgerichtig zeichnet sich auch bei der relativen Arbeit ein ähnliches Bild der Überlegenheit der gesunden- gegenüber der erkrankten Hüftseite (s. Abbildung 5.11, je $p < 0,001$).

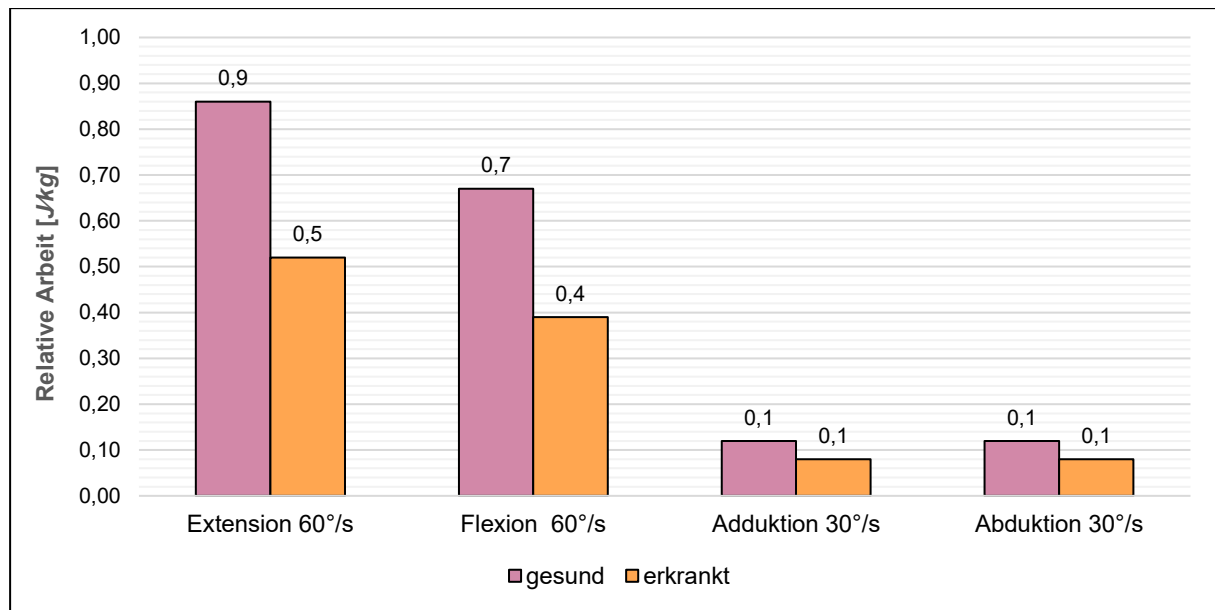


Abbildung 5.11 Mediane der relativen Arbeit

Die Differenz der verrichteten relativen Arbeit in Extension betrug 0,3 J/ kg (g: 0,8 J/ kg $\pm$ 0,6; v: 0,5 J/ kg $\pm$ 0,42). Dies entspricht einer Überlegenheit der gesunden Extremität von 37 % ($p < 0,001$). Der Seitenunterschied der errechneten relativen Arbeit in Flexion (g: 0,7 J/ kg $\pm$ 0,3; v: 0,4 J/ kg $\pm$ 0,3) hingegen belief sich auf 0,3 J/ kg bzw. 40 % ($p < 0,001$), in Adduktion (g: 0,1 J/ kg $\pm$ 0,2; v: 0,1 J/ kg $\pm$ 0,1) indes auf 0,4 J/ kg bzw. 30 % ($p < 0,001$). Das Defizit zwischen den Hüftseiten bezüglich der erfolgten relativen Arbeit in Adduktion (g: 0,1 J/ kg $\pm$ 0,1; v: 0,1 J/ kg $\pm$ 0,1) bezifferte 0,1 J/ kg bzw. 39 % ($p < 0,001$).

5.5.6 Leistung

Die als maximale Arbeit pro Zeiteinheit definierte Leistung bildet analog zu den vorausgegangenen Ergebnissen ein schlüssiges Resultat ab.

Wie in Abbildung 5.12 deutlich wird, übersteigen die Mediane der an der gesunden Hüftseite erbrachten Leistungen in allen vier Bewegungsrichtungen jene an der Erkrankten. Die Differenzen betragen dabei 9,6 W (39 %) bei Extension, 7,5 W (35 %) bei Flexion, 2,1 W (38 %) bei Adduktion und 1,9 W (35 %) bei Abduktion. Das Signifikanzniveau dieser Differenzen beträgt jeweils $p < 0,001$.

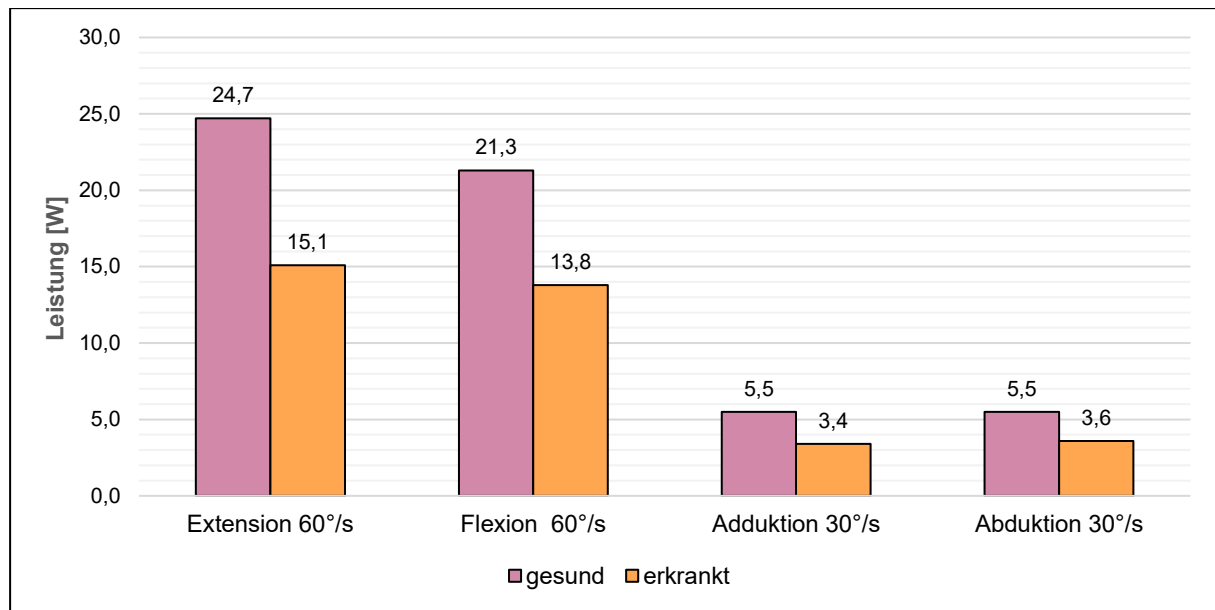


Abbildung 5.12 Mediane der Leistung

5.5.7 Dominante zur nicht- dominanten Seite

Über das Maximalkraftverhältnis der gesunden- zur erkrankten Hüftseite hinaus soll im Folgenden ein Vergleich zwischen der dominanten und der nicht- dominanten Extremität gezogen werden (s. Tabelle 5.4).

	Dominant	Nicht- dominant	Statistische Differenz
	<i>Median ± IQR</i>	<i>Median ± IQR</i>	<i>p- Wert</i>
Maximalkraft [Nm]			
Extension 60°/ s	47,2 ± 42,7	46,1 ± 35,9	0,187
Flexion 60°/ s	41,5 ± 25,5	39,0 ± 29,2	0,699
Adduktion 30°/ s	23,7 ± 24,1	21,8 ± 27,2	0,539
Abduktion 30°/ s	27,1 ± 17,5	23,5 ± 14,5	0,161

Tabelle 5.4 Maximalkraftvergleich der dominanten- und nicht dominanten Seite, IQR= Interquartilabstand

Die dominante Seite erzielt im Median in allen vier getesteten Bewegungsrichtungen ein der nicht- dominanten Seite überlegenes Ergebnis, das zwar grafisch darstellbar-, jedoch statistisch nicht signifikant ist. (s. Abbildung 5.14).

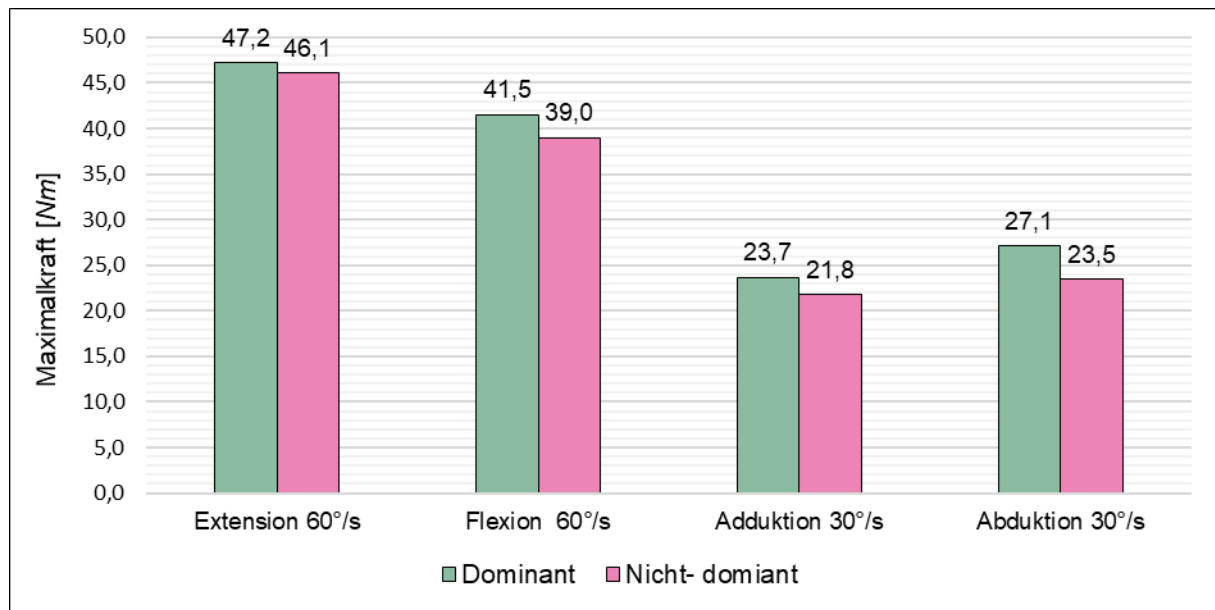


Abbildung 5.13 **Maximalkraftvergleich zwischen der dominanten und nicht- dominanten Seite**

Die Maximalkraftdifferenz beträgt in Extension 1,1 *Nm* (2 %), in Flexion 2,5 *Nm* (6 %), in Adduktion 1,9 *Nm* (8 %) und in Abduktion 3,6 *Nm* (13 %).

In 39 % der Fälle entspricht die dominante Seite eben jener Erkrankten (n= 28).

5.5.8 Bewegungsausmaße (ROM)

Vor den eigentlichen Kraftmessungen wurden die Bewegungsumfänge der Extension und Flexion sowie der Abduktion am erkrankten- und gesunden Hüftgelenk erfasst. Die Adduktion wurde in der Neutral- Null- Stellung gestoppt und somit nicht erfasst.

Für die gesunde Seite konnten folgende Mediane ermittelt werden: Extension/ Flexion 103,2° (64,7° - 133,1°; IQR 28°) und Abduktion 36,8° (15,8° - 50,7°; IQR 13°).

Für die erkrankte Seite hingegen ergaben sich die Mediane: Extension/ Flexion 92,6° (30,9° - 135,6°; IQR 24,7°) und Abduktion 29,8° (15,7° - 52,5°; IQR 10,6°; s. Abbildung 5.15).

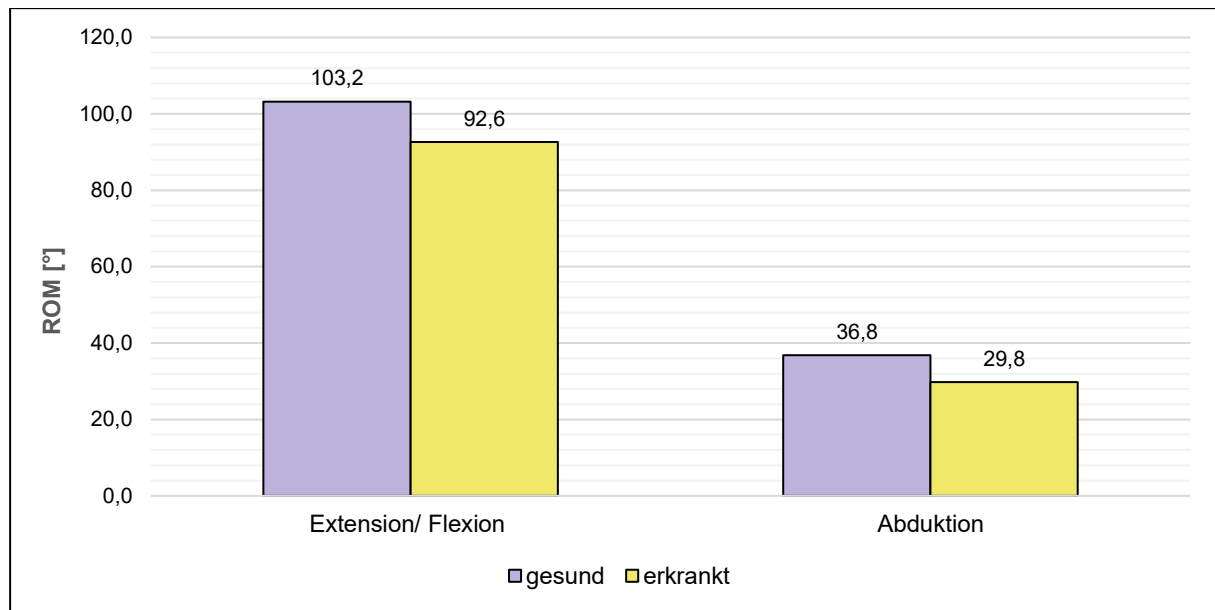


Abbildung 5.14 **Bewegungsausmaß (ROM)**

Somit unterliegt die erkrankte Seite jener Gesunden bezüglich der Extension/ Flexion um $10,6^\circ$ (10 %), bezüglich der Abduktion um 7° (19 %) und weicht noch deutlicher von den physiologischen maximalen 135° bzw. 40° ab.

Es besteht ein signifikanter Unterschied hinsichtlich der einzelnen Bewegungsumfänge der beiden Seiten im Vergleich ($p < 0,001$, $p = 0,007$).

5.5.9 Variationskoeffizient

Der durch das Biodex Gerät berechnete Variationskoeffizient bewegte sich bei den durchgeführten Messungen in einem Rahmen von minimal 14 % und maximal 25 %.

Die Unterschiede der Variationskoeffizienten im Seitenvergleich für das erkrankte und das gesunde Gelenk sind marginal (s. Abbildung 5.16). Dies spiegelt sich auch in den ausbleibenden statistischen Signifikanzen wider: $p = 0,570$, $p = 0,056$, $p = 0,557$ und $p = 0,704$.

Die Wiederholungen der Extension auf beiden Seiten zeigen die niedrigsten Variationskoeffizienten mit 15 % auf der gesunden- und 14 % auf der erkrankten Seite. Diese niedrigen Werte sind Indikatoren für eine konstante Bewegungsdurchführung. Die größte Varianz hingegen zeigen die Flexionswiederholungen. Sie betragen für das gesunde Gelenk 20 % und für das Erkrankte 25 %.

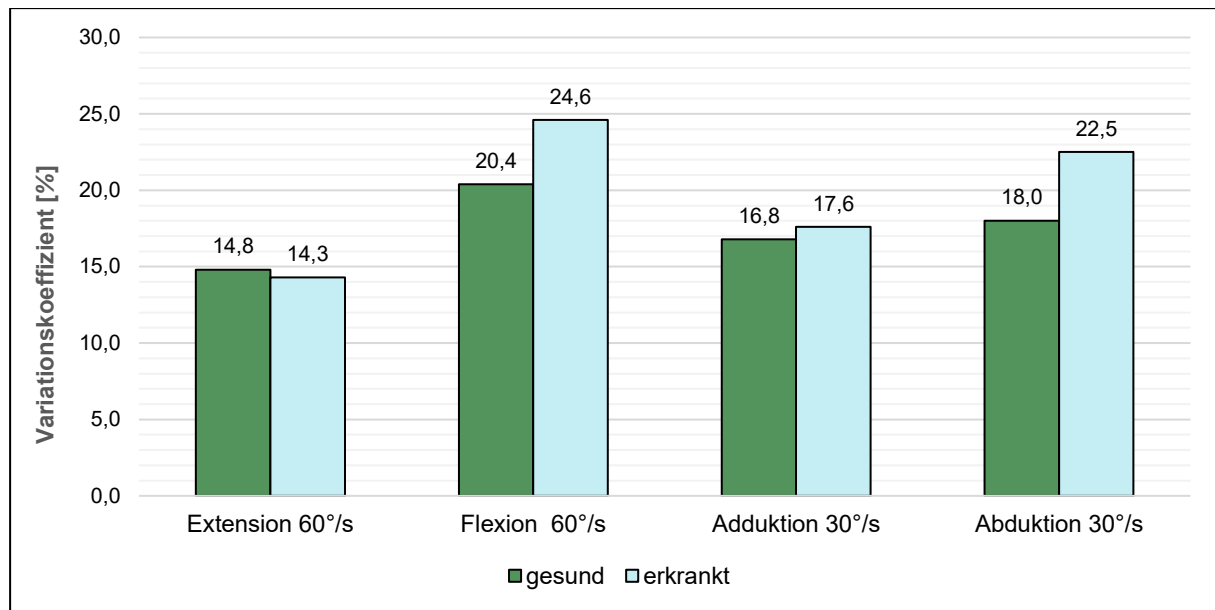


Abbildung 5.15 Mediane der Variationskoeffizienten

Über die Daten der am Gerät erhobenen bzw. errechneten Werte hinaus, wird im Folgenden das an die Studienteilnehmenden ausgehändigte Fragebogenset ausgewertet.

5.6 Fragebogenset

Im Fragebogenset wurden die Patientinnen und Patienten zu ihrer Hüftgelenkfunktionalität, Lebensqualität und Mobilität befragt. Die nun folgenden Ergebnisse erfassen die Teilnehmenden in Ihrem Alltagskontext und sollen im Anschluss in Zusammenhang mit den Kraftmessungen gesetzt werden.

5.6.1 Funktionalität

Zur Bewertung der funktionellen Einschränkungen wurden der modifizierte Harris-Hip-Score sowie der WOMAC Index verwendet.

Die Studienteilnehmenden (n= 23) erreichten beim mHHS im Median einen Summenwert von 44 ± 14 (24- 69). Wie nachstehend grafisch dargestellt (s. Abbildung 5.17), erlangte keiner der Probanden eine exzellente oder gute Funktionalität im betroffenen Hüftgelenk. zwei Personen (6 %) erzielten ein durchschnittliches Ergebnis,

21 Personen (68 %) ein Schlechtes. Der Fragebogen wurde von acht Studienteilnehmenden (26 %) nicht ausgefüllt.

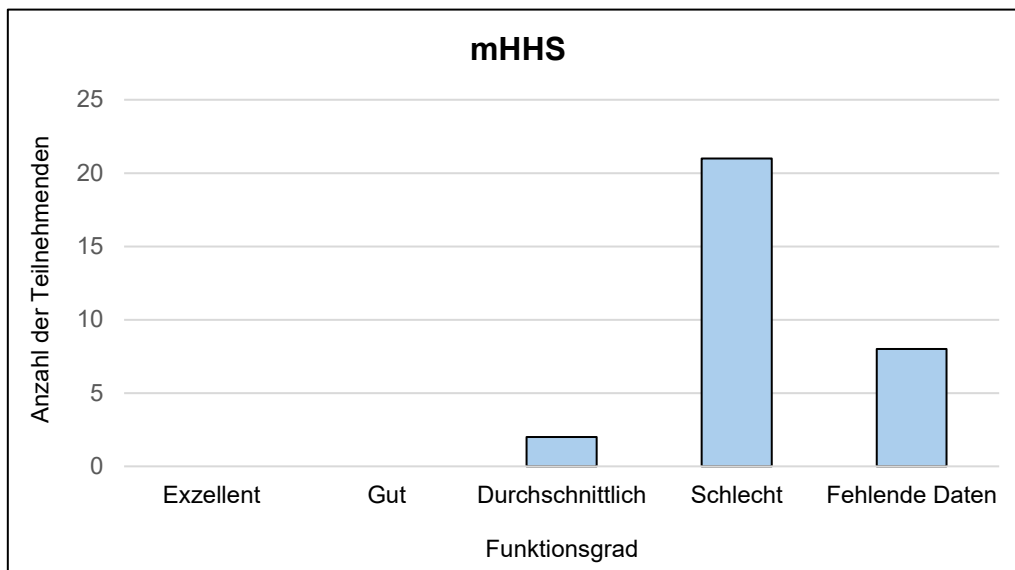


Abbildung 5.16 **Modifizierter Harris- Hip- Score**

Der WOMAC Index ergab einen medianen Wert von 52 ± 14 mit einer Spannweite von 10- 78 (s. Abbildung 5.18). Insgesamt füllten 27 Patientinnen und Patienten den Score aus.

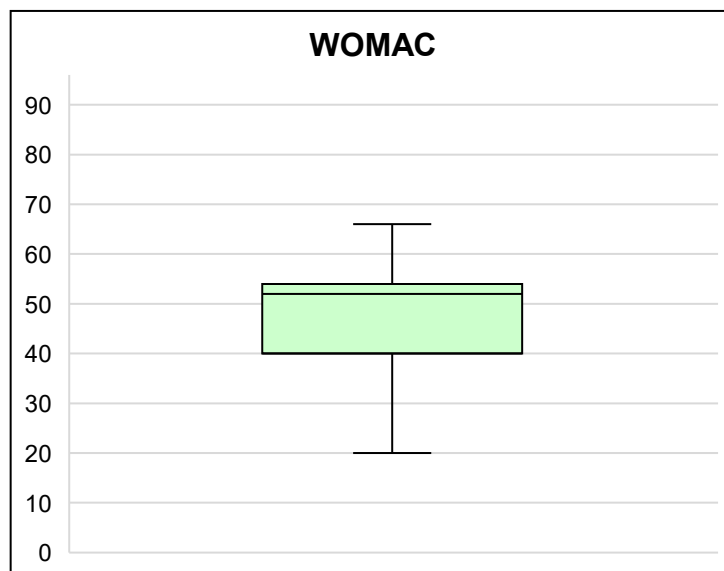


Abbildung 5.17 **WOMAC Index**

Auf die Frage nach der subjektiven Beurteilung des Funktionsgrads des zu operierenden Hüftgelenks antworteten 15 Personen (48 %) sie fühlten sich in ihrer Funktion „beeinträchtigt“. Weitere sechs Personen (19 %) schätzten den Funktionsgrad sogar als „stark beeinträchtigt“ ein. Dieses Ergebnis fügt sich damit in eine homogene Reihe mit den vorangegangenen Scores ein. Kein Proband schätzte seine Hüftfunktion als „normal“ oder „fast normal“ ein. Die Daten von 32 % der Studienteilnehmenden fehlen (s. Abbildung 5.19).

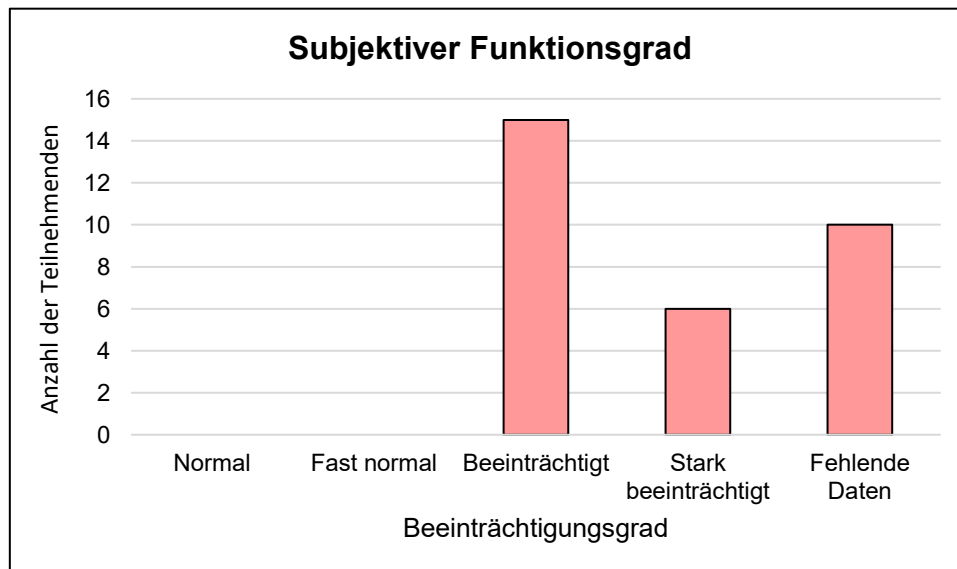


Abbildung 5.18 **Subjektiver Funktionsgrad**

5.6.2 Lebensqualität

Zur Ermittlung der Lebensqualität füllten 27 von 31 Studienteilnehmenden den EQ-5D- 3L Fragebogen aus.

Die einzelnen Items werden in der Tabelle 5.5. aufgeschlüsselt.

EQ- 5D- 3L	Median	Spannweite
Beweglichkeit (1- 3)	2	1- 3
Fähigkeit, für sich selbst zu sorgen (1- 3)	1	1- 3
Alltägliche Tätigkeiten (1- 3)	2	1- 3
Schmerzen (1- 3)	2	1- 3
Angst (1- 3)	1	1- 2

Tabelle 5.5 **EQ- 5D- 3L Auswertung**

Bei der Betrachtung der einzelnen Subkategorien fällt auf, dass „die Fähigkeit für sich selbst zu sorgen“ sowie „Angst“ den Patientinnen und Patienten „keine“ Probleme bereitete, hingegen die Items „Beweglichkeit“, „alltägliche Fähigkeiten“ und „Schmerzen“, wie im Zusammenhang mit einer bestehenden Coxarthrose zu vermuten, die Lebensqualität der Befragten beeinträchtigten.

In der Summe errechnete sich für die Erhebungsgruppe ein medianer TTO- Score von 0,788 (0,061- 0,999). Dies bedeutet eine 10 % Einschränkung der persönlich empfundenen Lebensqualität im Altersvergleich zur deutschen Allgemeinbevölkerung (Altersparte 65- 74 Jahre, TTO Score: 0,891 (86)). Der mediane VAS- Index beträgt 0,750 und weist eine Spannweite von 0,092- 0,902 auf. Hier unterliegt die Versuchs- der Standard- Vergleichsgruppe (TTO- Score 0,882 (86)) um 13 %.

Darüber hinaus beantworteten die 27 Probandinnen und Probanden auch die visuelle Analogskala EQ- VAS bezüglich ihrer Lebensqualität.

Der mediane Wert betrug hier 60 ± 25 (21- 100, s. Abbildung 5.20). Dieses Ergebnis bekräftigt das bereits beim EQ- 5D- 3L gewonnene Bild der persönlich als reduziert wahrgenommenen Lebensqualität der Teilnehmenden. Es weist analog eine ebenfalls breite Ergebnisstreuung auf. Das Ergebnis unterliegt dem der europäischen Standard- Vergleichsgruppe aus dem Jahre 2021 um 11 % (87).

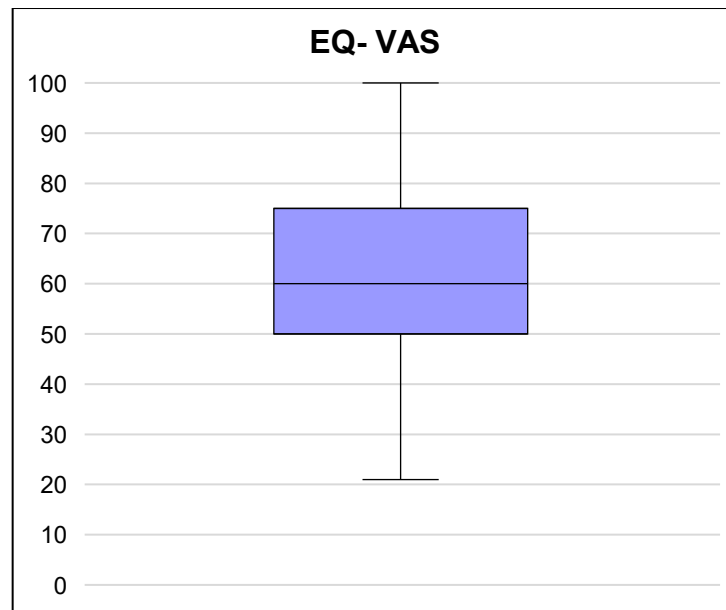


Abbildung 5.19 EQ- VAS

5.6.3 Mobilität

Über die beschriebenen standardisierten Scores hinaus, wurde in dem Fragebogenset die Mobilität der Patienten erfragt bzw. getestet.

Die Teilnehmenden (n= 24) berichteten im Rahmen der physiotherapeutischen Mobilitätserfassung von einer medianen, präoperativen täglichen Gehstrecke von 2 km $\pm$ 4,3. Die Spannweite betrug 100 m bis zehn km.

Die Probandinnen und Probanden (n= 23) gaben zudem an, im Median 2 Stockwerke $\pm$ 1 (1- 10) zu Fuß bewältigen zu können.

Der *Timed- up- and- go- Test* (n= 23) ergab eine mediane Dauer von 12,9 s $\pm$ 4,7. Die schnellste Patientin legte die Strecke innerhalb von 9,13 s, zurück und blieb damit als einzige Probandin unter dem zehn Sekunden Cut- off- Wert in der Kategorie „keine Mobilitätseinschränkung“. Die langsamste Patientin benötigte für den Versuch 17,9 s und fiel mit diesem Wert, wie alle weiteren 22 getesteten Probandinnen und Probanden, in die Kategorie der „Mobilitätsstörung ohne Alltagsrelevanz“.

Im Folgenden sollen alle Einzelergebnisse gemeinsam betrachtet und eventuelle Zusammenhänge erschlossen werden.

5.7 Prädiktoren

Ziel der Arbeit war es, Prädiktoren für das klinische Kraftergebnis zu ermitteln. Hierzu wurde untersucht, ob Geschlecht, Alter, BMI, ASA- Klassifikation, eine Coxarthrose der Gegenseite und eine etwaige Voroperationen, die Fähigkeit des Einbeinstandes, ein positives Trendelenburg- Zeichen, Schmerzmitteleinnahme, die durch die Numerische- Rating Skala erfasste Schmerzempfindung vor- bzw. nach der Messung am gesunden und erkrankten Hüftgelenk sowie die im Fragebogen ermittelte Scores (mHHS, WOMAC, subjektive Funktionseinschätzung, EQ- 5D- 3L, EQ- VAS) und Mobilitätsdaten Einfluss auf die erhobene Maximalkraft haben. Zu diesem Zweck wurde eine Korrelationsanalyse durchgeführt (s. Tabelle 5.6).

Maximalkraft		Extension		Flexion		Adduktion		Abduktion	
		g	e	g	e	g	e	g	e
Alter	r	-0,331	-0,165	-0,366	-0,196	-0,252	-0,181	-0,251	-0,065
	p	0,069	0,375	0,043	0,289	0,171	0,330	0,173	0,728
Geschlecht	r	0,296	0,310	0,267	0,386	0,198	0,455	0,083	0,213
	p	0,106	0,089	0,146	0,032	0,284	0,010	0,657	0,250
BMI	r	0,408	0,296	0,339	0,319	0,424	0,377	0,428	0,325
	p	0,023	0,105	0,062	0,080	0,017	0,037	0,016	0,075
ASA- Klassifikation	r	-0,239	0,013	-0,126	0,041	-0,212	-0,274	-0,029	-0,038
	p	0,196	0,943	0,498	0,825	0,252	0,136	0,879	0,838
Coxarthrose der Ggs.	r	-0,401	-0,274	-0,177	-0,062	-0,405	-0,162	0,000	0,120
	p	0,025	0,136	0,340	0,741	0,024	0,384	1,000	0,522
OP der Ggs.	r	-0,344	-0,204	-0,290	-0,032	-0,355	-0,151	-0,065	0,043
	p	0,058	0,270	0,113	0,863	0,050	0,419	0,730	0,818
Einbeinstand	r	0,051	-0,089	-0,187	-0,144	-0,093	-0,008	-0,340	-0,242
	p	0,793	0,645	0,332	0,455	0,630	0,965	0,071	0,206
Trendelenburg- Zeichen	r	-0,270	-0,019	-0,067	-0,072	0,087	0,048	0,284	0,236
	p	0,157	0,921	0,728	0,710	0,655	0,804	0,135	0,218
Schmerzmitteleinnahme	r	-0,006	0,081	0,156	0,087	0,271	0,271	0,017	0,167
	p	0,977	0,683	0,428	0,661	0,163	0,163	0,930	0,394

Maximalkraft			Extension		Flexion		Adduktion		Abduktion	
			g	e	g	e	g	e	g	e
NRS, vM, g		r	-0,228	-0,201	0,016	-0,092	-0,284	-0,266	-0,417	-0,391
		p	0,244	0,305	0,934	0,642	0,143	0,171	0,027	0,040
NRS, nM, g		r	-0,257	-0,191	-0,068	-0,141	-0,376	-0,352	-0,505	-0,513
		p	0,188	0,330	0,732	0,475	0,049	0,066	0,006	0,005
NRS, vM, e		r	-0,379	-0,287	-0,037	-0,281	-0,209	-0,284	-0,059	-0,084
		p	0,047	0,138	0,853	0,147	0,286	0,143	0,765	0,672
NRS, nM, e		r	-0,379	-0,287	-0,037	-0,281	-0,209	-0,284	-0,059	-0,084
		p	0,047	0,138	0,853	0,147	0,286	0,143	0,765	0,672
Funktionalität	mHHS	r	-0,039	-0,053	0,149	0,041	-0,039	0,317	0,294	0,385
		p	0,859	0,812	0,498	0,851	0,861	0,141	0,173	0,070
	WOMAC	r	0,018	-0,188	-0,288	-0,269	-0,211	-0,238	-0,217	-0,280
		p	0,930	0,348	0,146	0,174	0,291	0,232	0,277	0,156
	Kurzeinschätzung	r	0,279	0,244	0,244	0,366	0,070	0,157	-0,017	-0,052
		p	0,221	0,287	0,287	0,103	0,764	0,498	0,940	0,822
Lebensqualität	EQ- 5D- 3L	r	0,029	-0,015	0,191	0,155	0,003	0,267	0,069	0,215
		p	0,886	0,941	0,341	0,440	0,988	0,178	0,732	0,281
	EQ- VAS	r	0,098	0,040	-0,022	-0,008	0,099	0,079	0,103	0,221
		p	0,627	0,843	0,912	0,967	0,625	0,694	0,610	0,268

Maximalkraft			Extension		Flexion		Adduktion		Abduktion	
			g	e	g	e	g	e	g	e
Mobilität	TUG	r	0,136	0,155	-0,081	0,088	-0,106	-0,240	0,015	-0,049
		p	0,535	0,480	0,713	0,690	0,629	0,270	0,946	0,823
	Stockwerke	r	-0,224	-0,030	-0,003	0,121	-0,504	0,061	0,150	0,108
		p	0,305	0,892	0,989	0,581	0,014	0,783	0,494	0,623
	Gehstrecke	r	0,044	0,002	0,052	0,079	-0,007	0,196	0,559	0,497
		p	0,839	0,994	0,809	0,713	0,976	0,358	0,005	0,014

Tabelle 5.6 **Korrelation zwischen Prädiktoren und Maximalkraft**; r= Korrelationskoeffizient, p= p- Wert, g= gesund, e= erkrankt, Ggs.= Gegenseite, NRS= Numerische- Rating Skala, vM= vor der Messung, nM= nach der Messung; mHHS= modifizierter *Harris- Hip- Score*, WOMAC= *Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index*, fett gedruckte Ziffern: statistisch signifikant

Relativkraft			Extension		Flexion		Adduktion		Abduktion	
			g	e	g	e	g	e	g	e
Geschlecht		r	-0,020	0,123	-0,105	0,195	0,000	0,321	-0,180	0
		p	0,910	0,511	0,575	0,293	0,990	0,078	0,340	1
Gewicht		r	0,020	0,073	-0,239	0,064	0,020	0,221	-0,070	0,036
		p	0,940	0,697	0,195	0,731	0,930	0,231	0,690	0,848

Tabelle 5.7 **Korrelation zwischen Prädiktoren und Relativkraft**; r= Korrelationskoeffizient, p= p- Wert, g= gesund, e= erkrankt, fett gedruckte Ziffern: statistisch signifikant

5.7.1 Alter, Geschlecht, BMI, ASA- Klassifikation

Das Alter der Probandinnen und Probanden konnte lediglich mit der Maximalkraft der Flexion der gesunden Extremität in eine negative Korrelation gebracht werden ($r = -0,366$, $p = 0,043$). Daraus lässt sich ableiten, je jünger die Teilnehmenden waren, desto größer war die bei Flexion am gesunden Hüftgelenk zu messende Maximalkraft. Zu den weiteren Bewegungsrichtungen, wie auch zum erkrankten Gelenk, konnte kein signifikanter Zusammenhang detektiert werden.

Zwischen dem Geschlecht und der Maximalkraftmessung hingegen konnte für die Flexion ($r = 0,386$, $p = 0,032$) und die Adduktion ($r = 0,455$, $p = 0,010$) an der erkrankten Hüftseite eine signifikante Beziehung festgestellt werden. Die männlichen Probanden erzielten in genannten Bewegungsrichtungen am erkrankten Gelenk signifikant höhere Werte gegenüber den weiblichen Teilnehmerinnen.

Ebenso lässt sich eine Signifikanz zwischen dem BMI und der Maximalkraft nachweisen. Je höher der errechnete BMI der Probandinnen und Probanden war, desto stärker war die jeweils gemessene Maximalkraft der folgenden Bewegungsrichtungen. Der BMI korreliert mit der Maximalkraft an der gesunden Extremität signifikant bei Extension ($r = 0,408$, $p = 0,023$), Adduktion ($r = 0,424$, $p = 0,017$) und Abduktion ($r = 0,428$, $p = 0,016$) und an jener Erkrankten ausschließlich bei Adduktion ($r = 0,377$, $p = 0,037$).

Eine Korrelation zwischen dem Geschlecht bzw. dem Gewicht und der Relativkraft blieb hingegen aus (s. Tabelle 5.7).

Ebenso wenig ließen sich die Einschätzung der körperlichen Voraussetzungen der Teilnehmenden mittels der ASA- Klassifikation mit den erhobenen Messungen der Maximalkraft in einen signifikanten Zusammenhang bringen.

5.7.2 Coxarthrose und Voroperationen der Gegenseite

Eine Coxarthrose der Gegenseite hat einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Kraftentwicklung eben jener „vermeintlich gesunden“, ausführenden Seite in den Bewegungsformen Extension ($r = -0,401$, $p = 0,025$) und Adduktion ($r = -0,405$, $p = 0,024$). Die inverse Korrelation belegt bei diesen Bewegungsformen eine schwächere

Maximalkraftentwicklung bei einer diagnostizierten Coxarthrose der bewegenden Gegenseite.

Eine bereits erfolgte Voroperation der Gegenseite zeigt ebenfalls einen statistisch signifikanten Zusammenhang zu den Messergebnissen der Adduktion dieser ausführenden Extremität auf ($r = -0,355$, $p = 0,050$). Hat eine Voroperation stattgefunden, war eine verminderte Maximalkraft der Adduktion zu verzeichnen.

5.7.3 Einbeinstand und Trendelenburg- Zeichen

Hingegen konnte weder zwischen der Befähigung des stabilen Einbeinstandes noch zwischen einem positivem Trendelenburg- Zeichen und der Maximalkraft ein signifikanter Zusammenhang nachgewiesen werden.

5.7.4 Schmerzmitteleinnahme und Schmerzempfindung

Ebenso wenig korrelierte eine vorausgegangene Schmerzmitteleinnahme der Patientinnen und Patienten mit ihren Ergebnissen bei der Maximalkrafterhebung.

Jedoch ließen sich signifikante Korrelationen der Schmerzwahrnehmung mit der erbrachten Maximalkraft belegen.

Der Schmerz am gesunden Hüftgelenk vor der Messung steht in Beziehung mit den Ergebnissen der Abduktion der gesunden und erkrankten Extremität. Die Abduktion der gesunden Extremität korreliert negativ mit der erbrachten Kraft, $r = -0,417$, $p = 0,0027$. Auch steht die Schmerzwahrnehmung der gesunden Seite in ihrer Funktion als stabilisierendes Standbein in Zusammenhang mit der erbrachten Kraftanstrengung des Erkrankten ($r = -0,391$, $p = 0,040$). Je stärker die Schmerzen jeweils angegeben wurden, desto niedriger war die erbrachte Maximalkraft.

Nach der Messung indes lassen sich Korrelationen der Schmerzen am gesunden Hüftgelenk und der Maximalkraft bezüglich der Adduktion ($r = -0,376$, $p = 0,049$) berechnen. Die Korrelationen bezüglich der Schmerzen bei Abduktion an der gesunden, wie erkrankten Extremität sind statistisch zudem jeweils signifikant ($r = -0,505$, $p = 0,006$; $r = -0,513$, $p = 0,005$). Je niedriger die investierte Kraft war, desto höher waren die Schmerzen nach der Messung bzw. je stärker die Bewegungsausführungen waren, desto schwächer waren die empfundenen Schmerzen nach der Messung.

Im Gegensatz zu den inversen Korrelationen zwischen den Schmerzen am gesunden Gelenk und der Maximalkraftentwicklung, ergibt sich für das erkrankte Gelenk ein positiver Zusammenhang. Die erbrachte Extensionsmaximalkraft fiel mit vermehrter Schmerzwahrnehmung, sowohl vor als auch nach der Messung, gleichermaßen mit stärkeren Messwerten aus (je $r = 0,379$, $p = 0,047$).

Alle weiteren Maximalkraftmesswerte an den beidseits durchgeführten Bewegungsausführungen ließen sich nicht statistisch signifikant in Beziehung zu den erlebten Schmerzen setzen.

5.7.5 Fragebogenset

Ebenso konnten keine signifikanten Korrelationen zwischen den Maximalkraftwerten am Biodex- Gerät und den Ergebnissen des modifizierten Harris- Hip- Score, des WOMAC, des EQ- 5D- 3L und des EQ- VAS festgestellt werden (s. Tabelle 5.5).

Alleinig einige Mobilitätsdaten zeigten einen statistisch signifikanten Zusammenhang zur Kraftmessung.

Zwischen der Gehstrecke und der geleisteten Maximalkraft bei Abduktion am gesunden - ($r = 0,559$, $p = 0,005$), wie am erkrankten Gelenk ($r = 0,497$, $p = 0,014$), besteht ein statistisch signifikanter Zusammenhang. Je weiter die Testperson präoperativ gehen konnte, desto stärker war die Abduktion in beiden Hüftgelenken.

Sich auf die Fähigkeit des Treppensteigens beziehend, lässt sich eine statistisch signifikante ($p = 0,014$) negative Korrelation zur maximal erbachten Kraft bei Adduktion am erkrankten Hüftgelenk feststellen ($r = -0,504$). Das bedeutet, je weniger Stufen bewerkstelligt werden konnten, desto höher ist die Muskelkraft der Adduktoren am erkrankten Hüftgelenk.

Alle weiteren Bewegungsrichtungen konnten indes nicht in eine signifikante Relation zur Gehleistung bzw. dem Treppensteigen gesetzt werden.

Ebenso wenig besteht ein Zusammenhang zwischen dem TUG- Test und den Kraftmessungswerten.

6. Diskussion

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist es fortlaufend das Wissen über isokinetische Kraftmessungen am Hüftgelenk bei Patientinnen und Patienten mit Coxarthrose zu erweitern, Vergleiche zu bereits bestehenden Datensätzen zu ziehen und Prädiktoren für das klinische Kraftergebnis zu ermitteln. Darüber hinaus wird untersucht, ob eine stehende Testposition der Patientinnen und Patienten eine potenzielle Verbesserung der bestehenden Testprotokolle darstellt und damit einen Beitrag zur Standardisierung dieser für weiterführende, zukünftige Studien leistet.

Zu den wichtigsten Ergebnissen dieser Studie zählt, dass sich die erkrankte und die gesunde Seite hinsichtlich der Bewegungsrichtungen Flexion, Extension, Abduktion und Adduktion in der isokinetischen Kraftmessung signifikant ($p < 0,001$) voneinander unterscheiden. Zwischen der dominanten- und nicht- dominanten Seite bestehen keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$). Signifikante Prädiktoren für die isokinetische Kraft einzelner Bewegungsrichtungen sind Alter, Geschlecht, BMI und Schmerzen. Zwischen den Fragebogenscores zu den Themen Funktionalität und Lebensqualität und den isokinetischen Messungen konnte kein Zusammenhang hergestellt werden. Die zurücklegbare Gehstrecke und Abduktion sowie die Fähigkeit des Treppensteigens und Adduktion korrelierten signifikant. Der TUG- Test hatte keinen Einfluss auf die Ergebnisse.

Die Messung im Stehen ermöglicht die Untersuchung auch schwer betroffener Patientinnen und Patienten mit Coxarthrose sowohl prä- als auch unmittelbar postoperativ. Trotz der geringen Stabilität und der Einschränkung durch die betroffene Extremität als Standbein kann die Versuchsanordnung als gelungen bezeichnet werden.

Im Folgenden werden die Studienmethodik evaluiert, im Detail auf die gestellten Hypothesen eingegangen und die Limitationen der Studie kritisch beleuchtet.

6.1 Bewertung der Methodik

6.1.1 Versuchsaufbau

Isokinetische Dynamometer sind der Goldstandart zur Messung von Muskelkraft (88). Für diese Studie stand ein Apparat der Firma Biodex zur Verfügung. Dieser soll im Folgenden bezüglich der Hauptgütekriterien validiert werden.

Die Muskelkraft lässt sich durch Messungen am Biodex- Gerät hervorragend objektivieren und standardisiert dokumentieren. Zudem lässt sich das Bias Risiko auf ein Minimum reduzieren und Vergleiche innerhalb eines Kollektivs werden ermöglicht.

Drouin et al. (89) und Taylor et al. (62) wiesen zudem nach, dass die erzielten Ergebnisse valide sind. Hierzu trägt insbesondere die korrekte Positionierung des Drehmoments über dem anatomischen Drehzentrum bei. Je besser diese Punkte übereinstimmen, desto präziser und valider sind die Ergebnisse. Schon kleine Diskrepanzen von ca. einem 1cm bergen einen 2,5- 5 % Messfehler (90–92). In dieser Arbeit wurde im Rahmen der körperlichen Untersuchung der kranialste Punkt des Trochanter major des Patienten oder der Patientin ertastet und 2cm nach kranial zur individuellen Geräteanpassung addiert. Dieses standardisierte und konsequente Vorgehen erhöhte die Versuchvalidität der Studie.

Das Biodex- Dynamometer ist weiterhin als reliables Instrument zur Erfassung der isokinetischen Kraft der Hüftmuskulatur einzustufen (93–97). Contreras- Diaz et al. (98) verglichen in ihrer Metastudie die Versuchsreliabilität insbesondere in Abhängigkeit von den verwendeten Testgeschwindigkeiten und Patientenpositionen.

Während bei gesunden Teilnehmenden besonders höhere Winkelgeschwindigkeiten in Flexion/ Extension vorteilhaft waren (Flexion: 120°/s, 180°/s, Extension: 60°/s, 180°/s (98)), ergab sich für Patientinnen und Patienten mit Hüftarthrose eine gute Reliabilität für 60°/s (99). In Abduktion und Adduktion wird in der Literatur zu Winkelgeschwindigkeiten von 60- 150 °/s (100,101) geraten, jedoch gilt im Vergleich zu vorausgegangenen Studien zu bedenken, dass die Studienteilnehmenden im Rahmen der Langzeitstudie schon wenige Tage nach der prothetischen Versorgung erneut zu Kraftmessungen an das Gerät treten sollten. In enger Rücksprache mit dem Gerätehersteller, der explizit auf niedrige Winkelgeschwindigkeiten unter max. 60°/s verwies, wurde sich, zur Risikominimierung für die Patientinnen und Patienten, für

Messungen der Muskelfunktion mit einer konstanten Winkelgeschwindigkeit von 60°/s für Flexion und Extension bzw. 30°/s für Abduktion und Adduktion entschieden.

Hinsichtlich der Patientenposition zeigt sich für die stehende Variante eine gute Reliabilität in Flexion und eine moderate in Extension (98). Bezüglich der Abduktion und Adduktion lassen sich hingegen widersprüchliche Ergebnisse zur Patientenposition finden (93,102,103).

Im Vergleich zu bestehenden Datensätzen (99,104,105), die isokinetische Kraftmessungen im Zusammenhang mit der Diagnose Coxarthrose untersuchten, wurde sich in dieser Studie, nach unserem Kenntnisstand, erstmalig für einen stehenden Versuchsaufbau entschieden. Die Entscheidung für das stehende Testprotokoll basierte auf dem höheren Lebensalter, der eingeschränkten Beweglichkeit der Studienteilnehmenden sowie krankheitsbedingten Schmerzen. Insbesondere die liegende Position zur Kraftmessung von Abduktion und Adduktion schien für die Patientinnen und Patienten nicht zumutbar zu sein. Diese geht zum einen mit Druckschmerzhaftigkeit, insbesondere in Hinblick auf die durchgeführte Langzeitstudie und Messungen wenigen Tage nach der prothetischen Versorgung sowie einem nicht leistbaren, erhöhten Kraftaufwand gegen die Schwerkraft einher. Zum anderen ist mit einem erhöhten Sturzrisiko, beim Auf- und Absteigen vom Gerät, zu rechnen. Die stehende Patientenposition sichert eine geringere Stabilität gegenüber einer liegenden bzw. sitzenden Position, jedoch ist der Versuchsaufbau mit der Möglichkeit der Patientinnen und Patienten sich am fixierten Unterarmgehwagen (Taurus) und/ oder Biodex Gerät festzuhalten, als erfolgreich einzustufen. In dieser Studie bestehen keine signifikanten Korrelationen zwischen einem bestehenden Trendelenburgzeichen bzw. unmöglichem Einbeinstand > 15 s und der Maximalkraftentwicklung ($p > 0,05$).

Auch die Bewegungsausmaße mit seinen Medianen von 103,2° in Extension/ Flexion und 36,8° in Abduktion der gesunden Extremität sowie die Mediane von 92,6° in Extension/ Flexion und 30,9° in Abduktion der erkrankten Extremität sprechen für ein gelungenes Gesamtergebnis hinsichtlich der stehenden Patientenposition. Die reduzierten Bewegungsausmaße ergeben zudem ein schlüssiges Bild hinsichtlich der Grunderkrankung (106), alters-, bzw. geschlechterspezifische Auswirkungen (107,108) spielten eine untergeordnete Rolle.

In Einzelfällen scheint die Positionierung der Teilnehmenden sowie die muskuläre Stabilisierung des Rumpfes jedoch nicht ausreichend gelungen zu sein. Dies zeigt sich vor allem in Abduktion in Form einer unphysiologischen, erhöhten Range des Bewegungsausmaßes. Am gesunden Gelenk wurden Werte von maximal $50,7^\circ$ und am erkrankten Gelenk von $52,5^\circ$ erreicht.

Darüber hinaus wurde die Funktion der „gesunden“ Gegenseite als Spiel- und Standbein bei zehn der 31 Probandinnen und Probanden (32 %) aufgrund einer diagnostizierten, aber weniger symptomatischen Coxarthrose beeinträchtigt.

Nur drei der betroffenen Probandinnen und Probanden gaben Schmerzen der Gegenseite an, die jedoch von der Messung unbeeinflusst blieben. Die Erhebung der Schmerzempfindung auf der Gegenseite betrug im Median bei den Studienteilnehmenden sowohl vor als auch nach der durchgeführten Messung identisch 0 ± 0 ($0 - 8$, $p = 1,0$). Die Beeinträchtigung durch Schmerzen der Gegenseite wird deshalb in der Studie als wenig relevant eingeordnet.

Dennoch korrelierte eine bestehende bilaterale Coxarthrose mit der Maximalkraft in Extension ($r = -0,401$, $r = 0,025$) und Adduktion ($r = -0,405$, $p = 0,024$). Daten, die am "gesunden" Gelenk erhoben wurden, sollten deshalb stets differenziert betrachtet werden.

Vier Patienten (13 % aller Teilnehmenden) unterzogen sich einer *Voroperation der Coxarthrose der Gegenseite*. Mit Ausnahme der Adduktion der gesunden Seite, lassen sich diesbezüglich keine Korrelationen nachweisen. Die reduzierte Adduktionskraft der gesunden Seite lässt sich als mögliche Spätfolge des operierten Standbeines mit eventueller Standunsicherheit und Instabilität werten ($r = -0,355$, $p = 0,05$). Insgesamt sprechen die vorwiegend ausbleibenden Korrelationen jedoch für klare Therapieerfolge der bereits erfolgten Operationen.

Zur optimalen Erfassung der Maximalkraft wurde sich für fünf Wiederholungen der Bewegungsrichtungen entschieden. Da die erste Ausführung selten der Bestmöglichen entspricht (109), ermöglicht diese Anzahl eine tatsächliche Erfassung der Maximalkraft, ohne gleichzeitig zu ermüden oder starke Schmerzen zu verursachen. Aus Rücksicht auf das durch Krankheit eingeschränkte Patientenkollektiv wurde auf den Parameter Kraftausdauer verzichtet. Aufgrund hoher

Variabilität und Fehleranfälligkeit wurde ebenfalls von dem Wert Schnellkraft Abstand genommen.

6.1.2 Versuchsdurchführung

Die isokinetischen Kraftmessung am Biodex- Gerät wurde kontinuierlich von nur zwei Messenden durchgeführt und mehrfach gemeinsam eingeübt. Es darf deshalb von hoher Qualität und geringen interindividuellen Unterschieden ausgegangen werden.

Die Teilnehmenden wurden vor der praktischen Versuchsdurchführung über den Ablauf am Gerät aufgeklärt und hatten die Möglichkeit, den Bewegungsablauf am Gerät zu üben und damit Ängste abzubauen. Sie wurden zudem zur korrekten Bewegungsausführung angeleitet, konnten zugleich ihre Körperhaltung im Spiegel eigenständig kontrollieren und wurden kontinuierlich zu persönlichen Höchstleistungen motiviert.

Es kann dennoch nicht ausgeschlossen werden, dass einige Patientinnen und Patienten weiterhin Angst vor Schmerzen, Schwierigkeiten bei der Umsetzung der Anweisungen bzw. bei der ausreichenden Stabilisierung des Rumpfes hatten und deshalb nicht ihre maximal mögliche Kraft bei der Übungsdurchführung einsetzten.

Auch ist es möglich, dass einige Studienteilnehmende aufgrund ihres reduzierten Trainingszustandes und/ oder fortgeschrittenen Alters während der fünf Wiederholungen ermüdeten und die Kraftmessung deshalb mit schwankendem Krafteinsatz umsetzten. Hinweise hierfür liefert der gemessene Variationskoeffizient. Dieser betrug für die Flexionswiederholungen 25 % am erkrankten Gelenk, was den Verdacht einer Ermüdung aufgrund des erhöhten Kraftaufwandes gegen die Schwerkraft stützt.

Als weitere Einflussfaktoren auf den Variationskoeffizienten kommen, insbesondere in Zusammenschau mit einzelnen erhöht gemessenen Bewegungsausmaßen, eine insuffiziente Rumpfstabilisierung der Studienteilnehmenden, eine sich während der Bewegungen lockernde Fixierung am Gerät sowie eine suboptimale Gerätere liabilityt in Betracht (99,110).

Die nur geringe Schwankungsränge von minimal 14 % und maximal 25 % spricht in Hinblick auf die kleine Erhebungsgruppe jedoch für eine erfolgreiche Messreihe und

ist vergleichbar mit den Ergebnissen anderer Studien (Arokoski et al.: 8- 24 %, (99,111)).

6.2 Bewertung der Ergebnisse

Das Biodex- Gerät liefert eine Vielzahl von Daten pro durchgeführter Messung (s. Anhang 8.3). Im Rahmen dieser Studie fand aufgrund hoher Variabilität und Fehleranfälligkeit eine erhebliche Reduktion der gelieferten Messparameter statt. Die Bewertung der Maximalkraft, der durchschnittlichen Maximalkraft, der Relativkraft, der Gesamtarbeit, der relativen Arbeit, der Leistung, des Maximalkraftverhältnisses zwischen der dominanten und nicht- dominanten Seite soll im Folgenden im Rahmen der zu verifizierenden Hypothesen stattfinden.

Die erhobenen Messwerte lassen sich alleinstehend sowie im Vergleich mit Normwertetabellen oder aber im Seitenvergleich der gesunden bzw. erkrankten oder auch dominanten bzw. nicht- dominanten Extremität erheben und ins Verhältnis zueinander setzen.

Zur Beurteilung der Hypothesen wurde in dieser Studie die kontralaterale gesunde Gegenseite der Patientinnen und Patienten als Referenz herangezogen. Diese Vergleichsgrundlage wurde in der Vergangenheit hinsichtlich physiologischer Kraftdifferenzen der unteren Extremität kontrovers diskutiert (89,112–116). Dennoch ist der Kraftvergleich zur gesunden Gegenseite eine häufig in Studien praktizierte wie akzeptierte Methode und soll auch an dieser Stelle Anwendung finden.

Zur Einordnung in den wissenschaftlichen Kenntnisstand findet anschließend ein Vergleich zu bestehenden Datensätzen statt. Die Werte der Referenztabellen sind jedoch stark gerätehersteller- und methodenabhängig, weshalb eine differenzierte Betrachtung unabdingbar ist.

6.2.1 Die erkrankte und die gesunde Seite unterscheiden sich hinsichtlich der Flexion/Extension in der isokinetischen Kraftmessung signifikant voneinander.

Die Hypothese lässt sich hinsichtlich der Maximalkraft, der durchschnittlichen Maximalkraft, der Relativkraft, der Gesamtarbeit, der relativen Arbeit und der Leistung

für die Bewegungsrichtungen Flexion und Extension bestätigen. Die gesunde Seite ist dabei jener Erkrankten überlegen, wobei sich die Differenzen jeweils signifikant ($p > 0,001$) erwiesen.

Ausgehend von einer muskulären Balance zwischen den Extremitäten beim Gesunden zeigen die erhobenen Daten eindrücklich die Auswirkungen einer Hüftarthrose auf die reduzierten Kraftverhältnisse der umliegenden Muskulatur. Die Ursachen für das Kraftdefizit der erkrankten Seite sind als multifaktoriell zu betrachten:

Als zugrunde liegender Mechanismus für die Krafteinbußen bei Arthrose wird zunächst meist der Muskelvolumenverlust genannt (117,118). Die mit zunehmendem Lebensalter physiologische Muskelatrophie, bedingt durch fehlende Wachstumsfaktoren, Immobilität und Mangel an Nahrungselementen, wird durch die vermehrte Freisetzung von Zytokinen entzündungsbedingt noch verstärkt (9,99,119,120). Darüber hinaus können auch vermehrte Fettinfiltrationen bzw. weitere Infiltrationen „nicht kontraktile Komponenten“ in die Glutealmuskulatur (11,121) sowie eine defizitäre Muskelplattenrekrutierung, mangelnde Koordinationsfähigkeit, fehlendes Selbstvertrauen (122) aber auch Schmerzen als Ursache für die reduzierte Muskelkraft verantwortlich gemacht werden.

Loureiro et al. (117) brachten in ihrer Metastudie Maximalkraftdefizite v.a. mit fortgeschrittenen Krankheitsverläufen der Coxarthrose in Einklang. Alle Bewegungsrichtungen vergleichend dokumentierten Sie die größten Kraftverluste in Flexion und Extension. Dies konnte in dieser Studie für die Flexion mit 30 % bestätigt werden. Die Extensionswerte erlangten mit einem Defizit von 24 % jedoch nur Platz drei nach der Abduktion mit 27 %.

Die absoluten Zahlen vergleichend ist in der hier vorgestellten Arbeit am gesunden wie erkrankten Gelenk die Extension stärkste Bewegungsrichtung, gefolgt von der Flexion. Die Ergebnisse anderer Studien variieren in diesem Zusammenhang, wobei Shih et al. (123) die unterschiedlichen Positionierungen der Patienten als möglichen Grund dafür anführen.

In der folgenden Tabelle 6.1 werden die Studiendaten mit Vergleichsdatensätzen nebeneinandergestellt und ihre Gemeinsamkeiten wie Unterschiede anschließend diskutiert. Differenzen im Versuchsaufbau im Vergleich zum eigenen Datensatz werden in der Tabelle farbig markiert.

Studie	n	Studiengruppe	Dynamometer	Position	Geschwindigkeit [°/s]	Bewegungsrichtung	Sub-kategorie	Mittelwert [Nm]
Claiborne et al. (124)	13	Gesunde, junge Frauen und Männer (26,54 ± 3,80 J.)	Biodex Medical System 2	Stehend	60	Flexion	Rechts	133.7 ± 37.5*
							Links	124.8 ± 31.4*
						Extension	Rechts	139.7 ± 33.8*
							Links	122.7 ± 32.2*
Harbo et al. (125)	178	Gesunde Frauen und Männer (15- 83 J., Altersdurchschnitt Frauen/ Männer 52/ 53 J.)	Biodex System 3 Pro	-	60	Flexion	m	137,6 ± 29,6
							w	91,2 ± 15,8
						Extension	m	178,1 ± 45,6
							w	128,7 ± 30,3
Garcia et al. (126)	81	Gesunde Frauen und Männer (65- 80+ J.), an der jeweils dominanten Extremität	Biodex System 3 Pro	Stehend	60	Flexion	65- 69 J.	83.6 ± 29.2
							70- 79 J.	67,6 ± 23,8
							80+	60,7 ± 23,4
						Extension	65- 69 J.	62,3 ± 25
							70- 79 J.	49,7 ± 21
							80+	39,3 ± 21,9
Friesenbichler et al. (104)	21	Frauen und Männer mit unilateraler OA (50- 75 J.)	Biodex Medical System 4	Liegend	-	Flexion	e	82 ± 24
							g	98 ± 33
						Extension	e	94 ± 38
							g	109 ± 46
Arokoski et al. (99)	14 – 17 7 – 9	Männer (47- 64 J): Gesund Mit uni-/ bilateraler OA	Lido Active Isokinetic Rehabilitation System	Liegend	60	Flexion	e	119 ± 17 *
							g	129 ± 29*
						Extension	e	178 ± 53*
							g	225 ± 57*
Rossi et al. (105)	11	Männer und Frauen mit unilateraler OA (74,45 ± 4,88 J.)	Cybex Isokinetic System	Liegend	60	Flexion	e	46,9 ± 5,9
							g	66,3 ± 7,4
						Extension	e	42,4 ± 6,4
							g	69,6 ± 8,4
Eigene Daten	31	Frauen und Männer mit uni-/ bilateraler OA (50- 86 J.)	Biodex System 3	Stehend	60	Flexion	e	32,3 ± 17,1
							g	45,9 ± 15,3
						Extension	e	40,0 ± 36,4
							g	52,6 ± 27,9

Tabelle 6.1 **Maximalkraft in Flexion/ Extension im Vergleich mit anderen Studien**, *Werte des 1. Messtages bzw. der 1. Messung, N= Anzahl der Studienteilnehmenden, OA= Hüftarthrose, m= männlich, w= weiblich, g= gesund, e= erkrankt, rote Schrift= Unterschied im Versuchsaufbau zu eigenem Datensatz

Die vorliegende Arbeit zeigt im Vergleich niedrige Maximalkraftwerte. Diese Diskrepanzen der Maximalkraftwerte lassen sich durch eine Vielzahl von Faktoren erklären.

Die Unterlegenheit der Messwerte der Studienteilnehmenden zu jenen des jungen, gesunden Patientenkollektivs von Claiborne et al. (124) oder auch Harbo et al. (125) erscheint aufgrund des unterschiedlichen Gesundheitszustandes und Alters der Probandinnen und Probanden evident.

Da die erhobenen Messdaten jedoch auch den Datensätzen mit an Coxarthrose erkrankten Personenkollektiven (99,104,105) unterliegen, ist eine differenziertere Betrachtung vonnöten. Die Unterschiede sind sicherlich u.a. auf Unterschiede in der Methodik zurückzuführen. Die Messungen wurden z. T. an Geräten anderer Hersteller- und jeweils in liegender Position durchgeführt. Es ist außerdem in Betracht zu ziehen, dass in der vorgestellten Studie die stehende Patientenposition und die damit einhergehende Limitation durch die erkrankte Extremität als Standbein einen nicht zu unterschätzenden Einfluss auf die Maximalkraftentwicklung hatte.

Abgesehen von diesen in Tabelle 6.1 gekennzeichneten, offensichtlichen methodischen Unterschieden zu den Vergleichsdatsätzen ist die Höhe der Fixierung des Halterungskissens am Oberschenkel als potenzieller Einflussfaktor für unterschiedliche Messergebnisse zu diskutieren. Diese könnte ursächlich für eine veränderte Kraftübertragung sowie Hebelwirkung sein (90). Zudem können Abweichungen wie kleine, nicht sichtbare Rotationen im Gelenk zu Verzerrungen der Ergebnisse führen (127,128). Beide Annahmen sind bisher jedoch noch nicht eingehend untersucht worden (90). Es ist ferner denkbar, dass Defizite im Versuchsaufbau bzw. -ablauf die Ergebnisse verfälschen und die Messwerte deshalb auseinander diffundieren (99).

Des Weiteren lassen sich die Abweichungen auf die Unterschiede der untersuchten Populationen trotz z.T. gleicher Grunderkrankung zurückführen. Zum Zeitpunkt der Messung waren die Studienteilnehmenden stark symptomatisch und unterzogen sich nur wenige Tage später einem geplanten endoprothetischen Eingriff an der Hüfte. In der ca. dreimonatigen Wartezeit bis zur Operation schonten sich die Patientinnen und Patienten, was zu einem Muskelabbau beitrug. Arokoski et al. (99) zogen für ihre

Studie weiterhin ein für unter Coxarthrose leidendes, vergleichsweise junges, Klientel heran, was zu einer erhöhten Differenz der Messwerte beiträgt.

Die größten Ähnlichkeiten zu den Ergebnissen der vorliegenden Studie zeigen die Untersuchungen von Rossi und Garcia et al. (105,126).

Zwar maßen Garcia et al. (126) eine „gesunde“ Erhebungsgruppe, jedoch lässt das Alter der Teilnehmenden Vermutungen über mögliche arthrotische Gelenkveränderungen sowie eine vergleichbar reduzierte Fitness zu. Insbesondere die Extensionswerte der gesunden Extremität mit einem Median von 52,6 Nm, stimmen mit den gemittelten Maximalkraftwerten der Altersgruppen der 65- 80+ Jährigen von 50,4 Nm überein. Die Flexionswerte der gesunden Probandinnen und Probanden hingegen übertrafen jene des hier vorgestellten Studienkollektivs um ca. 65 %. Dies lässt eine stärkere Beeinflussung der Coxarthrose, ggf. aufgrund vermehrter Schmerzen, auf die Maximalkraftentwicklung dieser Bewegungsrichtung annehmen.

Betrachtet man die von Rossi ermittelten Werte, stößt man auf ein nahezu identisches Kraftverhältnis der gesunden zur erkrankten Seite in Flexion im Vergleich zur hier vorgestellten Arbeit. Rossis Probandinnen und Probanden erreichten auf der erkrankten Seite 71 % der Werte jener gesunden. In dieser Studie sind es 70 %. Wenngleich die Vergleichsgruppe klein ist, bestätigen die nahezu identischen Ergebnisse eine erfolgreiche Versuchsdurchführung. In Extension erreichten die durchschnittlichen Verhältnisse bei unseren Patientinnen und Patienten 15 % mehr. Diese Diskrepanz lässt sich ggf. auf die erhöhte Schwungkraft der Beinmasse im Stehen, trotz eingeschränkter Leistungsfähigkeit an der erkrankten Hüfte, zurückführen.

Die Untersuchung der Relativkraft als weiterer Parameter bietet im Vergleich zu Absolutwerten eine besser vergleichbare Messgröße und eröffnet neue Perspektiven in der Analyse der Leistungsfähigkeit und der Einschränkung durch Coxarthrose.

Während das Patientenkollektiv von Ranisavljev et al. ((31), n= 29, gesunde Teilnehmende, Kim- Com Isokinetic Dynamometer, stehende Patientenposition, 60°/s) ca. zweieinhalbfache Werte gegenüber der gesunden Extremität unserer Studie in Flexion und Extension erbringt, kommen Sportler einer weiteren Studiengruppe in

Extension auf fünfeinhalbfache Werte in Extension ((129), n= 42, männliche Sprinter, Biodex System 3, stehende Patientenposition, 60°/s).

Ziel der Relativkraft ist, Daten vergleichbarer zu machen, jedoch ist die geradezu konträre Körperkonstitution der zwei Studienkollektive zu beachten. Während junge Athletinnen und Athleten im Verhältnis zu ihrem Körpergewicht eine sehr hohe Muskelmasse und geringe Fettanteile aufweisen, ist bei dem hier getesteten Studienkollektiv nahezu vom Gegenteil auszugehen. Es ist deshalb zu überlegen, ob eine reine Relativierung der Kraftwerte bezüglich des Körpergewichts bzw. des errechneten BMIs, für eine qualitative Vergleichbarkeit ausreicht oder in künftigen Studien nicht zusätzlich eine bioelektrische Impedanzanalyse (BIAS) oder unterstützend bildgebende Diagnostiken der Teilnehmenden zu verwenden sind, um eine Ausschöpfung der muskulären Ressourcen besser beurteilen zu können.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass angesichts einer hohen Inkongruenz der Datensätze (Erhebungsgruppe, Messgerät, Patientenposition) eine Vergleichbarkeit der Maximalkraftmesswerte erheblich eingeschränkt ist und dieser Vergleich deshalb lediglich einer grob orientierenden Einordnung dient. Dennoch lassen die vergleichsweise niedrigen Werte der eigenen Studie einen Rückschluss auf die Schwere der Betroffenheit der Studienteilnehmenden zu.

6.2.2 Die erkrankte und die gesunde Seite unterscheiden sich hinsichtlich der Abduktion/Adduktion in der isokinetischen Kraftmessung signifikant voneinander.

Die vorliegende Hypothese bestätigt sich in Bezug auf die Maximalkraft, die durchschnittliche Maximalkraft, die Relativkraft, die Gesamtarbeit, die relative Arbeit und die Leistung sowohl für die Bewegungsrichtung Abduktion als auch Adduktion. Dabei zeigt sich, dass die gesunde Seite im Vergleich zur erkrankten Seite bis auf eine Ausnahme überlegen ist. Die festgestellten Differenzen für beide Bewegungsrichtungen erwiesen sich für alle Messparameter als signifikant ($p < 0,001$).

Betrachtet man die Messung des maximalen Drehmoments aller Bewegungsrichtungen, ist besonders auffällig, dass alleinig in der Bewegungsrichtung Adduktion die erkrankte Seite jener gesunden überlegen ist. Bezüglich der

durchschnittlichen Maximalkraft und allen weiteren Messgrößen hingegen ist sie schwächer.

Es ist wahrscheinlich, dass die erkrankte Hüftseite in ihrer Funktion als Standbein, die gesunde Gegenseite in der Bewegungsausführung limitierte bzw. im Umkehrschluss das gesunde Standbein der erkrankten Spielseite genügend Stabilität bot. Eine maximale Kraftentfaltung war der gesunden Extremität dementsprechend nicht vollumfänglich möglich. Eine korrekte Abbildung der tatsächlichen Kraftverhältnisse wurde erst durch die Wiederholung der Bewegungsausführung und mit zunehmenden Schmerzen des erkrankten Spielbeines demaskiert. Die durchschnittliche Maximalkraft scheint deshalb in der Gesamtschau aussagekräftiger als die Maximalkraft allein, da ein realistischeres Bild der Kraftverhältnisse der Studienteilnehmenden gezeichnet wird.

Die Kraftdefizite der durchschnittlichen Maximalkraft zwischen der gesunden und erkrankten Seite beträgt in aufsteigender Reihenfolge prozentual 22 % bei Adduktion, 24 % bei Extension, 32 % bei Flexion und 35 % in Abduktion.

Der hohe Kraftverlust, insbesondere in Abduktion, lässt sich mit einer veränderten Hüftkinematik und -kinetik und dem daraus resultierenden pathologischen Gangbild in Einklang bringen. Ziel dieser Veränderung ist v.a. die Entlastung der betroffenen geschwächten Hüftabduktoren (130).

Die weite Range der Ergebnisse überrascht jedoch in Hinblick auf die am häufigsten genannte Ursache, die Muskelatrophie. Von einer globalen Muskelatrophie bei Coxarthrose zu sprechen, scheint zu einfach gedacht. Vielmehr lohnt ein differenzierter Blick. Während die Forschung klar übereinkommt, dass Asymmetrien zwischen der Flexoren-, Extensoren- und Adduktorenmuskelmasse der erkrankten und gesunden Hüftseite bestehen, herrscht Uneinigkeit bezüglich der Abduktorenmuskulatur (131–133). Entgegen der Erwartbarkeit weisen Studien keinen Muskelquerschnittsverlust der Abduktoren bei Coxarthrose nach (99,121). Im Laufe einer progredienten Erkrankung sind demnach nicht alle Muskelgruppen gleichermaßen intensiv bzw. synchron von einem Masseverlust betroffen (104) und führen deshalb teils zu unterschiedlichen Ergebnissen.

In der nachfolgenden Tabelle 6.2 werden die Messdaten parallel zu Vergleichsdatensätzen präsentiert und im Anschluss ihre Übereinstimmungen sowie Unterschiede erörtert. Abweichungen im Versuchsaufbau im Vergleich zum eigenen Datensatz sind in der Tabelle farblich hervorgehoben.

Studie	N	Studiengruppe	Dynamometer	Position	Geschwindigkeit [°/s]	Bewegungsrichtung	Sub-kategorie	Mittelwert [Nm]
Johnson et al. (134)	76	38 junge Frauen (23 ± 1,3 J.) 38 ältere Frauen (74 ± 6,8 J.)	Biodex System 3 Pro	Stehend	60	Abduktion	Jung	96,4 ± 18,8
							Alt	53,6 ± 16,2
						Adduktion	Jung	105,6 ± 26,8
							Alt	46,9 ± 22,6
Claiborne et al. (124)	13	Gesunde, junge Frauen und Männer (26,54 ± 3,80 J.)	Biodex Medical System 2	Stehend	60	Abduktion	Rechts	120,6 ± 38,5*
							Links	108,9 ± 32,8*
						Adduktion	Rechts	120,7, ± 35,6*
							Links	117,5 ± 35,1*
Poulmedis (135)	18	Männliche Athleten	Cybex II	-	30	Abduktion		119 ± 24
						Adduktion		160 ± 17
Cahalan et al. (136)	72	Frauen und Männer (20- 81 J.)	Cybex II	Stehend	30	Abduktion	Junge Männer	103 ± 26
							Junge Frauen	66 ± 19
							Alte Männer	75 ± 18
							Alte Frauen	48 ± 14
						Adduktion	Junge Männer	121 ± 26
							Junge Frauen	82 ± 26
							Alte Männer	99 ± 18
							Alte Frauen	63 ± 17
Tippett (137)	16	Junge Sportler	Cybex II	Liegend	30	Abduktion	Standbein	80 ± 26,5
							Spielbein	87 ± 28,8
						Adduktion	Standbein	104 ± 39,0
							Spielbein	107 ± 32,8
Friesenbichler et al. (104)	21	Frauen und Männer mit unilateraler OA (50- 75 J.)	Biodex Medical System 4	Liegend	-	Abduktion	e	41 ± 12
							g	44 ± 13
						Adduktion	e	45 ± 18
							g	48 ± 17
Eigene Daten	31	Frauen und Männer mit uni-/ bilateralen OA (50- 86 J.)	Biodex System 3	Stehend	30	Abduktion	e	21,0 ± 14,5
							g	28,7 ± 19,5
						Adduktion	e	19,5 ± 23,6
							g	26,6 ± 25,2

Tabelle 6.2 **Maximalkraft in Abduktion/ Adduktion im Vergleich mit anderen Studien**, *Werte des 1. Messtages, N= Anzahl der Studienteilnehmenden, OA= Hüftarthrose, g= gesund, e= erkrankt, rote Schrift= Unterschied im Versuchsaufbau zu eigenem Datensatz

Betrachtet man die Absolutwerte aller Studien so fallen analog zu den Bewegungsrichtungen Flexion und Extension deutlich geringere Maximalkraftwerte des eigenen Studienkollektivs im Vergleich zu den weiteren Datensätzen auf. Im extremsten Fall machen sie nur ca. 16 % der erreichten Messwerte aus (124). Am nächsten kommen sie den erhobenen Daten von Johnson et al. (134) und Cahalan et al. (136), die u.a. Probandinnen und Probanden höheren Alters testeten. Jedoch wurden sogar in diesen Fällen bestenfalls halb so hohe Absolutwerte erreicht. Auch die von Friesenbichler et al. (104) getesteten Coxarthrose-Patientinnen und Patienten erreichten im Schnitt etwa doppelt so hohe Werte.

Die Gründe für die verminderten Messwerte ähneln weitgehend denen bei Flexion und Extension. Zusätzlich begünstigen jedoch geringe Bewegungsranges die niedrigen Kraftwerte. Aufgrund des höheren Kollektivalters, das mit verminderten Bewegungsumfängen einhergeht (108,138,139), sowie der arthrotischen Gelenkveränderungen legten die Patientinnen und Patienten nur sehr kurze Wege pro Bewegungsausführung zurück. Die Bewegung wurde so ggf. noch in der Beschleunigungsphase gestoppt und die potenziell mögliche Maximalkraft konnte nicht voll entfaltet werden (102).

Eine interessante Beobachtung ergibt sich zudem aus dem Kraftverhältnis der Maximalkraft zwischen den Abduktoren und Adduktoren. Obwohl wissenschaftlicher Konsens ist, dass die Muskelkraft an der Hüfte bei Adduktion gegenüber jener bei Abduktion deutlich überlegen ist (122,135–137,140–142), lassen sich in der Literatur hoch variable Quotienten [*Abduktor/Adduktor*] finden. Die Testposition der Probandinnen und Probanden scheint dabei maßgeblich zu sein (102). Während Castro et al. in ihrer Metastudie durchschnittliche Quotienten von 0,6 bis 0,8 in seitlich liegender Position eruierten, ergab sich für eine stehende Patientenposition eine weite Range von 0,6 bis 1,7. Ein weiterer Einflussfaktor auf diese Differenzen kann auf eine uneinheitliche Verwendung der Schwerkraftkorrektur zurückgeführt werden (107).

In der hier vorgestellten Arbeit ergibt sich am gesunden wie betroffenen Gelenk ein identisches Maximalkraftverhältnis von 1,1. Der Wert ordnet sich damit in das Mittelfeld der Datenlage in stehender Position ein, wobei die Abduktion der Adduktion überlegen ist. Es findet keine Verschiebung der Muskeldominanz aufgrund der Erkrankung statt.

Die insgesamt niedrigen Messwerte sprechen für einen erfolgreichen Versuchsaufbau, mit wenigen Ausgleichsbewegungen, dennoch ist aufgrund des erhöhten Abduktions- Adduktions- Quotienten nicht auszuschließen, dass eine Inanspruchnahme der extraglutealen Muskulatur bei der Messung stattfand. Zudem ist wie bereits beschrieben von einer Beeinflussung des Stand- bzw. Spielbeines auszugehen.

Über die Maximalkraftwerte hinaus, veröffentlichten einige Studien die Messparameter Relativkraft und Leistung. Auch diesbezüglich soll ein knapper Vergleich stattfinden.

Sugimoto et al. ((107), n= 36, Athletinnen und Athleten, Biodex System 3, stehende Patientenposition, 60°/s) publizierten Relativwerte in Abduktion von $1,3 \pm 0,2 [Nm/kg]$ bei Männern und $1,1 \pm 0,2 [Nm/kg]$ bei Frauen sowie relative Adduktionswerte von $0,8 \pm 0,3 [Nm/kg]$ bei Männern und $0,7 \pm 0,3 [Nm/kg]$ bei Frauen. Sowohl die Differenzen zwischen den Gruppen bezüglich der Adduktionswerte (min. 49 %, max. 65 %) als auch der Unterschied bezüglich der Abduktion (min. 57 %, max. 79 %) sind imposant. Es erscheint wenig erstaunlich, dass die Coxarthrose-Patientinnen und Patienten den jungen Sportlerinnen und Sportlern hinsichtlich der Maximalkraft pro Kilogramm Körpergewicht unterlegen sind. Berücksichtigt man die deutlich geringere Muskelmasse sowie einen höheren Fettanteil der Probandinnen und Probanden, scheinen auch hier, analog zu den Messungen der Flexion und Extension, weiterführende Methoden zur Quantifizierung der Muskelmasse sinnvoll.

6.2.3 Die dominante Seite ist signifikant stärker als die nicht- dominante.

Es ist eine verbreitete Annahme, dass die dominante Seite auch die Stärkere ist. Diese Beobachtung ist für die Extremitäten richtig (143,144), konnte jedoch an der Hüfte für gesunde Probandinnen und Probanden wissenschaftlich widerlegt werden (12,52,116,145,146). Es darf deshalb an der Hüfte, unabhängig von der Beindominanz, von einer Symmetrie und Muskelbalance ausgegangen werden.

Loureiro et al. (117) sammelten in ihrer Metastudie darüber hinaus Daten, dass auch bei bestehender Hüftarthrose keine signifikanten Unterschiede zwischen der

dominanten und nicht- dominanten Seite bestehen. Dies bestätigte sich auch in der hier vorgelegten Arbeit. Wenngleich die dominante der nicht- dominanten Seite in der Maximalkraft überlegen war, bestanden für keine der vier Bewegungsrichtungen signifikante Differenzen ($p= 0,187$, $p= 0,699$, $p= 0,539$, $p= 0,161$). Die gestellte Hypothese ließ sich dementsprechend nicht bestätigen. Die dominante Seite entsprach in 61 % der Fälle jener gesunden ($n= 28$).

Vergleicht man die an der dominanten Seite ermittelten Absolutwerte (s. Tabelle 6.3) mit jenen von Abdelmohsen (116), lassen sich die geringsten Differenzen mit ca. 1,5-fachen Werten in Extension, die höchsten mit mehr als dreifachen Werten in Abduktion zugunsten der jungen, gesunden Getesteten errechnen. Belhaj et al. (146) beschreiben sogar vier Mal höhere Adduktionswerte der jungen Spitzensportler an der dominanten Extremität im Vergleich zum in dieser Studie getesteten Patientenkollektiv. Es sei jedoch abermals auf die abweichenden Testprotokolle hingewiesen.

Darüber hinaus wäre besonders ein Vergleich zu dem Datensatz von Mognoni et al. (147) zum Einfluss der stehenden Patientenposition interessant gewesen, jedoch waren keine digitalen Absolutwerte verfügbar.

Studie	N	Studiengruppe	Dynamometer	Position	Geschwindigkeit [°/s]	Bewegungsrichtung	Sub-kategorie	Mittelwert Maximalkraft [Nm]
Abdelmohsen (116)	32	Gesunde Studenten (17 Frauen, 15 Männer)	Biodex System 3	Liegend	60	Flexion	d	91,2 ± 32,3
							nd	95,2 ± 29,2
						Extension	d	72,0 ± 40,4
							nd	73,3 ± 36,3
					60	Abduktion	d	87,4 ± 29,2
						Adduktion	d	86,0 ± 26,4
Belhaj et al. (146)	36	Profi- Fußballspieler (18-30Jahre), Vergleich gesund vs. chronische Adduktoren-bedingte Leistenschmerzen (ARGP)	Cybex Dynamometer	Liegend	60	Abduktion	d	79,5 ± 23,4
							nd	79,3 ± 20,9
						Adduktion	d	101,5 ± 16,9
							nd	102,9 ± 15,7
Mognoni et al. (147)	24	Gesund	Cybex II	Stehend	60	Abduktion	d	-
							nd	-
						Adduktion	d	-
							nd	-
Eigene Daten	31	Frauen und Männer mit uni-/bilateraler OA 50- 86 J.)	Biodex System 3	Stehend	60	Flexion	d	41,5 ± 25,5
							nd	39,0 ± 29,2
						Extension	d	47,2 ± 42,7
							nd	46,1 ± 35,9
					30	Abduktion	d	27,1 ± 17,5
							nd	23,5 ± 14,5
						Adduktion	d	23,7 ± 24,1
							nd	21,8 ± 27,2

Tabelle 6.3 **Dominante vs. Nicht- dominante- Seite im Vergleich mit anderen Studien**, N= Anzahl der Studienteilnehmenden, OA= Hüftarthrose, d= dominant, nd= nicht- dominant, rote Schrift= Unterschied im Versuchsaufbau zu eigenem Datensatz

6.2.4 Die isokinetische Kraft korreliert mit Alter, Geschlecht, BMI, ASA und NRS.

Der Alterungsprozess geht mit einem generellen Muskelabbau einher (118,120). Interessanterweise konnten Borges et al. beweisen, dass die Hüftmuskulatur im Gegensatz zu anderen Muskelgruppen auch mit fortschreitenden Alter, weniger vom Muskelabbau betroffen ist (148). Dennoch zeigen ältere Personen im Vergleich zu Jüngeren geringere Maximalkraftwerte - auch an der Hüfte (134,148–150). Die geringsten Werte erzielten dabei ältere Frauen, die höchsten junge Männer (136).

Entgegen der Hypothese blieben die Korrelationen zwischen dem Patientenalter und der erbrachten Maximalkraft in dieser Studie zumeist aus. Es zeigte sich lediglich, dass je jünger die Teilnehmenden waren, desto größer die bei Flexion am gesunden Hüftgelenk zu messende Maximalkraft war ($r = -0,366$, $p = 0,043$). Zu den weiteren Bewegungsrichtungen, wie auch zum erkrankten Gelenk konnte kein signifikanter Zusammenhang detektiert werden. Es ist zu vermuten, dass der Schweregrad der Erkrankung einen so bedeutungsvollen Einfluss auf die Maximalkraft hatte, dass er den erwarteten Alterseffekt maskierte. Es ist zudem wahrscheinlich, dass die Altersspanne der Teilnehmenden zu gering war, um signifikante Ergebnisse zu erzielen.

Untersucht man die erhobene Maximal-, wie Relativkraft im Zusammenhang mit dem Geschlecht der Teilnehmenden auf etwaige Unterschiede, lässt sich die generalisierte Annahme, dass Männer stärker als Frauen seien (151), in dieser Studie nur bedingt bestätigen.

Die an gesunden Personen getestete Überlegenheit der maximalen Kraft für konzentrische Hüftflexion, -extension (148), sowie -abduktion (107) der Männer, konnte in der vorliegenden Studie nur für die Bewegungsrichtung Flexion ($r = 0,386$, $p = 0,032$) verifiziert werden. In Extension und Abduktion ließen sich hingegen keine signifikanten Unterschiede feststellen. In Adduktion wiederum zeigte sich, entgegen vorausgegangener wissenschaftlicher Arbeiten (107), eine Überlegenheit der männlichen Probanden ($r = 0,455$, $p = 0,010$).

Zur besseren Vergleichbarkeit wurde eine Korrelationsanalyse nach einer Relativierung der Maximalkraft bezüglich der Körpermasse durchgeführt. Hier ergaben sich, entgegen der von Rodrigues et al. (144) dokumentierten Ergebnisse, keinerlei Signifikanzen bezüglich des Geschlechts. Auch hier ist aufgrund der Schwere der zugrundeliegenden Coxarthrose von einer kaschierenden Wirkung auszugehen, damit sind die Diskrepanzen jedoch noch nicht vollumfänglich geklärt.

Betrachtet man den Zusammenhang zwischen der Maximalkraft und dem Körpergewicht bzw. BMI der Patientinnen und Patienten, lässt sich eine signifikante Beziehung nachweisen. Je höher der errechnete BMI der Probandinnen und Probanden war, desto stärker war die jeweils gemessene Maximalkraft der gesunden Extremität bei Extension, Adduktion und Abduktion und an jener Erkrankten bei Adduktion. Dies lässt insbesondere in den Bewegungsrichtungen Extension und Adduktion auf einen Zusammenhang mit der erhöhten Schwungmasse rückschließen. Es ist außerdem bekannt, dass Adipositas mit erhöhten Abduktionswerten bei alltäglichen Aktivitäten, wie beispielsweise aus dem Sitzen aufstehen, assoziiert ist (152). Es ist möglich, dass das erhöhte Körpergewicht in Kombination mit der Kompensation der erkrankten Gegenseite einen Trainingseffekt am gesunden Gelenk der Probandinnen und Probanden bewirkt.

Die Überprüfung, ob Personen mit einem höheren Körpergewicht tendenziell auch eine niedrigere relative Stärke im Vergleich zu ihrem Gewicht aufweisen, blieb entgegen einer vorrausgegangenen Studie an adipösen Frauen (153) statistisch insignifikant.

Die Hypothese einer signifikanten Korrelation zwischen der ASA- Klassifikation und den präoperativen Messungen der Maximalkraft bei Coxarthrose konnte nicht bestätigt werden. Die Klassifikation ist demnach nicht dazu geeignet die präoperative körperliche Leistungsfähigkeit der Teilnehmenden zu erfassen. Stattdessen eignet sie sich v.a. um Vorhersagen über der Regenerationsfähigkeit der Patientinnen und Patienten zu treffen sowie das postoperative Outcome einer angestrebten Hüftendoprothetik abzuschätzen (154).

Es besteht wissenschaftlicher Konsens darüber, dass Schmerzen, oder auch die Angst vor Schmerzen (99,104,146,155–158) die Maximalkraftentwicklung der betroffenen Gelenke negativ beeinflussen.

Unerwartet ist deshalb der positiv signifikante Einfluss der Schmerzen der erkrankten Seite auf die Extensionswerte jener gesunden. Diese verstärkende Auswirkung auf die Messergebnisse der Extension ist noch nicht abschließend geklärt und sollte in künftigen Studien überprüft werden. Ein erwarteter, limitierender Einfluss von Schmerzen der erkrankten Seite in der Funktion als Standbein, blieb hingegen in allen Bewegungsrichtungen aus.

Drei Probandinnen und Probanden des Kollektivs gaben bei bestehender bilateraler Coxarthrose Schmerzen der Gegenseite an. Diese Schmerzen an der „gesunden“-, bzw. schmerzhaften, aber nicht zu operierenden, Hüftseite hatten einen signifikanten Einfluss auf die Entwicklung der Maximalkraft an der gesunden wie erkrankten Extremität bei Abduktion (vor der Messung: $p = -0,417$, $r = 0,027$; $p = -0,391$, $r = 0,040$; nach der Messung: $p = -0,505$, $r = 0,006$; $p = -0,513$, $r = 0,005$) sowie bei Adduktion des gesunden Beines ($p = -0,376$, $r = 0,049$). Eine bestehende bilaterale Coxarthrose ging mit signifikant schwächeren Kraftmessungen dieser Bewegungsrichtungen einher.

Die Beobachtung der negativen Korrelation von präoperativen Schmerzen und Maximalkraftentwicklung von Arokoski et al. (99) in Flexion und Abduktion bestätigte sich nur partiell. Als Neuerung zu jener Studie wurde neben einer Schmerzerfassung vor Messbeginn auch eine Erhebung der Schmerzen nach der Messung durchgeführt. Diese lieferte die zusätzliche Information, dass sich die bereits vorhandenen Schmerzen am zu operierenden Gelenk mit den Testübungen verschlimmerten ($p = 0,042$). Die Kraftmessung in Adduktion korrelierte negativ zudem mit den nach der Messung empfundenen Schmerzen am weniger symptomatischen/ „gesunden“ Gelenk der an einer bilateralen Coxarthrose betroffenen Personen ($r = -0,376$, $p = 0,049$).

Eine vorausgegangene Schmerzmitteleinnahme der Probandinnen und Probanden zeigte keine signifikanten Korrelationen mit den Ergebnissen der Maximalkrafterhebung. Eine potenzielle Verfälschung der Ergebnisse kann damit ausgeschlossen werden.

Zusammenfassend kann die Hypothese der statistisch signifikanten Korrelation zwischen den Prädiktoren Alter, Geschlecht, BMI, ASA, NSR und der isokinetischen Kraft nur in wenigen, oben genannten Fällen bestätigt werden.

6.2.5 Die isokinetische Kraft korreliert mit klinischen Scores (Fragebogen).

Die Hypothese einer signifikanten Korrelation zwischen der isokinetischen Kraft und den Fragebogenscores bezüglich Funktionalität und Lebensqualität bestätigte sich nicht.

Die Ergebnisse des mHHS, WOMAC und des subjektiven Funktionsgrads ließen auf eine maßgebliche Beeinträchtigung der Patientinnen und Patienten in ihrem Alltag schließen. Sie untermauern dabei als einer von vielen Entscheidungsfaktoren die gestellte OP- Indikation. Signifikante Korrelationen mit der Maximalkraftmessung blieben jedoch aus.

Die multifaktoriell beeinflusste Lebensqualität wird maßgeblich von der persönlichen Resilienz jeder und jedes Einzelnen und dem sehr persönlichen Umgang mit körperlichen Defiziten beeinflusst. Die Auswertung des EQ- 5D- 3L Fragebogens ergab eine Unterlegenheit der Lebensqualität der Studiengruppe gegenüber der deutschen Allgemeinbevölkerung in vergleichbarem Alter um ca. ein Zehntel. Ein Zusammenhang zwischen der Lebensqualität und der erbrachten Maximalkraft ist jedoch nicht herzustellen. Dies ist insbesondere hinsichtlich der Subskalen Schmerzen und Ängstlichkeit, die als maßgebliche Einflussfaktoren für die Erhebung von Muskelkraft gelten, von Bedeutung und widerlegt eine Verzerrung der erhobenen Messparameter.

Die Hypothese hinsichtlich der Mobilitätsdaten konnte in wenigen Variablen und in ausgewählten Bewegungsrichtungen bestätigt werden.

Um die Belastung der geschwächten Hüftabduktoren zu verringern und die mediolaterale Stabilität zu erhöhen, verändern Coxarthrosepatientinnen und -patienten ihren Gang (130). Auf Grundlage dessen erklärt sich der in dieser Studie errechnete Zusammenhang zwischen Abduktion und Gehstrecke (gesundes Gelenk: $r = 0,559$, $p = 0,005$; erkranktes Gelenk: $r = 0,497$, $p = 0,0014$). Je kräftiger die Teilnehmenden trotz Erkrankung weiterhin in der Hüfte abduzieren konnten, desto länger waren auch ihre maximal präoperativ zurücklegbaren Gehstrecken.

Ähnlich der Gangveränderung liegt auch dem Treppensteigen bei Coxarthrose die Bemühung zugrunde, die Hüftabduktoren zu schonen. Da diese jedoch essenziell zum Hinaufsteigen sind, bedarf es Kompensationsmechanismen. Diese bestehen vorwiegend aus einer Rumpfbeugung, einer geringeren maximalen Hüftaußenrotation und einer erhöhten maximalen Hüftadduktion (155,159). In dieser Studie konnte allerdings eine inverse Korrelation bezüglich der Adduktoren nachgewiesen werden ($r = -0,504$, $p = 0,014$). Eine stärkere Adduktion am gesunden Gelenk ging mit einer geringeren Fähigkeit zum Treppensteigen einher.

In Vergleichsstudien erreichten gesunde Personen in ihren Fünfzigern durchschnittliche TUG- Werte von 9,9 s (59). Diese Dauer steigt mit zunehmendem Alter stetig. Darüber hinaus dokumentierten Constantinou et al. (106) bei von Coxarthrose betroffenen Personen eine 10 % kürzere Schrittlänge, 2 % längere relative Standzeiten und eine 9 % längere Stand- Überlappung mit beiden Füßen am Boden beim Gehen. Der bei den Probandinnen und Probanden (Altersspanne 50- 86 Jahre) gemessene Median von $12,9 \text{ s} \pm 4,7$, stellt damit ein logisches Ergebnis dar. Der Wert entspricht einer Mobilitätsstörung ohne Alltagsrelevanz. Ein Zusammenhang zwischen dem TUG- Test und den Kraftmessungswerten besteht nicht.

6.3 Limitationen der Studie

In der Literatur wird häufig beanstandet, dass die isokinetische Kraftmessung Bewegungsabläufe misst, die nicht unmittelbar auf physiologische und damit komplexe Bewegungen übertragbar sind (43,101,160). Trotz Annäherung durch den stehenden Versuchsaufbau, der als Stärke dieser Arbeit zu werten ist, ist zu bedenken, dass konstante Winkelgeschwindigkeiten und monoaxiale Bewegungen im Alltag äußerst selten sind. Außerdem ist anzumerken, dass das Drehmoment nur auf den Gelenkwinkel bezogen gemessen wurde, weshalb die tatsächliche Abbildbarkeit alltäglicher Bewegungen kritisch zu hinterfragen ist.

Darüber hinaus fand nur eine Messung pro Teilnehmenden statt. Damit war keine Überprüfung des Wahrheitsgehalts der erhobenen Messparameter möglich bzw. die Test- Retest- Reliabilität in Erfahrung zu bringen.

Eine weitere Limitation liegt in der geringen Größe des Studienkollektivs. Nach Anwendung der Einschlusskriterien nahmen lediglich 31 Probandinnen und

Probanden an der Kraftmessung teil, woraus eine eingeschränkte statistische Aussagekraft resultiert. Es sei jedoch anzumerken, dass auch die Vergleichsstudien auf kleine Gruppen von minimal elf und maximal 178 Personen basierten (105,116,124,125,135).

Auch besteht die Möglichkeit einer Verzerrung der Daten durch die individuelle Tagesform und Motivation der Patientinnen und Patienten. Trotz bestmöglicher Anleitung und konsequenter Korrektur der Teilnehmenden, können Verständnisprobleme und kleine Ausgleichbewegungen des Torsos, insbesondere in Abduktion, nicht ausgeschlossen werden. Aufgrund der z.T. ausgeprägten Schmerzproblematik bleibt zudem unklar, ob alle als "Maximalkraftübungen" definierte Tests tatsächlich maximal ausgeführt wurden.

Der konkrete Vergleich absoluter Maximalkraftwerte zu weiteren Studien ist darüber hinaus erheblich erschwert, da sich der Versuchsaufbau z.T. maßgeblich unterscheidet. So beziehen sich die Bezugsgruppen älterer Studien hauptsächlich auf gesunde, sportliche Kinder und junge Erwachsene (124,125). Andere Studien wählten isometrische Grundeinstellungen am Gerät (161) oder deutlich höhere Winkelgeschwindigkeiten (90- 240°/s, (162)), verwendeten andere Messgerätschaften (99,105), positionieren die Patientinnen und Patienten in einer sitzenden bzw. liegenden Positionen (12,93,140,145,163,164), maßen exzentrische statt konzentrische Kontraktionen (165), veröffentlichten andere Messparameter (129,166,167) oder bezogen sich in der Mehrheit schlichtweg auf andere Gelenke. Dies reduziert die Anzahl der Studien, die zu einem qualitativen Vergleich der erhobenen maximalen isokinetischen Kraft herangezogen werden können, erheblich und spiegelt sogleich die Herausforderung der bestehenden Datenlage wider. Vergleiche zu weiteren Datensätzen sollten laut der Metastudie von Castro et al. (102) des Weiteren aufgrund eines z.T. hohen Bias- Risikos der Forschungsarbeiten differenziert betrachtet werden.

Der Verzicht auf die Schwerkraftkorrektur war nach enger Rücksprache mit dem Gerätehersteller in diesem Studienaufbau nicht nötig. Die Notwendigkeit dieser bleibt jedoch ein viel diskutiertes Thema in der Muskelfunktionsdiagnostik, zu dem bis heute kein Konsens gefunden wurde. Die uneinheitliche Verwendung trägt zudem zu einer reduzierten Vergleichbarkeit der Studien bei.

6.4 Klinische Relevanz und Ausblick

Häufig findet sich eine Inkongruenz zwischen einer radiologisch diagnostizierten Coxarthrose und den empfundenen Beschwerden der Betroffenen. Hierbei handelt es sich um ein bekanntes Phänomen, da Schmerzen äußerst subjektiv und oftmals unspezifisch sind (168,169). Deshalb stellten sich bereits Arokoski et al. die Frage, ob die Messung der Muskelstärke möglicherweise ein besserer Marker für Hüftarthrose sein könnte, als radiologische Befunde oder die Bewertung mittels visueller Analogskalen (99). Wenngleich die Erhebung der Muskelstärke im klinischen Alltag aufwändig ist und daher zunächst wenig praktikabel erscheint, bietet sie dennoch den Vorteil, dass sie weder invasiv noch strahlenbelastend- und dabei gut objektivierbar ist. Daher könnte die isokinetische Kraftmessung als zusätzlicher diagnostischer Baustein oder als eine ergänzende Methode bei klinischen Grenzfällen in Erwägung gezogen werden (170).

Die Implementierung innovativer Ansätze, wie beispielsweise die Integration künstlicher Intelligenz in die isokinetische Forschung, birgt das Potential, bislang unentdeckte Muster und Zusammenhänge zu identifizieren. Die Optimierung isokinetischer Testprotokolle und die Standardisierung von Messverfahren können zudem die Vergleichbarkeit der Studienergebnisse erhöhen und die Grundlage für evidenzbasierte Empfehlungen für die klinische Praxis schaffen. Die Weiterentwicklung der isokinetischen Kraftmesstechnologie sowie ihre Integration in die Forschung zur Coxarthrose bieten insgesamt vielversprechende Möglichkeiten, die Diagnose, Überwachung und Behandlung dieser Erkrankung zu verbessern und die Lebensqualität der betroffenen Patientinnen und Patienten zu steigern.

7. Literaturverzeichnis

1. Niethard FU, Pfeil J. Orthopädie: 48 Tabellen. 5th ed. Stuttgart: Thieme; 2005. (Duale Reihe).
2. Lidgren L. The bone and joint decade 2000-2010. Bull World Health Organ. 2003;81(9):629. Cited in: PubMed; PMID 14710501.
3. Fuchs J, Rabenberg M, Scheidt-Nave C. Prävalenz ausgewählter muskuloskelettaler Erkrankungen: Ergebnisse der Studie zur Gesundheit Erwachsener in Deutschland (DEGS1) [Prevalence of selected musculoskeletal conditions in Germany: results of the German Health Interview and Examination Survey for Adults (DEGS1)]. Bundesgesundheitsblatt Gesundheitsforschung Gesundheitsschutz. 2013;56(5-6):678–86. ger. doi:10.1007/s00103-013-1687-4 Cited in: PubMed; PMID 23703486.
4. Fuchs J, Kuhnert R. 12-Monats-Prävalenz von Arthrose in Deutschland;(3). doi:10.17886/RKI-GBE-2017-054
5. Learmonth ID, Young C, Rorabeck C. The operation of the century: total hip replacement. The Lancet. 2007;370(9597):1508–19. doi:10.1016/S0140-6736(07)60457-7
6. Murphy NJ, Eyles JP, Hunter DJ. Hip Osteoarthritis: Etiopathogenesis and Implications for Management. Adv Ther. 2016;33(11):1921–46. doi:10.1007/s12325-016-0409-3 Cited in: PubMed; PMID 27671326.
7. Günther K-P, Deckert S, Lützner C, Lange T, Schmitt J, Postler A. Total Hip Replacement for Osteoarthritis-Evidence-Based and Patient-Oriented Indications. Dtsch Arztebl Int. 2021;118(43):730–6. doi:10.3238/arztebl.m2021.0323 Cited in: PubMed; PMID 34693905.
8. Radtke R. Anzahl der Implantationen künstlicher Hüftgelenke in ausgewählten OECD-Ländern in den Jahren 2013 bis 2017 (je 100.000 Einwohner) [Internet]. Hamburg. 2019 [cited 2021 Nov 15]; [1 p.]. Available from: <https://de.statista.com/statistik/daten/studie/182669/umfrage/hueftgelenksoperationen-in-ausgewaehlten-oecd-laendern/>
9. Straub RH. Altern, Müdigkeit und Entzündungen verstehen: Wenn Immunsystem und Gehirn um die Energie im Körper ringen: Springer-Verlag; 2018.
10. Kirschner S, Konstantinidis L. Diagnose Arthrose. Akt Rheumatol. 2020;45(01):39–47. doi:10.1055/a-1005-1734

11. Zacharias A, Pizzari T, English DJ, Kapakoulakis T, Green RA. Hip abductor muscle volume in hip osteoarthritis and matched controls. *Osteoarthritis Cartilage*. 2016;24(10):1727–35. doi:10.1016/j.joca.2016.05.002 Cited in: PubMed; PMID 27163446.
12. Krantz MM, Åström M, Drake AM. Strength and fatigue measurements of the hip flexor and hip extensor muscles: Test- retest reliability and limb dominance effect. *Int J Sports Phys Ther*. 2020;15(6):967–76. doi:10.26603/ijsp20200967 Cited in: PubMed; PMID 33344013.
13. Schünke M, Schulte E, Schumacher U. Prometheus - LernAtlas der Anatomie: Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem; 183 Tabellen. 4th ed. Stuttgart [u.a.]: Thieme; 2014.
14. Aumüller G. Anatomie. 3rd ed. Stuttgart: Thieme; 2014. (Duale Reihe).
15. Tittel K, Seidel EJ. Beschreibende und funktionelle Anatomie. 16th ed. München: Kiener Verlag; 2016.
16. Wirtz DC, Stöckle U, editors. Hüfte. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag; 2018. 1 p. (Expertise Orthopädie und Unfallchirurgie).
17. Martini FH, Timmons MJ, Tallitsch RB, Pufe T. Anatomie. 6th ed. München: Pearson; 2012. (med medizin).
18. Kapandji AI. Funktionelle Anatomie der Gelenke: Schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik. 4th ed. Stuttgart: Thieme; 2006. 805 p.
19. Berger W, Dietz V, Hufschmidt A, Jung R, Mauritz KH, Schmidtbleicher D, editors. Haltung und Bewegung beim Menschen: Physiologie, Pathophysiologie, Gangentwicklung und Sporttraining. Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo: Springer Verlag; 1984.
20. Hackl S, Augat P, Friedrichs J. Biomechanik von Becken- und hüftnahen Frakturen. *Biomechanik von Becken- und hüftnahen Frakturen*. 2020;(2):68–73. ger. doi:10.3238/oup.2019.0068–0073
21. Palastanga N, Soames R. Anatomie und menschliche Bewegung: Strukturen und Funktionen. 1st ed. München: Elsevier, Urban & Fischer; 2015.
22. Möser M, Hein W. Kräfte an der Hüfte- Das Untergurtmodell. Teil 2: Der Einbeinstand: das Turmkranprinzip [Forces at the hip-the lower cord model. 2: Standing on one leg: the tower crane principle]. *Beiträge zur Orthopädie und Traumatologie*. 1987;34(4):179–89. ger. Cited in: PubMed; PMID 3619870.

23. Heimkes B. Funktionelle Anatomie und Biomechanik des Hüftgelenks. In: Engelhardt M, Raschke MJ, editors. Orthopädie und Unfallchirurgie. Berlin, Heidelberg: Springer; 2019. p. 1–11. (Springer Reference Medizin).
24. Whiler L, Fong M, Kim S, Ly A, Qin Y, Yeung E, Mathur S. Gluteus Medius and Minimus Muscle Structure, Strength, and Function in Healthy Adults: Brief Report. *Physiother Can.* 2017;69(3):212–6. doi:10.3138/ptc.2016-16 Cited in: PubMed; PMID 30275637.
25. Grifka J, Kuster M. Orthopädie und Unfallchirurgie: Für Praxis Klinik und Facharztprüfung. Berlin [u.a.]: Springer; 2011.
26. Ruchholtz S, Wirtz DC, editors. Orthopädie und Unfallchirurgie essentials: Intensivkurs zur Weiterbildung. 4th ed. Stuttgart: Thieme; 2021. 1 p. (essentials).
27. Engelhard M. Epidemiologie der Arthrose in Westeuropa. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* [Internet]. 2003;54(6):171–5. Available from: <https://www.germanjournalsportsmedicine.com/fileadmin/content/archiv2003/heft06/engelhardt.pdf>
28. Pereira D, Peleteiro B, Araújo J, Branco J, Santos RA, Ramos E. The effect of osteoarthritis definition on prevalence and incidence estimates: a systematic review. *Osteoarthritis Cartilage.* 2011;19(11):1270–85. doi:10.1016/j.joca.2011.08.009 Cited in: PubMed; PMID 21907813.
29. Grifka J. Orthopädie Unfallchirurgie. 10th ed. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2021.
30. Rössler H, Rütther W, Pitzen P. Orthopädie. 17th ed. München [u.a.]: Urban & Schwarzenberg; 1997.
31. Dieppe P. Management of hip osteoarthritis. *BMJ.* 1995;311(7009):853–7. doi:10.1136/bmj.311.7009.853 Cited in: PubMed; PMID 7580495.
32. Kohn MD, Sassoon AA, Fernando ND. Classifications in Brief: Kellgren-Lawrence Classification of Osteoarthritis. *Clin Orthop Relat Res.* 2016;474(8):1886–93. doi:10.1007/s11999-016-4732-4 Cited in: PubMed; PMID 26872913.
33. Elsen A, Eppinger M, Müller M, editors. Orthopädie und Unfallchirurgie für Studium und Praxis: Inkl. Rheumatologie und Sportmedizin. 4th ed. Breisach: Medizinische Verlags- und Informationsdienste; 2020. 347 p.
34. McNair PJ, Simmonds MA, Boocock MG, Larmer PJ. Exercise therapy for the management of osteoarthritis of the hip joint: a systematic review. *Arthritis Res Ther.* 2009;11(3):R98. doi:10.1186/ar2743 Cited in: PubMed; PMID 19555502.

35. Krauß I, Steinhilber B, Haupt G, Miller R, Martus P, Janßen P. Exercise therapy in hip osteoarthritis- a randomized controlled trial. Dtsch Arztebl Int. 2014;111(35-36):592–9. doi:10.3238/arztebl.2014.0592 Cited in: PubMed; PMID 25249361.
36. Ravi B, Escott BG, Wasserstein D, Croxford R, Hollands S, Paterson JM, Kreder HJ, Hawker GA. Intraarticular hip injection and early revision surgery following total hip arthroplasty: a retrospective cohort study. Arthritis Rheumatol. 2015;67(1):162–8. doi:10.1002/art.38886 Cited in: PubMed; PMID 25250699.
37. Statistisches Bundesamt (Destatis). 9 Gesundheit: Auszug aus dem Datenreport 2021 [Internet] [cited 2021 Dec 15];323- 341. Available from: https://www.destatis.de/DE/Service/Statistik-Campus/Datenreport/Downloads/datenreport-2021-kap-9.pdf?__blob=publicationFile
38. Mühlhofer H, Renz N, Zahar A, Lüdemann M, Rudert M, Hube R, Frommelt L, Ascherl R, Perka C, Eisenhart-Rothe R v. Diagnostik der periprothetischen Infektion: Entwicklung eines evidenzbasierten Algorithmus der Arbeitsgruppe implantatassoziierte Infektion der Arbeitsgemeinschaft Endoprothetik [Diagnosis of periprosthetic joint infection: Development of an evidence-based algorithm by the work group of implant-associated infection of the AE-(German Society for Arthroplasty)]. Der Orthopäde. 2021;50(4):312–25. ger. doi:10.1007/s00132-020-03940-6 Cited in: PubMed; PMID 32666142.
39. Rudert M, Meurer A. Endoprothetik „From bad to worse“: Eine Sitzungsplanung für Baden- Baden 2020. OUP Orthopädische und Unfallchirurgische Praxis [Internet]. 2020 [cited 2021 Dec 16];(9):198–9. Available from: <https://www.online-oup.de/article/endoprothetik-from-bad-to-worse/informationen-aus-der-gesellschaft/y/m/1676?pageNumber=0>
40. Orthopädische Klinik Universität Regensburg. Jahresbericht 2019. Bad Abbach; Juni 2020.
41. Hube R. Der anterolaterale Zugang in Seitenlage. Orthopädie und Unfallchirurgie up2date. 2021;16(02):131–43. doi:10.1055/a-1126-5013
42. Froböse, I., Wilke C., Nellessen- Martens G., editor. Training in der Therapie: Grundlagen und Praxis. 3rd ed. München: Elsevier, Urban & Fischer; 2010.
43. Mayer F, Horstmann T, Küsswetter W, Dickhuth H-H. Isokinetik - Eine Standortbestimmung. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin [Internet]. 1994;45(7/8):272–85. Available from: <https://mediatum.ub.tum.de/1449823>
44. Ehlenz H, Grosser M, Zimmermann E. Krafttraining: Grundlagen Methoden Übungen Leistungssteuerung Trainingsprogramme. 6th ed. München [u.a.]: BLV; 1998. (BLV-Sportwissen).

45. Harten U. Physik für Mediziner. 16th ed. Berlin: Springer; 2020.
46. Banzer W, Pfeifer K, Vogt L. Funktionsdiagnostik des Bewegungssystems in der Sportmedizin. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2004 [cited 2021 Dec 2].
47. Seow CY. Hill's equation of muscle performance and its hidden insight on molecular mechanisms. *J Gen Physiol.* 2013;142(6):561–73. doi:10.1085/jgp.201311107 Cited in: PubMed; PMID 24277600.
48. Brandes R, Lang F, Schmidt RF, editors. Physiologie des Menschen: Mit Pathophysiologie. 32nd ed. Berlin, Heidelberg: Springer; 2019. (Springer-Lehrbuch).
49. Felder H. Isokinetik in Sport und Therapie: Mit 29 Tabellen. München [u.a]: Pflaum; 1999. (Pflaum-Physiotherapie).
50. Wilk KE. Isokinetic testing: goals, standards and knee test interpretation. New York: Biodex Medical Systems, Inc.; 1991.
51. O'Driscoll SW, Giori NJ. Continuous passive motion (CPM): Theory and principles of clinical application. *Journal of Rehabilitation Research and Development.* 2000;37(2):179–88.
52. Lourencin FTC, Macedo OG de, Da Scarpellini ES, Greve JMD. Evaluation of hip adductor and abductor muscles using an isokinetic dynamometer. *Acta Fisiátrica.* 2012;19(1):16–20. doi:10.5935/0104-7795.20120004
53. Abdelraouf OR, Ebrahim MY, Abdel-Aziem AA, Abdel-Rahman SM, Yamani AS, El Askary AA. Isokinetic Assessment of Shoulder Joint Strength Ratios in Male Recreational Weightlifters: A Cross-Sectional Study. *Appl Bionics Biomech.* 2022;20226106943. doi:10.1155/2022/6106943 Cited in: PubMed; PMID 35733448.
54. Al-Shenqiti AM, Emara HA, Algarni FS, Khaled OA. Isokinetic trunk muscle performance in adolescents with different body mass indices. *J Taibah Univ Med Sci.* 2021;16(4):550–7. doi:10.1016/j.jtumed.2021.03.008 Cited in: PubMed; PMID 34408612.
55. Pournasiri F, Zarei M, Mainer-Pardos E, Nobari H. Isometric and isokinetic strength of lower-limb muscles in female athletes during different phases of menstrual cycle: a causal-comparative study. *BMC Womens Health.* 2023;23(1):657. doi:10.1186/s12905-023-02819-w Cited in: PubMed; PMID 38066487.
56. Prando BC, Carvalho C, Petrella M, Da Serrão PR, Mendes Silva. Test-retest reliability of isometric and isokinetic wrist strength. *J Orthop Sci.*

- 2023;28(1):138–42. doi:10.1016/j.jos.2021.09.011 Cited in: PubMed; PMID 34716066.
57. Riemann BL, Watson MD, Davies GJ. Reliability and validity of a novel Isokinetic Knee Dynamometer System. *Acta Bioeng Biomech.* 2021;23(4):107–16. Cited in: PubMed; PMID 37341133.
58. Miranda KA, Gheller RG, DA Silva IM, Picanco LA, Dos Santos JO. Effects of gradual weight loss on strength levels and body composition in wrestlers athletes. *J Sports Med Phys Fitness.* 2021;61(3):401–6. doi:10.23736/S0022-4707.20.11254-4 Cited in: PubMed; PMID 33092323.
59. Ribeiro LM, Lara PHS, Pochini AdC, Andreoli CV, Belangero PS, Ejnisman B. Isokinetic Evaluation of the Shoulder After Bristow/Latarjet Surgical Procedure in Athletes. *Rev Bras Ortop (Sao Paulo).* 2022;57(1):128–35. doi:10.1055/s-0041-1726059 Cited in: PubMed; PMID 35198120.
60. Cvjetkovic DD, Bijeljic S, Palija S, Talic G, Radulovic TN, Kosanovic MG, Manojlovic S. Isokinetic Testing in Evaluation Rehabilitation Outcome After ACL Reconstruction. *Med Arch.* 2015;69(1):21–3. doi:10.5455/medarh.2015.69.21-23 Cited in: PubMed; PMID 25870471.
61. Fischer S, Colcuc C, Gramlich Y, Stein T, Abdulazim A, Welck S v., Hoffmann R. Prospective randomized clinical trial of open operative, minimally invasive and conservative treatments of acute Achilles tendon tear. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2021;141(5):751–60. doi:10.1007/s00402-020-03461-z Cited in: PubMed; PMID 32367375.
62. Taylor NA, Sanders RH, Howick EI, Stanley SN. Static and dynamic assessment of the Biodex dynamometer. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1991;62(3):180–8. doi:10.1007/BF00643739 Cited in: PubMed; PMID 2044524.
63. Zawadzki J, Bober T, Siemieński A. Validity analysis of the Biodex System 3 dynamometer under static and isokinetic conditions. *Acta Bioeng Biomech.* 2010;12(4):25–32. Cited in: PubMed; PMID 21361253.
64. World Health Organization. Body mass index - BMI [Internet]. Copenhagen, Denmark. 2021 [updated 2021 Nov 3; cited 2021 Nov 25]. Available from: <https://www.euro.who.int/en/health-topics/disease-prevention/nutrition/a-healthy-lifestyle/body-mass-index-bmi>
65. Frankenfield DC, Rowe WA, Cooney RN, Smith J, Becker D. Limits of body mass index to detect obesity and predict body composition. *Nutrition.* 2001;17(1):26–30. doi:10.1016/S0899-9007(00)00471-8
66. Schäfer R, Söding P, Brandt S, editors. *Klinikleitfaden Anästhesie.* 9th ed. München: Elsevier; 2020.

67. Irlbeck T, Zwißler B, Bauer A. ASA-Klassifikation: Wandel im Laufe der Zeit und Darstellung in der Literatur [ASA classification: Transition in the course of time and depiction in the literature]. *Anaesthesist*. 2017;66(1):5–10. ger. doi:10.1007/s00101-016-0246-4 Cited in: PubMed; PMID 27995282.
68. Larsen R. *Anästhesie*. 11th ed. München: Elsevier; 2018.
69. Wiesław Błaszczyk J, Fredyk A, Mikołaj Błaszczyk P. Transition from double-leg to single-leg stance in the assessment of postural stability. *Journal of Biomechanics*. 2020;110109982. doi:10.1016/j.jbiomech.2020.109982 Cited in: PubMed; PMID 32827788.
70. Niethard FU, Pfeil J, Biberthaler P. *Orthopädie und Unfallchirurgie*. 6th ed. Stuttgart: Thieme; 2009. (Duale Reihe).
71. Bührle M, editor. *Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings: Bericht über ein internationales Symposium vom 6. bis 8. Oktober 1983 in Freiburg*. 1st ed. Schorndorf: Hofmann; 1985. 324 p. (Schriftenreihe des Bundesinstituts für Sportwissenschaft; vol. 56).
72. Hünig R. *Grundlagen Isokinetik: Lehrgangsskript*. Alzenau: Proxomed Medizintechnik GmbH.
73. Stucki G, Meier D, Stucki S, Michel BA, Tyndall AG, Dick W, Theiler R. Evaluation einer deutschen Version des WOMAC (Western Ontario und McMaster Universities) Arthroseindex [Evaluation of a German version of WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities) Arthritis Index]. *Z Rheumatol*. 1996;55(1):40–9. ger. Cited in: PubMed; PMID 8868149.
74. Lim NY, Lee I, Lee EN, Lee KS, Cho KS, Rhee SJ, Kang HS, Kim KS, Kim JS, Bak WS, Lee YK, Chon MY. A Validation Study of EQ-5D in the Patients with Osteoarthritis. *Journal of muscle and joint health*. 2010;17(2):203–11. doi:10.5953/jmjh.2010.17.2.203
75. Roos EM, Klässbo M, Lohmander LS. WOMAC osteoarthritis index. Reliability, validity, and responsiveness in patients with arthroscopically assessed osteoarthritis. Western Ontario and MacMaster Universities. *Scandinavian Journal of Rheumatology*. 1999;28(4):210–5. doi:10.1080/03009749950155562 Cited in: PubMed; PMID 10503556.
76. Söderman P, Malchau H. Is the Harris hip score system useful to study the outcome of total hip replacement? *Clin Orthop Relat Res*. 2001;(384):189–97. doi:10.1097/00003086-200103000-00022 Cited in: PubMed; PMID 11249165.
77. Yuksel E, Unver B, Kalkan S, Karatosun V. Reliability and minimal detectable change of the 2-minute walk test and Timed Up and Go test in patients with

- total hip arthroplasty. *Hip Int.* 2021;31(1):43–9. doi:10.1177/1120700019888614
Cited in: PubMed; PMID 31928090.
78. Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg Am.* 1969;51(4):737–55. Cited in: PubMed; PMID 5783851.
79. Measures of hip function and symptoms: Harris hip score (HHS), hip disability and osteoarthritis outcome score (HOOS), Oxford hip score (OHS), Lequesne ... [Internet]. 2011. Available from: <https://quil.ucsf.edu/sites/g/files/tkssra2896/f/wysiwyg/arthritis%20care%20&%20research%20speical%20issue.pdf#page=284>
80. Nilsson A, Bremander A. Measures of hip function and symptoms: Harris Hip Score (HHS), Hip Disability and Osteoarthritis Outcome Score (HOOS), Oxford Hip Score (OHS), Lequesne Index of Severity for Osteoarthritis of the Hip (LISOH), and American Academy of Orthopedic Surgeons (AAOS) Hip and Knee Questionnaire. *Arthritis Care Res (Hoboken).* 2011;63 Suppl 11S200-7. doi:10.1002/acr.20549 Cited in: PubMed; PMID 22588745.
81. EQ 5D 3L User Guide: Basic information on how to use the EQ-5D-3L instrument. 6th ed. Rotterdam; 2018.
82. Hinz A, Klaberg A, Brähler E, König H-H. Der Lebensqualitätsfragebogen EQ-5D: Modelle und Normwerte für die Allgemeinbevölkerung [The Quality of Life Questionnaire EQ-5D: modelling and norm values for the general population]. *Psychother Psychosom Med Psychol.* 2006;56(2):42–8. ger. doi:10.1055/s-2005-867061 Cited in: PubMed; PMID 16453241.
83. Devlin N, Parkin D, Janssen B. Analysis of EQ VAS Data. In: *Methods for Analysing and Reporting EQ-5D Data*: Springer, Cham; 2020. p. 51–9. Available from: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-030-47622-9_3 en.
84. Olalla AB. Timed Up and Go (TUG): Fisioterapia para fisioterapeutas y pacientes. *lafisioterapia.net.* 2022 Oct 12.
85. Weiß C. Basiswissen Medizinische Statistik. 7th ed. Berlin, Heidelberg: Springer; 2019. (Springer-Lehrbuch).
86. Janssen MF, Szende A, Cabases J, Ramos-Goñi JM, Vilagut G, König HH. Population norms for the EQ-5D-3L: a cross-country analysis of population surveys for 20 countries. *Eur J Health Econ.* 2019;20(2):205–16. doi:10.1007/s10198-018-0955-5 Cited in: PubMed; PMID 29445941.

87. Janssen MF, Pickard AS, Shaw JW. General population normative data for the EQ-5D-3L in the five largest European economies. *Eur J Health Econ*. 2021;22(9):1467–75. doi:10.1007/s10198-021-01326-9 Cited in: PubMed; PMID 34117986.
88. Brown LE, Stone MH. Isokinetic Exercise and Human Performance. *National Strength & Conditioning Journal*. 2000;22(4):53–4. doi:10.1519/00126548-200008000-00016
89. Drouin JM, Valovich-mcLeod TC, Shultz SJ, Gansneder BM, Perrin DH. Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *Eur J Appl Physiol*. 2004;91(1):22–9. doi:10.1007/s00421-003-0933-0 Cited in: PubMed; PMID 14508689.
90. Zapparoli FY, Riberto M. Isokinetic Evaluation of the Hip Flexor and Extensor Muscles: A Systematic Review. *J Sport Rehabil*. 2017;26(6):556–66. doi:10.1123/jsr.2016-0036 Cited in: PubMed; PMID 27992245.
91. Perry J. *Análise de marcha*. 1st ed.: Editora Manole Saúde; 2005. (Volume 3).
92. Dvir Z. *Isocinética: avaliações musculares, interpretações e aplicações clínicas*. 1st ed.: Editora Manole Saúde; 2002.
93. Meyer C, Corten K, Wesseling M, Peers K, Simon JP, Jonkers I, Desloovere K. Test-retest reliability of innovated strength tests for hip muscles. *PLoS One*. 2013;8(11):e81149. doi:10.1371/journal.pone.0081149 Cited in: PubMed; PMID 24260550.
94. Tuominen J, Leppänen M, Jarske H, Pasanen K, Vasankari T, Parkkari J. Test-Retest Reliability of Isokinetic Ankle, Knee and Hip Strength in Physically Active Adults Using Biodex System 4 Pro. *Methods Protoc*. 2023;6(2). doi:10.3390/mps6020026 Cited in: PubMed; PMID 36961046.
95. Feiring DC, Ellenbecker TS, Derscheid GL. Test-retest reliability of the biodex isokinetic dynamometer. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1990;11(7):298–300. doi:10.2519/jospt.1990.11.7.298 Cited in: PubMed; PMID 18796902.
96. Goncalves BAM, Saxby DJ, Kositsky A, Barrett RS, Diamond LE. Reliability of hip muscle strength measured in principal and intermediate planes of movement. *PeerJ*. 2021;9:e11521. doi:10.7717/peerj.11521 Cited in: PubMed; PMID 34141482.
97. Davies GJ, Wilk K, Ellenbecker TS. *Assessment of strength*. Malone TR, McPoil T, Nitz AJ. St. Louis: Mosby; 1997. (Orthopedic and sports physical therapy; vol. 3).

98. Contreras-Díaz G, Chiroso-Ríos LJ, Chiroso-Ríos I, Intelangelo L, Jerez-Mayorga D, Martinez-Garcia D. Reliability of Isokinetic Hip Flexor and Extensor Strength Measurements in Healthy Subjects and Athletes: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Environ Res Public Health*. 2021;18(21). doi:10.3390/ijerph182111326 Cited in: PubMed; PMID 34769842.
99. Arokoski MH, Arokoski JPA, Haara M, Kankaanpää M, Vesterinen M, Niemitukia LH, Helminen HJ. Hip muscle strength and muscle cross sectional area in men with and without hip osteoarthritis. *J Rheumatol*. 2002;29(10):2185–95. Cited in: PubMed; PMID 12375331.
100. Andrade MS, Mascarín NC, Benedito-Silva AA, Minozzo FC, Vancini RL, Lira CAB de. Assessment of isokinetic peak torque reliability of the hip flexor, extensor, adductors and, abductors muscles in female soccer players from 16 to 25 years old. *J Sports Med Phys Fitness [Internet]*. 2015;(56 (7-8)):843–8. Available from: <https://www.minervamedica.it/en/journals/sports-med-physical-fitness/article.php?cod=R40Y2016N07A0843>
101. van Tittelboom V, Alemdaroglu-Gürbüz I, Hanssen B, Heyrman L, Feys H, Desloovere K, Calders P, van den Broeck C. Reliability of Isokinetic Strength Assessments of Knee and Hip Using the Biodex System 4 Dynamometer and Associations With Functional Strength in Healthy Children. *Front Sports Act Living*. 2022;4817216. doi:10.3389/fspor.2022.817216 Cited in: PubMed; PMID 35280224.
102. Castro MP de, Ruschel C, Santos GM, Ferreira T, Pierri CAA, Roesler H. Isokinetic hip muscle strength: a systematic review of normative data. *Sports Biomechanics*. 2020;19(1):26–54. doi:10.1080/14763141.2018.1464594 Cited in: PubMed; PMID 29895216.
103. Cerda Vega E, Jerez-Mayorga D, Machado Payer R, Campos Jara C, Guzman-Guzman I, Reyes Ponce A, Chiroso LJ. Validity and reliability of evaluating hip abductor strength using different normalization methods in a functional electromechanical device. *PLoS One*. 2018;13(8):e0202248. doi:10.1371/journal.pone.0202248 Cited in: PubMed; PMID 30125320.
104. Friesenbichler B, Casartelli NC, Wellauer V, Item-Glatthorn JF, Ferguson SJ, Leunig M, Maffiuletti NA. Explosive and maximal strength before and 6 months after total hip arthroplasty. *J Orthop Res*. 2018;36(1):425–31. doi:10.1002/jor.23626 Cited in: PubMed; PMID 28574601.
105. Rossi MD, Brown LE, Whitehurst MA. Assessment of hip extensor and flexor strength two months after unilateral total hip arthroplasty. *J Strength Cond Res*. 2006;20(2):262–7. doi:10.1519/R-16234.1 Cited in: PubMed; PMID 16686551.
106. Constantinou M, Loureiro A, Carty C, Mills P, Barrett R. Hip joint mechanics during walking in individuals with mild-to-moderate hip osteoarthritis. *Gait &*

- Posture. 2017;53:162–7. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.01.017 Cited in: PubMed; PMID 28167387.
107. Sugimoto D, Mattacola CG, Mullineaux DR, Palmer TG, Hewett TE. Comparison of isokinetic hip abduction and adduction peak torques and ratio between sexes. *Clin J Sport Med.* 2014;24(5):422–8. doi:10.1097/JSM.000000000000059 Cited in: PubMed; PMID 24905541.
 108. Brent JL, Myer GD, Ford KR, Paterno MV, Hewett TE. The effect of sex and age on isokinetic hip-abduction torques. *J Sport Rehabil.* 2013;22(1):41–6. doi:10.1123/jsr.22.1.41 Cited in: PubMed; PMID 22715125.
 109. Schlumberger A, Schmidtleicher D. Grundlagen der Kraftdiagnostik. In: Banzer W, Pfeifer K, Vogt L, editors. *Funktionsdiagnostik des Bewegungssystems in der Sportmedizin.* Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2004. p. 87–106. Available from: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-642-18626-4_5 de.
 110. Jensen RH, Smidt GL, Johnston RC. A technique for obtaining measurements of force generated by hip muscles. *Archives of physical medicine and rehabilitation [Internet].* 1971;52(5):207–15. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/5581031/> Cited in: PubMed; PMID 5581031.
 111. Giles B, Henke P, Edmonds J, McNeil D. Reproducibility of isokinetic muscle strength measurements in normal and arthritic individuals. *Scand J Rehabil Med.* 1990;22(2):93–9. Cited in: PubMed; PMID 2363030.
 112. Danckwardt-Lillieström G, Sjögren S. Postoperative restoration of muscle strength after intramedullary nailing of fractures of the femoral shaft. *Acta Orthop Scand.* 1976;47(1):101–7. doi:10.3109/17453677608998980 Cited in: PubMed; PMID 1266583.
 113. Finsen V, Harnes OB, Nesse O, Benum P. Muscle function after plated and nailed femoral shaft fractures. *Injury.* 1993;24(8):531–4. doi:10.1016/0020-1383(93)90030-A Cited in: PubMed; PMID 8244546.
 114. Perrin DH. *Interpreting an isokinetic evaluation. Isokinetic exercise and assessment.* Champaign, Illinois: Human Kinetics Publishers; 1993.
 115. Perrin DH, Robertson RJ, Ray RL. Bilateral Isokinetic Peak Torque, Torque Acceleration Energy, Power, and Work Relationships in Athletes and Nonathletes. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1987;9(5):184–9. doi:10.2519/jospt.1987.9.5.184 Cited in: PubMed; PMID 18797005.
 116. Abdelmohsen AM. Leg Dominance Effect on Isokinetic Muscle Strength of Hip Joint. *J Chiropr Med.* 2019;18(1):27–32. doi:10.1016/j.jcm.2018.03.009 Cited in: PubMed; PMID 31193150.

117. A Loureiro, M Constantinou, RS Barrett, P Mills. Muscle strength, size and quality in hip osteoarthritis. *Arthritis Care Res (Hoboken)* [Internet]. 2013;(Vol. 65, No. 3):340–52. Available from: <https://acrjournals.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/acr.21806>
118. Basat S, Sivritepe R, Ortaboz D, Sevim E, Atay S, Baygul A. The Relationship Between Osteoarthritis and Sarcopenia in Geriatric Diabetic Patients. *The Medical Bulletin of Sisli Etfal Hospital*. 2021;55(4):516–23. doi:10.14744/SEMB.2021.42890 Cited in: PubMed; PMID 35317381.
119. Sırca A, Susec-Michieli M. Selective type II fibre muscular atrophy in patients with osteoarthritis of the hip. *Journal of the Neurological Sciences*. 1980;44(2-3):149–59. doi:10.1016/0022-510X(80)90123-9 Cited in: PubMed; PMID 6444440.
120. Baumgartner RN, Waters DL, Gallagher D, Morley JE, Garry PJ. Predictors of skeletal muscle mass in elderly men and women. *Mech Ageing Dev*. 1999;107(2):123–36. doi:10.1016/s0047-6374(98)00130-4 Cited in: PubMed; PMID 10220041.
121. Rasch A, Byström AH, Dalen N, Berg HE. Reduced muscle radiological density, cross-sectional area, and strength of major hip and knee muscles in 22 patients with hip osteoarthritis. *Acta Orthop*. 2007;78(4):505–10. doi:10.1080/17453670710014158 Cited in: PubMed; PMID 17966005.
122. Kea J, Kramer J, Forwell L, Birmingham T. Hip abduction-adduction strength and one-leg hop tests: test-retest reliability and relationship to function in elite ice hockey players. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2001;31(8):446–55. doi:10.2519/jospt.2001.31.8.446 Cited in: PubMed; PMID 11508614.
123. Shih CH, Du YK, Lin YH, Wu CC. Muscular recovery around the hip joint after total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1994;(302):115–20. Cited in: PubMed; PMID 8168288.
124. Claiborne TL, Timmons MK, Pincivero DM. Test-retest reliability of cardinal plane isokinetic hip torque and EMG. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009;19(5):e345-52. doi:10.1016/j.jelekin.2008.07.005 Cited in: PubMed; PMID 18845450.
125. Harbo T, Brincks J, Andersen H. Maximal isokinetic and isometric muscle strength of major muscle groups related to age, body mass, height, and sex in 178 healthy subjects. *Eur J Appl Physiol*. 2012;112(1):267–75. doi:10.1007/s00421-011-1975-3 Cited in: PubMed; PMID 21537927.
126. Garcia PA, Dias JMD, Dias RC, Santos P, Zampa CC. A study on the relationship between muscle function, functional mobility and level of physical activity in community-dwelling elderly. *Rev Bras Fisioter*. 2011;15(1):15–22. Cited in: PubMed; PMID 21519713.

127. Brown LE WJ. ASEP procedures recommendation I: accurate assessment of muscular strength and power. *J Exerc Physiol.*; 2001. 3 vol. (4).
128. Rothstein JM, Lamb RL, Mayhew TP. Clinical uses of isokinetic measurements. Critical issues. *Phys Ther.* 1987;67(12):1840–4. doi:10.1093/ptj/67.12.1840
Cited in: PubMed; PMID 3685109.
129. Sugiura Y, Saito T, Sakuraba K, Sakuma K, Suzuki E. Strength deficits identified with concentric action of the hip extensors and eccentric action of the hamstrings predispose to hamstring injury in elite sprinters. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38(8):457–64. doi:10.2519/jospt.2008.2575 Cited in: PubMed; PMID 18678956.
130. Meyer CAG, Wesseling M, Corten K, Nieuwenhuys A, Monari D, Simon JP, Jonkers I, Desloovere K. Hip movement pathomechanics of patients with hip osteoarthritis aim at reducing hip joint loading on the osteoarthritic side. *Gait & Posture.* 2018;59:11–7. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.09.020 Cited in: PubMed; PMID 28968547.
131. Rasch A, Dalén N, Berg HE. Muscle strength, gait, and balance in 20 patients with hip osteoarthritis followed for 2 years after THA. *Acta Orthop.* 2010;81(2):183–8. doi:10.3109/17453671003793204 Cited in: PubMed; PMID 20367414.
132. Jensen C, Aagaard P, Overgaard S. Recovery in mechanical muscle strength following resurfacing vs standard total hip arthroplasty - a randomised clinical trial. *Osteoarthritis Cartilage.* 2011;19(9):1108–16. doi:10.1016/j.joca.2011.06.011 Cited in: PubMed; PMID 21749928.
133. Grimaldi A, Richardson C, Durbridge G, Donnelly W, Darnell R, Hides J. The association between degenerative hip joint pathology and size of the gluteus maximus and tensor fascia lata muscles. *Manual Therapy.* 2009;14(6):611–7. doi:10.1016/j.math.2008.11.002 Cited in: PubMed; PMID 19121974.
134. Johnson ME, Mille M-L, Martinez KM, Crombie G, Rogers MW. Age-related changes in hip abductor and adductor joint torques. *Archives of physical medicine and rehabilitation.* 2004;85(4):593–7. doi:10.1016/j.apmr.2003.07.022 Cited in: PubMed; PMID 15083435.
135. Poulmedis P. Isokinetic maximal torque power of greek elite soccer players. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1985;6(5):293–5. doi:10.2519/jospt.1985.6.5.293 Cited in: PubMed; PMID 18802304.
136. Cahalan TD, Johnson ME, Liu S, Chao EY. Quantitative measurements of hip strength in different age groups. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(246):136–45. Cited in: PubMed; PMID 2766602.

137. Tippet SR. Lower Extremity Strength and Active Range of Motion in College Baseball Pitchers: A Comparison between Stance Leg and Kick Leg. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1986;8(1):10–4. doi:10.2519/jospt.1986.8.1.10 Cited in: PubMed; PMID 18802250.
138. Svenningsen S, Terjesen T, Auflem M, Berg V. Hip motion related to age and sex. *Acta Orthop Scand.* 1989;60(1):97–100. doi:10.3109/17453678909150103 Cited in: PubMed; PMID 2929306.
139. Roach KE, Miles TP. Normal hip and knee active range of motion: the relationship to age. *Phys Ther.* 1991;71(9):656–65. doi:10.1093/ptj/71.9.656 Cited in: PubMed; PMID 1881956.
140. Burnett CN, Betts EF, King WM. Reliability of isokinetic measurements of hip muscle torque in young boys. *Phys Ther.* 1990;70(4):244–9. doi:10.1093/ptj/70.4.244 Cited in: PubMed; PMID 2315387.
141. Donatelli R, Catlin PA, Backer GS, Drane DL, Slater SM. Isokinetic Hip Abductor to Adductor Torque Ratio in Normals. *Isokinetics and Exercise Science.* 1991;1(2):103–11. doi:10.3233/IES-1991-1209
142. David K. Ryser, Rolland P. Erickson, Tom Cahalan. Isometric and isokinetic hip abductor strength in persons with above-knee amputations. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* 1988;69(10):840–5. doi:10.5555/uri:pii:0003999388900056
143. McGrath TM, Waddington G, Scarvell JM, Ball NB, Creer R, Woods K, Smith D. The effect of limb dominance on lower limb functional performance--a systematic review. *J Sports Sci.* 2016;34(4):289–302. doi:10.1080/02640414.2015.1050601 Cited in: PubMed; PMID 26055387.
144. Rodrigues ALR, Resende RA, Pogetti LS, Santos TRT, Faria HMP, Chagas MH, Ocarino JM. Trunk, Mass Grasp, Knee, and Hip Muscle Performance in CrossFit Participants: Reference Values According to Participants' Sex and Limb Dominance. *Int J Sports Phys Ther.* 2023;V18(3):726–36. doi:10.26603/001c.75222 Cited in: PubMed; PMID 37425118.
145. Emery CA, Maitland ME, Meeuwisse WH. Test-Retest Reliability of Isokinetic Hip Adductor and Flexor Muscle Strength. *Clinical Journal of Sport Medicine.* 1999;9(2):79. doi:aspx
146. Belhaj K, Meftah S, Mahir L, Lmidmani F, Elfatimi A. Isokinetic imbalance of adductor-abductor hip muscles in professional soccer players with chronic adductor-related groin pain. *European Journal of Sport Science.* 2016;16(8):1226–31. doi:10.1080/17461391.2016.1164248 Cited in: PubMed; PMID 27017973.

147. Mogroni P, Narici MV, Sirtori MD LF. Isokinetic torques and kicking maximal ball velocity in young soccer players. *J Sports Med Phys Fitness* [Internet]. 1994;34(4):357–61. Available from: <https://europepmc.org/article/med/7643580>
148. Borges VS, Domingues JM, Dias RC, Garcia PA, Dvir Z. Strength and torque consistency of the hip and knee flexors and extensors: A comparative study of elderly and young individuals. *IES*. 2015;23(1):45–51. doi:10.3233/IES-140563
149. Dean JC, Kuo AD, Alexander NB. Age-related changes in maximal hip strength and movement speed. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2004;59(3):286–92. doi:10.1093/gerona/59.3.m286 Cited in: PubMed; PMID 15031315.
150. Hunter SK, Thompson MW, Adams RD. Relationships among age-associated strength changes and physical activity level, limb dominance, and muscle group in women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2000;55(6):B264-73. doi:10.1093/gerona/55.6.b264 Cited in: PubMed; PMID 10843342.
151. Schindler IFSR, Pontes SS, Bertoni MBM, Junior GF, Júnior BRN, Jesus FLA de, Neto MG. A Systematic Review of Isokinetic Muscle Strength in a Healthy Population With Special Reference to Age and Gender. *Sports Health*. 2023;15(3):328–32. doi:10.1177/19417381221146258 Cited in: PubMed; PMID 36645122.
152. Huffman KD, Sanford BA, Zucker-Levin AR, Williams JL, Mihalko WM. Increased hip abduction in high body mass index subjects during sit-to-stand. *Gait & Posture*. 2015;41(2):640–5. doi:10.1016/j.gaitpost.2015.01.014 Cited in: PubMed; PMID 25655834.
153. Koushyar H, Nussbaum MA, Davy KP, Madigan ML. Relative Strength at the Hip, Knee, and Ankle Is Lower Among Younger and Older Females Who Are Obese. *J Geriatr Phys Ther*. 2017;40(3):143–9. doi:10.1519/JPT.0000000000000086 Cited in: PubMed; PMID 27007990.
154. Götz JS, Benditz A, Reinhard J, Schindler M, Zeman F, Grifka J, Greimel F, Leiss F. Influence of Anxiety/Depression, Age, Gender and ASA on 1-Year Follow-Up Outcomes Following Total Hip and Knee Arthroplasty in 5447 Patients. *J Clin Med*. 2021;10(14). doi:10.3390/jcm10143095 Cited in: PubMed; PMID 34300261.
155. Hall M, Wrigley TV, Kean CO, Metcalf BR, Bennell KL. Hip biomechanics during stair ascent and descent in people with and without hip osteoarthritis. *J Orthop Res*. 2017;35(7):1505–14. doi:10.1002/jor.23407 Cited in: PubMed; PMID 27572656.
156. Madsen OR, Brot C, Petersen MM, Sørensen OH. Body composition and muscle strength in women scheduled for a knee or hip replacement. *A*

- comparative study of two groups of osteoarthritic women. *Clin Rheumatol*. 1997;16(1):39–44. doi:10.1007/BF02238761 Cited in: PubMed; PMID 9132324.
157. Rydevik K, Fernandes L, Nordsletten L, Risberg MA. Functioning and disability in patients with hip osteoarthritis with mild to moderate pain. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010;40(10):616–24. doi:10.2519/jospt.2010.3346 Cited in: PubMed; PMID 20811166.
 158. Zeni J, Pozzi F, Abujaber S, Miller L. Relationship between physical impairments and movement patterns during gait in patients with end-stage hip osteoarthritis. *J Orthop Res*. 2015;33(3):382–9. doi:10.1002/jor.22772 Cited in: PubMed; PMID 25492583.
 159. Meyer CAG, Corten K, Fieuws S, Deschamps K, Monari D, Wesseling M, Simon J-P, Desloovere K. Evaluation of stair motion contributes to new insights into hip osteoarthritis-related motion pathomechanics. *J Orthop Res*. 2016;34(2):187–96. doi:10.1002/jor.22990 Cited in: PubMed; PMID 26212929.
 160. Abernethy P, Wilson G, Logan P. Strength and power assessment. Issues, controversies and challenges. *Sports Med*. 1995;19(6):401–17. doi:10.2165/00007256-199519060-00004 Cited in: PubMed; PMID 7676101.
 161. Loureiro A, Constantinou M, Diamond LE, Beck B, Barrett R. Individuals with mild-to-moderate hip osteoarthritis have lower limb muscle strength and volume deficits. *BMC Musculoskelet Disord*. 2018;19(1):303. doi:10.1186/s12891-018-2230-4 Cited in: PubMed; PMID 30131064.
 162. Masuda K, Kikuhara N, Takahashi H, Yamanaka K. The relationship between muscle cross-sectional area and strength in various isokinetic movements among soccer players. *J Sports Sci*. 2003;21(10):851–8. doi:10.1080/0264041031000102042 Cited in: PubMed; PMID 14620028.
 163. Dugailly P-M, Brassinne E, Pirotte E, Mouraux D, Feipel V, Klein P. Isokinetic assessment of hip muscle concentric strength in normal subjects: A reproducibility study. *IES*. 2005;13(2):129–37. doi:10.3233/IES-2005-0191
 164. Julia M, Dupeyron A, Laffont I, Parisaux J-M, Lemoine F, Bousquet P-J, Hérisson C. Reproducibility of isokinetic peak torque assessments of the hip flexor and extensor muscles. *Ann Phys Rehabil Med*. 2010;53(5):293–305. doi:10.1016/j.rehab.2010.05.002 Cited in: PubMed; PMID 20634166.
 165. Baldon RdM, Lobato D FM, Carvalho LP, Wun P YL, Presotti CV, Serrão FV. Relationships between eccentric hip isokinetic torque and functional performance. *J Sport Rehabil*. 2012;21(1):26–33. doi:10.1123/jsr.21.1.26 Cited in: PubMed; PMID 22102689.

166. Parsons JL, Porter MM. Reliability of measuring hip and knee power and movement velocity in active youth. *Pediatr Phys Ther.* 2015;27(1):82–9. doi:10.1097/PEP.0000000000000109 Cited in: PubMed; PMID 25521270.
167. Ranisavljev I, Ilic V, Markovic S, Soldatovic I, Stefanovic D, Jaric S. The relationship between hip, knee and ankle muscle mechanical characteristics and gait transition speed. *Human Movement Science.* 2014;3847–57. doi:10.1016/j.humov.2014.08.006 Cited in: PubMed; PMID 25244181.
168. Lawrence JS, Bremner JM, Bier F. Osteo-arthritis. Prevalence in the population and relationship between symptoms and x-ray changes. *Ann Rheum Dis.* 1966;25(1):1–24. Cited in: PubMed; PMID 5905334.
169. Croft P, Cooper C, Wickham C, Coggon D. Defining osteoarthritis of the hip for epidemiologic studies. *Am J Epidemiol.* 1990;132(3):514–22. doi:10.1093/oxfordjournals.aje.a115687 Cited in: PubMed; PMID 2389755.
170. Vodička T, Bozděch M, Gimunová M, Svobodová L, Zháněl J, Czyż SH. Could the Evaluation of Muscle Strength Imbalances Be Used as a Predictor of Total Hip Arthroplasty? *Int J Environ Res Public Health.* 2021;18(10). doi:10.3390/ijerph18105082 Cited in: PubMed; PMID 34064961.

8. Anhang

8.1 Patienteneinverständniserklärung

ASKLEPIOS KLINIKUM BAD ABBACH

Orthopädische Klinik für die Universität Regensburg
ASKLEPIOS Klinikum Bad Abbach
Postfach 1134 • 93074 Bad Abbach



*Kooperationskliniken für die
Universität Regensburg
Klinik und Poliklinik für Orthopädie
Klinik für Rheumatologie
Kaiser-Karl V.-Allee 3
93077 Bad Abbach
Telefon: (0 94 05) 18-0
<http://www.Asklepios.com>*

PATIENTENEINVERSTÄNDNISERKLÄRUNG

Evaluation zweier Behandlungskonzepte nach
Implantation einer Hüft-Totalendoprothese

*Klinik und Poliklinik für Orthopädie
Lehrstuhlleiter für Orthopädie
der Universität Regensburg
und Klinikdirektor:
Prof. Dr. med. Dr. h.c. J. Grifka
<http://www.uni-r.de/Fakultäten/Medizin/Orthopaedie>*

EINVERSTÄNDNISERKLÄRUNG:

Ich erkläre mich hiermit einverstanden an der oben aufgeführten Studie teilzunehmen. Weiters willige ich ein, dass nach der Operation sowohl körperliche als auch röntgenologische Routineuntersuchungen stattfinden.

Im Rahmen der Untersuchungsstudie werden persönliche Daten und medizinische Befunde erhoben. Die Weitergabe, Speicherung und Auswertung dieser studienbezogenen Daten erfolgt nach gesetzlichen Bestimmungen und setzt vor Teilnahme an der Studie folgende freiwillige Einwilligung voraus:

Ich erkläre mich damit einverstanden, dass im Rahmen dieser Studie mich betreffende personenbezogene Daten/ Angaben durch den Studienarzt erhoben, verschlüsselt auf elektronischen Datenträgern aufgezeichnet und verarbeitet werden dürfen. Ich bin auch damit einverstanden, dass die Studienergebnisse in nicht rück-entschlüsselbarer (anonymer) Form, die keinen Rückschluss auf meine Person zulassen, veröffentlicht werden.

Mir ist bekannt, dass ich meine Einwilligung jederzeit ohne Angabe von Gründen und ohne nachteilige Folgen für mich zurückziehen und einer Weiterverarbeitung meiner Daten und Proben jederzeit widersprechen und ihre Löschung bzw. Vernichtung verlangen kann.

Bad Abbach,

Unterschrift des Teilnehmers

Das Aufklärungsgespräch hat geführt:

Herr Dr.,

Kaiser-Karl-V.-Allee 3

93077 Bad Abbach

Erklärung des Aufklärenden Arztes:

Hiermit erkläre ich, o.g. Teilnehmer/in am über Wesen, Bedeutung, Tragweite und Risiken der o.g. Studie mündlich und schriftlich aufgeklärt und ihm/ihr eine Ausfertigung der Information sowie dieser Einwilligungserklärung übergeben zu haben.

Bad Abbach,

Unterschrift des aufklärenden Prüfarztes

8.2 Auszüge aus dem ambulanten- und stationären Fragebogenset



Studienbogen Hüfte Ambulanz



Universität Regensburg



Klinikum Bad Abbach



Asklepios Klinikum Bad Abbach
Orthopädische Universitätsklinik Regensburg

Kaiser-Karl-V.-Allee 3, 93077 Bad Abbach
Herr Prof. Dr. med. Dr. h.c. Joachim Grifka



Universität Regensburg

Orthopädie Uniklinikum Regensburg
Asklepios Klinikum Bad Abbach
Kaiser-Karl-V.-Allee 3, 93077 Bad Abbach
Herr Prof. Dr. med. Dr. h.c. Joachim Grifka



laufende Studiennummer: _____ Initialen: _____
Geburtsdatum: _____
Operationsdatum: _____ Op-Seite: ☐ rechts ☐ links

Follow-up Termin: ☐ 4 Wochen Post-OP ☐ 3 Monate Post-OP
☐ 6 Monate Post-OP ☐ 12 Monate Post-OP

Bitte vom Patienten ausfüllen lassen!

Sehr geehrte Damen und Herren,

Sie werden von uns wegen Ihrer Hüftproblematik untersucht und behandelt. Zur vollständigen Beurteilung Ihrer Erkrankung bitten wir Sie in dem vorliegenden Fragebogen um einige persönliche Angaben.

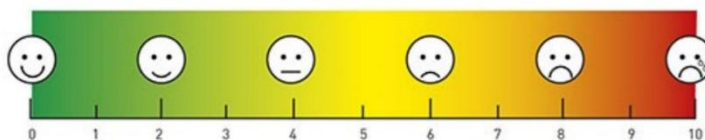
Man weiß heute, dass körperliche Krankheit und seelisches Befinden oft eng zusammenhängen. Deshalb beziehen sich einige Fragen auch auf Ihre allgemeine und seelische Verfassung. Die Beantwortung ist selbstverständlich freiwillig. Wir bitten Sie jedoch, jede Frage zu beantworten. Machen Sie bitte nur ein Kreuz pro Frage und lassen Sie bitte keine Frage aus! Überlegen Sie bitte nicht lange, sondern wählen Sie die Antwort aus, die Ihnen auf Anhieb am zutreffendsten erscheint!

Vielen herzlichen Dank für Ihre Kooperation.

1. Wie würden Sie den momentanen Funktionsgrad Ihrer Hüfte beurteilen?

☐ Normal ☐ Fast normal ☐ Unnormal ☐ Stark unnormal

2. Einschätzung der derzeitigen Schmerzen in der Hüfte (Visuelle-Analog-Skala)



laufende Studiennummer:

2



Universität Regensburg

Orthopädie Uniklinikum Regensburg
 Asklepios Klinikum Bad Abbach
 Kaiser-Karl-V.-Allee 3, 93077 Bad Abbach
 Herr Prof. Dr. med. Dr. h.c. Joachim Grifka



Harris-Hip-Score

Schmerzen		
Keine Schmerzen		
Gelegentlich Schmerzen	gelegentliche Beschwerden oder geringgradige Schmerzwahrnehmung, die Aktivität ist nicht behindert.	
Leichte Schmerzen	keine Auswirkung auf die durchschnittliche Aktivität, selten mäßige Schmerzen nach ungewohnten Tätigkeiten, gelegentlich z.B. Aspirin.	
Mittlere Schmerzen	Schmerz erträglich, regelmäßige Arbeit möglich, jedoch Behinderung bei gewöhnlicher Aktivität, gelegentlich stärkere Analgetika erforderlich	
Starke Schmerzen	starke gelegentlich auftretende und wieder vergehende Schmerzen, ernsthafte Einschränkung des Aktivitätsniveaus, stärkere Schmerzmittel	
Körperbehinderung Invalidität	starker Schmerz auch im Bett, der Schmerz zwingt den Patienten überwiegend im Bett zu bleiben, schwerste Beeinträchtigung	

Gehfähigkeit		
Hinken	kein Hinken	
	leichtes Hinken	
	mäßiges Hinken	
	schweres Hinken	
Gehhilfen	keine	
	einzelner Stock für längere Strecken	
	einzelner Stock für die meiste Zeit	
	eine Unterarmgehstütze	
	zwei Stöcke	
Entfernungen	zwei Unterarm-Gehstützen oder Gehunfähigkeit	
	unbegrenzt	
	1000 m	
	200 bis 500m	
	nur in der Wohnung	
	Bett oder Stuhl	



Universität Regensburg

http://www.orthopaedicscore.com/scorepages/harris_hip_score.html

Orthopädie Uniklinikum Regensburg
 Asklepios Klinikum Bad Abbach
 Kaiser-Karl-V.-Allee 3, 93077 Bad Abbach
 Herr Prof. Dr. med. Dr. h.c. Joachim Grifka



ADL		
Treppen steigen	eine Stufe nach der anderen ohne Nachziehen des Beines und ohne den Gebrauch eines Geländers	
	Stufe nach Stufe ohne Nachziehen eines Beines, aber mit Geländer	
	Treppengehen ist noch möglich mit beliebigen Hilfsmitteln	
	Patient ist nicht in der Lage Treppen zu steigen	
öffentliche Verkehrsmittel	Patient ist in der Lage, öffentliche Verkehrsmittel zu benutzen	
Sitzen	Patient kann bequem auf jedem Stuhl für 1 Stunde sitzen	
	Patient kann bequem auf einem hohen Stuhl für eine halbe Stunde sitzen	
	Patient ist nicht in der Lage, auf irgend einem Stuhl bequem zu sitzen	
Schuhe und Strümpfe anziehen	Patient kann ohne weiteres Strümpfe anziehen und Schuhe binden	
	Patient kann unter Schwierigkeiten Strümpfe anziehen und Schuhe binden	
	Patient ist nicht in der Lage, Schuhe oder Strümpfe anzuziehen	

Deformitäten (HHS)		
Adduktionskontraktur	weniger als 10 Grad	1
	10 Grad oder mehr	0
Innenrotationskontraktur	weniger als 10 Grad	1
	10 Grad oder mehr	0
Beugekontraktur	weniger als 15 Grad	1
	15 Grad oder mehr	0
Beinlängendifferenz	weniger als 3 cm	1
	mehr als 3 cm	0
Ergebnis		

Mobilität (in allen Ebenen) (HHS)		
Mobilität	300-210°	5
Mobilität	209-160°	4
Mobilität	159-100°	3
Mobilität	99-60°	2
Mobilität	59-30°	1
Mobilität	29-0°	0
Ergebnis		

laufende Studiennummer:

5



Universität Regensburg

Orthopädie Uniklinikum Regensburg
Asklepios Klinikum Bad Abbach
Kaiser-Karl-V.-Allee 3, 93077 Bad Abbach
Herr Prof. Dr. med. Dr. h.c. Joachim Grifka



WOMAC-Score

Beschwerden/Symptome der letzten Woche

1) Fühlen Sie ein Reiben, hören Sie ein Klicken oder ein anderes Geräusch in Ihrer Hüfte?

☐ nie ☐ selten ☐ manchmal ☐ oft ☐ immer

2) Haben Sie Schwierigkeiten die Beine abzuspreizen?

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

3) Haben Sie Schwierigkeiten beim schnellen Gehen?

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

Steifigkeit der letzten Woche

4) Wie stark ist Ihre Steifigkeit nach dem Erwachen am Morgen?

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

5) Wie stark ist Ihre Steifigkeit nach dem Sitzen, Liegen oder Ausruhen im späteren Verlauf des Tages?

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

Schmerzen

1) Wie oft haben Sie Schmerzen in Ihrer Hüfte?

☐ nie ☐ monatlich ☐ wöchentlich ☐ täglich ☐ immer

Schmerzen in der letzten Woche

2) Haben Sie Schmerzen beim vollständigen Ausstrecken der Hüfte?

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

3) Haben Sie Schmerzen beim vollständigen Beugen der Hüfte?

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

4) Haben Sie Schmerzen beim Gehen auf ebenem Boden?

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

5) Haben Sie Schmerzen beim Treppen hinauf- oder hinuntersteigen?

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

6) Haben Sie Schmerzen nachts im Bett?

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

laufende Studiennummer:

6



Universität Regensburg

Orthopädie Uniklinikum Regensburg
Asklepios Klinikum Bad Abbach
Kaiser-Karl-V.-Allee 3, 93077 Bad Abbach
Herr Prof. Dr. med. Dr. h.c. Joachim Grifka



7) Haben Sie Schmerzen beim Sitzen oder Liegen?

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

8) Haben Sie Schmerzen beim Aufrechtstehen?

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

9) Haben Sie Schmerzen beim Laufen auf hartem Untergrund?

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

10) Haben Sie Schmerzen beim Laufen auf unebenem Untergrund?

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

Körperliche Tätigkeit in der letzten Woche

Wie groß sind Ihre Schwierigkeiten bei:

1) Treppe hinuntersteigen

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

2) Treppen hinaufsteigen

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

3) Aufstehen vom Sitzen

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

4) Stehen

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

5) Sich zum Boden bücken

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

6) Gehen auf ebenem Boden

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

7) Einsteigen ins Auto/Aussteigen aus dem Auto

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

8) Einkaufen gehen

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

9) Socken/Strümpfe anziehen

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

10) Aufstehen vom Bett

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

laufende Studiennummer:

7



Universität Regensburg

Orthopädie Uniklinikum Regensburg
Asklepios Klinikum Bad Abbach
Kaiser-Karl-V.-Allee 3, 93077 Bad Abbach
Herr Prof. Dr. med. Dr. h.c. Joachim Grifka



11) Socken/Strümpfe ausziehen

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

12) Liegen im Bett

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

13) Ins Bad (Badewanne) steigen /aus dem Bad (Badewanne steigen)

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

14) Sitzen

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

15) Sich auf die Toilette setzen / Aufstehen von der Toilette

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

16) Anstrengende Hausarbeiten (Tragen von schweren Gegenständen, Boden wischen...)

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

17) Leichte Hausarbeiten (Kochen, ...)

☐ nein ☐ leicht ☐ mäßig ☐ stark ☐ sehr stark

http://www.orthopaedicscore.com/scorepages/knee_injury_osteopaedic_outcome_score_womac.html
<http://www.womac.com/womac/index.htm>

laufende Studiennummer:

8



Universität Regensburg

Orthopädie Uniklinikum Regensburg
Asklepios Klinikum Bad Abbach
Kaiser-Karl-V.-Allee 3, 93077 Bad Abbach
Herr Prof. Dr. med. Dr. h.c. Joachim Grifka



EuroQol

Bitte geben Sie an, welche Aussagen Ihren heutigen Gesundheitszustand am besten beschreiben, indem Sie ein Kreuz in ein Kästchen jeder Gruppe machen.

1. Beweglichkeit/ Mobilität

- ☐ Ich habe keine Probleme herumzugehen.
- ☐ Ich habe einige Probleme herumzugehen.
- ☐ Ich bin ans Bett gebunden.

2. Für sich selbst sorgen

- ☐ Ich habe keine Probleme, für mich selbst zu sorgen.
- ☐ Ich habe einige Probleme, mich selbst zu waschen oder mich anzuziehen.
- ☐ Ich bin nicht in der Lage, mich selbst zu waschen oder anzuziehen.

3. Allgemeine Tätigkeiten (z.B. Arbeit, Studium, Hausarbeit, Familien- oder Freizeitaktivitäten)

- ☐ Ich habe keine Probleme, meinen alltäglichen Tätigkeiten nachzugehen.
- ☐ Ich habe einige Probleme, meinen alltäglichen Tätigkeiten nachzugehen.
- ☐ Ich bin nicht in der Lage, meinen alltäglichen Tätigkeiten nachzugehen.

4. Schmerzen/ Körperliche Beschwerden

- ☐ Ich habe keine Schmerzen oder Beschwerden.
- ☐ Ich habe mäßige Schmerzen oder Beschwerden.
- ☐ Ich habe extreme Schmerzen oder Beschwerden.

5. Angst/ Niedergeschlagenheit

- ☐ Ich bin nicht ängstlich oder deprimiert.
- ☐ Ich bin mäßig ängstlich oder deprimiert.
- ☐ Ich bin extrem ängstlich oder deprimiert.

6. Verglichen mit meinem allgemeinen Gesundheitszustand während der vergangenen 12 Monate ist mein heutiger Gesundheitszustand

- ☐ Besser.
- ☐ Im Großen und Ganzen etwa gleich.
- ☐ Schlechter.

<https://euroqol.org>



Universität Regensburg

Orthopädie Uniklinikum Regensburg
Asklepios Klinikum Bad Abbach
Kaiser-Karl-V.-Allee 3, 93077 Bad Abbach
Herr Prof. Dr. med. Dr. h.c. Joachim Grifka



TUG-Score (Timed up and go Test)

Handlungsanleitung:

Der Patient sitzt auf einem Stuhl (Stuhlhöhe ist 45cm) mit Armlehnen. Der Rücken liegt der Stuhllehne an, die Arme liegen locker auf den Armlehnen. Eine Hilfestellung durch den Untersucher zum Erreichen dieser Position erfolgt nicht.

Auf Kommando soll der Patient aufstehen, mit einem normalen sicheren Gang bis zu einer in 3 m Abstand auf dem Boden markierten Linie laufen, sich umdrehen, zum Stuhl zurückgehen und sich wieder hinsetzen. Beim Laufen ist ein Hilfsmittel (z.B. Stock) erlaubt.

Die benötigte Zeit bei dem Test wird in Sekunden notiert. Der Patient darf den Bewegungsablauf einmal vor der eigentlichen Durchführung des Tests ausprobieren oder sich vom Untersucher demonstrieren lassen.

Ergebnis: _____ **in Sekunden**

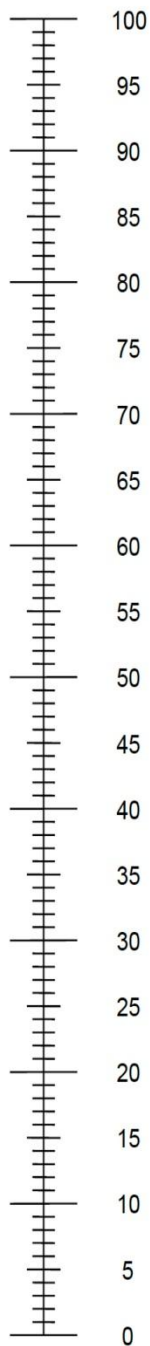
Mobilität der Hüfte

1. Extension/Neutral/Flexion _____
2. Abduktion/ Neutral/ Abduktion _____
3. Außenrotation/Neutral/Innenrotation _____



Universität Regensburg

Orthopädie Uniklinikum Regensburg
 Asklepios Klinikum Bad Abbach
 Kaiser-Karl-V.-Allee 3, 93077 Bad Abbach
 Herr Prof. Dr. med. Dr. h.c. Joachim Grifka



Wir möchten gerne wissen, wie gut oder schlecht Ihre Gesundheit HEUTE ist.

Diese Skala ist von 0 bis 100 nummeriert.

- 100 bedeutet die beste Gesundheit, die Sie sich vorstellen können.
- 0 bedeutet die schlechteste Gesundheit, die Sie sich vorstellen können.
- Markieren Sie ein X auf der Waage, um anzuzeigen, wie HEUTE Ihre Gesundheit ist.
- Schreiben Sie nun die Nummer, die Sie auf der Skala markiert haben, in das Feld unten.

<https://euroqol.org>

laufende Studiennummer:

13



Universität Regensburg

Orthopädie Uniklinikum Regensburg
 Asklepios Klinikum Bad Abbach
 Kaiser-Karl-V.-Allee 3, 93077 Bad Abbach
 Herr Prof. Dr. med. Dr. h.c. Joachim Grifka



Hüfte - Physiotherapie

laufende Studiennummer: _____ Initialen: _____ Operationsdatum: _____
 Geburtsdatum: _____ Geschlecht: ☐ weiblich ☐ männlich OP-Seite: ☐ rechts ☐ links

Angaben zur täglichen Mobilität

	Prä- OP	OP - Tag	1. Post OP Tag	2. Post OP Tag	3. Post OP Tag	4. Post OP Tag	5. Post OP Tag	6. Post OP Tag	7. Post OP Tag	8. Post OP Tag	9. Post OP Tag
Extension/ Neutral/Flexion											
Abduktion/ Neutral/ Adduktion											
Außen-/Neutral/ Innenrotation											
TUG-Score in Sekunden											
Anzahl der Stockwerke											
Gehstrecke vom Vortag											
VAS vor der Physiotherapie**											
VAS nach der Physiotherapie**											

* Prä- OP bitte: Abduktion/Neutral/Adduktion und Außenrotation/Neutral/Innenrotation

** siehe VAS-Scala auf Seite 3 (VAS-Scala von 0-10 mit 0 = keine Schmerzen und 10 = unerträglicher Schmerz)

laufende Studiennummer:

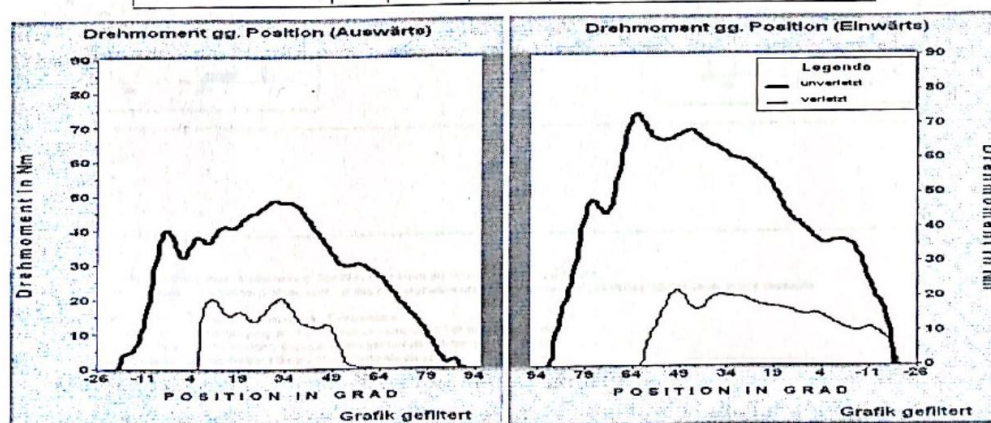
22

8.3 Biodex Komplex- und Grafikanalyse

Komplexanalyse

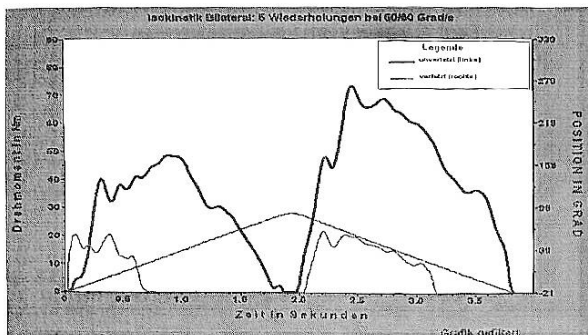
Name:		Sitzung:		Gefiltert:	Isokinetik
Nr.:		verletzt:	rechts	Protokoll:	Isokinetik Bilateral
Geb.datum:		Arzt:		Muster:	Extension/Flexion Stehend
cm:	159	Überweisung:		Modus:	Isokinetik
kg:	67.0	Gelenk:	Hüfte	Kontraktion:	kon/kon
Geschlecht:	w	Diagnose:		SKK:	Keine Schwerkraftkorrektur

		FLEXION 60 Grad/s			EXTENSION 60 Grad/s		
# Wdh.: rechts 5		unverletzt	verletzt	Defizit	unverletzt	verletzt	Defizit
# Wdh.: links 5		links	rechts		links	rechts	
max DMM	NM	48.7	20.3	58.3	73.1	21.7	70.2
DMM / KG	%	73.0	30.5		109.5	32.6	
Zeit bis max DMM	MSEC	890.0	480.0		520.0	330.0	
Winkel bei max DMM	Grad	31.0	32.0		62.0	50.0	
DMM @ 30.0 Grad	NM	48.6	19.0	61.0	60.0	19.8	67.0
DMM @ 0.18 s	NM	10.5	15.9	-50.4	26.6	8.2	69.2
Variationskoeffizient	%	12.6	60.1		4.4	58.0	
Arbeit(beste Wdh (J))	J	56.1	15.9	71.7	97.6	21.0	78.5
Nr.Wdh max J	#	2	3		3	2	
J / Kg	%	84.0	23.8		146.2	31.4	
Gesamtarbeit	J	240.9	56.6	76.5	451.5	77.4	82.9
Arbeit 1.Drittel	J	85.9	12.6		170.9	23.3	
Arbeit 3.Drittel	J	70.3	16.2		130.8	21.6	
Ermüdungsindex	%	18.2	-28.8		23.5	7.3	
Leistung	WATTS	25.0	6.4	74.2	43.3	8.7	79.9
Beschleunigung (s)	MSEC	90.0	50.0		90.0	160.0	
Verzögerung (s)	MSEC	90.0	1500.0		190.0	1040.0	
BAM	Grad	113.5	83.5		113.5	83.5	
D'SCHN. MAX DMM	NM	40.8	12.9		69.4	14.7	
Agonist/Antagonist	%	66.6	93.5	Z: n.e.			



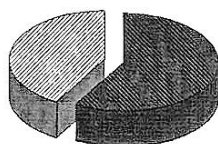
Grafikanalyse

Name:		Sitzung:		Gefiltert:	Isokinetik
Nr.:		verletzt:	rechts	Protokoll:	Isokinetik Bilateral
Geb.datum:		Arzt:		Muster:	Extension/Flexion Stehend
cm:	159	Überweisung:		Modus:	Isokinetik
kg:	67.0	Gelenk:	Hüfte	Kontraktion:	kon/kon
Geschlecht:	w	Diagnose:		SKK:	Keine Schwerkraftkorrektur

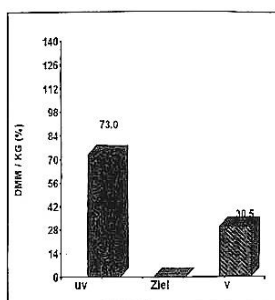


FLEXION

Defizit
58.3 %

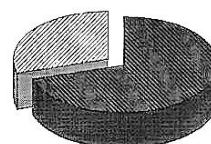


60 Grad/s

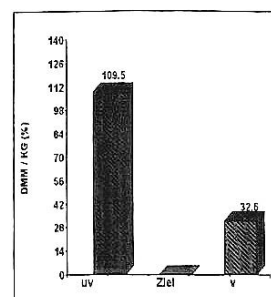


EXTENSION

Defizit
70.2 %



60 Grad/s



Kommentare:

max DMM :

Relatives Drehmoment während einer Wiederholung. Der Wert beschreibt die maximale Kraftentwicklung. Relativer Kraftwert: Errechnet das erreichte Drehmoment auf das Körpergewicht um und ermöglicht Vgl mit Referenzdaten sowie interindividuelle Vergleiche.

Defizit :

1 bis 10% kein signifikanter Unterschied zwischen den Extremitäten.

11 bis 25% Behandlung zur Wiedererlangung der muskulären Leistungsfähigkeit wird empfohlen.

> 25% signifikante Funktionseinschränkungen. Gezielte Trainingstherapie unbedingt erforderlich.

(-) negatives Defizit bedeutet, daß die verletzte Seite höhere Werte als die unverletzte Seite aufweist.

9. Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Die aus anderen Quellen direkt oder indirekt übernommenen Daten und Konzepte sind unter Angabe der Quelle gekennzeichnet. Insbesondere habe ich nicht die entgeltliche Hilfe von Vermittlungs- bzw. Beratungsdiensten (Promotionsberater oder andere Personen) in Anspruch genommen. Niemand hat von mir unmittelbar oder mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeit erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen. Die Arbeit wurde bisher weder im In- noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Ort, Datum

Unterschrift

10. Danksagung

An erster Stelle möchte ich Herrn Prof. Dr. med. Renkawitz meinen aufrichtigen Dank aussprechen, der mir die Möglichkeit gab, diese Studie in der Klinik für Orthopädie des Asklepios Klinikums Bad Abbach durchzuführen. Mein Dank gilt außerdem Herrn Prof. Dr. Dr. h.c. mult. J. Grifka, der mir mit der Überlassung des interessanten Themas den Grundstein für diese Dissertation gelegt hat.

Herrn Prof. Dr. med. habil. Greimel, meinem Doktorvater, danke ich herzlich für die Betreuung meines Promotionsverfahrens, die Planung und Organisation der durchgeführten Studie sowie die Korrektur meiner Arbeit.

Mein ganz besonderer Dank gilt meinem Betreuer, PD Dr. med. habil. Jan Reinhard, für seine freundschaftliche und geduldige Unterstützung in jeder Phase dieser Arbeit sowie die Weitergabe seiner wissenschaftlichen und klinischen Erfahrung. Seine Hilfestellungen waren für mich von unschätzbarem Wert.

Ein herzliches Dankeschön auch an Silvia Dullien, der sportwissenschaftlichen Leiterin des Ganglabors, für ihre tatkräftige Unterstützung bei der Einarbeitung in das Messverfahren und die großzügige Bereitstellung Ihrer Räumlichkeiten.

Besonderer Dank gebührt außerdem meiner besten Freundin Lisa Straußberger für ihr wertvolles Lektorat, ihr ehrliches Feedback und ihren unerschütterlichen Glauben an mich.

Auch meinem Partner, Raffaele Capoccia, möchte ich meinen größten Dank aussprechen - nicht nur dafür, dass er bereitwillig für diese Arbeit Modell gestanden hat, sondern vor allem dafür, dass er mich bei der Verwirklichung meiner Träume nach Kräften unterstützt.

Schlussendlich möchte ich meinen Eltern und Brüdern danken. Ohne sie hätte ich dieses Projekt wohl niemals begonnen. Ihnen widme ich diese Dissertation in tiefer Dankbarkeit.

11. Lebenslauf