

**Möglichkeiten der biomechanischen Diagnostik mithilfe eines
multifunktionalen Diagnostikgeräts bei Hüft-Totalendoprothese-
Patient*innen und Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Sportwissenschaften (Dr. Sportwiss.)

genehmigt durch die

Fakultät für Humanwissenschaften

der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

von M.Sc. Stefanie John

geb. am 08.01.1991 in Münster

Gutachterin: Prof. Dr. Kerstin Witte

Gutachter: PD Dr. habil. Felix Stief

Eingereicht am: 30.11.2023

Verteidigung der Dissertation am: 17.06.2024

Zusammenfassung

Um mit einem Messsystem verschiedene Aspekte des funktionellen Status der Patient*innen messen und beurteilen zu können, wurde ein sensorbasiertes multifunktionales Diagnostikgerät entwickelt, welches mehrere biomechanische Untersuchungsverfahren vereint. Die Anwendung neuer Messgeräte und Analysemethoden muss jedoch immer geprüft werden, bevor diese in einem klinischen und therapeutischen Umfeld eingesetzt werden. Daher bestand das Ziel dieser Arbeit darin, das multifunktionale Diagnostikgerät in einer Vorstudie zu evaluieren und anschließend den Einsatz des Geräts im Hinblick auf die biomechanische Diagnostik bei Hüft-TEP-Patient*innen und Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten in Anwendungsstudien zu untersuchen.

Für die Evaluierung des Diagnostikgeräts wurden die einzelnen Messverfahren der Kraft-, Beweglichkeits- und Gleichgewichtsmessung auf Validität und Reliabilität getestet sowie die Parameter in Korrelation zu etablierten Messinstrumenten in den jeweiligen Patientengruppen gesetzt. Die Ergebnisse der Validierungsstudien zeigten hohen Korrelationen zu den Vergleichssystemen ($r > 0,70$) und die Reliabilitätsanalyse ergab eine gute bis ausgezeichnete Test- Retest-Reliabilität der einzelnen Messverfahren ($ICCs > 0,80$). Die Ergebnisse der Korrelationsstudie zeigten, dass sich die Parameter des Diagnostikgeräts größtenteils in den etablierten Messmethoden der jeweiligen Patientengruppen widerspiegeln ($r > 0,5$). In der ersten Anwendungsstudie mit Patient*innen wurde der körperliche Funktionszustand von Hüft-TEP-Patient*innen fünf Jahre nach Einsatz des künstlichen Hüftgelenks untersucht. Die Ergebnisse dieser Studie deckten signifikante Asymmetrien in der Hüftkraft und Hüftbeweglichkeit sowie signifikante Kraft- und Beweglichkeitsdefizite im Vergleich zu einer altersgleichen Kontrollgruppe auf ($p < 0,05$). In der zweiten Gruppe wurden Amputationspatient*innen aus verschiedenen Mobilitätsklassen untersucht. Die Ergebnisse zeigten Unterschiede in Stumpfkraft, Stumpfbeweglichkeit und Gleichgewicht zwischen den einzelnen Gruppen und damit das Potential dieser Parameter, als objektive Messgrößen zur Unterstützung der Mobilitätsklassen-Klassifizierung zu dienen.

In der Arbeit konnte gezeigt werden, dass das Diagnostikgerät die Möglichkeit bietet, mehrere relevante Aspekte der Funktionalität und Mobilität der untersuchten Patientengruppen abzubilden und somit eine umfassendere Funktionsbewertung ermöglicht. Des Weiteren wurde das multifunktionale Diagnostikgerät erfolgreich eingesetzt, um einen Mehrwert bei der Beantwortung von aktuellen wissenschaftlichen Fragestellungen in den jeweiligen Patientengruppen zu liefern.

Inhalt

Abkürzungsverzeichnis	I
Abbildungsverzeichnis	II
Tabellenverzeichnis.....	IV
1 Einleitung.....	1
2 Theoretischer Hintergrund.....	4
2.1 Krankheitsbilder der zu untersuchenden Patientengruppen.....	4
2.1.1 Hüftendoprothetik.....	4
2.1.2 Amputationen der unteren Extremitäten.....	10
2.2 Diagnostikmöglichkeiten nach chirurgischen Operationen in der Orthopädie.....	14
2.2.1 Patient-reported Outcome Measures.....	14
2.2.2 Klinische Funktionstests.....	17
2.2.3 Biomechanische Untersuchungsverfahren.....	18
2.3 Aktueller Forschungsstand	22
2.3.1 Einsatz von biomechanischen Untersuchungsverfahren bei Hüft- Totalendoprothese-Patient*innen	22
2.3.2 Einsatz von biomechanischen Untersuchungsverfahren bei Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten	26
2.4 Das multifunktionale Diagnostikgerät	30
2.4.1 Messverfahren des Diagnostikgeräts	32
2.4.1.2 Beweglichkeitsmessung.....	33
2.4.2 Abgrenzung des multifunktionalen Diagnostikgeräts zu bereits bestehenden biomechanischen Diagnostikmöglichkeiten	35
3 Forschungsdefizit und abgeleitete Zielstellungen	37
4 Fragestellungen und Hypothesen.....	38
5 Vorstudie: Evaluierung der Messverfahren des Diagnostikgeräts.....	43
5.1 Hintergrund und Zielstellung	43
5.2 Validität und Reliabilität der Kraftmessung	44
5.2.1 Methodik.....	44
5.2.2 Ergebnisse.....	47
5.3 Validität und Reliabilität der Beweglichkeitsmessung	49
5.3.1 Methodik.....	49
5.3.2 Ergebnisse.....	51
5.4 Validität und Reliabilität der Gleichgewichtsmessung.....	53
5.4.1 Methodik.....	53
5.4.2 Ergebnisse.....	55
5.5 Diskussion bezüglich der Hypothesen	57

6	Komplex A: Einsatz des Diagnostikgeräts bei Hüft-TEP-Patient*innen	61
6.1	Hintergrund und Zielstellung	61
6.2	Teil 1- Korrelationsstudie zu bekannten Messinstrumenten	61
6.2.1	Methodik.....	61
6.2.2	Ergebnisse.....	66
6.3	Teil 2: Anwendungsstudie zur Analyse von postoperativen Asymmetrien und Defiziten fünf Jahre nach der Operation	70
6.3.1	Methodik.....	70
6.3.2	Ergebnisse.....	73
6.4	Diskussion des Komplexes A bezüglich der Hypothesen.....	76
7	Komplex B: Einsatz des Diagnostikgeräts bei Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten	81
7.1	Hintergrund und Zielstellung	81
7.2	Teil 1: Korrelationsstudie zu bekannten Messinstrumenten	82
7.2.1	Methodik.....	82
7.2.2	Ergebnisse.....	86
7.3	Teil 2: Anwendungsstudie zur Analyse von Leistungsunterschieden bei transfemorale Amputationspatient*innen unterschiedlicher Mobilitätsklassen	91
7.3.1	Methodik.....	91
7.3.2	Ergebnisse.....	93
7.4	Diskussion des Komplexes B bezüglich der Hypothesen.....	98
8	Allgemeine Diskussion.....	102
9	Fazit und Ausblick.....	109
	Literaturverzeichnis.....	110
	Anhang A– Bland-Altman-Diagramme aus den Validierungsstudien	127
	A1 – Kraftmessung	127
	A2 – Beweglichkeitsmessung	129
	A3 – Gleichgewichtsmessung.....	130
	Anhang B– Eingesetzte Fragebögen in den Studien mit Patient*innen.....	132
	B1 - HOOS.....	132
	B2 – PLUS- M	136
	B3 - Prosthetic Socket Fit	137

Abkürzungsverzeichnis

AA	Augen auf
ADL	Aktivitäten des alltäglichen Lebens
AP	anteroposterior
AZ	Augen zu
DM	Diabetes mellitus
DMS	Dehnungsmessstreifen
EMG	Elektromyografie
HOOS	Hip Disability and Osteoarthritis Outcome Score
ICC	Intraklassenkoeffizient
IQR	Interquartilsbereich
IMU	Inertiale Messeinheit
KI	Konfidenzintervall
LQ	Lebensqualität
MD	Mittelwert der Differenzen
MK	Mobilitätsklasse
ML	mediolateral
OHS	Oxford Hip Score
Op.	Operiert
paVK	periphere arterielle Verschlusskrankheit
PROM	Patient-reported Outcome Measure
PLUS-M	Prosthetic Limb Users Survey of Mobility
ROM	Range of Motion
TEP	Totalendoprothese
TFA	Patient*innen mit einer transfemorale Amputation
TTA	Patient*innen mit einer transtibiale Amputation
TUG	Time-Up and Go Test
XPE	hochvernetztes Polyethylen
2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
6MWT	6-Minuten-Gehtest
30CST	30-Sekunden-Sitz-Steh-Test

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Aufbau der vorliegenden Arbeit.....	2
Abb. 2:	a) Komponenten der Hüft-TEP (modifiziert nach Dittrich et al. (2019), Seite 170), b) Schematische Übersicht der TEP implantiert in ein Becken- oberschenkelknochenmodell (Dittrich et al. (2019), S. 171).....	6
Abb. 3:	a) Schematischer Aufbau einer Oberschenkelprothese (modifiziert nach Matthes et al. 2015), b) Patient mit einer Oberschenkelprothese aus frontaler Sicht.....	12
Abb. 4:	Das multifunktionale Diagnostikgerät in der Gesamtübersicht.....	30
Abb. 5:	Darstellung des Softwaremoduls “Power“.....	31
Abb. 6:	Messaufbau zur Quantifizierung der isometrischen Maximalkraft in die Hüftflexion, b) Oberfläche des Softwaremoduls “Power“ mit Darstellung der Kraftkurve und maximal erreichter Kraft.....	33
Abb. 7:	Ausführung einer aktiven Hüftabduktionsbewegung mit an dem distalen Oberschenkel angebrachten Beschleunigungssensor, b) Darstellung der Winkel-Zeit-Verläufe der Hüftabduktion im Softwaremodul “Motion“.....	34
Abb. 8:	Stand der Probandin auf der in das Diagnostikgerät integrierten Kraftmessplatte, b) Darstellung der COP-Schwankungen im Softwaremodul “Balance“.....	35
Abb. 9:	Messung der maximalen Hüftabduktionskraft; a) Messposition im Diagnostik- gerät mit markiertem Hebel zwischen Trochanter major und Mittelpunkt der Manschette, b) Messposition im Biodex S4 Pro mit markiertem Hebel zwischen Trochanter major und Mittelpunkt des Polsters.....	45
Abb. 10:	Winkelanalyse mit Kinovea für den maximalen Hüftflexionswinkel; a) Ausgangsposition mit dem markierten Flux-Sensor des Diagnostik- geräts und dem markierten Trochanter major als Referenzpunkt, b) Maximaler Hüftwinkel nach dem Tracking.....	50
Abb. 11:	Ausrichtung der Kraftmessplatte des Diagnostikgeräts (1) auf der in den Boden eingelassene Kistler-Kraftmessplatte (2).....	54
Abb. 12:	Durchführung des 30-Second-Chair-Stand-Test; a) Startposition der Patientin, b) korrekte aufrechte Standposition.....	64
Abb. 13:	Durchführung der statischen Gleichgewichtsmessung eines Patienten; a) Bipedale Standposition, b) Einbeinstand.....	72

Abb. 14:	Durchführung der einzelnen Messungen des Diagnostikgeräts mit Patienten mit einer transfemorale Amputation; a) Messung der isometrischen Maximalkraft des Stumpfes in die Hüftabduktion, b) Messung der Stumpfbeweglichkeit in die Hüftabduktion, c) Messung der statischen Gleichgewichtsfähigkeit im bipedalen Stand mit Prothese.....	85
Abb. 15:	Darstellung der Mittelwerte der Messparameter je Mobilitätsklasse (MK1/2 bis MK4) der Patient*innen mit einer transfemorale Amputation; a) Isometrische Maximalkraft des Oberschenkelstumpfes, b) Maximale Stumpfbeweglichkeit, c) COP-Länge in den Bedingungen Augen auf (AA) und Augen zu (AZ).....	89
Abb. 16:	Darstellung der Mittelwerte der Messparameter je Mobilitätsklasse (MK1/2 bis MK4) der Patient*innen mit einer transtibiale Amputation; a) Isometrische Maximalkraft der Hüfte, b) Maximale Hüft-ROM, c) COP-Länge in der Bedingung Augen auf (AA).....	90
Abb. 17:	Maximale Drehmomente der einzelnen MK-Gruppen für die vier Bewegungsrichtungen Flexion, Extension, Abduktion und Adduktion (modifiziert nach John et al. 2021a).....	96
Abb. 18:	Beispiele für die COP-Schwankungen eines MK1/2-Patienten im Vergleich zu einem MK4-klassifiziertem Patienten bei offenen und geschlossenen Augen (modifiziert nach John et al. 2021a).....	97

Tabellenverzeichnis

Tab. 1:	Übersicht und Beschreibung der am häufigsten eingesetzten generischen und spezifischen PROMs nach Hüftendoprothetik und Majoramputation der unteren Extremitäten.....	16
Tab. 2:	Übersicht und Beschreibung der am häufig eingesetzten klinischen Funktionstests bei Hüft-TEP- Patient*innen und Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten.....	18
Tab. 3:	Übersicht der biomechanischen Messverfahren mit Messsystemen und Parametern.....	19
Tab. 4:	Mittelwerte und Standardabweichungen der maximalen Drehmomente vom Diagnostikgerät und Biodex S4 Pro sowie deren statistische Werte.....	47
Tab. 5:	Mittelwerte und Standardabweichungen der Drehmomente für die Test- und Retest-Messungen mit den ICC-Werten und den dazugehörigen Konfidenzintervallen (KI).....	48
Tab. 6:	Mittelwerte und Standardabweichungen der maximalen Winkel vom Diagnostikgerät und Kinovea sowie deren statistische Werte.....	52
Tab. 7:	Mittelwerte und Standardabweichungen der maximalen Winkel für die Test- und Retest-Messung mit den ICC-Werten und den dazugehörigen Konfidenzintervallen (KI).....	52
Tab. 8:	Mittelwerte und Standardabweichungen der COP-Parameter der Kraftmessplatte des Diagnostikgeräts und der Kistler-Kraftmessplatte sowie deren statistische Werte.....	56
Tab. 9:	Mittelwerte und Standardabweichungen der COP-Parameter für die Test- und Retest-Messung mit den ICC-Werten und den dazugehörigen Konfidenzintervallen (KI).....	56
Tab. 10:	Probandencharakteristika der Hüft-TEP-Patient*innen dargestellt als Mittelwerte (MW) ± Standardabweichung (STABW) (modifiziert nach John et al. 2023).....	66
Tab. 11:	Ergebnisse der HOOS Werte, der Ganganalyse, der klinischen Funktionstests und der Parameter des Diagnostikgeräts als MW ± STABW für die untersuchten Hüft-TEP-Patient*innen (modifiziert nach John et al. 2023).....	67

Tab. 12:	Korrelationen zwischen den Parametern der Hüftkraft des Diagnostikgeräts und den Ergebnissen der Subskalen des HOOS, der Ganganalyse und der klinischen Funktionstests.....	68
Tab.13:	Korrelationen zwischen den Parametern der Gleichgewichtsanalyse des Diagnostikgeräts und den Ergebnissen der Subskalen des HOOS, der Ganganalyse und der klinischen Funktionstests.....	69
Tab. 14:	Probandencharakteristika der Hüft-TEP-Gruppe und der Kontrollgruppe (modifiziert nach John et al. 2021b).....	73
Tab. 15:	Vergleich der Hüftkraft-, Hüft-ROM und Gleichgewichtsparameter zwischen der operierten und nicht-operierten Seite der Hüft-TEP-Patient*innen (modifiziert nach John et al. 2021b).....	74
Tab. 16:	Vergleich der Hüftkraft-, Hüft-ROM und Gleichgewichtsparameter zwischen den Hüft-TEP-Patient*innen und der Kontrollgruppe (modifiziert nach John et al. 2021b).....	75
Tab. 17:	Probandencharakteristika der in die Studie eingeschlossenen Patient*innen mit einer transfemorale (TFA) und transtibialen Amputation (TTA).....	86
Tab. 18:	Ergebnisse des PLUS-M Fragebogens und der Parameter des Diagnostikgeräts als Mittelwerte (MW) \pm Standardabweichung (STABW) für die untersuchten Patient*innen mit einer transfemorale (TFA) und transtibialen Amputation (TTA).....	87
Tab. 19:	Korrelationen zwischen den Parametern des Diagnostikgeräts und den T-Scores des PLUS-M Fragebogens.....	88
Tab. 20:	Probandencharakteristika der in die Studie eingeschlossenen Patient*innen dargestellt anhand des Medians und des Interquartilsbereichs (IQR: 25. Perzentil, 75. Perzentil) (modifiziert nach John et al. 2021a).....	93
Tab. 21:	Ergebnisse der isometrischen Krafttests und Gleichgewichtsmessungen für die einzelnen MK-Gruppen dargestellt anhand des Medians und des Interquartilsbereichs (IQR: 25. Perzentil, 75. Perzentil) (modifiziert nach John et al. 2021a).....	95

1 Einleitung

Erkrankungen und Verletzungen des Bewegungsapparates führen häufig zu Schmerzen, körperlichen Funktionseinschränkungen und Verlust an Lebensqualität (Fuchs et al. 2013). Während bei jüngeren Menschen häufig Sportverletzungen und Traumata der Grund für muskuloskelettale Erkrankungen sind, verlagert sich die Ursache mit zunehmendem Alter zu degenerative Erkrankungen des Bewegungsapparates (Fuchs et al. 2013). Arthrose, welche den progressiven Abbau der Gelenkknorpel beschreibt, stellt die häufigste degenerative Gelenkerkrankung dar. Der Krankheitsverlauf der Arthrose ist schmerzhaft und progressiv und resultiert im Endstadium in einem künstlichen Ersatz des betroffenen Gelenks (Grothe et al. 2019). In Deutschland wurden im Jahr 2021 knapp 234.000 Implantationen eines künstlichen Hüftgelenks durchgeführt, womit diese zu den am häufigsten durchgeführten Operationen in Deutschland zählen (Statistisches Bundesamt (Destatis) 2022). Eine deutlich seltenere Operation in der Orthopädie und Unfallchirurgie, aber mit äußerst gravierenden psychologischen und physischen Folgen für die Patient*innen ist die Amputation der unteren Extremitäten. Ober- und Unterschenkelamputationen stellen einen massiven Einschnitt im Leben der Patient*innen dar und gehen neben den hohen psychischen Belastungen auch mit einem irreversiblen Verlust der körperlichen Integrität einher (Baumgartner et al. 2018).

Nach großen chirurgischen Operationen, wie dem Einsatz eines künstlichen Hüftgelenks oder einer Beinamputation, ist es umso wichtiger die Wirksamkeit der Operation zu beurteilen und den funktionellen Status der Patient*innen im postoperativen Verlauf zu dokumentieren und zu quantifizieren (Konan et al. 2014). Für die Bewertung der Effektivität der Operationen und Behandlungen gibt es verschiedene Untersuchungsmethoden und Untersuchungsverfahren. Im klinischen Alltag werden häufig Fragebögen eingesetzt, die die Lebensqualität und Funktionsfähigkeit des betroffenen Gelenks bzw. der betroffenen Extremität aus subjektiver Sicht der Patient*innen erfassen (Churruca et al. 2021). Eine weitere Möglichkeit zur Beurteilung des physischen postoperativen Zustands der Patient*innen sind komplexere biomechanische Untersuchungsverfahren. Mit diesen werden basierend auf objektiven Daten primär der Gang der Patient*innen, Muskelkraft und Bewegungsamplitude der betroffenen Extremitäten sowie Gleichgewichtsfähigkeit untersucht. Für die biomechanischen Untersuchungsverfahren existiert eine Vielzahl von Messsystemen und Sensoren, die in verschiedenen Untersuchungsumgebungen zum Einsatz kommen (Roggio et al. 2021). Um mit einem Messsystem verschiedene Aspekte des funktionellen Status der Patient*innen beurteilen zu können, wurde ein sensorbasiertes multifunktionales Diagnostikgerät entwickelt und

konstruiert, welches mehrere biomechanische Untersuchungsverfahren vereint. Die Anwendung neuer Messgeräte und Analysemethoden muss jedoch immer evaluiert werden, bevor diese in einem klinischen und therapeutischen Umfeld eingesetzt werden.

Daher besteht das Ziel dieser Arbeit darin, das multifunktionale Diagnostikgerät mit seinen Messverfahren in einer Vorstudie zu evaluieren und anschließend den Einsatz des Geräts im Hinblick auf die biomechanische Diagnostik bei zwei Patientengruppen (Hüfttotalendoprothese-Patient*innen und Amputationspatient*innen der unteren Extremität) zu untersuchen. Der Aufbau der vorliegenden Arbeit ist in Abbildung 1 dargestellt.

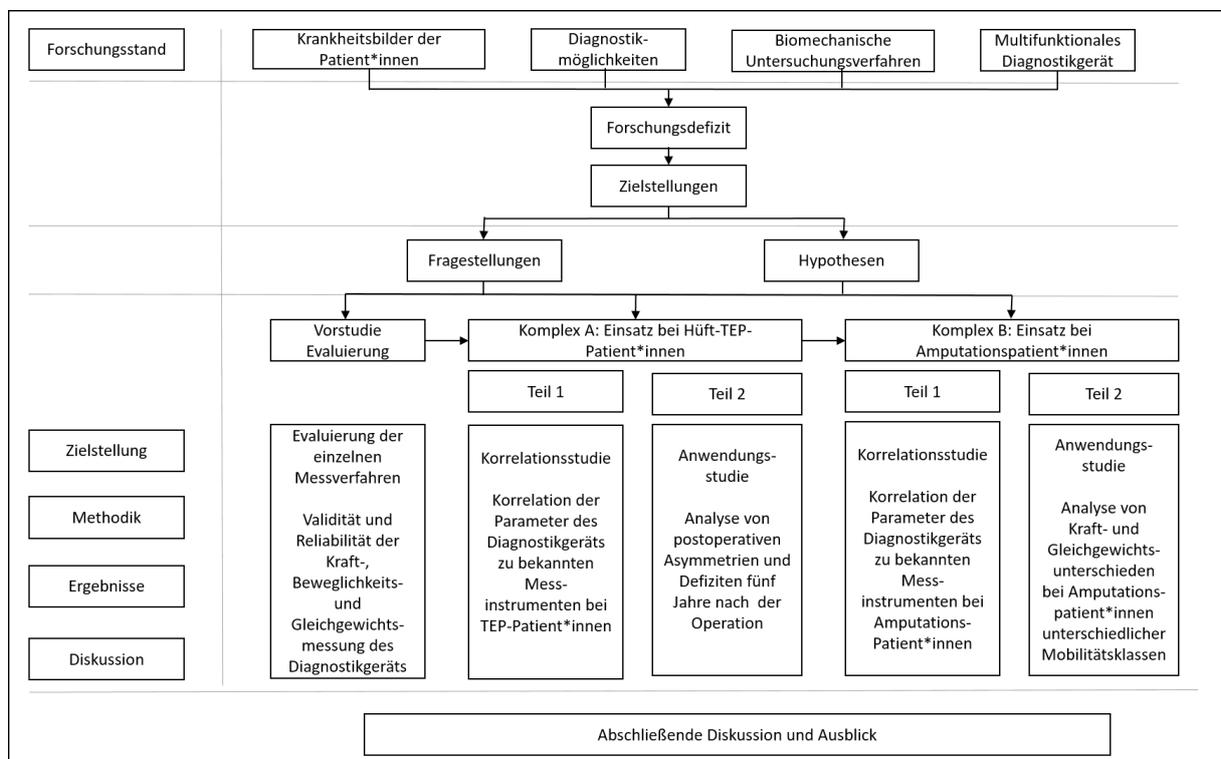


Abb. 1: Aufbau der vorliegenden Arbeit

Für den Forschungsstand wird zunächst der theoretische Hintergrund der orthopädischen Krankheitsbilder und chirurgischen Operationen beider Patientengruppen beschrieben (Unterkapitel 2.1) sowie die allgemeinen eingesetzten diagnostischen Verfahren zur Funktionsbeurteilung der Patient*innen vorgestellt (Unterkapitel 2.2). Im Unterkapitel 2.3 wird dann spezifisch der aktuelle Forschungsstand zum Einsatz der biomechanischen Untersuchungsverfahren bei den Hüfttotalendoprothese- und Amputationspatient*innen dargelegt. Das multifunktionale Diagnostikgerät wird im Unterkapitel 2.4 mit den einzelnen Messverfahren vorgestellt und beschrieben, woraus sich die Zielstellungen der Arbeit ergeben

(Kapitel 3). In Kapitel 4 werden die Fragestellungen und Hypothesen formuliert. Der Hauptteil der Arbeit wird in eine Vorstudie und die zwei Untersuchungskomplexe A und B aufgeteilt. In der Vorstudie sowie in den beiden Komplexen werden jeweils die konkreten Zielstellungen, Methodik, Ergebnisse und eine kurze Diskussion der Ergebnisse vorgestellt. In der Vorstudie werden die einzelnen Messverfahren des Diagnostikgeräts evaluiert (Kapitel 5). Die Kraft-, Beweglichkeits- und Gleichgewichtsmessung des Diagnostikgeräts werden auf die Hauptgütekriterien Validität und Reliabilität getestet. In den Komplexen A und B werden Messungen mit zwei Patientengruppen durchgeführt, einmal mit Hüft-Totalendoprothese-Patient*innen (Kapitel 6) sowie mit Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten (Kapitel 7). Die beiden Komplexe gliedern sich jeweils in eine Korrelationsstudie, in der die biomechanischen Parameter des Diagnostikgeräts in Relation zu bekannten Messinstrumenten gesetzt werden und in eine Anwendungsstudie, die aktuelle Fragestellungen in den jeweiligen Patientengruppen untersucht. In der anschließenden allgemeinen Diskussion (Kapitel 8) werden die Vorteile und Grenzen der biomechanischen Diagnostik mittels des multifunktionalen Diagnostikgeräts für die beiden Patientengruppen dargelegt, bevor die Arbeit mit einem Fazit und einem Ausblick auf weitere Messmöglichkeiten abschließt (Kapitel 9).

2 Theoretischer Hintergrund

Im folgenden Kapitel wird zunächst der theoretische Hintergrund der orthopädischen Krankheitsbilder und chirurgischen Operationen beider zu untersuchenden Patientengruppen beschrieben. Dies beinhaltet unter anderem die Ursachen der Krankheitsbilder (Ätiologie), Symptomatik, Operationsverfahren und den Rehabilitationsverlauf der Patient*innen. Im Anschluss daran soll der Fokus auf die eingesetzten diagnostischen Verfahren zur Funktionsbeurteilung der Patient*innen gelenkt werden. Zunächst werden die allgemein eingesetzten Verfahren bzw. Diagnostikmöglichkeiten nach orthopädischen Erkrankungen und Operationen der unteren Extremitäten dargestellt, aufgeteilt in subjektive Feedbackfragebögen (PROMs), klinische Funktionstests und biomechanische Untersuchungsverfahren. Zu guter Letzt befasst sich dieses Kapitel spezifisch mit dem aktuellen Forschungsstand zum Einsatz der biomechanischen Untersuchungsverfahren bei Hüft-TEP- und Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten.

2.1 Krankheitsbilder der zu untersuchenden Patientengruppen

2.1.1 Hüftendoprothetik

Die Endoprothetik bezeichnet den künstlichen Ersatz eines Gelenks durch eine Gelenkprothese, die auch als Endoprothese bezeichnet wird (Claes et al. 2012). Eine Hüftendoprothese ist dann indiziert, wenn bei einer hochgradigen Hüftarthrose konservative Therapiemaßnahmen erschöpft sind und der subjektive Leidensdruck der betroffenen Patient*innen aufgrund der hüftbezogenen Beschwerden zu hoch ist (Günther et al. 2021). Die Implantation von Hüftendoprothesen gehört in Deutschland zu den häufigsten stationär durchgeführten Operationen. Im Jahr 2021 wurden knapp 234.000 primäre Hüftendoprothesen eingesetzt sowie mehr als 32.000 Revisionseingriffe am Hüftgelenk durchgeführt (Statistisches Bundesamt (Destatis) 2022). Die hüftendoprothetische Versorgung ist die erfolgreichste Operation in der Orthopädie, die in den meisten Fällen in Schmerzfreiheit und Wiederherstellung der Funktion des Hüftgelenks resultiert (Ferguson et al. 2018). Heutzutage liegt die Lebensdauer von Hüftendoprothesen in 75 % der Fälle bei 15 bis 20 Jahren und bei der Hälfte der künstlichen Hüftgelenke bei mindestens 25 Jahren (Evans et al. 2019).

2.1.1.1 Ätiologie und Symptomatik

Die häufigste Ursache für einen Hüftgelenksersatz ist das Vorliegen einer symptomatischen Arthrose des Hüftgelenks (Claes et al. 2012). Weitere Indikationen für eine Hüftendoprothetik können rheumatisch-entzündliche Erkrankungen, hüftgelenksnahe Frakturen sowie Femurkopfnekrosen sein (Claes et al. 2012). Mit 75 % der Fälle stellt die Coxarthrose aber die Hauptindikation für die Implantation einer Hüftendoprothese dar (Grothe et al. 2019). Die Coxarthrose ist durch den chronisch degenerativen Verschleiß und die fortschreitende Abnutzung des Gelenkknorpels an Hüftkopf und Hüftpfanne gekennzeichnet (Bretschneider und Günther 2015). Dabei kommt es zu einem gestörten Gleichgewicht des Knorpelstoffwechsels, bei welchem die abbauenden Prozesse überwiegen und der Gelenkknorpel progressiv geschädigt wird (Bretschneider und Günther 2015). Im Endstadium kann es zu einer vollständigen Zerstörung des Knorpelgewebes kommen, sodass darunter freiliegende Knochen aneinander reiben und mit ausgeprägten Gelenkdeformierungen reagieren (Claes et al. 2012). Allgemeine Risikofaktoren für diese arthrotischen Gelenkveränderungen sind das Alter, Geschlecht und genetische Veranlagungen (Bleß und Kip 2017). So weisen sechs Prozent der Frauen und Männer in Deutschland ab dem 40. Lebensjahr eine diagnostizierte Coxarthrose auf (Endres et al. 2018). Die Prävalenz der Coxarthrose steigt mit dem Alter weiter an und Geschlechterunterschiede sind ab dem 75. Lebensjahr signifikant (Endres et al. 2018). Weitere Risikofaktoren für das Entstehen einer Arthrose sind Übergewicht, Osteoporose, angeborene oder erworbene Fehlstellungen, Verletzungsfolgen sowie Über- oder einseitige Belastungen der Gelenke (Wirth 2014).

Zu den Symptomen der Coxarthrose gehören vor allem Schmerzen, die mit dem Fortschreiten der Erkrankung zunehmen. Hinzu kommen Bewegungseinschränkungen, die sich in Form einer verminderten Dreh- und Beugefähigkeit des Hüftgelenks äußern und sogar zu einer Versteifung des Hüftgelenks führen können (Lüring 2010). Coxarthrose-Patient*innen nehmen aufgrund der Schmerzen und der Bewegungseinschränkungen häufig eine Schonhaltung ein, was zu Gleichgewichtsstörungen, Muskelschwäche und vor allem einer Veränderung des Gangbilds führen kann (Judd et al. 2014b). Ein charakteristisches Gangbild bei Patient*innen mit einer Coxarthrose ist das Entlastungshinken, das sogenannte Duchenne-Hinken. Bei diesem wird der Oberkörper über die betroffene Seite geneigt, um den Druck auf das Hüftgelenk zu verringern (Bretschneider und Günther 2015).

Für die Behandlung der Coxarthrose gibt es abhängig vom Grad der Arthrose verschiedene konservative Behandlungsmöglichkeiten, welche aus medikamentösen Therapien Bewegungstherapien sowie Patientenedukation bestehen (Günther et al. 2021). Wenn die konservativen Therapiemaßnahmen erschöpft sind und die gelenkspezifischen Beschwerden im fortgeschrittenen Stadium zunehmen sowie mit eingeschränkter Lebensqualität einhergehen, wird zu einem künstlichen Gelenkersatz geraten (Grothe et al. 2019).

2.1.1.2 Prothesenarten, Materialien und Operationsverfahren

Weltweit existieren mehr als 300 Modelle verschiedener Hüftendoprothesen (Dittrich et al. 2019). Im Allgemeinen lassen sich die Endoprothesen abhängig von der Indikation und des Ausmaßes der Gelenkschädigung in Teil- und Totalendoprothesen differenzieren (Dittrich et al. 2019). Die Totalendoprothesen (TEP), welche im Gegensatz zu den Teilprothesen das gesamte Hüftgelenk vollständig ersetzen, werden am häufigsten eingesetzt (Grimberg et al. 2021). Die Hüft-Totalendoprothese besteht im Allgemeinen aus einem Schaft, der im Femurknochen fixiert wird, einem künstlichen Hüftkopf, der auf den Schaft aufgesetzt wird sowie einer Hüftgelenkspfanne mit einem Inlay, die in den Beckenknochen eingesetzt wird (Bleß und Kip 2017). Die einzelnen Komponenten der Totalendoprothese sind in Abbildung 2 dargestellt.

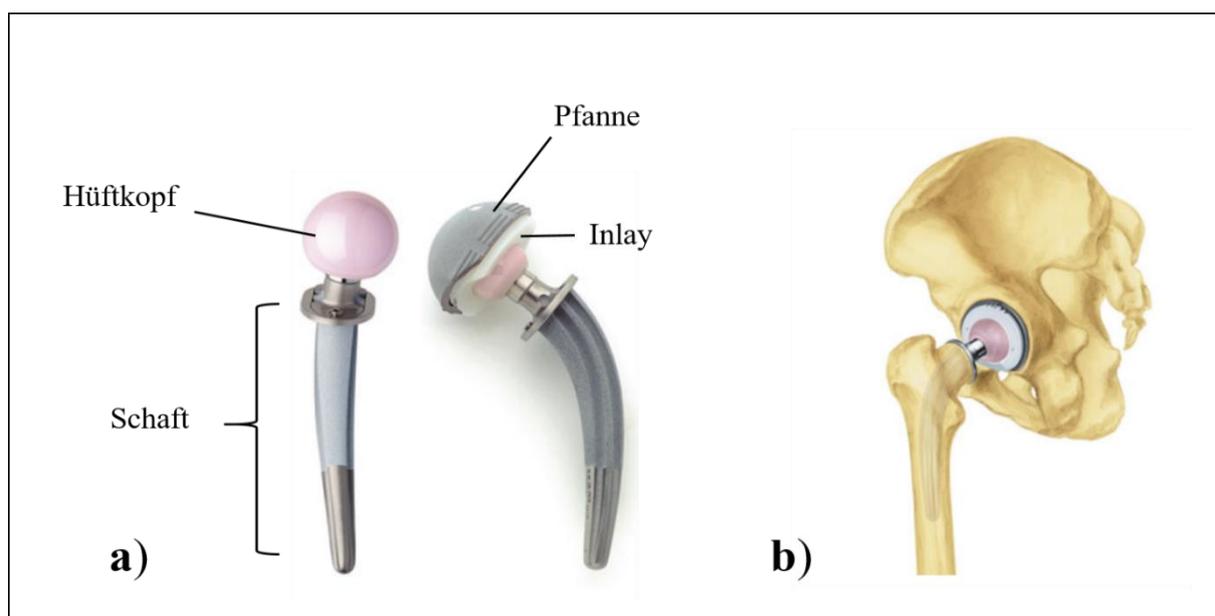


Abb. 2: a) Komponenten der Hüft-TEP (modifiziert nach Dittrich et al. (2019), Seite 170), b) Schematische Übersicht der TEP implantiert in ein Beckenoberschenkelknochenmodell (Dittrich et al. (2019), S. 171)

Es gibt eine Vielzahl von Variationen an verschiedenen Schaftlängen, Pfannen und Größen von künstlichen Hüftköpfen, die entsprechend der Indikation und Anatomie der Patient*innen ausgesucht werden (Lüring 2010). Neben den einzelnen Bestandteilen unterscheiden sich Hüftendoprothesen auch hinsichtlich ihres Verankerungsprinzips im Knochen (Grothe et al. 2019). Grundsätzlich kann ein Hüft-TEP zementiert oder zementfrei implantiert werden. Bei der zementierten Verankerungsmethode wird ein spezieller Knochenzement verwendet, der besonders schnell aushärtet, sodass innerhalb von 12 bis 15 Minuten eine stabile Verbindung zwischen Knochen und Implantat erreicht ist (Lüring 2010). Die sofortige postoperative Mobilisation der Patient*innen bei Verwendung der zementierten Verankerungstechnik ist ein großer Vorteil. Allerdings impliziert diese Verankerungsmethode einen vergleichsweise großen Knochenverlust bei Revisionsoperationen (Claes et al. 2012). Da die Anzahl der jüngeren Hüft-TEP Patient*innen steigt, wächst auf Grund der begrenzten Lebensdauer der Hüftimplantate auch die Zahl an Wechseloperationen, weshalb in den letzten Jahren eine klare Tendenz zur zementfreien Verankerung der Prothesen zu erkennen ist (Grimberg et al. 2021). Bei der zementfreien Verankerung hält die Prothese zunächst durch das sogenannte „Press-fit“-Prinzip, bei dem die Prothesenkomponenten in den Knochen eingepresst werden. Die sekundäre Fixation erfolgt durch die sogenannte Osseointegration, das Einwachsen des Knochens in das Implantat, welches durch die poröse Oberflächengestaltung im proximalen Bereich der Prothesenkomponenten gefördert wird (Grothe et al. 2019). Das Verankerungsprinzip kann für beide Komponenten der Prothese unabhängig voneinander gewählt werden. Wird eine Kombination aus zementierten Schaft und zementfreier Pfanne gewählt, spricht man von der sogenannten Hybridtechnik. Die Auswahl des Verankerungsprinzips ist von verschiedenen Einflussfaktoren abhängig, vor allem vom Alter der Patient*innen und der Knochenqualität (Bleß und Kip 2017). Das Ziel aller Verankerungsmethoden ist es, eine möglichst lange Haltbarkeit des Implantats zu erreichen.

Wichtig ist im diesen Zusammenhang auch die Materialwahl für die artikulierenden Flächen der Endoprothesenteile, der sogenannten Gleitpaarung. Die Gleitpaarung bezeichnet die Materialkombination zwischen dem künstlichem Hüftkopf und dem Pfanneninlay. Die Werkstoffe der artikulierenden Komponenten müssen höchsten Anforderungen gerecht werden und eine hohe Abriebs- und Korrosionsbeständigkeit sowie eine gute Biokompatibilität aufweisen (Sonntag et al. 2015). In der Hüftendoprothetik kommen verschiedene Materialgleitpaarungen zum Einsatz, die generell in Hart-Weich-Gleitpaarungen und Hart-Hart-Gleitpaarungen eingeteilt werden (Sonntag et al. 2015). Als Hart-Weich-Gleitpaarung

kommt konventionelles und hochvernetztes Polyethylen zum Einsatz, welches entweder gegen einen metallischen oder gegen einen keramischen Hüftkopf artikuliert. Kritisch war in den vergangenen Jahren die geringe Abriebsbeständigkeit des konventionellen Polyethylens (Grothe et al. 2019). Die hohe Anzahl von Abriebpartikeln kann entzündlich Reaktionen im Knochengewebe hervorrufen, welche als Hauptursache aseptischer Prothesenlockerungen angesehen wird. Zur Reduzierung der Anzahl der Abriebpartikel wird das sogenannte „crosslinked Polyethylen“ (XPE) verwendet, welches durch Gamma- oder Elektronenbestrahlung eine höhere Resistenz gegenüber Deformierung und damit weniger Abrieb aufweist (Steiger et al. 2018).

Bei Hart-Hart-Gleitpaarungen artikulieren zwei relativ harte, gleichartige Materialien gegeneinander. Hierbei kommen metallische oder keramische Werkstoffe zum Einsatz. Durch diese Werkstoffkombination konnte der volumetrische Abrieb deutlich reduziert werden (Sonntag et al. 2015). Nachteile bei Metall-Metall- Gleitpaarungen sind allerdings die Freisetzung von Metallpartikeln, welche zu Immunreaktionen und Organschäden führen können (Sonntag et al. 2015). Keramik-Keramik-Gleitpaarungen gelten als abriebärmste Gleitpaarung. Allerdings weisen diese Materialien ein erhöhtes Bruchrisiko auf (Grothe et al. 2019). Bei der Auswahl der Gleitpaarungen werden patientenspezifische Faktoren, wie das Alter und das Aktivitätslevel berücksichtigt. So haben sich für Patient*innen im jüngeren und mittleren Alter besonders verschleißresistente Gleitpaarungen (Keramik-Keramik, Keramik-XPE) durchgesetzt (Grothe et al. 2020).

Die Operationstechnik bzw. der operative Zugang ist ein weiteres entscheidendes Element für eine erfolgreiche Implantation der Hüftendoprothese (Claes et al. 2012). Je nach Erfahrung und Ausbildung des Chirurgen werden in Deutschland unterschiedliche Zugänge verwendet (Bork et al. 2021). Zu den häufigsten Zugangswegen der Hüftendoprothetik gehören der direkte anteriore, der anterolaterale, der transgluteale sowie der dorsale Zugang (Grothe et al. 2019). Jeder Zugang weist individuelle Vor- und Nachteile auf, die in der Nachbehandlung und im Rehabilitationsverlauf der Patient*innen berücksichtigt werden muss, da einzelne Muskeln zumindest teilweise abgetrennt und wieder angenäht werden (Grothe et al. 2020). In den letzten Jahren zeichnet sich ein Trend zur minimalinvasiven Hüftendoprothetik ab, bei denen es sich um muskelschonende Varianten der jeweiligen traditionellen operativen Zugänge mit kürzerem Hautschnitt und geringerem Weichteil- und Muskeltrauma handelt (Grothe et al. 2019). Die minimalinvasiven Operationstechniken sind mit weniger postoperativen Schmerzen

der Patient*innen sowie mit einer verbesserten postoperativen Mobilität und verkürzter Rehabilitation assoziiert (Gollwitzer 2018).

2.1.1.3 Rehabilitationsverlauf

Die üblichen zu durchlaufenden Stationen der Patient*innen im Rehabilitationsverlauf nach einem endoprothetischen Hüftgelenkersatz sind das Akutkrankenhaus, die stationäre Anschlussheilbehandlung in einer Rehabilitationsklinik sowie ein Nachsorgeprogramm (Bork et al. 2021). Ziele dieser Rehabilitationsmaßnahmen sind vor allem die Schmerzreduktion, die Wiederherstellung der Funktionalität und Beweglichkeit des betroffenen Hüftgelenks sowie die Verbesserung der Gesamtmobilität (Heisel 2013). In der frühen postoperativen Phase im Akutkrankenhaus steht vor allem die Schmerzmedikation sowie die Frühmobilisierung und frühfunktionelle Therapie im Vordergrund (Claes et al. 2012). Mit Aufnahme der Patient*innen in die stationäre Rehabilitation werden die therapeutischen Interventionen und Belastungen schrittweise und schmerzadaptiert gesteigert. Diese beinhalten unter anderem ein Muskelaufbautraining, Koordinationstraining, Gleichgewichtstraining, Gangschule sowie ein Training der Aktivitäten des alltäglichen Lebens (ADL) (Bork et al. 2021). Sechs bis sieben Wochen nach dem Einsatz der künstlichen Hüfte sollten die Patient*innen in der Lage sein, das operierte Bein weitgehend schmerzfrei und voll zu belasten (Bleß und Kip 2017). Die primäre Rehabilitation ist in den meisten Fällen zwölf Wochen nach der Operation abgeschlossen. Ob und zu welchem Zeitpunkt sportliche Aktivitäten nach endoprothetischer Versorgung wiederaufgenommen werden können, hängt von individuellen Charakteristika (u.a. Alter, Komorbiditäten und Knochenqualität) der Hüft-TEP-Patient*innen ab (Bleß und Kip 2017). Allgemeine Richtlinien erlauben zyklischen Sportarten ab dem vierten Monat postoperativ, azyklische Sportarten ab dem siebten Monat (Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie 2019).

In einer Vielzahl von Studien und Übersichtsarbeiten wird ein positiver Effekt der Rehabilitationsmaßnahmen nach einem Hüftgelenkersatz beschrieben. So wird von einer Reduktion der Schmerzen, der Verbesserung der Gelenkbeweglichkeit, wiedererlangter Mobilität, besseres Gleichgewicht und Gangstabilität berichtet (Vissers et al. 2011; Shan et al. 2014; Judd et al. 2014a). Diese positiven Effekte zeigen sich auch in der hohen Patientenzufriedenheit nach der Implantation des künstlichen Hüftgelenks (van Meirhaeghe et al. 2021). Allerdings zeigt die Literatur auch, dass nach der hüftendoprothetischen Versorgung zum Teil muskuläre Asymmetrien zwischen der operierten und nicht-operierten Seite sowie generelle Defizite in der Kraft, Gleichgewicht und dem Gangbild gegenüber gesunden

Kontrollproband*innen bestehen bleiben (Mendiolagoitia et al. 2020; Rasch et al. 2010). Dass die subjektive Wahrnehmung nicht unbedingt mit der physikalischen Funktion korreliert, unterstreicht die Relevanz von geeigneten Messmethoden, um den aktuellen Funktionszustand der TEP-Patient*innen im zeitlichen Verlauf zu untersuchen und zu bewerten.

2.1.2 Amputationen der unteren Extremitäten

Eine Amputation ist definiert als die teilweise oder vollständige Abtrennung eines Körperteils (Zühlke et al. 2019). Jährlich werden in Deutschland circa 65.000 Amputationen durchgeführt, von denen über 90 % die unteren Extremitäten betreffen (Statistisches Bundesamt (Destatis) 2022). Die Amputationen der unteren Extremitäten werden nach verschiedenen Amputationshöhen eingeteilt (Grifka und Kuster 2011). Etwa zwei Drittel der Amputationen der unteren Extremitäten sind sogenannte Minoramputationen und beziehen sich auf die Amputation einzelner Zehenglieder bzw. Teile des Fußes. Amputationen proximal des oberen Sprunggelenks werden als Majoramputationen bezeichnet und schließen vor allem transfemorale (Oberschenkel-) und transtibiale (Unterschenkel-) Amputationen ein (Kröger et al. 2017), auf welche sich im Folgenden fokussiert wird.

2.1.2.1 Ätiologie

Die periphere arterielle Verschlusskrankheit (paVK) und Diabetes mellitus (DM) sind die beiden häufigsten Ursachen, die eine Amputation der unteren Extremität indizieren. Ungefähr 75 bis 78 % aller Amputationen der unteren Gliedmaßen in Deutschland werden auf die Gefäßerkrankung mit und ohne DM zurückgeführt (Spoden et al. 2019). Die paVK ist eine Durchblutungsstörung arterieller Gefäße der Becken-Beinstrombahn. In 90 bis 95 % der Fälle wird diese durch Arteriosklerose verursacht (Vogt 2011). Durch die Verengung und Verkalkung der Arterien wird der Blutfluss behindert und das Gewebe der betroffenen Körperteile nicht mehr ausreichend durchblutet. Die paVK kann in ihrer Maximalform in einem vollständigen Verschluss der Arterien resultieren und über den sogenannten Beininfarkt zu einer Amputation führen. Als größte Risikofaktoren der peripheren arteriellen Verschlusskrankheit gelten Nikotinabusus, Hypertonie sowie Stoffwechselerkrankungen wie DM (Vogt 2011). Fast 50 % der paVK-Patient*innen haben auch einen DM (Silbernagel et al. 2015).

Weitere Ursachen für transfemorale und transtibiale Amputationen können Traumata, Infektionen, Tumore oder angeborene Fehlbildungen sein (Matthes et al. 2015). Eine

Amputation ist nur dann indiziert, wenn alle anderen therapeutischen Maßnahmen zum Erhalt der Extremität ausgeschöpft sind (Zühlke et al. 2019). Bei vorliegender Notwendigkeit einer Amputation, sollte die Amputationsebene so distal wie möglich gewählt werden (Jokuszies 2011). Ein langer Stumpf führt zu einem besseren funktionellen Ergebnis, da dieser die Prothese besser führen kann, was in einem physiologischeren Gangbild resultiert (Matthes et al. 2015). Neben der Forderung nach einer möglichst langen Stumpflänge ist die Qualität des Stumpfes von besonderer Bedeutung (Zühlke et al. 2019). Das Ziel ist ein funktionsfähiger Stumpf, der nicht nur belastungs- und bewegungsfähig ist, sondern auch schmerzlos und eine ausreichende prothetische Versorgung zulässt (Matthes et al. 2015).

2.1.2.2 Rehabilitationsverlauf und Prothesenversorgung

Die Rehabilitation von Patient*innen mit einer Majoramputation ist ein dynamischer Prozess, der sich in verschiedene Rehabilitationsphasen untergliedert und die Patient*innen ein Leben lang begleitet (Glapa et al. 2021). Zu den Rehabilitationszielen gehört nicht nur die Wiederherstellung der Mobilität der Patient*innen, sondern auch die Teilhabe an allen Lebensbereichen, sowohl im Alltag, im sozialen Umfeld, aber auch im Beruf (Glapa et al. 2021). Im Akutkrankenhaus stehen in den ersten zwei Wochen primär die Wundversorgung und Wundpflege des Amputationsstumpfes und die Schmerztherapie im Vordergrund (Brandt 2020). Bei der Schmerztherapie geht es vor allem darum, Phantomschmerzen zu vermeiden. Phantomschmerzen beschreiben ein Schmerzempfinden, welches die Patient*innen in der zuvor amputierten Extremität verspüren und das mit erheblichem Leid und Verlust von Lebensqualität verbunden ist (Limakatso et al. 2020). Nach der Entlassung aus dem Akutkrankenhaus schließt sich die Aufnahme in eine stationäre Rehabilitationseinrichtung an (Brandt 2020). In dieser Phase erfolgen intensiviertes Mobilisations- und Kräftigungstraining der Stütz- und Stumpfmuskulatur. In dieser Rehabilitationsphase werden die Patient*innen auch mit einer Übergangsprothese, einer sogenannten Interimsprothese, versorgt, die zur frühen Mobilisierung dient (Greitemann 2017). Mit dieser Prothese lernen die Patient*innen zunächst den Umgang mit der Prothese und trainieren dann das Aufstehen, Gleichgewicht halten und das Gehen mit Prothese (Glapa et al. 2021). Die Prothesenversorgung sowie ein systematisches Gangtraining sind Voraussetzungen und wichtige Faktoren für die weitere Rehabilitation und Alltagsmobilität der Patient*innen (Greitemann 2017).

Grundlegende Bestandteile einer Prothese nach Amputation der unteren Extremitäten sind der Schaft und die sogenannten Prothesenpassteile mit Kniegelenk und Prothesenfuß (Matthes et al. 2015), welche in Abbildung 3 einmal schematisch und am Patienten zu sehen sind.

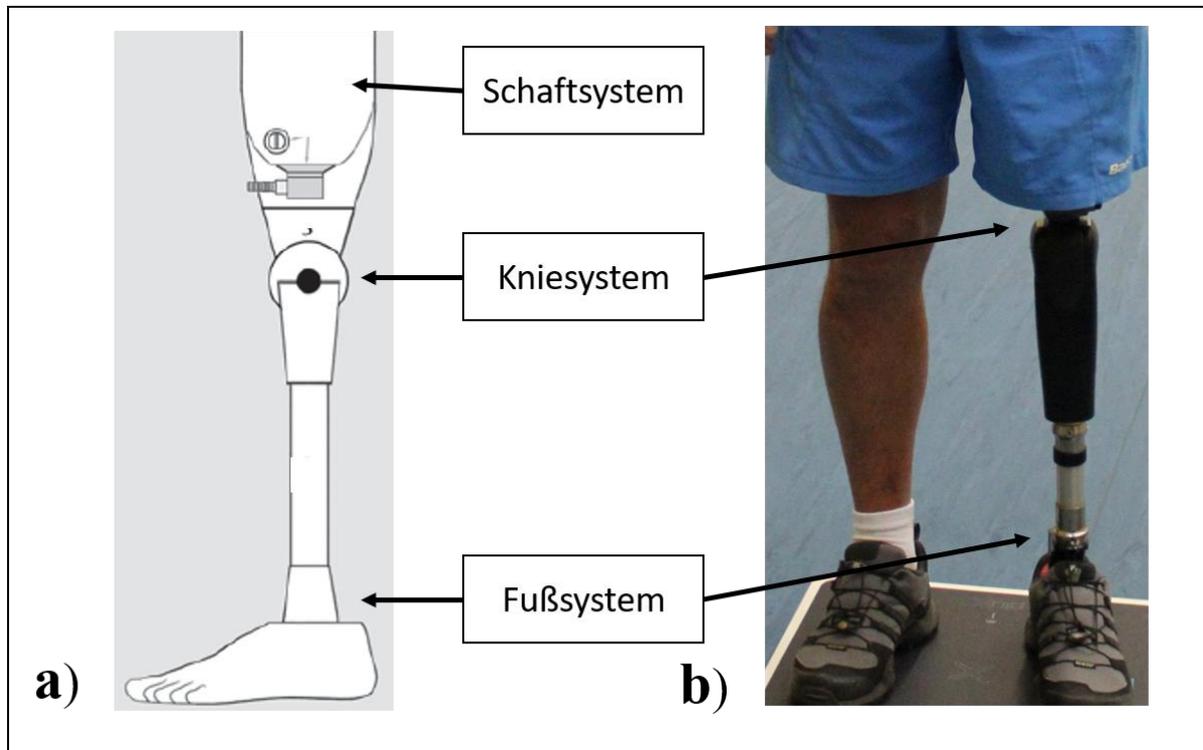


Abb.3: a) Schematischer Aufbau einer Oberschenkelprothese (modifiziert nach Matthes et al. 2015), b) Patient mit einer Oberschenkelprothese aus frontaler Sicht

Der wichtigste Faktor bei der prothetischen Versorgung ist die Passform des Schaftes (Greitemann 2017). Ein passender Schaft stellt eine ausgeglichene Druckverteilung sicher und vermeidet Druckstellen. Aufgrund von Volumenschwankungen des Amputationsstumpfes in den ersten Monaten, muss der Schaft der Interimsprothese immer wieder modifiziert werden (Glapa et al. 2021). Durch die Weichteiländerung des Amputationsstumpfes erfolgt die Versorgung mit einer Definitivprothese erst sechs bis neun Monate nach der Erstversorgung (Matthes et al. 2015). Die Interimsprothese bietet allerdings die Möglichkeit, verschiedene Gelenke und Fußteile auszuprobieren. Die Auswahl der einzelnen Prothesenpassteile erfolgt im interdisziplinären Team bestehend aus Orthopädietechnikern, Ärzten und Physiotherapeuten (Greitemann 2017). Des Weiteren hängt die Versorgung und Auswahl der einzelnen Prothesenteile von der Mobilitätsklasse der Patient*innen ab. Es werden fünf Mobilitätsklassen (MK) unterschieden, die das nach der Amputation voraussichtlich zu

erreichende Aktivitätsniveau beschreiben. Sie sind wie folgt klassifiziert: MK 0 (Nicht-Prothesengeher), MK 1 (Innenbereichsgeher), MK 2 (beschränkter Außenbereichsgeher), MK 3 (unbeschränkter Außenbereichsgeher) und MK 4 (unbeschränkter Außenbereichsgeher mit besonders hohen Ansprüchen) (Matthes et al. 2015).

Eine Amputation, vor allem eine Majoramputation, stellt für die betroffenen Patient*innen einen massivem Einschnitt im Leben dar, der neben der hohen psychischen Belastung zu einer Störung der körperlichen Integrität führt. Abhängig von der Amputationshöhe werden wichtige Muskelgruppen operativ verkürzt oder vollständig entfernt (Zühlke et al. 2019). Die veränderten Hebelverhältnisse führen zu einem muskulären Ungleichgewicht, welches sich in Einschränkungen des Bewegungsumfangs und verminderten Kraftfähigkeiten des Stumpfes äußert (Hewson et al. 2020). Aufgrund der starken Muskelatrophien, vor allem im Bereich der umliegenden Stumpfmuskulatur, ergeben sich bei den Patient*innen Haltungsfehler und ein auffälliges Gangbild (Ku et al. 2014; Highsmith et al. 2010). Schmerzen und Sekundärschäden, wie chronische Rückenschmerzen, können dadurch verstärkt werden und mindern die Lebensqualität beträchtlich (Wasser et al. 2020). Diese Problematiken verdeutlichen die Relevanz von diagnostischen Maßnahmen nach Amputationen der unteren Extremitäten, um Dysbalancen und Defizite zu detektieren und somit Folgeschäden für die Patient*innen zu minimieren.

2.2 Diagnostikmöglichkeiten nach chirurgischen Operationen in der Orthopädie

Nach orthopädischen und chirurgischen Operationen, wie einer Majoramputation oder der Implantation eines künstlichen Hüftgelenks, ist es wichtig das Operationsergebnis zu bewerten sowie den Gesundheitszustand und den aktuellen Funktionsstatus der Patient*innen im zeitlichen Verlauf zu dokumentieren und zu kontrollieren (Konan et al. 2014). Dafür gibt es verschiedene Untersuchungsmethoden und Messinstrumente, die abhängig von den jeweiligen Untersuchern oder auch Untersuchungsumgebungen (Klinik, Rehabilitationseinrichtung, Forschungslabor) angewendet werden. Grob lassen sich die Untersuchungsverfahren in subjektive und objektive Messverfahren unterteilen (Konan et al. 2014). Bei den objektiven Messmethoden handelt es sich um Messverfahren, die nicht auf Selbstauskünften der Patient*innen beruhen, sondern bei denen die Daten durch Außenstehende oder Messsysteme erhoben werden.

Im klinischen Alltag werden häufig Fragebögen eingesetzt, die sogenannten Patient-reported Outcomes Measures (PROMs), die die Funktionsfähigkeit und Lebensqualität aus subjektiver Sicht der Patient*innen erfassen (Cella et al. 2015). Neben den PROMs werden klinische Funktionstests und komplexere biomechanische Untersuchungsverfahren eingesetzt, die die physische Funktion der Patient*innen basierend auf objektiven Parametern beurteilen. Generell müssen alle Untersuchungsmethoden valide, reproduzierbare und vergleichbare Ergebnisse liefern, um auch subtile Veränderungen im funktionellen Status der Patient*innen detektieren zu können (Konan et al. 2014). In den folgenden Unterkapiteln werden die drei verschiedenen Untersuchungsmethoden mit ihren Vor- und Nachteilen kurz vorgestellt.

2.2.1 Patient-reported Outcome Measures

Patient-reported Outcome Measures (PROMs) sind standardisierte Fragebögen, mit denen Aspekte wie gesundheitsbezogene Lebensqualität, funktioneller Status und Schmerzwahrnehmung aus Sicht der Patient*innen erfasst wird (Cella et al. 2015). PROMs dienen dazu den subjektiv wahrgenommenen Gesundheitszustand der Patient*innen nach Operationen und Behandlungen sowie im weiteren postoperativen Verlauf mess- und vergleichbar zu machen. Damit tragen PROMs zur Qualitätsverbesserung und mehr Patientenorientierung im Gesundheitswesen bei (Black 2013). Es gibt eine Vielzahl an PROMs, die nach wissenschaftlichen Standards entwickelt und validiert wurden. Generell

werden bei den PROMs zwei Arten von Fragebögen unterschieden. Mithilfe von generischen Fragebögen wird der allgemeine Gesundheitszustand und die gesundheitsbezogene Lebensqualität der Patient*innen beurteilt, wohingegen krankheitsspezifische Fragebögen Aufschluss über Schmerzen und Funktion des betroffenen Gelenks bzw. der betroffenen Extremität geben (Churruca et al. 2021). In Tabelle 1 sind die generischen und spezifischen PROMs aufgeführt, die am häufigsten nach Hüftendoprothetik bzw. Majoramputation der unteren Extremitäten verwendet werden (Miller et al. 2021; Rolfson et al. 2016; Sions et al. 2020).

Generische und spezifische PROMs werden häufig kombiniert verwendet und gelten als wichtige Messgrößen in der klinischen Forschung und Ergebnisbewertung der Orthopädie und Chirurgie (Biberthaler 2020). Nach erfolgter Hüftendoprothetik oder Majoramputation werden PROMs benutzt, um das Operationsergebnis zu beurteilen und Behandlungen und Rehabilitationsprotokolle zu vergleichen (Dias Correia et al. 2019; Rosenlund et al. 2017; Sions et al. 2020). Trotz der breiten Akzeptanz von PROMs aufgrund ihrer einfachen Durchführbarkeit, Kosteneffizienz und Praktikabilität werden PROMs in einigen Punkten kritisch gesehen. So leiden einige PROMs unter Boden- und Deckeneffekten, was heißt, dass sie an den unteren und oberen Endbereichen der Skalen nicht sensitiv sind, um Unterschiede zwischen Patient*innen detektieren zu können (Clement et al. 2019). Des Weiteren handelt es sich bei PROMs um subjektive Parameter, die stark von psychologischen Faktoren, vor allem Schmerzen beeinflusst werden, sodass sie zwischen Funktion und Schmerzen nicht unterscheiden können (Maly et al. 2006; Vissers et al. 2012). Ebenfalls stellten Imada et al. (2018) fest, dass PROMs hauptsächlich im klinischen Bereich verwendet werden und Therapeuten nicht PROMs, sondern eher klinische Funktionstests zur Verlaufskontrolle und Ergebnisbeurteilung der Patient*innen einsetzen.

Tab. 1: Übersicht und Beschreibung der am häufigsten eingesetzten generischen und spezifischen PROMs nach Hüftendoprothetik und Majoramputation der unteren Extremitäten

Messinstrument	Beschreibung
Generisch	
SF-36/SF-12 (Short-Form health survey)	36 bzw. 12 Items zu Schmerz, körperliche Funktionsfähigkeit, Vitalität, allgemeine Gesundheitswahrnehmung, körperliche und emotionale Rollenfunktion, soziale Funktionsfähigkeit, psychisches Wohlbefinden (Ware und Sherbourne 1992)
EQ-5D (EuroQol 5-dimension)	5 Items zu Mobilität, Selbstversorgung, alltägliche Tätigkeiten, Schmerzen, Angst (Herdman et al. 2011)
HADS (Hospital Anxiety and Depression Scale)	14 Items zu depressiven Symptomen und Angst (Zigmond und Snaith 1983)
Krankheitsspezifisch Hüfte	
HOOS (Hip Disability and Osteoarthritis Outcome Score)	40 Items zu Schmerz, Symptome, Aktivitäten des alltäglichen Lebens, Sport und Freizeit, Beeinflussung der Lebensqualität durch die betroffene Hüfte (Nilsson et al. 2003)
OHS (Oxford Hip Score)	12 Items zu Schmerz, Körperliche Funktion (Dawson et al. 1996)
WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index)	24 Items zu Schmerz, Steifigkeit, Körperliche Funktion (Bellamy et al. 1988)
Spezifisch nach Amputation der unteren Extremitäten	
PEQ (Prosthesis Evaluation Questionnaire)	43 Items zu Gehfähigkeit, Aussehen, Frustration, wahrgenommene Reaktion, Stumpfgesundheit, soziale Belastung, Geräusche, Nutzen, Wohlbefinden (Legro et al. 1998)
TAPES (Trinity Amputation and Prosthesis experience Scales)	38 Items zu Psychosoziale Anpassung, Beeinträchtigung von Aktivitäten, Zufriedenheit mit der Prothese (Gallagher und Maclachlan 2000)
Q-TFA (Questionnaire for persons with a Transfemoral Amputation)	54 Items zu Prothesengebrauch, Mobilität mit Prothese, Probleme, globale Gesundheit (Hagberg et al. 2004)
PLUS-M (Prosthetic Limb Users Survey of Mobility)	12 Items zu Mobilität mit Prothese (Hafner et al. 2017)

2.2.2 Klinische Funktionstests

Klinische Funktionstests sind einfach durchzuführende Tests, bei denen die Patient*innen Aufgaben erledigen müssen, die Aktivitäten aus dem alltäglichen Leben abbilden (Dayton et al. 2016). Diese Tests umfassen vor allem Gang-, Stand- und Aufstehaufgaben, die von einem Beobachter auf der Grundlage von Zeitmessung, Zählen oder Entfernung quantifiziert und bewertet werden (Konan et al. 2014). Basierend auf diesen objektiven Parametern kann die tatsächliche Leistungsfähigkeit der Patient*innen gemessen werden. Klinische Funktionstests werden häufig in der klinischen Praxis und in Forschungsstudien verwendet, da sie in weniger als fünf Minuten mit minimaler Ausrüstung durchgeführt werden können (Levec und Jakovljević 2021). Mittels der erhobenen Parameter können je nach Test Aussagen über die funktionelle Kraft der unteren bzw. oberen Extremitäten, das statische und dynamische Gleichgewicht oder auch Mobilität und Sturzrisiko der Patient*innen getroffen werden (Sions et al. 2020).

Gerade nach Einsatz eines neuen Hüftgelenkes können diese Tests wichtige objektive Informationen über die funktionelle Leistungsfähigkeit und den Fortschritt der Rehabilitation der Patient*innen liefern (Imada et al. 2018). Nach einer Majoramputation der unteren Extremitäten werden klinische Funktionstests eingesetzt, um die Nutzung und Eignung von bestimmten Prothesenkomponenten zu bestimmen sowie die Wirksamkeit von Rehabilitationsmaßnahmen zu bewerten und potentielle Mobilitätsdefizite zu ermitteln (Christiansen et al. 2018; Seth et al. 2022). In Tabelle 2 sind die am häufigsten verwendeten klinischen Funktionstests bei Hüft-TEP-Patient*innen und Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten dargestellt (Sions et al. 2020; Imada et al. 2018).

Die Literatur deutet darauf hin, dass klinische Funktionstests ein anderes Konstrukt der Funktion erfassen und Veränderungen des funktionellen Status der Patient*innen vollständiger charakterisieren als PROMs (Nielsen et al. 2016). Gerade in der frühen postoperativen Phase scheinen klinische Funktionstests sensitiver zu sein als PROMs, um funktionelle Beeinträchtigungen der Patient*innen zu detektieren (Bolink et al. 2019). So können die Ergebnisse der klinischen Funktionstests Aufschluss über postoperativ persistierende funktionelle Defizite der Patient*innen geben. Obwohl die klinischen Funktionstests objektive Informationen über die funktionellen Fähigkeiten der Patient*innen liefern, geben sie keinen Einblick in die Biomechanik der Bewegung und die Ursachen möglicher Defizite (Biggs et al. 2022).

Tab. 2: Übersicht und Beschreibung der am häufig eingesetzten klinische Funktionstests bei Hüft-TEP- Patient*innen und Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten

Klinischer Funktionstest	Beschreibung
6-Minute Walk Test (6MWT)	6-Minuten-Gehen → Aussagen über aerobe Kapazität und Ausdauer
Timed-Up and Go Test (TUG)	Aufstehen von einem Stuhl, 3 m Gehen, Umkehren und wieder hinsetzen → Aussagen über Mobilität und Sturzrisiko (Podsiadlo und Richardson 1991)
30-Second-Chair-Stand-Test (30CST)	In 30 Sekunden so häufig wie möglich von einem Stuhl aufstehen und hinsetzen → Aussagen über funktionelle Kraft der unteren Extremitäten (Jones et al. 1999)
Stair Climbing Test (SCT)	Herauf- und Herabsteigen einer bestimmten Anzahl von Stufen → Aussagen über funktionelle Kraft der unteren Extremitäten, Gleichgewicht und Beweglichkeit
Four Square Step Test (FSST)	Ausführung von schnellen Vorwärts-, Rückwärts- und seitlichen Bewegungen → Aussagen über dynamisches Gleichgewicht und Sturzrisiko (Dite und Temple 2002)

2.2.3 Biomechanische Untersuchungsverfahren

Mithilfe von biomechanischen Untersuchungsverfahren können menschliche Bewegungen umfassend erfasst, quantifiziert und analysiert werden. So können Bewegungsmuster der Patient*innen objektiviert werden und helfen bei der Ursachenforschung von potentiellen Defiziten und anhaltenden Funktionsstörungen des Bewegungsapparates sowie zur Rehabilitationskontrolle nach operativen Behandlungen (Gösele-Koppenburg 2020).

Im Rahmen der biomechanischen Funktionsdiagnostik im klinisch-orthopädischen Bereich stehen heute zahlreiche Messsysteme zur Verfügung, um das Bewegungsverhalten der Patient*innen zu quantifizieren. Generell lassen sich die biomechanischen Messverfahren je nach Art der gemessenen Größe in Anthropometrie, Kinemetrie, Dynamometrie und Elektromyografie einteilen (Ballreich 1996). Mit Hilfe der biomechanischen Anthropometrie werden Körpermaße des Menschen bestimmt. Dazu gehören Längenmaße (Körpergröße und Gliederlänge), die geometrische Massenverteilung (Körperschwerpunkt, Trägheitsmomente) sowie die innere Geometrie des Bewegungsapparates (Lage der Gelenkachsen, Muskellängen,

Hebelarme der Muskulatur) (Ballreich 1996). Ein Überblick über die weiteren biomechanischen Verfahren mit ihren Messgrößen und Systemen ist in Tabelle 3 dargestellt.

Tab. 3: Übersicht der biomechanischen Messverfahren mit Messsystemen und Parametern

Messverfahren	Parameter	Messsysteme /Sensoren
Kinemetrie	Zeit, Weg, Geschwindigkeit, Beschleunigung, Winkel, Winkelgeschwindigkeit, Winkelbeschleunigung	Videokameras, Infrarotkameras IMUs Goniometer
Dynamometrie	Kraft, Drehmoment, Impuls, Leistung, Arbeit,	Kraftmessplatten Druckmessplatte/Druckmesssohlen Kraftaufnehmer/Dynamometer Isokineten
Elektromyografie	Amplitudenparameter Frequenzparameter	EMG-Systeme

IMU: Inertial Measurement Unit; EMG: Elektromyografie

Mithilfe der kinematischen Messverfahren können räumlich-zeitliche Verläufe von Körpersegmenten im Raum und deren Position zueinander dargestellt werden. Zu den kinematischen Grundgrößen zählen Zeit, Weg, Gelenkwinkel sowie die daraus errechneten Geschwindigkeiten und Beschleunigungen (Schwameder und Dengg 2020b). Es gibt verschiedene Messsysteme, mit denen die Bewegungen aufgezeichnet werden können. Dazu gehören vor allem High-Speed- und Infrarotkameras, die die menschliche Bewegung zweidimensional (2D) oder dreidimensional (3D) anhand von auf der Haut angebrachten Markern oder auch markerlos analysieren (Oppelt et al. 2020). Des Weiteren werden in der Kinemetrie zunehmend Inertialsysteme (IMU- Inertial Measurement Unit) verwendet, die aus Beschleunigungssensoren, Gyroskopen und häufig auch Magnetometern bestehen (Schwameder und Dengg 2020b). Hiermit lassen sich Positionen und Beschleunigung von Körpersegmenten schnell und einfach messen und berechnen. Um nach Verletzungen und Operationen die Beweglichkeit des betroffenen Gelenks zu quantifizieren, kommen spezielle Winkelmesser, sogenannte Goniometer zum Einsatz, die das aktive und passive Bewegungsausmaß des Gelenks bestimmen können (Kraft und Disselhorst-Klug 2015).

Im Gegensatz zur Kinemetrie können mittels der Dynamometrie Kräfte und Kraftwirkungen bei statischen Haltungen (Statik) und Bewegungen (Kinetik) erfasst werden (Kraft und Disselhorst-Klug 2015). Relevante Parameter bei dynamometrischen Messungen sind die Kraft

sowie die abgeleiteten Größen Drehmoment, Impuls, Leistung und Arbeit. In der Biomechanik haben sich verschiedene Messprinzipien für die Bestimmung von Kräften etabliert. Dazu zählen insbesondere Dehnungsmessstreifen (DMS), piezoelektrische und kapazitive Sensoren (Schwameder 2020). Basierend auf diesen Messprinzipien existiert eine Vielzahl von Messsystemen. Die Kraftmessplatte ist eine der am häufigsten verwendeten dynamometrischen Messmethoden und ermöglicht Gang-, Lauf- und Sprunganalysen auf Grundlage der gemessenen Bodenreaktionskraft. Durch die Bestimmung des Kraftangriffspunkts (COP-Center of Pressure) können Kraftmessplatten auch zur Gleichgewichtsdiagnostik verwendet werden, indem die Körperschwerpunktfluktuationen analysiert werden (Chen et al. 2021). Im Bereich der Orthopädie werden auch häufig Druckmessplatten oder Druckmesssohlen eingesetzt, da diese nicht nur die resultierende Kraft oder den Druck ermitteln, sondern auch die gesamte Druckverteilung, aufgelöst für verschiedene Bereiche des Fußes, darstellen können (Schwameder 2020). Zur Quantifizierung der Muskelkraft einzelner Muskeln oder Muskelgruppen der Patient*innen werden vorwiegend Kraftaufnehmer verwendet, die die Kräfte isometrisch oder dynamisch messen. Isometrische Krafttests erlauben die valide und reliable Messung der Maximalkraft bzw. der abgeleiteten Drehmomente bei bestimmten Gelenkwinkeln (Wiemeyer et al. 2016). Bei isokinetischen Kraftmessungen handelt es sich um ein aufwendigeres apparatives Verfahren, bei welchem die dynamische Kraftentwicklung bei konstanter Geschwindigkeit gemessen wird. Der Kraftdiagnostik kommt eine zentrale Bedeutung bei der Ergebnisbeurteilung und Verlaufskontrolle in der orthopädisch-traumatologischen Rehabilitation zu (Gösele-Koppenburg 2020). So können die Auswirkungen eines Rehabilitationsprozesses auf Kraftparameter beobachtet werden sowie diese mit Normdaten oder der nicht-operierten/nicht-verletzten Seite verglichen werden, um muskuläre Defizite und Dysbalancen zu identifizieren (Gösele-Koppenburg 2020).

Neben den kinematischen und dynamometrischen Messverfahren, wird die Elektromyografie (EMG) als biomechanische Untersuchungsmethode eingesetzt. Mit diesem Verfahren kann die muskuläre Aktivität bzw. muskuläre Aktivierung erfasst werden (Schwameder und Dengg 2020a). Mithilfe von Elektroden werden elektrische Potentiale der Muskulatur, die durch Zustandsänderungen der Muskelfasermembran generiert werden, gemessen. Durch die Analyse des Innervationsverhalten der abgeleiteten Muskeln lassen sich Aussagen bezüglich der Beteiligung und Koordination dieser Muskeln bei verschiedenen Bewegungen der Patient*innen treffen (Möller und Backes 2017).

Die einzelnen biomechanischen Messverfahren lassen sich je nach medizinischer Fragestellung allein oder auch in Kombination einsetzen (Oppelt et al. 2020). Eine Untersuchungsmethode, die mehrere biomechanische Messverfahren vereint, ist die klinische dreidimensionale (3D) -Ganganalyse. Um das Gangbild der Patient*innen zu quantifizieren werden synchron Kinematik, Kinetik und Elektromyografie gemessen (Stein und Greitemann 2015). So können räumlich-zeitliche Gangparameter, Gelenkwinkelverläufe in drei Dimensionen, dynamische Gelenkbelastungen und neuromuskuläre Ansteuerung zeitgleich berechnet und dargestellt werden. Laut Stief et al. (2021) hat sich die 3D-Ganganalyse als Untersuchungsmethode zur funktionellen Beurteilung orthopädischer Krankheitsbilder etabliert. Doch obwohl 3D-Ganganalysen in den letzten Jahren vermehrt Einzug in die medizinische Diagnostik gehalten haben, gehören sie noch nicht zur täglichen klinischen Routine. Dies liegt vor allem an dem hohen apparativen als auch zeitlichen und kostenintensiven Aufwand (Sander et al. 2012).

2.3 Aktueller Forschungsstand

Biomechanische Analysen sind das umfassendste Mittel, um funktionelle Einschränkungen von Patient*innen nach orthopädischen und chirurgischen Operationen zu quantifizieren. Sie ermöglichen den Ärzt*innen eine objektive Bewertung des Operationserfolgs und der Effektivität von Behandlungen und Rehabilitationsprotokollen. Um das Bewegungsverhalten und Bewegungsmuster der Patient*innen zu beurteilen wird häufig der Gang, die Bewegungsamplitude und die Muskelkraft der betroffenen Extremitäten sowie die Gleichgewichtsfähigkeit untersucht. In den folgenden beiden Unterkapiteln wird der aktuelle Forschungsstand zum Einsatz der verschiedenen biomechanischen Untersuchungsverfahren und Messinstrumenten bei Hüft-TEP-Patient*innen und Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten dargestellt.

2.3.1 Einsatz von biomechanischen Untersuchungsverfahren bei Hüft-Totalendoprothese-Patient*innen

Der Gang ist die am häufigsten biomechanisch untersuchte Bewegung bei Hüft-TEP-Patient*innen. Neben der Reduktion der Schmerzen haben die Patient*innen den Hauptwunsch nach der Operation wieder freier und normaler gehen zu können (Bahadori et al. 2020). Aufgrund der durch die Arthrose bedingten Bewegungseinschränkungen und Schmerzen zeigen die Patient*innen vor der Operation einen auffälligen Gang, welcher durch ein asymmetrisches Gangbild und ein sichtbares Hinken gekennzeichnet ist (Constantinou et al. 2014). Nach dem Einsatz des künstlichen Gelenks wird das Gangbild der TEP-Patient*innen physiologischer, aber es bleiben noch Monate bis Jahre nach der Operation Ganganomalien gegenüber gesunden Kontrollproband*innen bestehen (Bahl et al. 2018). Um diese persistierende Gangabweichungen objektiv zu erfassen und quantitativ abzubilden, werden verschiedenen biomechanischen Untersuchungsmethoden verwendet. Als Goldstandardmethode hat sich die instrumentelle 3D-Ganganalyse etabliert, um die Gangveränderungen vom prä- zum postoperativen Zustand zu beurteilen (Stein und Greitemann 2015). Bei der instrumentellen 3D-Ganganalyse werden simultan Infrarotkameras, Videokameras und Kraftmessplatten eingesetzt, um das Gangbild der Patient*innen differenziert zu erfassen. Die Infrarotkameras senden Lichtimpulse aus, welche von Markern reflektiert werden, die nach bestimmten Markermodellen auf anatomischen Landmarken der Patient*innen angebracht sind. Mit Hilfe der Marker kann ein menschliches Körpermodell erstellt und die kinematischen, kinetischen und räumlich-zeitlichen Gangparameter der Patient*innen analysiert werden

(Sander et al. 2012). Zu den räumlich-zeitlichen Gangparametern gehören unter anderem die Schrittlänge, Schrittzeit und Geschwindigkeit. Basierend auf den Körpersegmenten, die durch die Marker definiert werden, können kinematische Parameter, wie die Gelenkwinkel und Gelenkwinkelverläufe für alle drei Bewegungsebenen (frontal, sagittal, transversal) berechnet werden (Oppelt et al. 2020). Die in den Boden eingelassenen Kraftmessplatten ermöglichen die Bestimmung von Bodenreaktionskräften mit ihren Kraftangriffspunkten und ihren Kraftrichtungen. In Kombination mit den kinematischen und anthropometrischen Daten der Patient*innen können Gelenkmomente sowie die mechanische Leistung einzelner Gelenke berechnet werden (Oppelt et al. 2020).

Mithilfe der instrumentierten 3D-Ganganalyse wird vor allem untersucht, wie sich kinematische und kinetische Gangparameter der Hüft-TEP-Patient*innen im postoperativen Verlauf verändern. So konnte in aktuellen Übersichtsarbeiten gezeigt werden, dass die hüftendoprothetische Versorgung bei den Patient*innen zu signifikanten Verbesserungen in der Symmetrie der räumlich-zeitlichen Gangparameter, der Ganggeschwindigkeit sowie in den Bewegungsamplituden des Hüft- und Kniegelenks geführt hat (Bahl et al. 2018; Mendiola et al. 2020). Trotz der Verbesserungen des Gangbildes im Vergleich zum präoperativen Zustand deckte die 3D-Ganganalyse bei den TEP-Patient*innen persistierende Defizite auf, die sich in einer geringeren Ganggeschwindigkeit, Schrittlänge und einem geringeren Bewegungsumfang der Hüfte im Vergleich zu gesunden Kontrollproband*innen äußerten (Moyer et al. 2018; Bahl et al. 2018). Neben der Beurteilung der Entwicklung des Gangbildes, wird die 3D-Ganganalyse im Bereich der Hüftendoprothetik auch herangezogen, um die Wirksamkeit verschiedener operativer Zugänge sowie Endoprothesenkomponenten auf die Gangmechanik zu vergleichen und zu evaluieren (Jensen et al. 2015; Queen et al. 2011).

Die Bewegungsamplitude des betroffenen Gelenks ist ein entscheidendes Kriterium im Rehabilitationsprozess nach hüftendoprothetischer Versorgung (Bahadori et al. 2020). Daher werden alternativ zu den apparativ- und kostenaufwändigen 3D-Ganganalyse-Systemen immer häufiger auch portable und kostengünstigere IMU-basierte Systeme eingesetzt, um die Gelenkbewegungen und Gelenkamplituden beim Gang der TEP-Patient*innen zu messen und zu bewerten (Zügner et al. 2019). In der Studie von Grip et al. (2019) wurde ein IMU-basiertes System eingesetzt, um den Einfluss von unterschiedlichen Durchmesser von künstlichen Hüftköpfen auf den Gang der TEP-Patient*innen zu untersuchen.

Neben der Wiederherstellung des physiologischen Gangbilds und der Bewegungsamplitude des betroffenen Gelenks ist ein weiterer wichtiger Faktor in der Rehabilitation von Hüft-TEP-Patient*innen die Wiederherstellung der Kraft der hüftumgebenden Muskulatur (Fortier et al. 2021). Die Kraft der hüftumgebenden Muskulatur ist mit einem guten körperlichen Funktionsstatus der Patient*innen (Cinnamon et al. 2019) und reduziertem postoperativem Hinken assoziiert (Horstmann et al. 2013). Die meisten Studien, die eine Kraftdiagnostik bei Hüft-TEP-Patient*innen durchgeführt haben, untersuchten die Kraftentwicklung der Hüftmuskulatur im postoperativen Verlauf sowie das Vorhandensein von muskulären Defiziten im Vergleich zur nicht operierten Seite oder einer Kontrollgruppe (Friesenbichler et al. 2018; Judd et al. 2014a; Rasch et al. 2010). Aus der Literatur geht hervor, dass sich die Kraft der hüftumgebenden Muskeln und das Kraftverhältnis zwischen der betroffenen und der nicht-betroffenen Seite nach dem Einsetzen des künstlichen Gelenks verbessern, die muskulären Defizite jedoch im Vergleich zu gesunden Personen bis zu zwei Jahre lang bestehen bleiben (Ismailidis et al. 2021; Rasch et al. 2010). Neben der Verlaufskontrolle wurde die Kraftdiagnostik der Hüftmuskulatur auch eingesetzt, um Operationstechniken in der Hüftendoprothetik zu vergleichen (Rosenlund et al. 2016a; Mahmood et al. 2016) oder verschiedene Rehabilitationsprotokolle zu beurteilen (Unlu et al. 2007). Die für die Kraftdiagnostik eingesetzten Messverfahren basieren in den meisten Fällen auf isokinetischen oder isometrischen Messungen mit elektromechanischen Dynamometern, welche in größeren Messapparaturen verbaut sind, wie es beim Biodex System 4 oder beim Cybex II der Fall ist. Hier können standardisierte Messpositionen eingenommen werden, um die Kraftparameter reliabel zu untersuchen. In einigen Studien wird ein Dynamometer auch in nicht kommerziellen, sondern selbstentwickelten Geräten verwendet (Rosenlund et al. 2016a; Rasch et al. 2010). Eine weitere Möglichkeit die Kraft der hüftumgebenden Muskulatur zu messen sind Dynamometer, die nicht in einem Gerät verbaut sind, sondern von den Untersucher*innen in der Hand gehalten werden. Die Patient*innen führen in einer bestimmten Messposition eine isometrische Kontraktion gegen das in der Hand gehaltene Dynamometer aus. Messungen mit einem Handdynamometer sind zwar einfacher, kostengünstiger und praktischer, gelten aber als subjektiver und ermöglichen nur Messungen bis zu der Kraft, die die Untersucher*innen aufbringen können (Ismailidis et al. 2021). Die aus der Kraftdiagnostik der hüftumgebenden Muskulatur abgeleiteten Parameter sind vor allem die absoluten Kraftwerte und Drehmomente (auf das Körpergewicht normiert) sowie Kraftsymmetrie-Werte zwischen der operierten und nicht-operierten Seite.

Neben der Diagnostik des Gangs und der hüftumgebenden Kraft ist die Untersuchung des Gleichgewichts eine weitere wichtige Komponente in der Beurteilung des Funktionsstatus der Patient*innen nach Einsatz des künstlichen Hüftgelenks (Pop et al. 2018). Die Quantifizierung der Gleichgewichtsfähigkeit ist von großer Relevanz, da Einschränkungen und Störungen des Gleichgewichts mit einem erhöhten Sturzrisiko assoziiert sind (Truszczyńska et al. 2016). So ist das Sturzrisiko bei Hüft-TEP-Patient*innen auch noch zehn Jahre nach der Operation gegenüber gesunden Kontrollproband*innen signifikant erhöht (Ninomiya et al. 2018). Aus biomechanischer Sicht wird das Gleichgewicht vor allem mittels Posturographie bestimmt, bei der die Körperschwankungen bei der Haltungs- und Gleichgewichtsregulation gemessen werden (Paillard und Noé 2015). Die am häufigsten eingesetzten Messverfahren sind Kraft- und Druckmessplatten, auf denen die Patient*innen in verschiedenen Standpositionen (Beidbeinstand, Tandemstand, Einbeinstand) analysiert werden. Kraftmessplatten gelten als Goldstandardmethode für die objektive Messung der statischen Haltungskontrolle in der klinischen und wissenschaftlichen Praxis (Mancini und Horak 2010). Die zentralen Messparameter in den dargestellten Studien sind die Lageveränderungen des Angriffspunktes der vertikalen Bodenreaktionskraft bzw. des Druckmittelpunktes (COP), welcher differenziert in die mediolaterale (ML) und anteroposteriore (AP) Richtung analysiert werden kann. Darauf basierende Parameter umfassen die COP-Länge (gesamter Schwankungsweg), COP-Geschwindigkeit und COP-Schwankungsfläche. Da das Gleichgewicht bei den Hüft-TEP-Patient*innen präoperativ teilweise eingeschränkt ist, wird die Gleichgewichtsdagnostik nach der Operation primär eingesetzt, um die Entwicklung des Gleichgewichts im postoperativen Verlauf zu quantifizieren. In den Studien wurden verschiedene postoperative Zeitpunkte gewählt, um das Gleichgewicht zu analysieren und mit gesunden Kontrollproband*innen zu vergleichen (Wareńczak und Lisiński 2019; Pop et al. 2018; Rasch et al. 2010). Die Ergebnisse aktueller Übersichtsarbeiten deuten darauf hin, dass sich das statische Gleichgewicht der Hüft-TEP-Patient*innen nach der Operation im Vergleich zum präoperativen Zustand erheblich verbessert, ohne jedoch das Niveau gesunder Kontrollproband*innen zu erreichen (Di Laura Frattura et al. 2022; Lima et al. 2019). Biomechanische Gleichgewichtsdagnostiken werden ebenfalls angewendet, um operative Zugänge in der Hüftendoprothetik sowie verschiedene Endoprothesentypen zu vergleichen und zu bewerten (van Driessche et al. 2016; Nantel et al. 2009; Chang et al. 2015).

2.3.2 Einsatz von biomechanischen Untersuchungsverfahren bei Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten

Biomechanische Untersuchungsverfahren werden bei Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten primär nach prothetischer Versorgung eingesetzt, um den Gang und funktionelle Bewegungen mit der Prothese zu untersuchen (Esquenazi 2014). Das Tragen einer Prothese führt zu einer Veränderung der Biomechanik der Bewegungen der Patient*innen, die mit Sekundärschäden des Bewegungsapparates einhergehen und sich negativ auf die Mobilität und Lebensqualität der Patient*innen auswirken kann (Gailey et al. 2008). Biomechanische Analysen können dabei helfen die Adaptionen zu verstehen, die im Hinblick auf die Integration der Prothese in das dynamische System der Patient*innen stattgefunden haben (Soares et al. 2009). Gerade für Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten ist eine differenzierte und objektive Beurteilung während der Rehabilitation von entscheidender Bedeutung, um effiziente Bewegungsmuster mit der Prothese zu entwickeln und zu festigen, pathologische Ausgleichsbewegungen zu erkennen und die Auswahl von geeigneten Prothesen- und Prothesenpassteilen zu unterstützen (Kent und Franklyn-Miller 2011; Richter et al. 2022). Die dabei am häufigsten untersuchte Bewegung ist der Gang mit Prothese. Das selbstständige Gehen wird als einer der wichtigsten Aspekte der Unabhängigkeit der Patient*innen gesehen und stellt einer der Hauptziele der Rehabilitation nach einer Beinamputation dar (Glapa et al. 2021). Zur Beurteilung von Bewegungsmustern und des Gangbildes von Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten gelten die instrumentelle 3D-Ganganalysen als Goldstandard. Mit diesen Systemen können räumlich-zeitliche Gangparameter sowie kinematische und kinetische Gangmerkmale der Amputationspatient*innen beschrieben und im Vergleich zu gesunden Kontrollproband*innen gesetzt werden. So konnte quantitativ dargestellt werden, dass die Patient*innen mit einer Ober- bzw. Unterschenkelamputation ein asymmetrischen Gangbild aufweisen, bei dem die nicht betroffene Seite im Gangzyklus deutlich länger und stärker belastet wird (Adamczyk und Kuo 2015; Varrecchia et al. 2019). Verglichen mit dem physiologischen Gang weisen die Patient*innen eine geringere Ganggeschwindigkeit und Kadenz sowie eine größere Schrittbreite auf (Proksch et al. 2020). Des Weiteren ist eine Zunahme der seitlichen Rumpfbeugung und Rumpfrotation mit erhöhter Becken- und Rumpfvorbeugung charakteristisch (Varrecchia et al. 2019; Proksch et al. 2020). Mithilfe der 3D-Ganganalysen konnte identifiziert werden, dass diese Gangdefizite adaptive und kompensatorische Mechanismen der Patient*innen widerspiegeln, um ihre Gangstabilität zu erhöhen. Die Charakterisierung und Quantifizierung von Bewegungs- und Gangmustern von

Amputationspatient*innen mit Prothese ist eine wesentliche Voraussetzung, um das Gangbild und die Prothesenversorgung zu verbessern sowie Rehabilitationsprogramme für die Patient*innen zu optimieren (Esquenazi 2014). Neben den 3D-Ganganalysen werden häufig auch IMUs eingesetzt, um den Gang vom Amputationspatient*innen zu beurteilen. Mithilfe der portablen Sensoren kann objektiv quantifiziert werden, wie und wieviel sich die Patient*innen außerhalb des Labors im Alltag bewegen (Kim et al. 2020). In ihrer Übersichtsarbeit kommen Demeco et al. (2023) zu der Schlussfolgerung, dass IMUs durch das Detektieren von Gangveränderungen das Potenzial haben, die Sicherheit der Amputationspatient*innen im Alltag zu erhöhen und das Sturzrisiko so zu verringern.

Das Sturzrisiko ist bei Amputationspatient*innen der unteren Extremität gegenüber gesunden Kontrollproband*innen beträchtlich erhöht (Steinberg et al. 2019). Aufgrund der amputierten Gliedmaße in der unteren Extremität fehlen somatosensorische Informationen, welches sich negativ auf das Gleichgewicht der Patient*innen auswirkt und einen erheblichen Faktor für das erhöhte Sturzrisiko darstellt (Hunter et al. 2017). Um das Gleichgewicht der Amputationspatient*innen zu quantifizieren, spielen instrumentelle Messungen eine wichtige Rolle. Als biomechanische Untersuchungsmethoden werden vor allem posturographische Verfahren in Verwendung mit Kraftmessplatten eingesetzt (Jayakaran et al. 2012). Dabei werden die Körperschwankungen der Amputationspatient*innen bei dynamischen oder statischen Gleichgewichtsaufgaben im Stand auf der Kraftmessplatte quantifiziert. In der Literatur ist die statische Gleichgewichtsfähigkeit der Amputationspatient*innen mit Prothese am häufigsten untersucht (Jayakaran et al. 2012). Beurteilt wird die Gleichgewichtsfähigkeit anhand der Lageveränderung des Druckmittelpunktes (COPs) während des Stehens, der COP-Geschwindigkeit sowie der COP-Auslenkungen in die mediolaterale und anteroposteriore Richtung (Paillard und Noé 2015). Generell zeigt die Mehrheit der Studien, dass Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten im ruhigen Stand größere COP-Schwankungen und damit im Vergleich zu Kontrollproband*innen ein vermindertes Gleichgewichtsvermögen aufweisen (Ku et al. 2014; Seth und Lamberg 2017). Des Weiteren konnte mit der biomechanischen Gleichgewichtsdagnostik bewiesen werden, dass die Gleichgewichtsfähigkeit von Oberschenkelamputierten stärker beeinträchtigt ist als die von Unterschenkelamputierten (Toumi et al. 2021). Untersuchungen mit Kraftmessplatten wurden auch eingesetzt, um die Gewichtsverteilung zwischen dem amputierten und nicht-amputierten Bein zu quantifizieren. Mehrere Studien konnten so objektiv belegen, dass die Amputationspatient*innen das nicht-amputierte Bein mehr belasten (Da Fontes Filho et al.

2021; Ku et al. 2014). Des Weiteren wurden COP-basierte Parameter der Gleichgewichtsdiagnostik herangezogen, um Faktoren zu identifizieren, die Auswirkungen auf das Gleichgewicht von Amputationspatient*innen haben (Kamali et al. 2013). Um das dynamische Gleichgewicht bei Amputationspatient*innen zu quantifizieren, kommen auch sogenannte computerisierte dynamische Posturographiesysteme zum Einsatz, bei denen eine Kraftmessplatte in einer größeren Messapparatur implementiert ist (Barnett et al. 2013). Ein Beispiel ist das EquiTest System von Neurocom, welches häufiger in Gleichgewichtsstudien mit Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten verwendet wurde (Jayakaran et al. 2012). Mithilfe dieser Methode kann unter anderem die sensorische Umgebung der Patient*innen manipuliert werden, um den Einfluss der verschiedenen Systeme (visuell, vestibulär und somatosensorisch) auf die aufrechte Körperhaltung und das Gleichgewicht differenziert zu betrachten. Mit diesen Verfahren wurde gezeigt, dass sich die Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten bei der Gleichgewichtskontrolle vor allem auf visuelle Informationen verlassen (Vanicek et al. 2009).

Neben der Gleichgewichtsdiagnostik ist die Analyse der Kraft der Stumpfmuskulatur der Amputationspatient*innen von großer Bedeutung. Durch die Amputation kommt es unweigerlich zum Verlust von Muskeln und Muskelanteilen. Die distal der Amputationsstelle gelegenen Muskelansätze gehen verloren, wodurch ein Teil der Muskulatur der unteren Extremitäten unwirksam wird (Heitzmann et al. 2020). Die Nicht- bzw. Unterbeanspruchung der Stumpfmuskulatur führt zu einer Atrophie der betroffenen Muskulatur sowie einer generellen Reduzierung des Muskelvolumens auf der amputierten Seite (Finco et al. 2022; Henson et al. 2021). Die starken Muskelatrophien resultieren in einer veränderten Gelenkbelastung, die mit einem erhöhten Arthrose-Risiko einhergeht sowie zu chronischen Rückenschmerzen führen kann, welches die Mobilität und Lebensqualität der Amputationspatient*innen negativ beeinflusst (Hewson et al. 2020; Lloyd et al. 2010). Daher ist es so wichtig Kraftdefizite in der Stumpfmuskulatur und muskuläre Asymmetrien nach der Amputation und im Rehabilitationsverlauf nachhaltig zu quantifizieren. Für die biomechanische Kraftdiagnostik bei Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten werden vor allem Dynamometer für die isometrische oder isokinetische Kraftbestimmung einzelner Muskelgruppen eingesetzt (Hewson et al. 2020). Neben der Verwendung von kommerziellen isokinetischen Dynamometern, wie dem Biodex System 4 oder Cybex 2 (Kowal und Rutkowska-Kucharska 2014; Tugcu et al. 2009), wurden in den Studien zur Kraftdiagnostik von Ober- und Unterschenkelamputierten auch selbstgebaute

Messapparaturen mit einem implementierten Dynamometer (Heitzmann et al. 2013; Heitzmann et al. 2020) oder Handdynamometer (Da Fontes Filho et al. 2021; Lloyd et al. 2010) verwendet. Die Kraft der Knieextensoren und Knieflexoren wurde bei den Unterschenkelamputierten am häufigsten untersucht, während bei Patient*innen mit einer Oberschenkelamputation primär die hüftumgebene Muskulatur analysiert wurde (Hewson et al. 2020). Die Kraftdiagnostiken wurden entweder mit Schaft und/oder Prothese oder direkt am Stumpf durchgeführt. Bei letzterem wird der Vorteil gesehen, dass die Kraft der Stumpfmuskulatur direkt gemessen werden kann (Da Fontes Filho et al. 2021). Die meisten Studien zur Kraftdiagnostik bei Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten untersuchten die Kraftverhältnisse zwischen amputierter und nicht-amputierter Seite sowie potentielle Kraftdefizite im Vergleich zu einer gesunden Kontrollgruppe (Hewson et al. 2020). So konnte gezeigt werden, dass bei den Unterschenkelamputierten die Kraftdefizite und Kraftasymmetrien in der knieumgebenden Muskulatur (Knieflexoren und Knieextensoren) am stärksten ausgeprägt sind (Tugcu et al. 2009; Lloyd et al. 2010; Da Fontes Filho et al. 2021). Für Patient*innen mit einer Oberschenkelamputation ist in der Literatur beschrieben, dass die Muskelkraft in der hüftumgebenden Muskulatur auf der amputierten Seite im Vergleich zur intakten Seite und zu Kontrollproband*innen signifikant reduziert ist (Heitzmann et al. 2020; Hewson et al. 2020).

2.4 Das multifunktionale Diagnostikgerät

Die Literatur zeigt, wie wichtig eine biomechanische Diagnostik bei beiden Patientengruppen ist, um postoperativ persistierende Defizite zu detektieren und damit einhergehende Mobilitätseinschränkungen und Sekundärschäden zu reduzieren. Um den physischen Funktionsstatus der Patient*innen objektiv zu beurteilen, werden unterschiedliche Messsysteme eingesetzt. Häufig wird mit den in den Studien beschriebenen Messverfahren immer nur eine Messgröße untersucht. Um die Beurteilung verschiedener Aspekte der Funktion der unteren Extremitäten der Patient*innen zu ermöglichen, wurde in einem Kooperationsprojekt mit der Technischen Hochschule Brandenburg (THB), dem Orthopädietechnik-Hersteller Guenther Bionics GmbH sowie dem Sportgerätehersteller Erhard Peuker GmbH das multifunktionale Diagnostikgerät entwickelt und gebaut. Mithilfe des Diagnostikgeräts können die isometrische Maximalkraftfähigkeit der hüftumgebenden Muskulatur, die Bewegungsamplitude des Hüftgelenks sowie die statische Gleichgewichtsfähigkeit der Patient*innen erfasst werden. In Abbildung 4 ist das multifunktionale Diagnostikgerät in der Gesamtübersicht dargestellt.

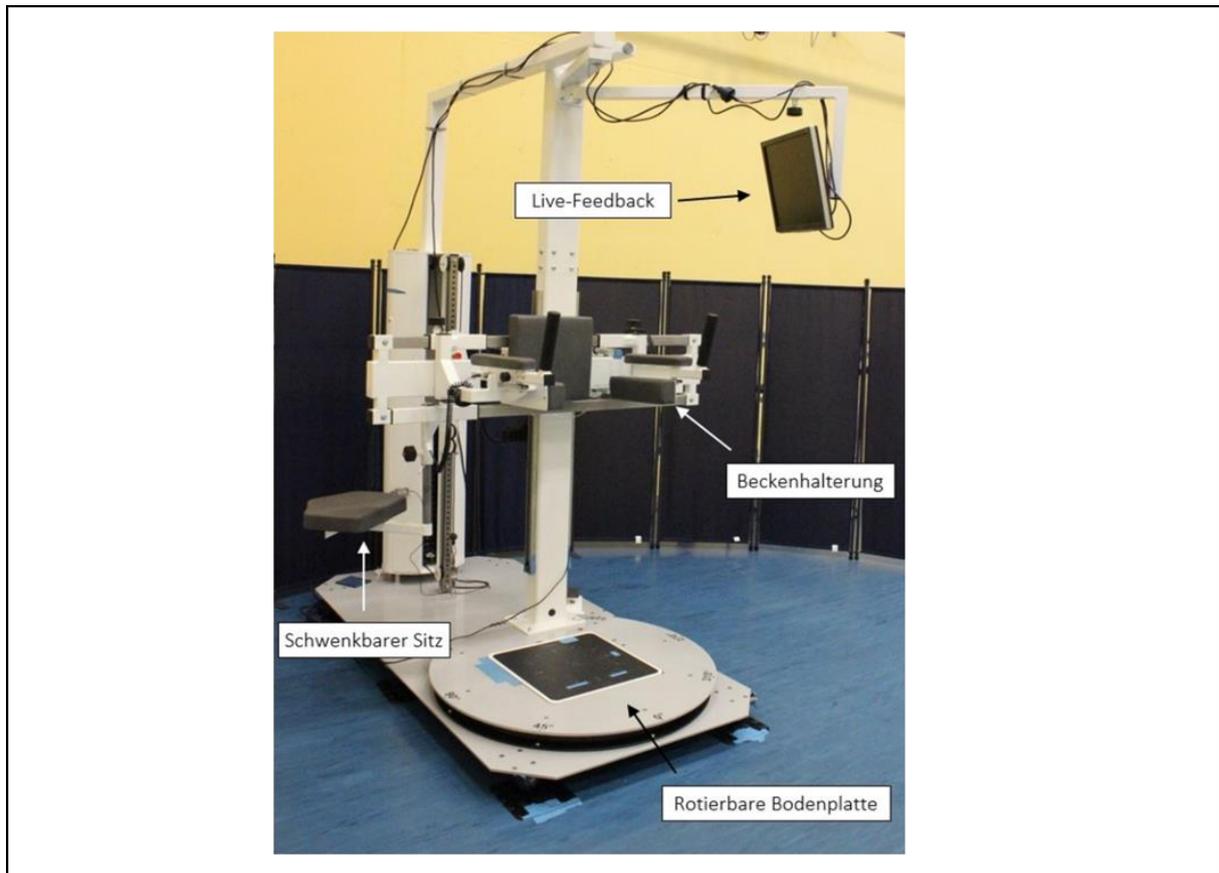


Abb. 4: Das multifunktionale Diagnostikgerät in der Gesamtübersicht

Da alle Messungen mit den Patient*innen im Stand durchgeführt werden, wurde bei der Konzeption darauf geachtet, dass die Patient*innen komfortabel und gestützt im Gerät stehen können. Realisiert wurde dies mit einer verschiebbaren und gepolsterten Beckenhalterung. Die um 270° rotierbare Bodenplatte ermöglicht eine Kraftdiagnostik verschiedener Muskelgruppen der Hüfte, ohne, dass die Patient*innen die Position im Gerät wechseln müssen. Zur Entlastung des Standbeins in den Pausen zwischen den Untersuchungen wurde ein schwenkbarer Sitz in das Gerät integriert. Über einen Bildschirm erhalten die Patient*innen und die Untersucher*innen während der Übungsausführung ein Live-Feedback. Um die Beweglichkeit und Maximalkraft der Hüfte sowie die Gleichgewichtsfähigkeit zu quantifizieren, wurde das Gerät mit Sensorik ausgestattet. Die Daten werden mit den von der THB speziell entwickelten Softwaremodulen "Power", "Motion" und "Balance" erfasst und visualisiert. Die Softwaremodule sind alle ähnlich aufgebaut. In Abbildung 5 ist die Oberfläche des Softwaremoduls Power beispielhaft dargestellt.

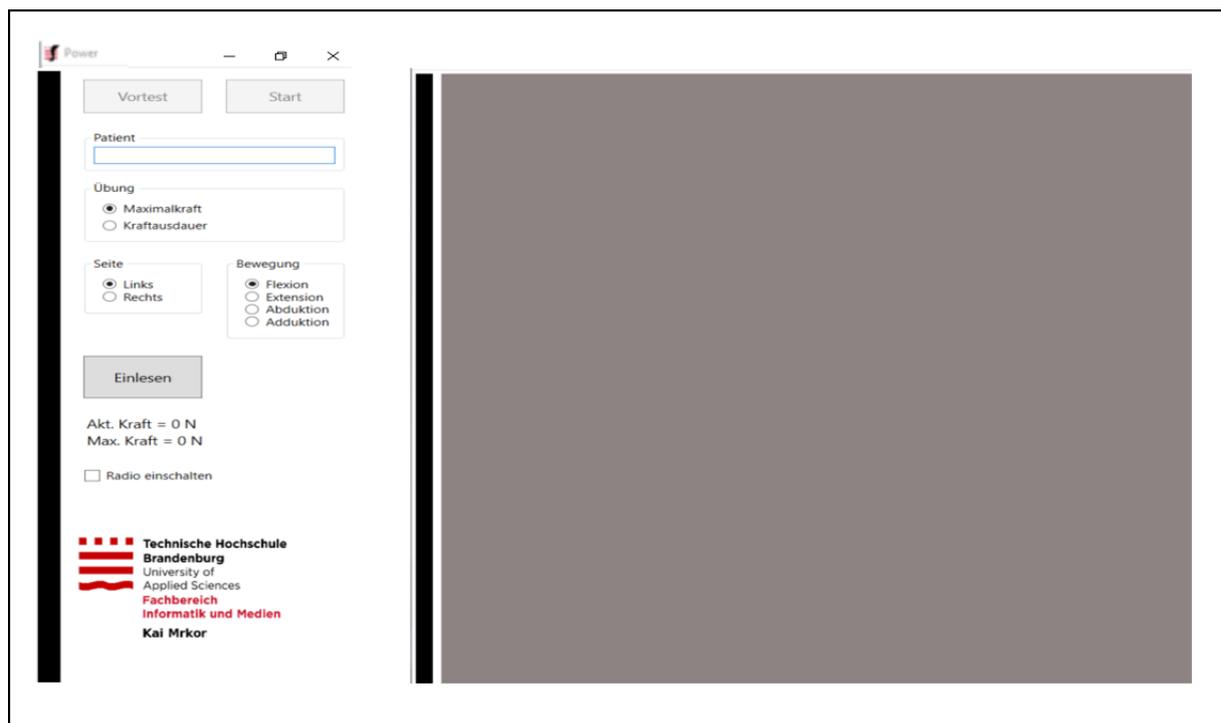


Abb. 5: Darstellung des Softwaremoduls "Power"

Für alle Softwaremodule kann der Name bzw. die ID der Patient*innen eingetragen werden. Für die Kraft- und die Beweglichkeitsuntersuchung können des Weiteren die zu untersuchende Seite und Bewegungsrichtungen ausgewählt werden, unter welchen der jeweilige Versuch

dann auch abgespeichert wird. Während der Messung werden die Kraft-, Winkel- und Gleichgewichtsdaten in dem großen grauen Bereich in Echtzeit dargestellt.

Die Datenerfassung läuft für alle Messverfahren über das biosignalplux-System (Plux-Wireless Biosignals S.A, Lissabon, Portugal). Ein Großteil der benötigten Sensorik wird von diesem Hersteller bereits zur Verfügung gestellt. Ferner bietet der Hersteller an, Sensoren, die nicht im Portfolio sind, entsprechend Hardware-technisch anzupassen. Das biosignalplux-System ist ein 8-Kanal-Messgerät (Abtastrate: 1000 Hz), mit dem parallel und synchron Daten von acht Sensoren erfasst werden können. Die einzelnen Messverfahren und Darstellungsformen in der Software werden in den folgenden Unterkapiteln behandelt.

2.4.1 Messverfahren des Diagnostikgeräts

2.4.1.1 Kraftmessung

Die Kraftmessung der hüftumgebenden Muskulatur wird mithilfe eines Kraftaufnehmers (Typ U9B (10 kN), Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt) durchgeführt. Der Kraftaufnehmer ist im Zugseil zwischen Gewichtsturm und angelegter Manschette um den Oberschenkel der Patient*innen fixiert und misst die in der isometrischen Kontraktion erbrachten Kräfte. Der Messaufbau mit gekennzeichnetem Kraftaufnehmer ist in Abbildung 6a zu sehen. In der hier abgebildeten Messposition wird die isometrische Maximalkraft in die Hüftflexion gemessen, indem die Patientin die Hüftflexoren gegen einen unendlichen großen Widerstand maximal aktiviert. Die aktuellen Kraftwerte in Newton können während der Messung live auf dem Bildschirm verfolgt werden. Nach der Messung wird der maximal erreichte Kraftwert als Schwellenwert visualisiert, sodass die Patient*innen in der folgenden Messung motiviert werden den Kraftwert aus der letzten Messung zu überschreiten. So kann forciert werden, dass die Patient*innen ihre individuellen maximalen Kraftwerte erreichen.

Alle Kraftmessungen werden in der Neutral-Null-Stellung der Hüfte (Becken orthogonal zum Oberschenkel) durchgeführt, da diese Position die Gelenkbelastung in der mittleren Standphase des Gehens widerspiegelt (Heitzmann et al. 2013). Neben der Maximalkraft der Hüftflexoren können mit dem Diagnostikgerät auch die isometrische Maximalkraft in Hüftextension, Hüftabduktion und Hüftadduktion quantifiziert werden. Diese Messpositionen können erreicht werden, indem die Bodenplatte, auf der die Patient*innen stehen, um 90 Grad relativ zum Gewichtsturm gedreht wird. Per Bluetooth werden die Daten des Kraftaufnehmers über einen Hub (Plux-Wireless Biosignals S.A, Lissabon, Portugal) mit einer Messfrequenz

von 1000 Hz an das Softwaremodul "Power" gesendet. Nach der Messung wird der Kraft-Zeit-Verlauf visualisiert sowie die maximal erreichte Kraft ausgegeben. In Abbildung 6b ist ein beispielhafter Verlauf einer Kraftkurve in der Power-Software dargestellt

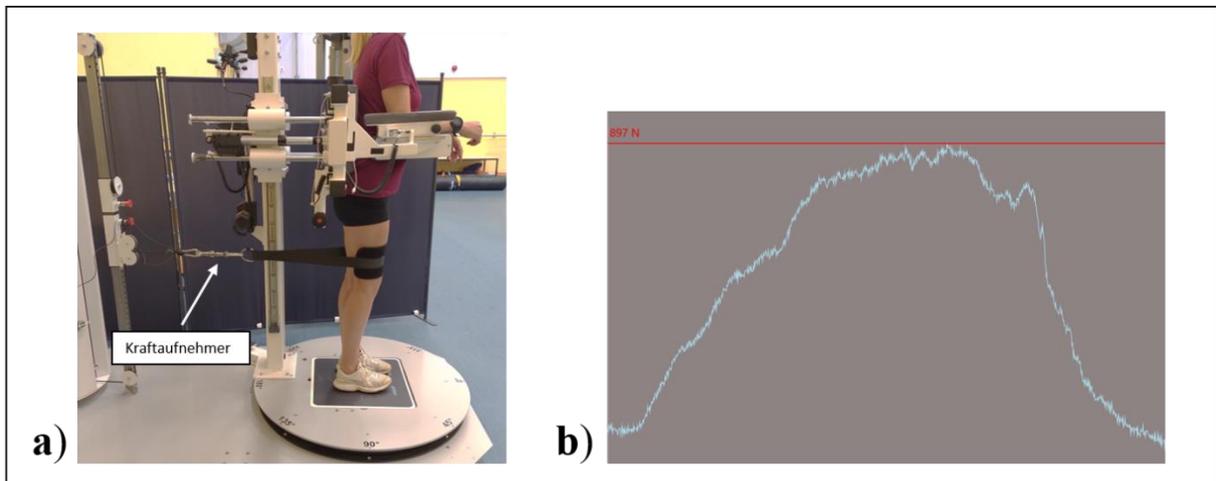


Abb. 6: a) Messaufbau zur Quantifizierung der isometrischen Maximalkraft in die Hüftflexion, b) Oberfläche des Softwaremoduls "Power" mit Darstellung der Kraftkurve und maximal erreichter Kraft

2.4.1.2 Beweglichkeitsmessung

Die Beweglichkeit bzw. das Bewegungsausmaß (ROM - Range of Motion) der Hüfte wird mithilfe eines dreiachsigen Beschleunigungssensors (Plux-Wireless Biosignals S.A, Lissabon, Portugal) gemessen. Der Sensor wird distal am Oberschenkel platziert und misst nach Initialisierung die Gelenkwinkel in der aktiven Bewegung. Die Gelenkwinkel werden auf Grundlage des Skalarprodukts berechnet. In der Initialisierungsphase wird ein Referenzbeschleunigungsvektor bestimmt. Während der aktiven Bewegungsausführung werden alle weiteren Beschleunigungsvektoren in Bezug zum Referenzvektor gesetzt und mittels Skalarprodukt der Winkel zwischen beiden Vektoren im zeitlichen Verlauf berechnet (YostLabs 2013).

In Abbildung 7a) ist die Anbringung des Sensors zu sehen. Die Patient*innen sind wie bei der Kraftmessung oberhalb des Beckens fixiert, sodass kompensatorische Bewegungen mit dem Oberkörper vermieden werden, aber dennoch eine freie Bewegung des Hüftgelenks möglich ist. In der Neutral-Null-Stellung wird der Sensor initialisiert und die Bewegungsamplituden in Hüftflexion, Hüftextension und Hüftabduktion gemessen, indem die Patient*innen langsame

und aktive Bewegungen in die jeweilige Bewegungsrichtung ausführen (Abb. 7a). Die Daten des Beschleunigungssensors werden ebenfalls über den Plux-Hub mit einer Messfrequenz von 1000 Hz aufgezeichnet und die berechneten Gelenkwinkel in Echtzeit im Softwaremodul “Motion“ dargestellt. Nach der Messung werden die Winkel-Zeit-Verläufe sowie der maximal erreichte Winkel angezeigt (Abb.7b).

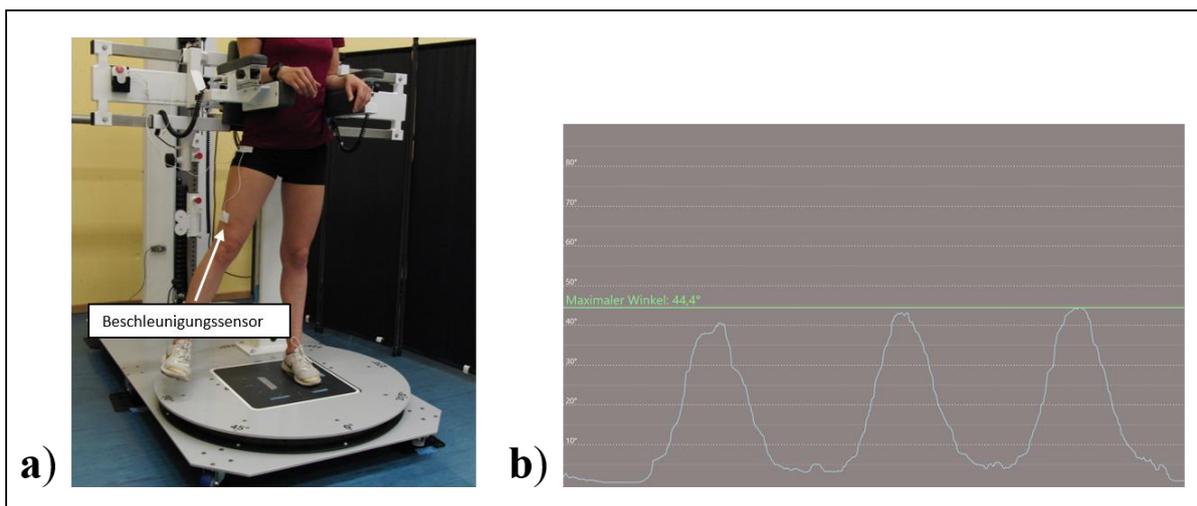


Abb. 7: a) Ausführung einer aktiven Hüftabduktionsbewegung mit an dem distalen Oberschenkel angebrachten Beschleunigungssensor, b) Darstellung der Winkel-Zeit-Verläufe der Hüftabduktion im Softwaremodul “Motion“

2.4.1.3 Statische Gleichgewichtsmessung

Die statische Gleichgewichtsuntersuchung wird mithilfe einer eindimensionalen Kraftmessplatte (Plux-Wireless Biosignals S.A, Lissabon, Portugal) durchgeführt. Die 45x45 cm Kraftmessplatte kann entweder in das multifunktionale Diagnostikgerät integriert oder auch außerhalb des Geräts genutzt werden (Abbildung 8a). Wenn die Patient*innen auf der Kraftmessplatte stehen, wird im Softwaremodul “Balance“ der sogenannte Center of Pressure (COP) dargestellt, welcher die Projektion des Körperschwerpunkts auf die Kraftmessplatte darstellt. Die statische Gleichgewichtsfähigkeit lässt sich anhand des Schwankungsverhalten des COPs quantifizieren und beurteilen. Die Daten der Kraftmessplatte werden mit einer Frequenz von 250 Hz aufgenommen und per Bluetooth an das Softwaremodul “Balance“ gesendet. Nach der Messung wird der Weg der Gesamtschwankungen (COP-Länge) über die Messdauer sowie die maximale Auslenkung in die anteroposteriore sowie medio-laterale Richtung in der Software ausgegeben, wie es in Abbildung 8b zu sehen ist.

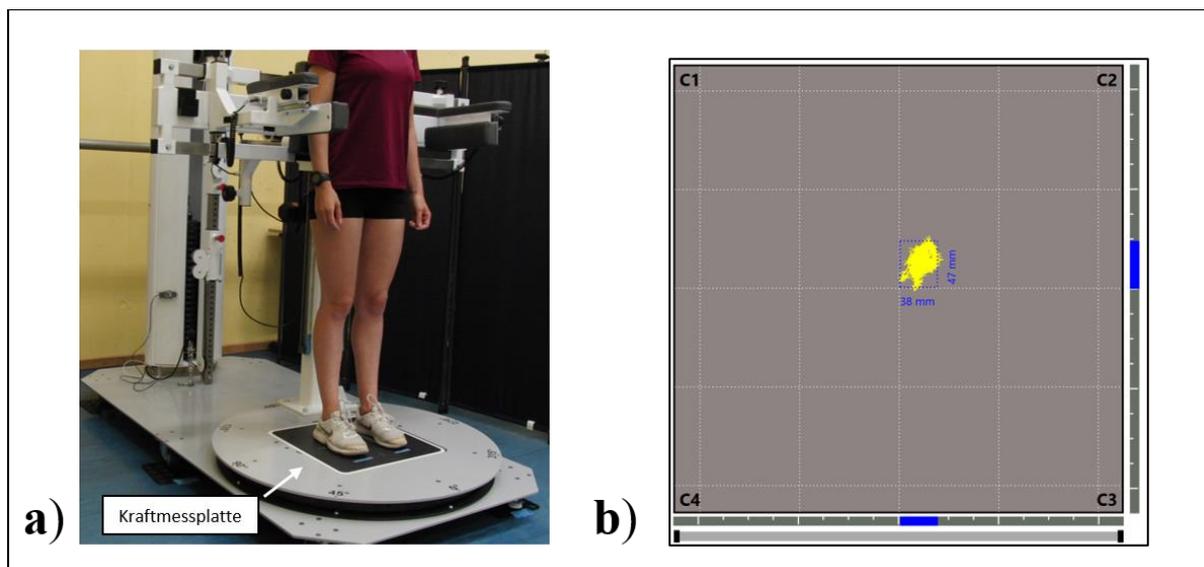


Abb. 8: a) Stand der Probandin auf der in das Diagnostikgerät integrierten Kraftmessplatte, b) Darstellung der COP-Schwankungen im Softwaremodul “Balance“

2.4.2 Abgrenzung des multifunktionalen Diagnostikgeräts zu bereits bestehenden biomechanischen Diagnostikmöglichkeiten

Bei Hüft-TEP-Patient*innen und Patient*innen mit einer Ober- oder Unterschenkelamputation wurde bereits beschrieben, dass durch die Erkrankung und den chirurgischen Eingriff vor allem die Funktion der unteren Extremitäten beeinträchtigt ist, was sich negativ auf die Gesamtmobilität und Lebensqualität auswirkt. Um die Funktion der unteren Extremitäten der Patient*innen umfassend zu beurteilen und zu quantifizieren sind mehrere biomechanische Verfahren nötig. Bei den bis dato existierenden Messgeräten wird häufig nur eine Messgröße untersucht. Das multifunktionale Diagnostikgerät bietet die Möglichkeit in einer standardisierten Messumgebung mit einem einzigen Gerät mehrere Aspekte der Funktion der unteren Extremitäten zu erheben und so individuelle Veränderungen oder Fortschritte im Rehabilitationsprozess objektiv zu dokumentieren. Mithilfe des Diagnostikgeräts können sensorbasiert die Kraft und die Beweglichkeit der unteren Extremitäten sowie die Gleichgewichtsfähigkeit analysiert werden. Diese Aspekte sind gerade für die alltägliche Mobilität von Hüft-TEP-Patient*innen und Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten von großer Bedeutung. Für die Hüft-TEP Patient*innen kann mit dem Diagnostikgerät spezifisch die Kraft der hüftumgebenden Muskulatur in die verschiedenen Bewegungsrichtungen (Hüftflexion, -extension, -abduktion und -adduktion) quantifiziert

werden. Des Weiteren kann die Beweglichkeit des betroffenen Hüftgelenks in der aktiven Bewegung untersucht werden und in Relation zur nicht-operierten Seite gesetzt werden, um Asymmetrien zu bestimmen. Für die Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten fehlt ein spezialisiertes Untersuchungsgerät zur objektiven Erfassung und Dokumentation des physischen Funktionsstatus gänzlich. Gerade für Patient*innen mit einer Beinamputation ist eine sichere Messumgebung während der Untersuchung besonders wichtig. Durch die besonderen Funktionen des multifunktionalen Diagnostikgeräts (Beckenhalterung, rotierbare Bodenplatte, schwenkbarer Sitz zum Ausruhen, in das Gerät integrierte Kraftmessplatte zur Gleichgewichtsdiagnostik) ist das Gerät auf die Bedürfnisse von Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten zugeschnitten und bietet so eine komfortable und sichere Messmöglichkeit.

Ein weiterer Vorteil des Diagnostikgeräts gegenüber bestehenden Messsystemen ist, dass die Sensoren der einzelnen Messverfahren alle über ein gemeinsames System (biosignalflux System) erfasst werden. Mithilfe dieses Systems können parallel und synchron Daten von der Kraftmessplatte, des Kraftaufnehmers und des Beschleunigungssensors aufgenommen werden. Des Weiteren sind die Softwaremodule für die einzelnen Messverfahren alle ähnlich aufgebaut, was die Bedienung für die Nutzer*innen (Arzt/Ärztin, Therapeut*in, Sportwissenschaftler*in) durch wiederkehrende Elemente in der Softwareoberfläche sehr einfach macht und die Messung mit den Patient*innen erleichtert. Die in den verschiedenen Testszenarien gewonnenen Daten werden in der Software verarbeitet und visualisiert. Die Patient*innen bzw. Therapeut*innen erhalten nach der Messung so ein direktes Feedback.

3 Forschungsdefizit und abgeleitete Zielstellungen

Um mit einem Messsystem verschiedene Aspekte des funktionellen Status der Patient*innen beurteilen zu können, wurde ein sensorbasiertes, multifunktionales Diagnostikgerät entwickelt und konstruiert, welches mehrere biomechanische Untersuchungsverfahren vereint. Mithilfe des Diagnostikgeräts können die für die alltägliche Mobilität der Patient*innen wichtigen Aspekte der Kraftfähigkeit, Beweglichkeit und Gleichgewichtsfähigkeit analysiert werden.

Die Anwendung neuer Messgeräte und Analysemethoden muss jedoch immer evaluiert werden, bevor diese in einem klinischen und therapeutischen Umfeld eingesetzt werden. Daher besteht das erste Ziel dieser Arbeit darin, das multifunktionale Diagnostikgerät in einer Vorstudie zu evaluieren, in welcher die einzelnen biomechanischen Messverfahren auf die Gütekriterien der Validität und Reliabilität geprüft werden.

Anschließend daran besteht das Hauptziel dieser Arbeit das multifunktionale Diagnostikgerät zur biomechanischen Diagnostik bei Hüft-TEP-Patient*innen und Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten anzuwenden. Um den Einsatz und die Anwendung des Diagnostikgeräts in den beiden Patientengruppen zu testen, werden die biomechanischen Parameter des Diagnostikgeräts zunächst in Korrelationsstudien in Relation zu herkömmlichen Messinstrumenten gesetzt, die im klinischen Alltag zur körperlichen Funktionsdiagnostik der Patient*innen verwendet werden. Anschließend wird das multifunktionale Diagnostikgerät eingesetzt, um aktuelle wissenschaftliche Fragenstellungen in den beiden Patientengruppen zu untersuchen.

4 Fragestellungen und Hypothesen

Die Fragestellungen und Hypothesen (H) werden einzeln für die Vorstudie (HV) und die beiden Komplexe A(HA) und B(HB) dargestellt.

Vorstudie – Evaluierung der Messverfahren des Diagnostikgeräts

Das Ziel der Vorstudie ist es, nachzuweisen, dass die einzelnen Messverfahren des Diagnostikgeräts den Gütekriterien der Validität und Reliabilität entsprechen. Valide und reliable Messergebnisse sind eine Grundvoraussetzung, um individuelle Veränderungen der biomechanischen Parameter der einzelnen Patient*innen im zeitlichen Verlauf zu detektieren und um Messungen von einzelnen Patient*innen oder Patientengruppen vergleichbar zu machen. Die Parameter der einzelnen Messverfahren des Diagnostikgeräts sollen dabei vergleichbar zu anderen Messsystemen sowie in einem Test-Retest Design reproduzierbar sein.

Frage V1: Inwiefern liefert die Kraftmessung des Diagnostikgeräts valide und reliable Messergebnisse?

HV 1.1: Die Parameter der Kraftmessung des Diagnostikgeräts korrelieren mit den Parametern des Vergleichsmesssystems.

HV 1.2: Die Parameter der Kraftmessung sind im Rahmen einer Test-Retest Messung reliabel.

Frage V2: Ist die Beweglichkeitsmessung des Diagnostikgeräts valide und reliabel?

HV 2.1: Die Parameter der Beweglichkeitsmessung des Diagnostikgeräts korrelieren mit den Parametern des Vergleichsmesssystems.

HV 2.2: Die Parameter der Beweglichkeitsmessung sind im Rahmen einer Test-Retest Messung reliabel.

Frage V3: Ist die statische Gleichgewichtsmessung des Diagnostikgeräts valide und reliabel?

HV 3.1: Die Parameter der statischen Gleichgewichtsmessung des Diagnostikgeräts korrelieren mit den Parametern des Vergleichsmesssystems.

HV 3.2: Die Parameter der statischen Gleichgewichtsmessung sind im Rahmen einer Test-Retest Messung reliabel.

Komplex A – Einsatz bei Hüft-TEP-Patient*innen

Teil 1: Korrelationsstudie

Da das multifunktionale Diagnostikgerät im späteren Einsatz bei Hüft-TEP-Patient*innen verwendet werden soll, ist es wichtig herauszufinden, inwieweit sich die Parameter des Diagnostikgeräts in Messinstrumenten widerspiegeln, die im klinischen Alltag primär zur Funktionsdiagnostik verwendet werden. Daher ist das Ziel dieser Studie, Korrelationen zwischen den Parametern der Hüftkraft- und Gleichgewichtsmessung des Diagnostikgeräts und den Ergebnissen eines PROMS (HOOS), klinischen Funktionstests (TUG, 30CST) und räumlichen zeitlichen Gangparametern zu untersuchen.

Frage A1: Inwiefern spiegeln sich die Parameter der einzelnen Messverfahren des Diagnostikgeräts in Parametern herkömmlicher Messinstrumente zur Diagnostikbeurteilung von TEP-Patient*innen wider?

HA 1.1: Die Parameter der Hüftkraftmessung des Diagnostikgeräts korrelieren mit den HOOS-Scores.

HA 1.2: Die Parameter der Hüftkraftmessung des Diagnostikgeräts korrelieren mit Parametern aus klinischen Funktionstests.

HA 1.3: Die Parameter der Hüftkraftmessung des Diagnostikgeräts korrelieren mit räumlich-zeitlichen Gangparametern.

HA 1.4: Die Parameter der Gleichgewichtsmessung des Diagnostikgeräts korrelieren mit den HOOS-Scores.

HA 1.5: Die Parameter der Gleichgewichtsmessung des Diagnostikgeräts korrelieren mit den Parametern aus klinischen Funktionstests.

HA 1.6: Die Parameter der Gleichgewichtsmessung des Diagnostikgeräts korrelieren mit räumlich-zeitlichen Gangparametern.

Teil 2: Anwendungsstudie

Mit dieser Anwendungsstudie wird das Ziel verfolgt, eine aktuelle wissenschaftliche Fragestellung in der Patientengruppe der Hüft-TEP-Patient*innen zu untersuchen. In der Literatur sind persistierende Defizite in Muskelkraft, Gleichgewicht und Beweglichkeit auch Monate bis Jahre nach Einsatz des künstlichen Hüftgelenks beschrieben. Allerdings wird der körperliche Funktionsstatus der Hüft-TEP-Patient*innen in den meisten Studien nur 12 bis 24 Monate nach der Operation analysiert. Studien, die potenzielle Defizite und Asymmetrien der

Hüft-TEP-Patient*innen über den Zeitraum von zwei Jahren hinaus untersuchen, sind kaum vorhanden. Daher ist das Ziel dieser Studie, den körperlichen Funktionsstatus der Patient*innen fünf Jahre nach hüftendoprothetischer Versorgung mithilfe des Diagnostikgeräts zu untersuchen.

Frage A2: Inwiefern sind fünf Jahre nach Implantation des künstlichen Hüftgelenks Asymmetrien in den Parametern zwischen der operierten und nicht-operierten Seite zu erkennen?

HA 2.1: Es sind signifikante Unterschiede in den Kraftparametern zwischen der operierten und nicht-operierten Seite zu erkennen.

HA 2.2: Es sind signifikante Unterschiede in den Beweglichkeitsparametern zwischen der operierten und nicht-operierten Seite zu erkennen.

HA 2.3: Es sind signifikante Unterschiede in den Gleichgewichtsparametern zwischen der operierten und nicht-operierten Seite zu erkennen.

Frage A3: Inwiefern sind fünf Jahre nach Implantation des künstlichen Hüftgelenks Defizite bei Hüft-TEP-Patient*innen im Vergleich zu einer gesunden, altersgematchten Kontrollgruppe zu erkennen?

HA 3.1: Es sind signifikante Unterschiede in den Kraftparametern zwischen der Hüft-TEP- und der Kontrollgruppe zu erkennen.

HA 3.2: Es sind signifikante Unterschiede in den Beweglichkeitsparametern zwischen der Hüft-TEP- und der Kontrollgruppe zu erkennen.

HA 3.3: Es sind signifikante Unterschiede in den Gleichgewichtsparametern zwischen der Hüft-TEP- und der Kontrollgruppe zu erkennen.

Komplex B: Einsatz bei Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten

Teil 1: Korrelationsstudie

Da das multifunktionale Diagnostikgerät auch bei Amputationspatient*innen verwendet werden soll, ist es wichtig herauszufinden, inwieweit sich die Parameter des Diagnostikgeräts in Messinstrumenten widerspiegeln, die im klinischen Alltag primär zur Funktionsdiagnostik von Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten verwendet werden. Daher ist das Ziel dieser Studie, Korrelationen zwischen den Kraft-, Beweglichkeits- und Gleichgewichtsparametern des Diagnostikgeräts und den Ergebnissen des Mobilitätsfragebogens PLUS-M zu untersuchen sowie die biomechanischen Parameter in Relation zur vorhandenen Mobilitätsklasseneinteilung der Patient*innen zu setzen.

Frage B1: Inwiefern spiegeln sich die Parameter der einzelnen Messverfahren des Diagnostikgeräts in Parametern herkömmlicher Messinstrumente zur Diagnostikbeurteilung von transfemorale und transtibiale Amputationspatient*innen wider?

HB 1.1: Die Parameter der Kraftmessung des Diagnostikgeräts korrelieren mit den PLUS-M Scores.

HB 1.2: Die Parameter der Beweglichkeitsmessung des Diagnostikgeräts korrelieren mit den PLUS-M Scores.

HB 1.3: Die Parameter der Gleichgewichtsmessung des Diagnostikgeräts korrelieren mit den PLUS-M Scores.

Teil 2: Anwendungsstudie

Mit dieser Anwendungsstudie wird das Ziel verfolgt, eine aktuelle wissenschaftliche Fragestellung in der Patientengruppe der Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten zu untersuchen. In der Literatur ist die Notwendigkeit beschrieben die bis dato sehr subjektive Mobilitätsklasseneinteilung der Amputationspatient*innen zu verbessern, da diese maßgeblich die Prothesenversorgung bestimmt (Sions et al. 2018; Borrenpohl et al. 2016). Objektive Messparameter, die in der Lage sind zwischen Mobilitätsklassen (MK) zu unterscheiden, können helfen die MK-Klassifizierung der Amputationspatient*innen zu verbessern. Das Ziel dieser Studie ist es, die biomechanischen Parameter des Diagnostikgeräts daraufhin zu untersuchen, ob sie das Potenzial haben, Amputationspatient*innen aus unterschiedlichen Mobilitätsklassen zu unterscheiden und somit als objektive Parameter für die MK-Gruppierung dienen zu können.

Frage B2: Inwiefern sind Unterschiede in den einzelnen Parametern bei transfemorale Amputationspatient*innen aus verschiedenen Mobilitätsklassen zu erkennen?

HB 2.1: Es sind signifikante Unterschiede in den Kraftparametern zwischen den Mobilitätsklassen zu erkennen.

HB 2.2: Es sind signifikante Unterschiede in den Beweglichkeitsparametern zwischen den Mobilitätsklassen zu erkennen.

HB 2.3: Es sind signifikante Unterschiede in den Gleichgewichtsparametern zwischen den Mobilitätsklassen zu erkennen.

5 Vorstudie: Evaluierung der Messverfahren des Diagnostikgeräts

5.1 Hintergrund und Zielstellung

Mit dem multifunktionalen sensorbasierten Diagnostikgerät wurde ein neues Messsystem für die Funktion der unteren Extremitäten entwickelt. Bevor neue Messgeräte in einem klinischen und therapeutischen Umfeld bei Patient*innen eingesetzt werden, müssen neue Messverfahren und Analysemethoden evaluiert werden. Daher ist das Ziel dieser Vorstudie, die einzelnen Messverfahren auf die Gütekriterien der Validität und Reliabilität zu prüfen.

Die Validität ist ein sehr wichtiges Kriterium zur Beurteilung von diagnostischen Verfahren und beschreibt, inwieweit das Messverfahren auch wirklich das Merkmal bestimmt, was es zu messen vorgibt (Hartig et al. 2012). In Abhängigkeit der Anwendungsbereiche des Messverfahrens, kann die Validität unter verschiedenen Aspekten betrachtet werden. Zur Überprüfung der Validität neuer Messverfahren wird häufig die Konstruktvalidität untersucht, bei welcher das neue Messverfahren mit einem bereits validierten Messsystem verglichen wird, welches das gleiche Konstrukt misst (Eid und Schmidt 2014). Eine spezifische Form der Konstruktvalidität ist die konvergente Validität. Die konvergente Validität stellt die Korrelationen zwischen den Parametern des neuen Messsystems und den Parametern des validierten Vergleichsmesssystems dar, welche hoch ausfallen sollten (Carlson und Herdman 2012) Diese Form der Validitätsbestimmung wurde in vielen Studien bereits angewendet (Harding et al. 2017; Aertssen et al. 2019; Varol et al. 2023) und wird auch für die Messverfahren des Diagnostikgeräts eingesetzt.

Die Reliabilität gibt die Zuverlässigkeit und Wiederholbarkeit eines Messverfahrens an und ist Voraussetzung, Messungen von Patient*innen im zeitlichen Verlauf sowie untereinander vergleichbar zu machen (Eid und Schmidt 2014). Ein Messverfahren oder ein Test wird als reliabel bezeichnet, wenn die Ergebnisse des Tests unter gleichen Bedingungen reproduzierbar sind (Eid und Schmidt 2014). Es gibt verschiedene Formen der Reliabilität. Für die Reliabilitätsbestimmung der Messverfahren des Diagnostikgeräts wird die Retest-Reliabilität untersucht, bei welcher die Korrelationen zwischen den Messwerten zweier Messzeitpunkte möglichst hoch ausfallen sollten.

5.2 Validität und Reliabilität der Kraftmessung

5.2.1 Methodik

*Teilnehmer*innen*

Für die Evaluierung der Kraftmessung des Diagnostikgeräts wurden für die Validitätsmessung zehn gesunde Proband*innen (6 ♀, 4 ♂; Alter: $21,6 \pm 1,3$ Jahre) sowie für die Reliabilitätsmessung 14 gesunde Proband*innen (7 ♀, 7 ♂; Alter: $21,3 \pm 2,1$ Jahre) rekrutiert. Als Ausschlusskriterien galten für beide Studien akute orthopädische Erkrankungen der unteren Extremitäten. Die Proband*innen gaben ihr schriftliches Einverständnis zur Teilnahme an dieser Studie, nachdem sie über das Ziel, den Ablauf der Studie sowie mögliche Risiken im Zusammenhang mit der Teilnahme informiert worden waren. Die Studie wurde von der lokalen Ethikkommission der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg genehmigt (Nr. der Abstimmung: 04/22 am 21. Januar 2022) und in Übereinstimmung mit der Erklärung von Helsinki durchgeführt. Sie wurde im Deutschen Register für Klinische Studien unter der ID: DRKS00026595 registriert.

Durchführung

Um die Validität der Maximalkraftmessung der hüftumgebenden Muskulatur zu untersuchen, wurden die Proband*innen jeweils im multifunktionalen Diagnostikgerät sowie im Vergleichsmesssystem Biodex S4 Pro (Biodex System 4 Pro, Inc., Shirley, New York) gemessen. Der Biodex S4 Pro gehört zu den kommerziellen isokinetischen Dynamometern, die als Goldstandard für die diagnostische Messung der Muskelkraft gelten (Ahmadi und Uchida 2021).

Die Proband*innen wurden nach dem Zufallsprinzip in zwei Gruppen eingeteilt und im Abstand von 48 Stunden mit beiden Messsystemen gemessen. Gruppe 1 startete mit der Kraftdiagnostik im Diagnostikgerät, Gruppe 2 begann mit den Messungen im Biodex System. Für die Kraftmessung des Diagnostikgeräts standen die Probanden*innen oberhalb des Beckenknochens fixiert im Gerät. Die Bandage wurde möglichst distal um den rechten Oberschenkel der Proband*innen gelegt und die Distanz zwischen Trochanter major (prominenter Knochenvorsprung am proximalen Ende des Femurknochens) und Mitte der Manschette als Hebel definiert, sodass Drehmomente berechnet werden konnten (Abb. 9a) Für jede Bewegungsrichtung (Hüftflexion, Hüftextension, Hüftabduktion und Hüftadduktion) wurden ein submaximaler Test (Vortest) und drei maximale Tests (Haupttests) durchgeführt.

Die Teilnehmer*innen erhielten die Anweisung sukzessive Kraft aufzubauen und maximal isometrisch zu kontrahieren. Zwischen den einzelnen Versuchen wurde eine Ruhezeit von einer Minute eingehalten. Für die Vergleichsmessung im Biodex S4 Pro wurden die Kraftdiagnostiken ebenfalls im Stehen durchgeführt. Für die Vergleichbarkeit der beiden Messsysteme wurde die Drehachse des Biodex S4 Pro auf Höhe des Trochanter majors eingestellt und der Schwenkarm des Geräts so eingestellt, dass derselbe Hebel wie im Diagnostikgerät wirkte (Abb. 9b). Im Biodex S4 Pro wurden ebenfalls für jede Bewegungsrichtung ein Vortest und drei maximale Haupttests durchgeführt mit Pausenzeiten von einer Minute.

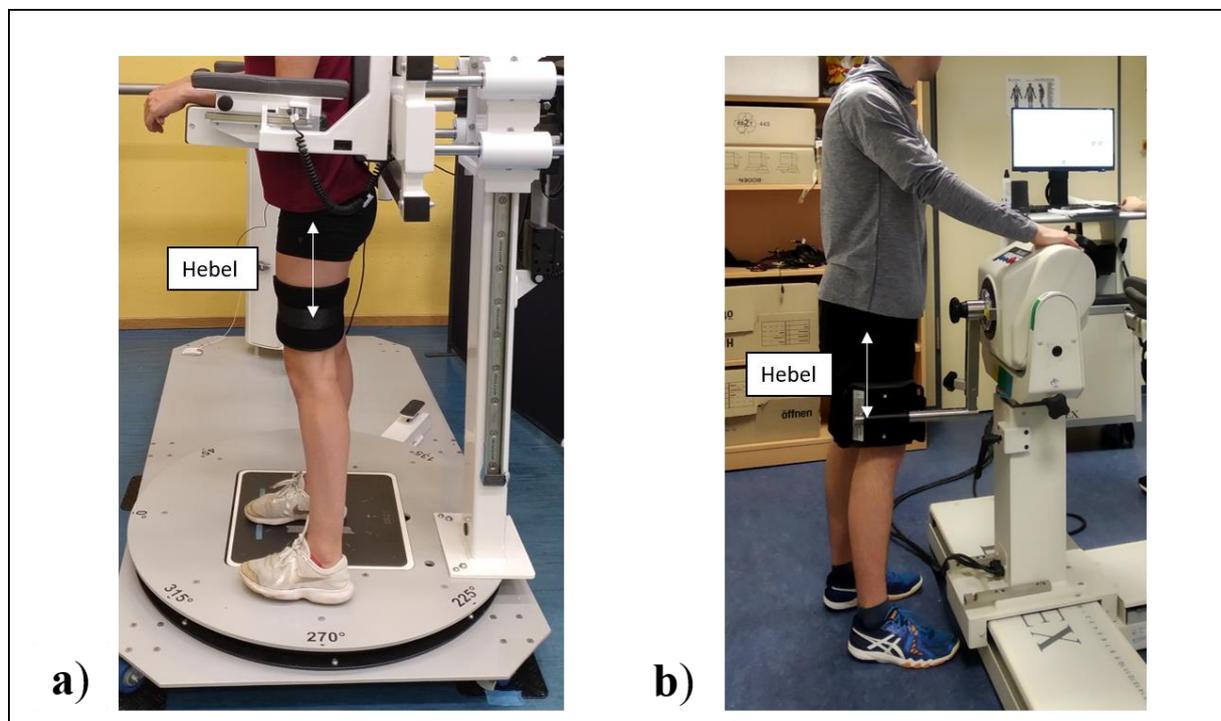


Abb. 9: Messung der maximalen Hüftabduktionskraft; a) Messposition im Diagnostikgerät mit markiertem Hebel zwischen Trochanter major und Mittelpunkt der Manschette, b) Messposition im Biodex S4 Pro mit markiertem Hebel zwischen Trochanter major und Mittelpunkt des Polsters

Für die Reliabilitätsstudie der Kraftmessung wurden die maximalen Drehmomente in Hüftflexion, Hüftextension, Hüftabduktion und Hüftadduktion in einem Test-Retest-Design an zwei Messtagen im Abstand von sieben Tagen bestimmt. Die Proband*innen führten auch hier für jede Bewegungsrichtung einen Vortest und drei Haupttests aus. Das Messprotokoll war für beide Messtage identisch. Die Distanz zwischen Trochanter major und dem Kraftangriffspunkt (Mitte der Schlaufe) diente als Hebelarm. Diese Distanz wurde für jeden Probanden am ersten

Tag der Messung notiert, um vergleichbare Bedingungen für die zweite Messung zu gewährleisten.

Datenanalyse

Die Kraftdaten des Diagnostikgeräts wurden in MATLAB 2018b (Math-Works Inc., Natick, MA) weiterverarbeitet und mit einem Butterworth-Tiefpassfilter vierter Ordnung und einer Grenzfrequenz von fünf Hz gefiltert. Die Drehmomente wurden aus den Kraftdaten und den jeweiligen Hebelarmen berechnet. Aus den drei Hauptversuchen für jede Bewegungsrichtung wurde der Versuch mit dem höchsten Drehmoment für die statistischen Analysen verwendet. Aus der Software des Biodex S4 Pro konnten die maximalen Drehmomente ohne Datenbearbeitung extrahiert werden.

Statistische Auswertung

Die statistischen Analysen wurden für beide Studien mit SPSS 28 (IBM SPSS, Armonk, NY) durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt. Für alle Messvariablen wurden deskriptive Statistiken erstellt. Um die Validität der Kraftmessung zu prüfen, wurden die maximalen Drehmomente des Diagnostikgeräts mit den maximalen Drehmomenten vom Biodex S4 Pro verglichen. Nach Prüfung auf Normalverteilung wurde der t-Test für verbundene Stichproben zum Mittelwertvergleich der maximalen Drehmomente angewendet. Des Weiteren wurden Bland-Altman-Plots erstellt, um den Mittelwert der Differenzen (MD), sowie die Grenzen der Übereinstimmung zwischen den beiden Messsystemen zu bestimmen (Bland und Altman 1986). Der lineare Zusammenhang zwischen den Messvariablen der beiden Systeme wurde mit Hilfe des Pearson Korrelationskoeffizienten r untersucht. Die Korrelationen wurden als schwach ($r=0,0-0,3$), moderat ($r=0,3-0,7$) oder stark ($r=0,7-1,0$) definiert (Maillot et al. 2022).

Zur Untersuchung der Reliabilität der Maximalkraftmessung des Diagnostikgeräts wurde der Intra-Klassen-Korrelationskoeffizient (ICC) mit den dazugehörigen 95 %-Konfidenzintervallen (KI) berechnet. Nach Koo und Li (2016) wurde der ICC für die Test-Retest-Reliabilität auf Grundlage des 2-Wege-Mixed-Modells und der absoluten Übereinstimmung berechnet. ICC-Werte über 0,90 wurden als ausgezeichnete Reliabilität, ICC-Werte zwischen 0,75 und 0,90 als gute Reliabilität und ICC-Werte zwischen 0,50 und 0,75 als mäßige Reliabilität interpretiert. ICC-Werte unter 0,50 deuten auf eine schlechte Reliabilität hin (Koo und Li 2016).

5.2.2 Ergebnisse

Validitätsstudie

Tabelle 4 zeigt die Ergebnisse der Kraftdiagnostik mit dem Diagnostikgerät und dem Biodex S4 Pro. Die im Diagnostikgerät erreichten maximalen Drehmomente der Proband*innen waren für alle Bewegungsrichtungen höher als die mit dem Biodex S4 Pro gemessenen Drehmomente. Für alle Mittelwerte mit Ausnahme der Extension waren die Mittelwertunterschiede signifikant ($p < 0,05$).

Die Mittelwerte der Differenzen (MD) zwischen den beiden Messsystemen lagen zwischen 12 Nm und 90 Nm. Für alle Bewegungsrichtungen wurden Bland-Altman-Diagramme erstellt, welche den MD zwischen den Messsystemen sowie die Grenzen der Übereinstimmung visualisieren. Diese sind im Anhang A1 zu finden.

Tab. 4: Mittelwerte und Standardabweichungen der maximalen Drehmomente vom Diagnostikgerät und Biodex S4 Pro sowie deren statistische Werte (Mittelwert der Differenzen (MD), p-Wert des gepaarten t-Tests und Korrelationskoeffizient r)

	Diagnostikgerät [Nm]	Biodex S4 Pro [Nm]	MD [Nm]	p-Wert	r
Flexion	219,3 ± 71,2	127,5 ± 49,0	91,8 ± 45,3	<0,01	0,78
Extension	129,8 ± 13,9	117,5 ± 49,9	12,2 ± 34,5	0,3	0,74
Abduktion	149,3 ± 43,1	88,4 ± 41,2	60,7 ± 32,8	<0,01	0,70
Adduktion	142,3 ± 41,2	105,1 ± 43,0	37,2 ± 29,7	0,03	0,75

Signifikante Unterschiede und Korrelationen sind fett gedruckt dargestellt ($p < 0,05$)

Die Korrelationsanalyse zwischen den beiden Messsystemen ergab für alle Bewegungsrichtungen Korrelationskoeffizienten von über 0,70 (Tabelle 4). Diese Werte deuten auf starke Korrelationen zwischen den Kraftparametern des Diagnostikgeräts und des Biodex S4 Pro hin.

Reliabilität

Die Ergebnisse der Reliabilitätsstudie der Kraftmessung sind in Tabelle 5 zu sehen. Für die Messungen der Drehmomente in Hüftflexion, Hüftextension und Hüftadduktion wurde eine ausgezeichnete Test-Retest-Reliabilität erreicht mit ICCs über 0,90. Für die Bewegungsrichtung Extension wurde ein ICC von 0,85 dokumentiert, was als eine gute Reliabilität interpretiert werden kann.

Tab. 5: Mittelwerte und Standardabweichungen der Drehmomente für die Test- und Retest-Messungen mit den ICC-Werten und den dazugehörigen Konfidenzintervallen (KI)

	Test (1. Messung) [Nm]	Retest (2. Messung) [Nm]	ICC (95 % KI)
Flexion	177,2 ± 54,4	185,1 ± 58,6	0,95 (0,85-0,99)
Extension	122,2 ± 36,7	124,1 ± 38,8	0,92 (0,77-0,97)
Abduktion	136,7 ± 33,8	140,3 ± 35,8	0,85 (0,60-0,95)
Adduktion	131,5 ± 36,6	133,4 ± 46,1	0,92 (0,78-0,97)

Signifikante ICCs sind fett gedruckt dargestellt (p<0,05)

5.3 Validität und Reliabilität der Bewegungsmessung

5.3.1 Methodik

*Teilnehmer*innen*

Für die Evaluierung der Bewegungsmessung des Diagnostikgeräts wurden zehn gesunde Proband*innen (8♀, 2♂; Alter: 28,4±5,7 Jahre) rekrutiert. Als Ausschlusskriterien galten akute orthopädische Erkrankungen der unteren Extremitäten. Die Proband*innen gaben ihr schriftliches Einverständnis zur Teilnahme an dieser Studie, nachdem sie über das Ziel, den Ablauf der Studie sowie mögliche Risiken im Zusammenhang mit der Teilnahme informiert worden waren. Die Studie wurde von der lokalen Ethikkommission der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg genehmigt (Nr. der Abstimmung: 04/22 am 21. Januar 2022) und in Übereinstimmung mit der Erklärung von Helsinki durchgeführt. Sie wurde im Deutschen Register für Klinische Studien unter der ID: DRKS00026595 registriert.

Durchführung

Um die Validität der Bewegungsmessung zu untersuchen, wurde das maximale Bewegungsausmaß der Hüfte (Hüft-Range of Motion (ROM)) mithilfe des Flux-Sensors des Diagnostikgeräts (Flux-Wireless Biosignals S.A, Lissabon, Portugal) gemessen und mit Daten aus der videobasierten Analysesoftware Kinovea verglichen. Kinovea ist eine valide 2D-Bewegungsanalysesoftware, die zur Messung kinematischer Parameter verwendet werden kann (Puig-Diví et al. 2019).

Für die Bewegungsmessung des Diagnostikgeräts, wurde der Flux-Sensor distal an der lateralen Seite des rechten Oberschenkels der Proband*innen platziert. Dafür standen die Proband*innen aufrecht im Diagnostikgerät und oberhalb des Beckenknochens fixiert, um kompensatorische Ausgleichsbewegungen zu vermeiden. Nach der Initialisierung des Sensors in der neutralen Nullposition wurden die Proband*innen angewiesen, langsam drei Mal drei maximale Hüftflexionsbewegungen auszuführen, gefolgt von drei maximalen Hüftextensions- und Hüftabduktionsbewegungen. Die Geschwindigkeit der Bewegungsausführung wurde mit einem Metronom kontrolliert und auf 30 Schläge pro Minute (bpm) pro Auf- und Abwärtsbewegung eingestellt. Parallel zur Datenerfassung mit dem Sensor des Diagnostikgeräts wurden mit zwei Vicon Vue-Videokameras (Oxford Metrics Group, Oxford, UK) Videodaten in der Frontal- und Sagittalebene aufgenommen (Abtastrate: 66,67 Hz, Auflösung: 1920 x 1080 Pixeln). Um die spätere Markerverfolgung in der Kinovea-Software

zu erleichtern, wurden drei retroreflektierende Marker auf dem Flux-Sensor sowie auf dem rechten Trochanter major und dem vorderen und hinteren oberen Darmbeinstachel angebracht. Um die Test-Retest-Reliabilität der Bewegungsmessung des Diagnostikgeräts zu überprüfen, wurde die maximale Hüft-ROM-Messung mit einem identischen Messprotokoll nach einem Zeitabstand von einer Woche wiederholt.

Datenanalyse

Die Winkeldaten des Diagnostikgeräts wurden in MATLAB 2018b (The Mathworks Inc., Natick, MA, USA) unter Anwendung eines Butterworth-Tiefpassfilters vierter Ordnung mit einer Grenzfrequenz von fünf Hz weiterverarbeitet. Aus den drei Wiederholungen für jeden Versuch wurde der maximale Winkel extrahiert und für weitere Analysen verwendet. Für die Winkelanalyse mit Kinovea wurden die Videos in die Softwareversion 0.8.15 exportiert. Für jeden Versuch wurde der Flux-Sensor im ersten Bild markiert und bis zur maximalen Auslenkung verfolgt. Der Trochanter major diente als Referenzpunkt für die Winkelbestimmung bei der Hüftflexion und der Hüftextension (Abb. 10a).

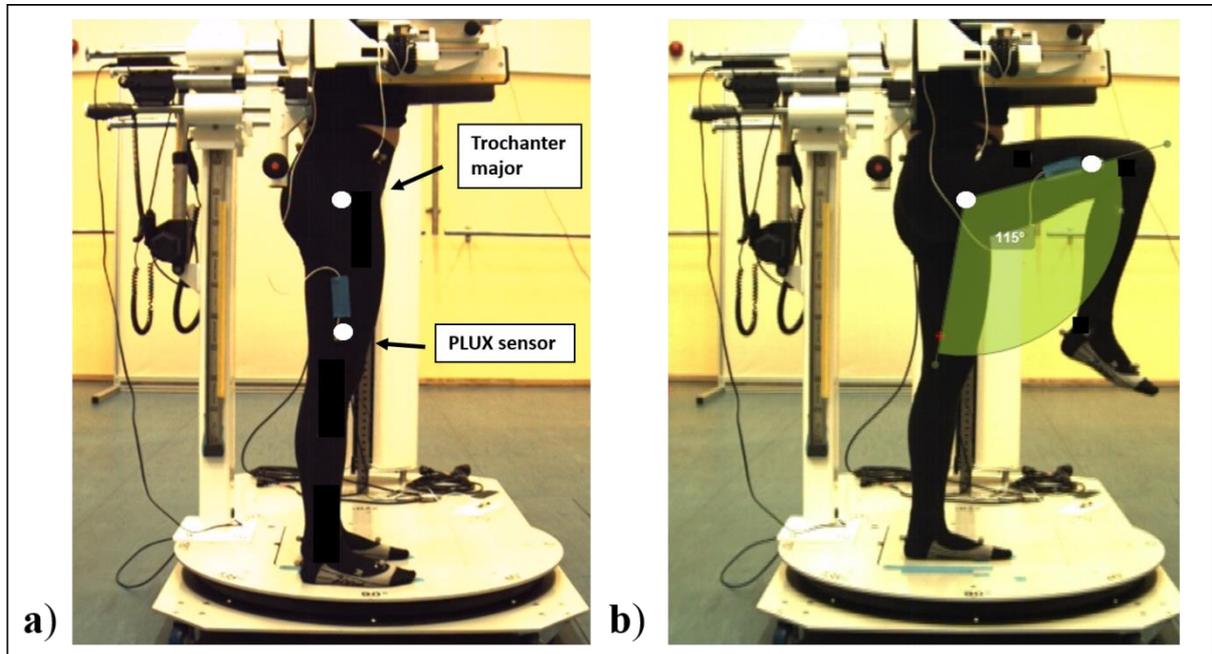


Abb. 10: Winkelanalyse mit Kinovea für den maximalen Hüftflexionswinkel; a) Ausgangsposition mit dem markierten Flux-Sensor des Diagnostikgeräts und dem markierten Trochanter major als Referenzpunkt, b) Maximaler Hüftwinkel nach dem Tracking

Für die Hüftabduktion wurde die Markierung an dem vorderen oberen Darmbeinstachel als Referenzpunkt verwendet. Mit Hilfe des Winkel-Tools der Kinovea-Software wurde für jede Bewegungsrichtung der Winkel zwischen dem Flux-Sensor des Diagnostikgeräts und dem Referenzpunkt bestimmt (Abb. 10b). Aus den drei Wiederholungen eines jeden Versuchs wurde der maximale Winkel extrahiert und für weitere Analysen verwendet.

Statistische Analyse

Die statistischen Analysen wurden mit SPSS 28 (IBM SPSS, Armonk, NY) durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt. Für alle Messvariablen wurden deskriptive Statistiken erstellt. Um die Validität der Beweglichkeitsmessung zu prüfen, wurden die maximalen Winkel, die mit dem Flux-Sensor des Diagnostikgeräts gemessen wurden, mit den maximalen Winkeln aus der Kinovea-Software verglichen. Nach Prüfung auf Normalverteilung wurde der t-Test für verbundene Stichproben zum Mittelwertvergleich der maximalen Winkel angewendet. Des Weiteren wurden Bland-Altman-Plots erstellt, um den Mittelwert der Differenzen (MD), sowie die Grenzen der Übereinstimmung zwischen den beiden Messsysteme zu bestimmen (Bland und Altman 1986). Der lineare Zusammenhang zwischen den Messvariablen der beiden Systeme wurde mit Hilfe des Pearson Korrelationskoeffizienten r untersucht. Die Korrelationen wurden als schwach ($r=0,0-0,3$), moderat ($r=0,3-0,7$) oder stark ($r=0,7-1,0$) definiert (Maillot et al. 2022).

Zur Untersuchung der Reliabilität der Beweglichkeitsmessung des Diagnostikgeräts wurde der Intra-Klassen-Korrelationskoeffizient (ICC) mit den dazugehörigen 95 %-Konfidenzintervallen (KI) berechnet. Nach Koo und Li (2016) wurde der ICC für die Test-Retest-Reliabilität auf Grundlage des 2-Wege-Mixed-Modells und der absoluten Übereinstimmung berechnet. ICC-Werte über 0,90 wurden als ausgezeichnete Reliabilität, ICC-Werte zwischen 0,75 und 0,90 als gute Reliabilität und ICC-Werte zwischen 0,50 und 0,75 als mäßige Reliabilität interpretiert. ICC-Werte unter 0,50 deuten auf eine schlechte Reliabilität hin (Koo und Li 2016).

5.3.2 Ergebnisse

Validitätsstudie

Die deskriptiven und statistischen Werte der Beweglichkeitsmessung des Diagnostikgeräts und der mit Kinovea ermittelten maximalen Hüftwinkel sind in Tabelle 6 dargestellt. Beim

Vergleich der maximalen Winkel wurden signifikante Unterschiede zwischen den beiden Messsystemen für die Hüftabduktion und die Hüftextension festgestellt mit mittleren Differenzen von vier bis fünf Grad. Für die Hüftflexion war der Unterschied zwischen den Messsystemen mit einer mittleren Differenz von 2,4 ° nicht signifikant ($p > 0,05$). Für alle Bewegungsrichtungen wurden Bland-Altman-Diagramme erstellt, welche den MD zwischen den Messsystemen sowie die Grenzen der Übereinstimmung visualisieren. Diese sind im Anhang A2 zu finden. Bei der Korrelationsanalyse zwischen den Winkelwerten des Diagnostikgeräts und Kinovea wurden Korrelationskoeffizienten zwischen 0,74 und 0,92 ermittelt, was auf starke Korrelationen hindeutet (Tabelle 6).

Tab. 6: Mittelwerte und Standardabweichungen der maximalen Winkel vom Diagnostikgerät und Kinovea sowie deren statistische Werte (Mittelwert der Differenzen (MD), p-Wert des gepaarten t-Tests und Korrelationskoeffizient r)

	Diagnostikgerät [°]	Kinovea [°]	MD [°]	p-Wert	r
Flexion	110,0 ± 8,4	107,6 ± 9,4	2,4 ± 6,4	0,27	0,74
Extension	44,6 ± 7,4	50,1 ± 10,4	-5,3 ± 6,5	0,03	0,78
Abduktion	54,9 ± 11,1	50,7 ± 13,7	4,3 ± 5,5	0,04	0,92

Signifikante Unterschiede und Korrelationen sind fett gedruckt dargestellt ($p < 0,05$)

Reliabilität

In Tabelle 7 sind die Ergebnisse der Test-Retest-Reliabilität der Hüftwinkelmessung des Diagnostikgeräts dargestellt. Für die Messungen der maximalen Hüftabduktion und Hüftextension wurden ICCs von 0,84 bzw. 0,88 ermittelt, welche auf eine gute Reliabilität hinweisen. Für die Hüftflexion wurde mit einem ICC von 0,64 eine moderate Reliabilität festgestellt.

Tab. 7: Mittelwerte und Standardabweichungen der maximalen Winkel für die Test- und Retest-Messung mit den ICC-Werten und den dazugehörigen Konfidenzintervallen (KI)

	Test (1. Messung) [°]	Retest (2. Messung) [°]	ICC (95 % KI)
Flexion	110,0 ± 8,4	105,3 ± 13,3	0,64 (0,11-0,89)
Extension	44,6 ± 7,5	44,8 ± 6,5	0,88 (0,58-0,97)
Abduktion	54,9 ± 11,1	57,9 ± 10,1	0,84 (0,49-0,96)

Signifikante ICCs sind fett gedruckt dargestellt ($p < 0,05$)

5.4 Validität und Reliabilität der Gleichgewichtsmessung

5.4.1 Methodik

*Teilnehmer*innen*

Für die Evaluierung der statischen Gleichgewichtsmessung des Diagnostikgeräts wurden acht gesunde Proband*innen (4 ♀, 4 ♂; Alter: 25,5±2,7 Jahre) rekrutiert. Als Ausschlusskriterien galten akute orthopädische Erkrankungen der unteren Extremitäten. Die Proband*innen gaben ihr schriftliches Einverständnis zur Teilnahme an dieser Studie, nachdem sie über das Ziel, den Ablauf der Studie sowie mögliche Risiken im Zusammenhang mit der Teilnahme informiert worden waren. Die Studie wurde von der lokalen Ethikkommission der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg genehmigt (Nr. der Abstimmung: 04/22 am 21. Januar 2022) und in Übereinstimmung mit der Erklärung von Helsinki durchgeführt. Sie wurde im Deutschen Register für Klinische Studien unter der ID: DRKS00026595 registriert.

Durchführung

Um die Validität der statischen Gleichgewichtsmessung des Diagnostikgeräts zu überprüfen, wurden simultan Messungen mit der Kraftmessplatte des Diagnostikgeräts (Plux-Wireless Biosignals S.A, Lissabon, Portugal) und einer Referenz-Kraftmessplatte (Kistler Instrumente, AG, Winterthur, Schweiz) aufgenommen und die berechneten COP-Parameter verglichen. Dafür wurde die Kraftmessplatte des Diagnostikgeräts auf die in den Boden eingelassene Kistler-Kraftmessplatte positioniert und symmetrisch ausgerichtet sowie mit einer Wasserwaage justiert. Der Versuchsaufbau ist der Abbildung 11 dargestellt.

Für die statische Gleichgewichtsmessung wurden die Proband*innen gebeten sich mit beiden Füßen an die vorgegebene Markierung auf die Kraftmessplatte des Diagnostikgeräts zu stellen, die Arme seitlich hängen zu lassen und einen festen Punkt auf Augenhöhe an der Wand vor ihnen zu fixieren. Nach einer Eingewöhnungszeit wurden drei Messungen mit einer Dauer von 30 Sekunden bei 250 Hz aufgenommen. Zwischen den einzelnen Messungen wurde eine Pause von einer Minute eingehalten.

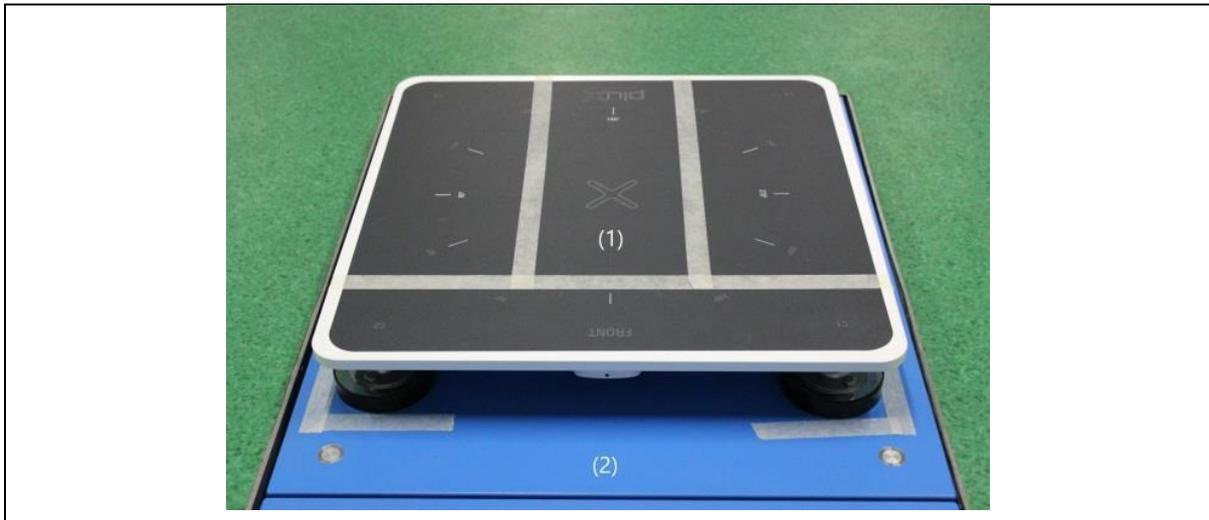


Abb. 11: Ausrichtung der Kraftmessplatte des Diagnostikgeräts (1) auf der in den Boden eingelassene Kistler-Kraftmessplatte (2)

Um die Test-Retest-Reliabilität der statischen Gleichgewichtsmessung des Diagnostikgeräts zu überprüfen, wurde die Messung mit einem identischen Messprotokoll nach einem Zeitabstand von einer Woche wiederholt.

Datenanalyse

Die Messdaten aus der Balance-Software des Diagnostikgeräts und aus der Bioware-Software (Version 2812A) der Kistler-Kraftmessplatte wurden exportiert und in MATLAB 2018b (The Mathworks Inc., Natick, MA, USA) weiterverarbeitet. Die Rohdaten wurden mit einem Butterworth-Tiefpassfilter (4. Ordnung, Grenzfrequenz von 10 Hz) gefiltert und die Gleichgewichtsparameter COP-Länge sowie die maximalen und mittleren COP-Auslenkungen in die mediolaterale und anteroposteriore Richtungen berechnet. Aus den drei Messaufnahmen wurde der Versuch mit der geringsten COP-Länge für die statistischen Analysen verwendet.

Statistische Analyse

Die statistischen Analysen wurden mit SPSS 28 (IBM SPSS, Armonk, NY) durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt. Für alle Messvariablen wurden deskriptive Statistiken erstellt. Um die Validität der Gleichgewichtsmessung zu prüfen, wurden die COP-Parameter, die mit der Kraftmessplatte des Diagnostikgeräts gemessen wurden, mit den COP-Parametern der Kistler-Kraftmessplatte verglichen. Nach Prüfung auf Normalverteilung wurde der t-Test für verbundene Stichproben zum Mittelwertvergleich der einzelnen COP-Parameter angewendet. Des Weiteren wurden Bland-Altman-Plots erstellt, um den Mittelwert der

Differenzen (MD) der einzelnen Parameter, sowie die Grenzen der Übereinstimmung zwischen den beiden Messsystemen zu bestimmen (Bland und Altman 1986). Der lineare Zusammenhang zwischen den Messvariablen der beiden Systeme wurde mit Hilfe des Pearson Korrelationskoeffizienten r untersucht. Die Korrelationen wurden als schwach ($r=0,0-0,3$), moderat ($r=0,3-0,7$) oder stark ($r=0,7-1,0$) definiert (Maillot et al. 2022).

Zur Untersuchung der Reliabilität der Gleichgewichtsmessung des Diagnostikgeräts wurde der Intra-Klassen-Korrelationskoeffizient (ICC) mit den dazugehörigen 95 %-Konfidenzintervallen (KI) berechnet. Nach Koo und Li (2016) wurde der ICC für die Test-Retest-Reliabilität auf Grundlage des 2-Wege-Mixed-Modells und der absoluten Übereinstimmung berechnet. ICC-Werte über 0,90 wurden als ausgezeichnete Reliabilität, ICC-Werte zwischen 0,75 und 0,90 als gute Reliabilität und ICC-Werte zwischen 0,50 und 0,75 als mäßige Reliabilität interpretiert. ICC-Werte unter 0,50 deuten auf eine schlechte Reliabilität hin (Koo und Li 2016).

5.4.2 Ergebnisse

Validitätsstudie

Die deskriptiven und statistischen Werte der Gleichgewichtsmessung des Diagnostikgeräts und der aus der Kistler-Kraftmessplatte extrahierten COP-Parameter sind in Tabelle 8 aufgeführt. Beim Vergleich der absoluten Werte der COP-Parameter wurden für alle Parameter signifikante Unterschiede zwischen den beiden Messsystemen festgestellt ($p < 0,05$). Die Werte der mit der Kistler-Kraftmessplatte berechneten COP-Parameter waren im Vergleich zur Kraftmessplatte des Diagnostikgeräts signifikant reduziert. Für die COP-Länge lag der Mittelwert der Differenzen (MD) zwischen den Messsystemen bei 86 mm. Für die COP-Länge sowie alle anderen Gleichgewichtsparameter wurden Bland-Altman-Diagramme erstellt, welche die MD zwischen den Messsystemen sowie die Grenzen der Übereinstimmung visualisieren. Diese sind im Anhang A3 zu finden.

Die Korrelationsanalyse ergab für alle COP-Parameter Korrelationskoeffizienten von über 0,95 (Tabelle 8). Dies kann als eine sehr starke Korrelation der COP-Parameter zwischen der Kraftmessplatte des Diagnostikgeräts und der Kistler-Kraftmessplatte interpretiert werden.

Tab. 8: Mittelwerte und Standardabweichungen der COP-Parameter der Kraftmessplatte des Diagnostikgeräts und der Kistler-Kraftmessplatte sowie deren statistische Werte (Mittelwert der Differenzen (MD), p-Wert des gepaarten t-Tests und Korrelationskoeffizient r)

	Diagnostikgerät [mm]	Kistler [mm]	MD [mm]	p- Wert	r
COP-Länge	389,9 ± 121,2	303,8 ± 92,6	86,2 ± 29,2	<0,001	0,99
Mittlere Auslenkung ML	1,85 ± 0,62	1,47 ± 0,47	0,38 ± 0,15	<0,001	0,99
Maximale Auslenkung ML	10,48 ± 2,99	8,75 ± 2,46	1,73 ± 1,02	<0,001	0,95
Mittlere Auslenkung AP	4,57 ± 0,87	3,47 ± 0,63	1,10 ± 0,25	<0,001	0,99
Maximale Auslenkung AP	21,49 ± 1,98	16,34 ± 1,50	5,14 ± 0,53	<0,001	0,99

Signifikante Unterschiede und Korrelationen sind fett gedruckt dargestellt (p<0,05)

ML: mediolateral; AP: anteroposterior

Reliabilität

In Tabelle 9 sind die Ergebnisse der Test-Retest-Reliabilität der Gleichgewichtsmessung des Diagnostikgeräts dargestellt. Für die COP-Länge wurde ein ICC von 0,57 ermittelt, welcher auf eine moderate Reliabilität hinweist. Für die anderen COP-Parameter lagen die ICC unter 0,5 und müssen als schlechte Reliabilität interpretiert werden.

Tab. 9: Mittelwerte und Standardabweichungen der COP-Parameter für die Test- und Retest-Messung mit den ICC-Werten und den dazugehörigen Konfidenzintervallen (KI)

	Test (1. Messung) [mm]	Retest (2. Messung) [mm]	ICC (95 % KI)
COP-Länge	389,9 ± 121,2	347,6 ± 70,8	0,57 (0,05-0,89)
Mittlere Auslenkung ML	1,85 ± 0,62	2,14 ± 0,78	0,18 (0,03-0,76)
Maximale Auslenkung ML	10,48 ± 2,99	11,36 ± 3,29	0,42 (0,04-0,85)
Mittlere Auslenkung AP	4,57 ± 0,87	5,56 ± 1,21	0,24 (0,02-0,74)
Maximale Auslenkung AP	21,49 ± 1,98	29,30 ± 5,28	0,10 (0,16-0,42)

Signifikante ICCs sind fett gedruckt dargestellt (p<0,05)

5.5 Diskussion bezüglich der Hypothesen

Validität/Reliabilität Kraftmessung

Für die Validitätsmessung wurden die von den Proband*innen erzeugten maximalen Drehmomente im Diagnostikgerät mit den Drehmomenten aus dem Biodex S4 Pro verglichen. Die Korrelationsanalyse ergab für alle Bewegungsrichtungen (Flexion, Extension, Abduktion und Adduktion) Korrelationskoeffizienten zwischen 0,70 und 0,78. Diese Werte können als starker linearer Zusammenhang zwischen den Kraftparametern des Diagnostikgeräts und des Biodex S4 Pros interpretiert werden. Laut Carlson und Herdman (2012) werden zum Nachweis der konvergenten Validität Korrelationskoeffizienten mit einem Wert von mindestens $r=0,70$ empfohlen. Damit kann die Hypothese HV 1.1 „Die Parameter der Kraftmessung des Diagnostikgeräts korrelieren mit den Parametern des Vergleichsmesssystems“ angenommen und somit die konvergente Validität der Kraftmessung des Diagnostikgeräts bestätigt werden. Die ermittelten Korrelationskoeffizienten liegen in dem Bereich, der auch in anderen Studien für den Vergleich zwischen verschiedenen auf Dynamometer-basierenden Verfahren zur Messung der isometrischen Maximalkraft angegeben wurde (Grootswagers et al. 2022; Machado Rodrigues et al. 2017; Harding et al. 2017).

Beim Vergleich der Mittelwerte zwischen dem Diagnostikgerät und dem Biodex S4 Pro fällt allerdings auf, dass die im Diagnostikgerät erreichten Drehmomente für alle Bewegungsrichtungen zum Teil deutlich höher waren als im Biodex S4 Pro. Die Differenzen lagen zwischen 10 Nm und 90 Nm. Aufgrund der Größenordnung dieser Unterschiede muss geschlussfolgert werden, dass die absoluten Werte der Kraftmessung des Diagnostikgeräts und des Biodex S4 Pros nicht direkt vergleichbar sind. Der Grund für die Differenzen könnte im Messaufbau und in den Messpositionen liegen, die in den beiden Messsystemen nicht identisch erreicht werden können. Im Fall des Diagnostikgeräts standen die Proband*innen bei der Messung oberhalb der Hüfte fixiert im Gerät und mussten keine Gegenkräfte aufwenden, um einen stabilen Stand aufrechtzuerhalten. Bei der Messung im Biodex S4 Pro standen die Proband*innen frei im Raum und mussten sich während den Maximalkrafttests selbst stabilisieren, was zu der verminderten Leistung der Maximalkraft geführt haben könnte.

Für die Reliabilitätsmessung wurde die Kraftdiagnostik im Diagnostikgerät an zwei Messtagen im Abstand von sieben Tagen durchgeführt. Die Analyse ergab eine gute bis ausgezeichnete Reliabilität für die maximalen Drehmomente aller Bewegungsrichtungen mit ICCs zwischen 0,85 und 0,95. Damit kann die Hypothese HV 1.2 „Die Parameter der Kraftmessung sind im

Rahmen einer Test-Retest Messung reliabel“ bestätigt werden. Reliabilitätstest von Messverfahren sind gerade für eine Verlaufskontrolle von Patient*innen relevant, um zu gewährleisten, dass diese in der Lage sind kleinste Veränderungen in der Muskelkraft reliabel zu detektieren. Die ermittelten ICCs der Kraftmessung des Diagnostikgeräts decken sich mit Werten aus der Literatur. Die Ergebnisse von Reliabilitätsanalysen von elektromechanischen Dynamometern, welche in größeren Messapparaturen verbaut sind, zeigten ebenfalls eine hohe bis ausgezeichnete Reliabilität mit ICCs um die 0,90 (Meyer et al. 2013; Tuominen et al. 2023). Der Vorteil dieser Messapparaturen und des Diagnostikgeräts ist es, dass hier standardisierte Messpositionen eingenommen werden können. Wichtig ist es nur die Einstellungen für weitere Messungen zu dokumentieren, um zuverlässige und vergleichbare Werte zu gewährleisten.

Validität/Reliabilität Beweglichkeitsmessung

Um die Validität der Beweglichkeitsmessung des Diagnostikgeräts zu prüfen, wurden die mit dem Flux-Sensor ermittelten maximalen Hüftwinkel mit den Winkeln aus der videobasierten Analysesoftware Kinovea verglichen. Die Korrelationsanalyse ergab für die drei Bewegungsrichtungen (Flexion, Extension und Abduktion) Korrelationskoeffizienten zwischen 0,74 und 0,92. Diese Werte können als starker linearer Zusammenhang zwischen den ermittelten maximalen Hüftwinkeln des Diagnostikgeräts und den Daten aus der Kinovea-Software interpretiert werden. Damit kann die Hypothese HV 2.1 „Die Parameter der Beweglichkeitsmessung des Diagnostikgeräts korrelieren mit den Parametern des Vergleichsmesssystems“ angenommen und somit die konvergente Validität der Beweglichkeitsmessung des Diagnostikgeräts bestätigt werden. Für die Validierung neuer Messmethoden zur Messung von Gelenkwinkeln werden in der Regel 3D-Bewegungsanalysesysteme als Goldstandard eingesetzt (Poitras et al. 2019). Bei Vergleichsmessungen von Gelenkwinkeln ist allerdings relevant, wie die Winkel definiert sind, sodass ein Vergleich der absoluten Werte zwischen verschiedenen Messsystemen möglich ist. Bei den 3D-Bewegungsanalysesystemen werden die relativen Winkel zwischen zwei Segmenten bestimmt, deren Position und Ausrichtung im Raum durch das dahinterliegende biomechanische Modell bestimmt sind (Oppelt et al. 2020). Daher ist ein direkter Vergleich der Gelenkwinkel mit Ein-Sensor-Lösungen, wie der Sensor des Diagnostikgeräts, die den größten Winkel im Raum beschreiben und nicht differenziert in die drei Raumebenen, schwierig. Deswegen wurde als Vergleichsmesssystem Kinovea verwendet. Für die Bestimmung von Gelenkwinkeln ist die videobasierte Auswertesoftware Kinovea eine valide Alternative zu den 3D-Systemen (Puig-Diví et al. 2019). Garcia-Rubio et al. nutzten Kinovea

ebenfalls als Referenzsystem zur Validierung eines neuen Inertialsensors, der die Bewertung von Gelenkbewegungen in Echtzeit ermöglicht (García-Rubio et al. 2019). Beim Vergleich der absoluten Werte der maximalen Hüftwinkel des Diagnostikgeräts und Kinovea zeigten sich je nach Bewegungsrichtungen mittlere Differenzen von 2 bis 5°. Im klinischen Kontext werden Abweichungen der Gelenkwinkelmessungen mit manuellen und elektronischen Goniometern von bis zu 5° als akzeptabel und klinisch nicht relevant angesehen (Macionis 2013). Wird die 5°- Marke als Referenz genommen, kann geschlussfolgert werden, dass die Beweglichkeitsmessung des Diagnostikgeräts für den klinischen Einsatz angemessen ist.

Für die Reliabilitätsmessung wurde die Messung der maximalen Hüft-ROM mit identischem Messprotokoll im Abstand von sieben Tagen durchgeführt. Die Analyse ergab eine gute Reliabilität (ICCs>0,80) für die Winkel der maximalen Hüftextension und Hüftabduktion. Für die maximale Hüftflexion wurde mit einem ICC von 0,64 eine moderate Reliabilität festgestellt. Damit kann die Hypothese HV 1.2 „Die Parameter der Beweglichkeitsmessung sind im Rahmen einer Test-Retest Messung reliabel“ bestätigt werden. Die Ergebnisse dieser Studie decken sich mit Ergebnissen aus Reliabilitätsstudien, bei denen ebenfalls portable Sensoren (Goniometer und IMUs) zur Gelenkwinkelbestimmungen zum Einsatz kamen (Shamsi et al. 2019; Marques et al. 2017). Die Test-Retest-Zuverlässigkeit für sensorgestützte Gelenk-ROM-Messungen scheint hoch zu sein. Eine hohe Wiederholbarkeit erfordert in der Regel eine konstante und standardisierte Messumgebung, welche das Diagnostikgerät aufgrund des Designs bietet.

Validität/Reliabilität Gleichgewichtsmessung

Um die Validität der statischen Gleichgewichtsmessung des Diagnostikgeräts zu überprüfen, wurden simultan Messungen mit der Kraftmessplatte des Diagnostikgeräts und einer Referenz-Kraftmessplatte aufgenommen und die berechneten COP-Parameter verglichen. Die Korrelationsanalyse ergab für alle COP-Parameter Korrelationskoeffizienten von über 0,95. Dies kann als eine sehr starke Korrelation der COP-Parameter zwischen der Kraftmessplatte des Diagnostikgeräts und der Vergleichskraftmessplatte angesehen werden. Damit kann die Hypothese HV 3.1 „Die Parameter der statischen Gleichgewichtsmessung des Diagnostikgeräts korrelieren mit den Parametern des Vergleichsmesssystems“ angenommen und somit die konvergente Validität der Gleichgewichtsmessung des Diagnostikgeräts bestätigt werden. Beim Vergleich der absoluten Werte der COP-Parameter wurden für alle Parameter signifikante Unterschiede zwischen den beiden Messsystemen festgestellt, die mit

erhöhten COP-Variablen für die Kraftmessplatte des Diagnostikgeräts einhergingen. Diese absoluten Messunterschiede sind möglicherweise auf den Messaufbau zurückzuführen. Die Tatsache, dass die Kraftmessplatte des Diagnostikgeräts mit ihren gummierten Füßen auf der Referenzkraftmessplatte stand, lässt vermuten, dass die Körperschwankungen durch die Druckverteilung über die großflächigen Füße gedämpft wurden und die Referenzkraftmessplatte daher geringere COP-Werte aufwies.

Für die Reliabilitätsmessung wurde die Gleichgewichtsmessung mit identischem Messprotokoll im Abstand von sieben Tagen durchgeführt. Für die COP-Länge wurde ein ICC von 0,57 ermittelt, welcher auf eine moderate Reliabilität hinweist. Für die anderen COP-Parameter lagen die ICC unter 0,5. Damit kann die Hypothese HV 3.2 „Die Parameter der statischen Gleichgewichtsmessung sind im Rahmen einer Test-Retest Messung reliabel“ nur teilweise bestätigt werden. Die Retest-Reliabilität von COP-Parametern im ruhigen Stand wurde bereits in vielen Studien mit gesunden Proband*innen und Patient*innen untersucht und gezeigt, dass die COP-Parameter unterschiedlich zuverlässig sind. Für die einzelnen COP-Parameter variierten die Werte des ICCs zwischen 0,2 und 0,9 (Laroche et al. 2015; Ruhe et al. 2010). Die mittlere COP-Geschwindigkeit und damit auch die COP-Länge scheinen am reliabelsten zu sein (Salavati et al. 2009; Rafał et al. 2011; Ghofrani et al. 2017), was in dieser Studie ebenfalls dokumentiert wurde. Mögliche Faktoren, die sich negativ auf die Reliabilitätswerte ausgewirkt haben, waren die geringe Probandenanzahl in dieser Studie sowie die Aufnahmedauer von 30 Sekunden. Um eine hohe Retest-Zuverlässigkeit der COP-Parameter zu erreichen, empfiehlt die Übersichtsarbeit von Ruhe et al. (2010) dass die Dauer der Datenerfassung mindestens 90 Sekunden betragen sollte. Da das Diagnostikgerät später jedoch vor allem bei Hüft-TEP-Patient*innen und Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten eingesetzt werden soll, ist diese lange Messdauer bei den Patient*innen möglicherweise nicht realisierbar und daher wurde sich für die Evaluierung auf eine Messdauer von 30 Sekunden beschränkt.

6 Komplex A: Einsatz des Diagnostikgeräts bei Hüft-TEP-Patient*innen

6.1 Hintergrund und Zielstellung

In der Vorstudie konnte nachgewiesen werden, dass die einzelnen Messverfahren des Diagnostikgeräts valide und reliable Messergebnisse liefern. Im Komplex A wird das Diagnostikgerät nun für die klinische Evaluierung bei der ersten Patientengruppe der Hüft-TEP-Patient*innen eingesetzt. Das Ziel ist es, die Anwendung des Diagnostikgeräts in einer Korrelationsstudie sowie in einer Studie mit einer aktuellen wissenschaftlichen Fragestellung in dieser Patientengruppe zu prüfen. Im ersten Teil des Komplexes A werden die Parameter des Diagnostikgeräts mit den Messinstrumenten verglichen, die im klinischen Alltag primär zur Funktionsbeurteilung von Patient*innen nach endoprothetischer Hüftversorgung verwendet werden. Zu diesem Zweck werden die biomechanischen Parameter des Diagnostikgeräts in Relation zu PROM Scores, klinischen Funktionstests und räumlich-zeitlichen Gangparametern gesetzt. Im zweiten Teil des Komplex A wird untersucht, ob bei den Patient*innen 5 Jahre nach Implantation der Hüftendoprothese noch Unterschiede zwischen operierter und nicht-operierter Seite vorhanden sind und ob allgemeine Defizite im körperlichen Funktionsstatus gegenüber einer gesunden Kontrollgruppe vorliegen. Hintergrund dieser Fragestellung ist, dass in der Literatur gezeigt wurde, dass auch Monate bis Jahre nach Einsatz des künstlichen Hüftgelenks muskuläre Asymmetrien sowie generelle Defizite in Muskelkraft, Gleichgewicht und Beweglichkeit persistieren (Pop et al. 2018; Rasch et al. 2010; Judd et al. 2014a). In den meisten Studien wird der körperliche Funktionsstatus der Patient*innen allerdings nur 12 bis 24 Monate nach der Operation analysiert. Die Untersuchung potenzieller Defizite und Asymmetrien über den Zeitraum von zwei Jahren hinaus ist wichtig, da asymmetrische Gelenkbelastungen zu einer Überbelastung der nicht-operierten Seite führen können, was eine Primärentwicklung oder ein Fortschreiten der Arthrose auf der nicht-operierten Seite zur Folge haben kann (Talis et al. 2008).

6.2 Teil 1- Korrelationsstudie zu bekannten Messinstrumenten

6.2.1 Methodik

*Teilnehmer*innen*

Für diese Studie wurden Patient*innen im Alter zwischen 50 und 70 Jahren rekrutiert, die vor 12 Monaten (± 6 Monate) eine primäre Hüft-TEP erhalten haben. Ausschlusskriterien waren

ein bereits vorhandener künstlicher Gelenkersatz sowie zusätzliche orthopädische oder neurologische Erkrankungen. Die Patient*innen gaben ihr schriftliches Einverständnis zur Teilnahme an dieser Studie, nachdem sie über das Ziel, den Ablauf der Studie sowie mögliche Risiken im Zusammenhang mit der Teilnahme informiert worden waren. Die Studie wurde von der lokalen Ethikkommission der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg genehmigt (Nr. der Abstimmung: 04/22 am 21. Januar 2022) und in Übereinstimmung mit der Erklärung von Helsinki durchgeführt. Sie wurde im Deutschen Register für Klinische Studien unter der ID: DRKS00028103 registriert.

Studiendesign

Bei dieser Querschnittsstudie wurden die Hüft-TEP-Patient*innen einmalig untersucht. Neben den Messungen im Diagnostikgerät wurden Messverfahren ausgewählt, die im klinischen Alltag zur körperlichen Funktionsdiagnostik bei Patient*innen nach Implantation des künstlichen Hüftgelenks eingesetzt werden. Zunächst füllten die Patient*innen den HOOS-Fragebogen aus (Anhang B1). Es folgte eine Ganganalyse mittels eines optischen Systems und daran anschließend die Gleichgewichtsmessung des Diagnostikgeräts. Als klinische Funktionstests kamen der TUG und der 30CST zum Einsatz. Als letztes Messverfahren wurde die Kraftmessung der hüftumgebenden Muskulatur im Diagnostikgerät durchgeführt. Die einzelnen Messverfahren werden im Folgenden im Detail beschrieben.

PROM

Als PROM wurde der Hip Disability and Osteoarthritis Outcome Score (HOOS) verwendet. Beim HOOS handelt es sich um einen validierten hüftspezifischen PROM mit 40 Items, die fünf Subskalen abdecken: Symptome, Schmerz, Funktion bei Aktivitäten des alltäglichen Lebens (ADL), Funktion bei sportlicher Aktivität und Freizeit (Spo/Fr) und hüftbezogene Lebensqualität (LQ) (Nilsson et al. 2003). Für jedes Item gaben die Patient*innen ihre subjektiv empfundenen Einschränkungen auf einer Skala von 0 Punkten (Keine Schwierigkeiten/Nie) bis 4 Punkten (Extreme Schwierigkeiten/Immer) an. Für jede Subskala wurde ein normalisierter Wert zwischen 0 (schlechteste Funktion/schlechtestes Wohlbefinden) und 100 (beste Funktion/bestes Wohlbefinden) berechnet.

Ganganalyse

Zur Untersuchung des Gangs der TEP-Patient*innen wurden Gangparameter mit dem OptoGait-System (OptoGait, Microgate, Bozen, Italien) gemessen. Dieses optische

Messsystem besteht aus Sende- und Empfangsleisten, in die LEDs eingebaut sind und die miteinander kommunizieren. Durch die Erkennung von Unterbrechungen in der Signalkommunikation, die durch die Schritte des Patient*innen verursacht werden, werden räumlich-zeitliche Gangparameter berechnet (Lienhard et al. 2013). Die Patient*innen wurden angewiesen zehn Mal mit einer selbst gewählten Geschwindigkeit durch den acht Meter langen sensorbasierten Gangkorridor zu gehen. Als Gangparameter wurden die aus den zehn Versuchen gemittelte Ganggeschwindigkeit, die Bodenkontaktzeit und die Schrittlänge auf der operierten Seite verwendet.

Klinische Funktionstests

Die funktionelle Leistungsfähigkeit der Hüft-TEP-Patient*innen wurde mit dem Timed-Up-and-Go-Test (TUG) und dem 30-Second-Chair-Stand-Test (30CST) bewertet. Beim TUG wurde die Zeit gemessen, die die Patient*innen benötigten, um ohne Hilfe ihrer Hände von einem Stuhl aufzustehen, drei Meter mit einer selbst gewählten Geschwindigkeit zu gehen, sich um 180° zu drehen und wieder in eine sitzende Position zurückzukehren. Der TUG ist ein valider und reliabler Test zur Quantifizierung der funktionellen Mobilität bei älteren Menschen (Podsiadlo und Richardson 1991) und wird auch häufig zur Funktionsbewertung bei Patient*innen nach Implantation des künstlichen Hüftgelenks eingesetzt (Imada et al. 2018; Naili et al. 2019; Dayton et al. 2016).

Der 30CST ist ein validierter funktioneller Test, um die Kraft der unteren Extremitäten zu beurteilen (Unver et al. 2015). Dafür wird die Anzahl der Wiederholungen für das Aufstehen und Hinsetzen von einem Stuhl innerhalb von 30 Sekunden gezählt. Nach dem Protokoll von Jones et al. starteten die Hüft-TEP-Patient*innen in einer standardisierten Sitzposition mit geradem Rücken und vor der Brust verschränkten Arme (Jones et al. 1999). Auf das Startsignal hin wurden die Patient*innen angewiesen, innerhalb von 30 Sekunden so oft wie möglich aufzustehen und sich wieder hinzusetzen. Eine Wiederholung war gültig, wenn der Körper des Patienten beim Aufstehen aufrecht und gerade war und er korrekt in die ursprüngliche Sitzposition zurückkehrte. In Abbildung 12 ist die Startposition sowie die korrekte aufrechte Standposition einer Patientin dargestellt. Falsch ausgeführte Aufstehversuche wurden nicht gezählt.

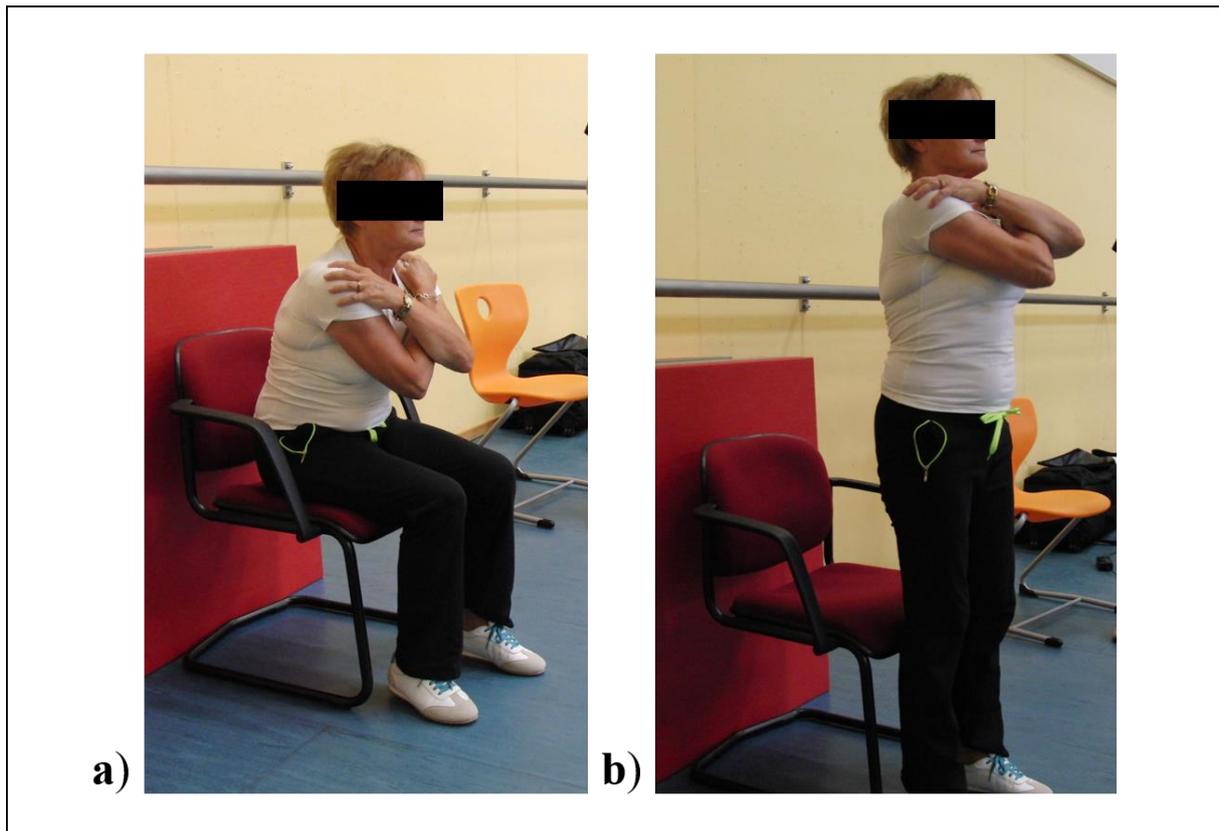


Abb. 12: Durchführung des 30-Second-Chair-Stand-Test; a) Startposition der Patientin, b) korrekte aufrechte Standposition

Vor den Messungen von TUG und 30CST wurde die korrekte Durchführung der Tests vom Testleiter demonstriert, und die Patient*innen erhielten für jeden Test einen Übungsversuch. Beide Tests wurden zweimal unter Einhaltung einer einminütigen Pause durchgeführt. Die besten Werte (niedrigste Zeitdauer für den TUG und höchste Anzahl von Wiederholungen für den 30CST) wurden für weitere Analysen verwendet.

Untersuchungen mit dem Diagnostikgerät

Für die Korrelationsstudie kamen die statische Gleichgewichtsmessung sowie die Kraftuntersuchung der hüftumgebenden Muskulatur des Diagnostikgeräts zum Einsatz. Die isometrische Maximalkraft der Hüftmuskulatur wurde für die operierte und nicht-operierte Seite untersucht. Für jede Bewegungsrichtung (Hüftflexion, Hüftextension, Hüftabduktion und Hüftadduktion) wurden ein Vortest und zwei Haupttests durchgeführt. Die Patient*innen wurden angewiesen, den Fuß abzuheben, langsam Kraft aufzubauen und maximal zu kontrahieren. Zwischen den einzelnen Versuchen wurde eine Ruhezeit von einer Minute eingehalten. Aus den beiden Hauptversuchen wurde das maximale Drehmoment für jede

Bewegungsrichtung extrahiert und auf die Körpermasse der Patient*innen normiert. Die maximalen Drehmomente in Hüftflexion, Hüftextension, Hüftabduktion und Hüftadduktion der operierten Seite wurden für weitere Analysen verwendet, ebenso wie das durchschnittliche maximale Hüftdrehmoment der operierten Seite.

Das statische Gleichgewicht wurde im bipedalen Stand untersucht. Die Patient*innen wurden dafür gebeten, die Schuhe auszuziehen und sich mit beiden Beinen hüftbreit auf die Kraftmessplatte zu stellen, wobei die Arme locker an den Seiten herunterhingen. Sie wurden angewiesen, so ruhig wie möglich zu stehen. Es wurden zwei Versuche mit einer Dauer von 30 Sekunden aufgezeichnet. Als Ergebnisparameter wurden die COP-Gesamtlänge sowie die mittleren und maximalen Auslenkungen vom COP in mediolateraler (ML) und anteroposteriorer (AP) Richtung berechnet. Der beste Versuch (geringste COP-Länge) wurde für die weiteren Analysen ausgewählt.

Statistische Analysen

Die statistischen Analysen wurden mit IBM SPSS Statistics Version 28 (IBM SPSS, Armonk, NY) durchgeführt. Für alle Messvariablen wurden deskriptive Statistiken erstellt. Die Korrelationen zwischen den biomechanischen Parametern des Diagnostikgeräts und den Ergebnissen des HOOS, der Ganganalyse und der klinischen Funktionstests wurden mit Hilfe des Spearman-Korrelationskoeffizienten r untersucht. Die Korrelationen wurden als schwach ($r=0,0-0,3$), moderat ($r=0,3-0,7$) oder stark ($r=0,7-1,0$) definiert (Maillot et al. 2022). Das Signifikanzniveau wurde auf $p<0,05$ festgelegt

6.2.2 Ergebnisse

*Teilnehmer*innen*

In die Studie eingeschlossen wurden insgesamt 11 Hüft-TEP-Patient*innen mit einer durchschnittlichen postoperativen Zeit von 11,8 Monaten. Weitere Probandencharakteristika sind in der Tabelle 10 zu sehen.

Tab. 10: Probandencharakteristika der Hüft-TEP-Patient*innen dargestellt als Mittelwerte (MW) \pm Standardabweichung (STABW) (modifiziert nach John et al. 2023)

Hüft-TEP-Patient*innen (n=11)	MW \pm STABW
Alter [Jahre]	66,2 \pm 4,9
Geschlecht	6 ♀, 5 ♂
BMI [kg/m ²]	26,4 \pm 3,7
Zeit post-operativ [Monate]	11,8 \pm 5,5
Indikation für TEP	
Coxarthrose	9
Trauma	2

BMI: Body Mass Index

Ergebnisse der Messverfahren

In Tabelle 11 sind die Ergebnisse der deskriptiven Statistik für die Parameter der einzelnen Messverfahren dargestellt.

Tab. 11: Ergebnisse der HOOS Werte, der Ganganalyse, der klinischen Funktionstests und der Parameter des Diagnostikgeräts als MW ± STABW für die untersuchten Hüft-TEP-Patient*innen (modifiziert nach John et al. 2023)

Parameter	MW ± STABW
HOOS (0-100)	
HOOS Symptome	81 ± 16
HOOS Schmerz	83 ± 15
HOOS ADL	82 ± 17
HOOS Spo/FR	66 ± 15
HOOS LQ	66 ± 15
Ganganalyse	
Geschwindigkeit [m/s]	1,33 ± 0,16
Schrittlänge op. Seite [cm]	67,57 ± 6,06
Kontaktzeit op. Seite [s]	0,66 ± 0,07
Klinische Funktionstests	
TUG [s]	8,0 ± 1,2
30CST [n]	13,6 ± 2,3
Gleichgewicht bipedaler Stand	
COP-Länge [mm]	460,4 ± 154,9
Mittlere Auslenkung ML [mm]	3,0 ± 1,3
Maximale Auslenkung ML [mm]	15,5 ± 6,5
Mittlere Auslenkung AP [mm]	5,8 ± 2,1
Maximale Auslenkung AP [mm]	32,0 ± 12,6
Hüftkraft op. Seite	
Flexion [Nm/kg]	1,55 ± 0,54
Extension [Nm/kg]	1,05 ± 0,22
Abduktion [Nm/kg]	1,11 ± 0,31
Adduktion [Nm/kg]	1,32 ± 0,37
Durchschnittliche Hüftkraft [Nm/kg]	1,26 ± 0,54

ADL: Funktion bei Aktivitäten des alltäglichen Lebens; Spo/Fr: Funktion bei sportlicher Aktivität und Freizeit; LQ: hüftbezogene Lebensqualität; op.: operiert; TUG: Timed-Up-and-Go Test, 30CST: 30-Second Chair-Stand Test; COP: Center of pressure; ML: mediolateral; AP: anteroposterior

Ergebnisse der Korrelationen

Tabelle 12 zeigt die Korrelationen zwischen den Parametern der Hüftkraft und den Ergebnissen der Subskalen des HOOS, der Ganganalyse sowie den klinischen Funktionstests. Mehrere moderate bis starke positive Korrelationen wurden zwischen der Hüftkraft und den HOOS-Scores gefunden. Signifikante Korrelationen traten zwischen der HOOS-Subskala Schmerz und der Hüftflexion ($r=0,74$, $p=0,01$), der Hüftadduktion ($r=0,71$, $p=0,02$) und der mittleren Hüftkraft ($r=0,61$, $p=0,04$) auf. Für die Gangparameter und Ergebnissen der klinischen

Funktionstests wurden ebenfalls überwiegend moderate bis starke Korrelationen detektiert ($0,3 < r < 0,7$). Signifikante Korrelationen waren zwischen der Ganggeschwindigkeit und der Kraft der Hüftflexion ($r=0,67$, $p=0,03$) sowie der Hüftabduktion ($r=0,73$, $p=0,01$) präsent. Bei den klinischen Tests traten signifikante positive Korrelationen für den 30CST mit fast allen Parametern der Hüftkraft auf ($p < 0,05$). Die Ergebnisse des TUGs zeigten eine negative Beziehung zur Hüftkraft mit vorwiegend moderaten Korrelationen.

Tab. 12: Korrelationen zwischen den Parametern der Hüftkraft des Diagnostikgeräts und den Ergebnissen der Subskalen des HOOS, der Ganganalyse und der klinischen Funktionstests

	Spearman Korrelationskoeffizient r				
	Hüft-Flexion	Hüft-Extension	Hüft-Abduktion	Hüft-Adduktion	Mittlere Hüftkraft
HOOS					
HOOS Symptome	0,29	-0,26	0,19	0,25	0,19
HOOS Schmerz	0,74	0,06	0,49	0,70	0,61
HOOS ADL	0,59	-0,03	0,41	0,45	0,48
HOOS Spo/FR	0,52	-0,17	0,13	0,49	0,38
HOOS LQ	0,48	0,17	0,58	0,42	0,48
Ganganalyse					
Geschwindigkeit	0,67	0,27	0,73	0,43	0,51
Schrittlänge op. Seite	0,25	0,20	0,26	0,32	0,26
Kontaktzeit op. Seite	-0,56	-0,30	-0,70	-0,38	-0,43
Klinische Funktionstests					
TUG [s]	-0,37	-0,06	-0,43	-0,47	-0,27
30CST [n]	0,64	0,36	0,71	0,77	0,68

Signifikante Korrelationen sind fett gedruckt dargestellt ($p < 0,05$)

ADL: Funktion bei Aktivitäten des alltäglichen Lebens; Spo/Fr: Funktion bei sportlicher Aktivität und Freizeit; LQ: hüftbezogene Lebensqualität; op.: operiert; TUG: Timed-Up-and-Go Test, 30CST: 30-Second Chair-Stand Test

Tabelle 13 zeigt die Korrelationen zwischen den Parametern der Gleichgewichtsanalyse und den Ergebnissen der Subskalen des HOOS, der Ganganalyse sowie den klinischen Funktionstests. Zwischen den Gleichgewichtsparametern und den HOOS-Scores sowie den Ergebnissen der klinischen Funktionstests wurden überwiegend schwache Korrelationen gefunden. Die Korrelationen zwischen den Gleichgewichtsparametern und den Gangparametern waren dahingegen größtenteils moderat. Signifikante Korrelationen traten zwischen der maximalen mediolateralen COP-Auslenkung und der Ganggeschwindigkeit auf ($r=-0,65$, $p=0,03$) sowie zwischen der Bodenkontaktzeit auf der operierten Seite und der

mittleren und maximalen COP-Auslenkung in mediolateraler Richtung ($r=0,61$, $p=0,04$; $r=0,67$, $p=0,02$).

Tab. 13: Korrelationen zwischen den Parametern der Gleichgewichtsanalyse des Diagnostikgeräts und den Ergebnissen der Subskalen des HOOS, der Ganganalyse und der klinischen Funktionstests

	Spearman Korrelationskoeffizient r				
	COP-Länge	Mittlere Ausl. AP	Maximale Ausl. AP	Mittlere Ausl. ML	Maximale Ausl. ML
HOOS					
HOOS Symptome	-0,01	0,22	0,25	-0,07	-0,16
HOOS Schmerz	-0,04	0,35	0,19	-0,23	-0,40
HOOS ADL	-0,2	0,12	0,05	-0,3	-0,49
HOOS Spo/FR	0,21	0,59	0,48	-0,08	-0,11
HOOS LQ	-0,33	0,09	0,33	-0,03	-0,11
Ganganalyse					
Geschwindigkeit	-0,51	-0,26	-0,23	-0,59	-0,65
Schrittlänge op. Seite	0,19	0,14	0,1	-0,03	-0,03
Kontaktzeit op. Seite	0,56	0,41	0,43	0,61	0,67
Klinische Funktionstests					
TUG [s]	0,04	-0,12	0,06	0,28	0,28
30CST [n]	-0,33	0,13	0,03	-0,15	-0,41

Signifikante Korrelationen sind fett gedruckt dargestellt ($p<0,05$)

ADL: Funktion bei Aktivitäten des alltäglichen Lebens; Spo/Fr: Funktion bei sportlicher Aktivität und Freizeit; LQ: hüftbezogene Lebensqualität; op.: operiert; TUG: Timed-Up-and-Go Test, 30CST: 30-Second Chair-Stand Test; COP: Center of pressure; ML: mediolateral; AP: anteroposterior; Ausl.: Auslenkung

6.3 Teil 2: Anwendungsstudie zur Analyse von postoperativen Asymmetrien und Defiziten fünf Jahre nach der Operation

6.3.1 Methodik

*Teilnehmer*innen*

Für diese Studie wurden Hüft-TEP-Patient*innen und gesunde Kontrollproband*innen rekrutiert. Die Hüft-TEP-Gruppe inkludierte Patient*innen zwischen 50 und 70 Jahren, die vor vier bis fünf Jahren einen primären, einseitigen Hüftgelenkersatz erhalten hatten. Ausschlusskriterien waren das Vorhandensein eines weiteren künstlichen Gelenkersatzes sowie zusätzliche orthopädische oder neurologische Erkrankungen. In die Kontrollgruppe wurden gesunde und altersgematchte Teilnehmer*innen aufgenommen. Ausschlusskriterien für diese Gruppe waren neurologische oder kardiovaskuläre Erkrankungen sowie akute Verletzungen des Bewegungsapparates und diagnostizierte Arthrose in den Gelenken der unteren Extremitäten. Alle Teilnehmer*innen gaben ihr schriftliches Einverständnis zur Teilnahme an dieser Studie, nachdem sie über das Verfahren, das Ziel und mögliche Risiken im Zusammenhang mit der Teilnahme informiert worden waren. Die Studie wurde von der lokalen Ethikkommission der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg genehmigt und in Übereinstimmung mit der Deklaration von Helsinki durchgeführt (Nr. der Abstimmung: 155/18 vom 3. Dezember 2018). Sie wurde retrospektiv im Deutschen Register für Klinische Studien unter der ID: DRKS00016945 registriert.

Studiendesign

Für diese Querschnittsstudie wurden die Hüft-TEP-Patient*innen und die Kontrollproband*innen einmalig untersucht. Mithilfe des Diagnostikgeräts wurden die isometrische Kraft der Hüftmuskulatur und die Hüft-ROM der Studienteilnehmer*innen sowie das statische Gleichgewicht im bipedalen Stand und im Einbeinstand analysiert. Um Aussagen über Asymmetrien zwischen der operierten und nicht-operierten Seite treffen zu können wurden bei den Hüft-TEP-Patient*innen als auch bei den Kontrollproband*innen die Messdaten von beiden Beinen erhoben. Die Reihenfolge der Startseite (operierte/nicht-operierte Seite bzw. rechte/linke Seite) wurde für jedes Messverfahren zufällig ausgewählt.

Messungen mit dem Diagnostikgerät

Die isometrische Maximalkraft der Hüftmuskulatur wurde bei den Hüft-TEP-Patient*innen und Kontrollproband*innen auf beiden Körperseiten untersucht. Für jede Bewegungsrichtung (Hüftflexion, Hüftextension, Hüftabduktion und Hüftadduktion) wurden auf jeder Seite ein Vortest und zwei Haupttests durchgeführt. Zwischen den einzelnen Versuchen wurde eine Ruhezeit von einer Minute eingehalten. Aus den beiden Hauptversuchen wurde das maximale Drehmoment für jede Bewegungsrichtung extrahiert und auf die Körpermasse der Teilnehmer*innen normiert. Die maximalen Drehmomente der Hüftflexion, Hüftextension, Hüftabduktion und Hüftadduktion wurden für weitere Analysen verwendet.

Für die Untersuchung der Hüft-ROM waren die Studienteilnehmer*innen wie bei der Kraftmessung ebenfalls oberhalb des Beckens fixiert, um Kompensationsbewegungen mit dem Oberkörper zu vermeiden und dennoch eine freie Bewegung des Hüftgelenks zu ermöglichen. Die Beweglichkeit der Hüfte wurde in der aktiven Bewegung in die Hüftflexion, Hüftextension und Hüftabduktion gemessen. Dafür führten die Patient*innen und Kontrollproband*innen pro Bewegungsrichtung drei maximale Bewegungen aus. Dabei wurde besonders darauf geachtet, dass die Teilnehmer*innen ihre Oberkörperposition nicht veränderten und die Bewegung in der jeweiligen Bewegungsachse sauber ausführten. Aus den drei Versuchen wurden die maximalen Hüftwinkel in Flexion, Extension und Adduktion auf jeder Seite für weitere Analysen extrahiert.

Das statische Gleichgewicht wurde im bipedalen Stand sowie im Einbeinstand gemessen. Für den bipedalen Stand standen die Studienteilnehmer*innen hüftbreit und mit locker herabhängenden Armen auf der Kraftmessplatte. Für die bipedale Standposition wurden zwei Versuche mit einer Dauer von 30 Sekunden aufgezeichnet. Für den Einbeinstand wurden die Teilnehmer*innen angewiesen, ein Bein in der Mitte der Kraftmessplatte zu positionieren, den anderen Fuß leicht abzuheben und die Wand vor sich zu fixieren. Die Durchführung der Gleichgewichtsmessungen ist in Abbildung 13 zu sehen.

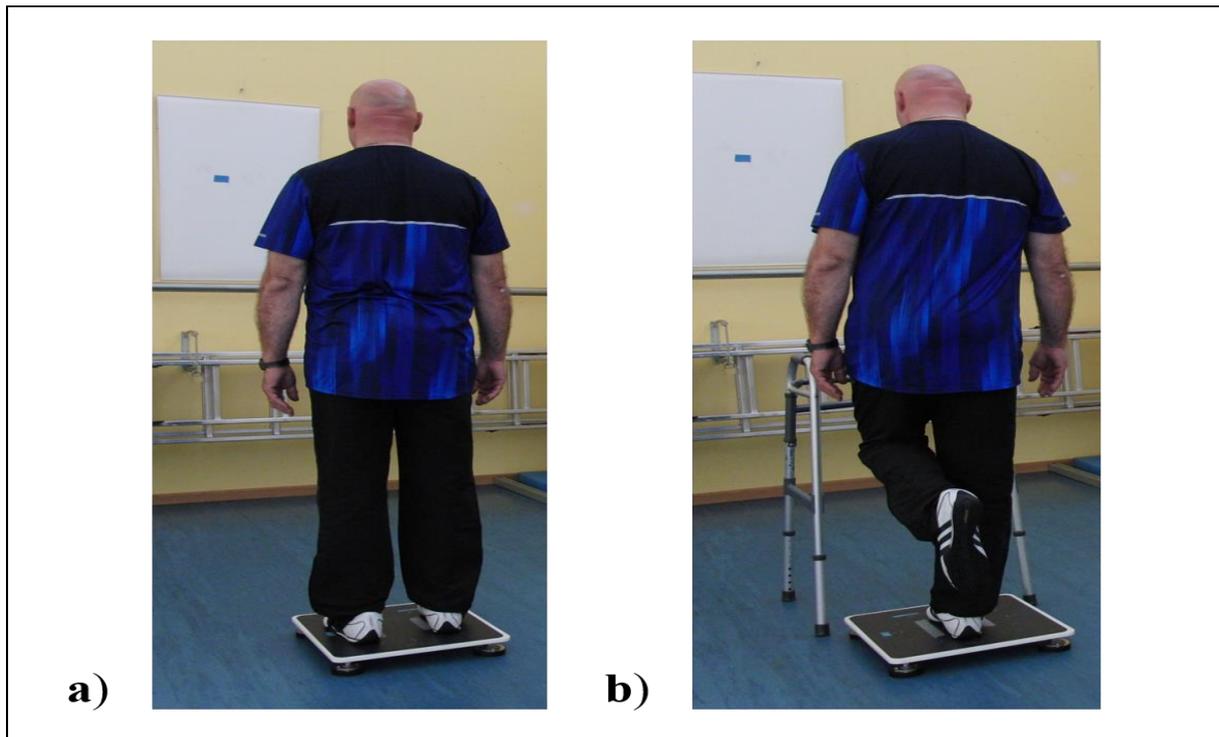


Abb. 13: Durchführung der statischen Gleichgewichtsmessung eines Patienten; a) Bipedale Standposition, b) Einbeinstand

Vor der eigentlichen Messaufnahme wurden die TEP-Patient*innen und die Kontrollproband*innen gebeten den Einbeinstand mehrfach zu üben. Für jedes Bein wurden zwei Versuche mit einer Dauer von zehn Sekunden erfasst. Die Messzeit war auf zehn Sekunden begrenzt, da die meisten Teilnehmer*innen nicht in der Lage waren den Einbeinstand länger zu halten. Als Ergebnisparameter wurden die COP-Gesamtlänge sowie die mittleren und maximalen Auslenkungen vom COP in mediolateraler (ML) und anteroposteriorer (AP) Richtung berechnet. Der beste Versuch (geringste COP-Länge) wurde für die weiteren Analysen ausgewählt.

Statistische Analysen

Die statistischen Analysen wurden mit IBM SPSS Statistics Version 27 (IBM SPSS, Armonk, NY) durchgeführt. Alle Messvariablen wurden mit dem Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung geprüft. Um mögliche Unterschiede zwischen der operierten und der nicht-operierten Seite der Hüft-TEP-Patient*innen zu untersuchen wurde für jeden Parameter ein t-Test für abhängige Stichproben durchgeführt. Im Falle einer Verletzung der Normalverteilung wurde der nichtparametrische Wilcoxon-Test verwendet. Für die Gruppenvergleiche wurden die demografischen Variablen der Hüft-TEP-Gruppe und der Kontrollgruppe mit dem t-Test

für unabhängige Stichproben, dem Mann-Whitney-U-Test und dem Chi-Quadrat-Test auf signifikante Unterschiede überprüft. Da ein - wenn auch nicht signifikanter - Altersunterschied festgestellt wurde, wurden für die weiteren Untersuchungen der Gruppenunterschiede Kovarianzanalysen (ANCOVAs) mit dem Alter als Kovariate durchgeführt. Dafür wurden die Messdaten der operierten Seite der Hüft-TEP-Patient*innen mit den gemittelten Daten des rechten und linken Beins der Kontrollgruppe verglichen. Für intrasubjektive Vergleiche der TEP-Patient*innen wurden die Effektgrößen unter Verwendung von Cohen's d_z berechnet (Lakens 2013). Bei nicht-normalverteilten Daten wurden die Effektstärken mit dem Korrelationskoeffizienten r bestimmt. Für die Gruppenvergleiche wurden die Effektstärken unter Anwendung von Cohen's d_s berechnet (Lakens 2013). Werte für $d=0,2$ wurden als kleiner, $d=0,5$ als mittlerer und $d=0,8$ als großer Effekt interpretiert. Effektgrößen für r wurden als klein ($r=0,1$), mittel ($r=0,3$) und groß ($r=0,5$) interpretiert (Cohen 2013).

6.3.2 Ergebnisse

*Teilnehmer*innen*

In die Studie eingeschlossen wurden insgesamt 16 Hüft-TEP-Patient*innen (10 ♀ ,6 ♂) und zehn Kontrollproband*innen (6 ♀ , 4 ♂). Die Probandencharakteristika der beiden Gruppen sind in der Tabelle 14 dargestellt.

Tab. 14: Probandencharakteristika der Hüft-TEP-Gruppe und der Kontrollgruppe (modifiziert nach John et al. 2021b)

	Hüft-TEP-Gruppe (n=16)	Kontrollgruppe (n=10)	p-Wert
Alter [Jahre]	65,20 ± 5,32	60,85 ± 7,57	0,10
Weiblich [%]	62,50	60,0	0,90 [#]
Größe [m]	1,67 ± 0,10	1,72 ± 0,13	0,28
Körpermasse [kg]	72,28 ± 17,41	71,10 ± 20,45	0,52 ^U
Post-Op [Jahre]	4,66 ± 0,72	-	-

[#] Chi-Quadrat-Test

^U Mann-Whitney-U-Test

Es wurden keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf Alter, Geschlechterverteilung, Größe und Gewicht zwischen den beiden Gruppen festgestellt ($p>0.05$).

Untersuchungen mit dem Diagnostikgerät: Operierte vs. nicht-operierte Seite

Der Vergleich der Hüftkraft-, Hüft-ROM- und Gleichgewichtsparameter zwischen der operierten und nicht-operierten Seite der Hüft-TEP-Patient*innen ist in Tabelle 15 dargestellt. Generell zeigt sich, dass die Patient*innen auf der nicht-operierten Seite höhere Kräfte und größerer Gelenkamplituden erreichten sowie kleinere COP-Schwankungen aufwiesen. Bei drei der untersuchten Parameter konnten signifikante Unterschiede detektiert werden. Ein signifikantes Kraftdefizit war in der Hüftabduktion auf der operierten Seite mit einer mittleren Effektgröße ($p=0,02$, $d=0,66$) sichtbar. Bei der Bewegungsanalyse zeigte sich ein signifikantes Defizit auf der operierten Seite bei der Hüftflexion mit einer großen Effektstärke ($p<0,01$, $d=1,09$) und bei der Gleichgewichtsanalyse war die COP-Länge im Einbeinstand auf der operierten Seite signifikant länger als auf der nicht operierten Seite ($p=0,04$, $d=0,56$).

Tab. 15: Vergleich der Hüftkraft-, Hüft-ROM und Gleichgewichtsparameter zwischen der operierten und nicht-operierten Seite der Hüft-TEP-Patient*innen (modifiziert nach John et al. 2021b)

	Operierte Seite	Nicht-operierte Seite	p-Wert	Cohen's d
Hüftkraft				
Flexion [Nm/kg]	1,43 ± 0,35	1,46 ± 0,30	0,67	0,11
Extension [Nm/kg]	0,83 ± 0,17	0,86 ± 0,20	0,51	0,17
Abduktion [Nm/kg]	0,96 ± 0,23	1,06 ± 0,28	0,02	0,66
Adduktion [Nm/kg]	1,05 ± 0,29	1,06 ± 0,29	0,86	0,05
Hüft-ROM				
Flexion [°]	89,13 ± 17,27	100,19 ± 12,24	0,001	1,09
Extension [°]	33,92 ± 7,22	33,04 ± 8,79	0,44 ^w	0,19 ^r
Abduktion [°]	36,74 ± 8,58	37,65 ± 10,45	0,79	0,07
Gleichgewicht Einbeinstand				
COP-Länge[mm]	783,1 ± 309,65	696,8 ± 293,33	0,04	0,56
Mittlere Auslenkung AP [mm]	9,23 ± 4,17	9,42 ± 5,30	0,96 ^w	0,01 ^r
Mittlere Auslenkung ML [mm]	10,01 ± 5,17	7,87 ± 2,74	0,09 ^w	0,24 ^r

^w Wilcoxon-test, ^r Korrelationskoeffizient r

Statistisch signifikante Unterschiede sind fett gedruckt dargestellt ($p<0,05$)

ROM: Range of Motion; COP: center of pressure; ML: mediolateral; AP: anteroposterior

Hüft-TEP-Gruppe vs. Kontrollgruppe

Für den Gruppenvergleich wurden die Parameter der operierten Seite der Hüft-TEP-Patient*innen mit den gemittelten Werten (rechtes und linkes Bein) der Kontrollproband*innen verglichen (Tab. 16). Die Untersuchung der maximalen isometrischen Hüftkraft deckte

Kraftdefizite auf der operierten Seite der Hüft-TEP-Patient*innen im Vergleich zu den Kontrollproband*innen auf. Signifikant reduzierte Kraftwerte wurden für die Hüftflexion ($p=0,01$), die Hüftextension ($p<0,01$) und die Hüftabduktion ($p<0,01$) mit großen Effektstärken ($d>0,8$) beobachtet. Die Beweglichkeitsanalyse ergab signifikante Gruppenunterschiede für alle Bewegungsrichtungen mit geringeren Bewegungsamplituden auf Seiten der Hüft-TEP-Gruppe ($p<0,05$). Große Effektstärken wurden für die Hüftflexion ($d=1,31$), die Hüftextension ($d=0,89$) und die Hüftabduktion ($d=2,30$) festgestellt. Bei den Gleichgewichtsparametern wurde keine signifikanten Gruppenunterschiede festgestellt ($p>0,05$).

Tab. 16: Vergleich der Hüftkraft-, Hüft-ROM und Gleichgewichtsparameter zwischen den Hüft-TEP-Patient*innen und der Kontrollgruppe (modifiziert nach John et al. 2021b)

	Hüft-TEP-Patient*innen	Kontrollgruppe	p-Wert	Cohen's d
Hüftkraft				
Flexion [Nm/kg]	1,43 ± 0,35	1,90 ± 0,40	0,01	1,09
Extension [Nm/kg]	0,83 ± 0,17	1,18 ± 0,23	0,001	1,56
Abduktion [Nm/kg]	0,96 ± 0,23	1,41 ± 0,24	<0,001	1,74
Adduktion [Nm/kg]	1,05 ± 0,29	1,29 ± 0,23	0,08	0,75
Hüft-ROM				
Flexion [°]	89,13 ± 17,27	107,07 ± 6,79	0,004	1,31
Extension [°]	33,92 ± 7,22	39,85 ± 8,75	0,04	0,89
Abduktion [°]	36,74 ± 8,58	52,19 ± 5,13	<0,001	2,30
Gleichgewicht bipedaler Stand				
COP-Länge[mm]	417,06 ± 162,28	382,81 ± 121,39	0,63	0,20
Mittlere Auslenkung AP [mm]	3,18 ± 1,00	2,84 ± 0,94	0,74	0,14
Mittlere Auslenkung ML [mm]	5,31 ± 1,55	4,19 ± 1,09	0,06	0,81
Gleichgewicht Einbeinstand				
COP-Länge[mm]	783,10 ± 309,65	676,63 ± 202,43	0,63	0,20
Mittlere Auslenkung AP [mm]	9,23 ± 4,17	7,41 ± 1,49	0,37	0,37
Mittlere Auslenkung ML [mm]	10,01 ± 5,17	7,83 ± 1,25	0,29	0,44

Statistisch signifikante Unterschiede sind fett gedruckt dargestellt ($p<0,05$)

ROM: Range of Motion; COP: center of pressure; ML: mediolateral; AP: anteroposterior

6.4 Diskussion des Komplexes A bezüglich der Hypothesen

Teil 1- Korrelationsstudie zu bekannten Messinstrumenten

In dieser Studie wurde untersucht, inwiefern die Parameter der Hüftkraft- und Gleichgewichtsmessung des Diagnostikgeräts mit herkömmlichen Messinstrumenten zur Funktionsdiagnostikbeurteilung von Hüft-TEP-Patient*innen korrelieren. Für die Parameter der Hüftkraft konnten überwiegend moderate bis starke Korrelationen mit den HOOS Scores, den Gangparametern und den Parametern der klinischen Funktionstests gefunden werden. Die Hypothesen HA1.1 „Die Parameter der Hüftkraftmessung des Diagnostikgeräts korrelieren mit den HOOS-Scores“, HA1.2 „Die Parameter der Hüftkraftmessung des Diagnostikgeräts korrelieren mit Parametern aus klinischen Funktionstests“ und HA1.3 „Die Parameter der Hüftkraftmessung des Diagnostikgeräts korrelieren mit räumlich-zeitlichen Gangparametern“ können somit bestätigt werden.

Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass die Parameter der Hüftkraftmessung ähnliche Aspekte des Funktionsstatus der Patient*innen beschreiben, die mit herkömmlichen Messinstrumenten, bestehend aus Fragebögen zur Selbsteinschätzung, klinischen Funktionstests und Ganganalysen, gemessen wurden. Besonders starke positive Korrelationen wurden zwischen der Hüftkraft und der HOOS-Subskala Schmerz, der Ganggeschwindigkeit und dem 30CST gefunden. Die detektierten Korrelationen zwischen der Hüftkraft und der Ganggeschwindigkeit stimmen mit den Ergebnissen anderer Studien überein, in denen festgestellt wurde, dass die Kraft der unteren Extremitäten bei Patient*innen mit Hüfterkrankungen mit einer höheren Ganggeschwindigkeit und einem besserem Gangbild assoziiert ist (Mangione et al. 2008; Rosenlund et al. 2016b). Für den 30CST waren ebenfalls hohe Korrelationen zu erwarten, da dieser Test zur Beurteilung der Kraft der unteren Extremitäten verwendet wird (Unver et al. 2015). Mit der Hüftkraftmessung des Diagnostikgeräts lassen sich jedoch im Gegensatz zu den klinischen Funktionstests über die allgemeinen Kraftfähigkeiten hinaus zusätzliche Informationen generieren. Auch wenn der 30CST ein guter Indikator für die Hüftkraft der Patient*innen zu sein scheint, können mit diesem Test keine einzelnen Muskelgruppen der hüftumgebenden Muskulatur abgebildet und analysiert werden. Falls Defizite in bestimmten Muskelgruppen nach der Hüft-TEP-Operation persistieren, können diese mit der Hüftkraftmessung des Diagnostikgeräts detektiert und entsprechend therapiert werden, was von großer Relevanz für die Patient*innen ist.

Zwischen den Gleichgewichtsparametern des Diagnostikgeräts und den HOOS-Scores sowie den Ergebnissen der klinischen Funktionstests wurden überwiegend schwache Korrelationen gefunden, womit die Hypothesen HA 1.4 „Die Parameter der Gleichgewichtsmessung des Diagnostikgeräts korrelieren mit den HOOS-Scores“ und HA1.5 „Die Parameter der Gleichgewichtsmessung des Diagnostikgeräts korrelieren mit den Parametern aus klinischen Funktionstests“ abgelehnt werden. Die Korrelationen zwischen den Gleichgewichtsparametern und den Gangparametern waren größtenteils moderat, welches zu einer teilweisen Annahme von HA 1.6 „Die Parameter der Gleichgewichtsmessung des Diagnostikgeräts korrelieren mit räumlich-zeitlichen Gangparametern“ führt.

Die eher schwachen Korrelationsergebnisse deuten darauf hin, dass die Messung des statischen Gleichgewichts einen anderen Aspekt der physischen Funktionsdiagnostik abbildet als die untersuchten herkömmlichen Messverfahren. Initial war zu vermuten, dass vor allem die Ergebnisse des TUGs mit den Gleichgewichtsparametern des Diagnostikgeräts korreliert, da der TUG auch zur Beurteilung von Mobilität und Sturzrisiko von Patient*innen und älteren Personen eingesetzt wird (Sakthivadivel et al. 2022). In der Literatur finden sich allerdings auch Hinweise darauf, dass die klinischen Gleichgewichtstests nur teilweise mit den instrumentellen Messverfahren zur Gleichgewichtsdiagnostik korrelieren, da sie unterschiedliche Aspekte der Gleichgewichtskontrolle messen (Sawacha et al. 2013). Bei der instrumentellen Posturographie besteht die Möglichkeit die Körperschwankungen differenziert in AP- und ML- Richtung zu betrachten und mögliche Einblicke in die Ursache von Gleichgewichtsdefiziten zu geben. Durch die zusätzlichen Informationen sollten instrumentelle Gleichgewichtsdiagnostiken vor allem bei den Hüft-TEP-Patient*innen, die Schwierigkeiten beim Gehen haben oder ein erhöhtes Sturzrisiko aufweisen, zusätzlich zu den klinischen Funktionstests und PROMs durchgeführt werden.

Teil 2: Anwendungsstudie zur Analyse von postoperativen Asymmetrien und Defiziten fünf Jahre nach der Operation

Im zweiten Teil des Komplexes A wurde untersucht, ob bei den Patient*innen fünf Jahre nach der Implantation der Hüftendoprothese noch Unterschiede zwischen der operierten und der nicht-operierten Seite bestehen und ob allgemeine Defizite in Kraft, Beweglichkeit und Gleichgewicht im Vergleich zu einer gesunden Kontrollgruppe vorhanden sind.

Die Analyse der isometrischen Maximalkraft der Hüft-TEP-Patient*innen ergab, dass die Kraftwerte auf der operierten Seite für alle Bewegungsrichtungen im Vergleich zur nicht-

operierten Seite reduziert waren. Für die Muskelgruppe der Hüftabduktoren war das Kraftdefizit auf der operierten Seite mit einem Seitenunterschied von circa 9 % signifikant. Die Hypothese HA2.1 „Es sind signifikante Unterschiede in den Kraftparametern zwischen der operierten und nicht-operierten Seite zu erkennen“ wird damit teilweise bestätigt. Ähnliche Ergebnisse wurden auch in der Studie von Rasch et al. (2010) berichtet. Zwei Jahre nach hüftendoprothetischer Versorgung wiesen die TEP-Patient*innen immer noch ein signifikantes Kraftdefizit der Hüftabduktoren von 15 % auf der operierten Seite auf, wohingegen für die anderen Muskelgruppen der hüftumgebenden Muskulatur keine signifikanten Seitenunterschiede mehr festgestellt werden konnten (Rasch et al. 2010). Es ist bekannt, dass die Hüftabduktoren für die horizontale Stabilisierung des Beckens beim Gehen, vor allem während der Phase des Einbeinstands, wichtig sind (Lee et al. 2012). Eine unilaterale Schwäche der Hüftabduktoren beeinflusst nachweislich den Gang und das Gleichgewicht und kann sich daher auf viele Bereiche des alltäglichen Lebens negativ auswirken (Lee et al. 2012; Klemetti et al. 2014).

Beim Vergleich der Kraftwerte der operierten Seite mit den Kraftwerten der Kontrollproband*innen wurde bei den Hüft-TEP-Patient*innen ein generelles Defizit der hüftumgebenden Muskulatur festgestellt. Signifikante Kraftunterschiede zwischen den TEP-Patient*innen und Kontrollproband*innen wurden für die Hüftflexion, Hüftextension und Hüftabduktion detektiert. Damit kann die Hypothesen HA3.1 „Es sind signifikante Unterschiede in den Kraftparametern zwischen der Hüft-TEP- und der Kontrollgruppe zu erkennen“ bestätigt werden. Diese Ergebnisse decken sich mit Studien, die ebenfalls das Vorhandensein und das Ausmaß von Kraftdefiziten der hüftumgebenden Muskulatur gegenüber einer Kontrollgruppe untersuchten (Bertocci et al. 2004; Rasch et al. 2010; Ismailidis et al. 2021). Kraftdefizite in der hüftumgebenden Muskulatur, insbesondere in den Hüftabduktoren, zu identifizieren ist äußerst relevant, da diese unter anderem mit einer schlechteren körperlichen Funktion (Brown et al. 2000) und Rückenschmerzen (Sousa et al. 2019) assoziiert wurden.

Bei der Analyse der maximalen Hüft-ROM der TEP-Patient*innen zeigten sich keine signifikanten Seitenunterschiede für die Hüftextension und Hüftabduktion. Für die Hüftflexion wurde auf der operierten Seite jedoch ein Beweglichkeitsdefizit von 11° im Vergleich zur nicht-operierten Seite detektiert. Damit wird die Hypothese HA2.2 „Es sind signifikante Unterschiede in den Beweglichkeitsparametern zwischen der operierten und nicht-operierten

Seite zu erkennen“ teilweise bestätigt. Diese Ergebnisse decken sich mit vorherigen Studien, die die maximale Hüft-ROM der operierten Seite untersuchten und zum Teil signifikante Hüft-ROM-Asymmetrien zur nicht-operierten Seite feststellten (Ozcadirici et al. 2021; Häkkinen et al. 2010). Beim Gruppenvergleich der TEP-Patient*innen mit den Kontrollproband*innen wird das Beweglichkeitsdefizit der operierten Hüfte noch deutlicher. Für alle Bewegungsrichtungen wurden für die TEP-Patient*innen signifikant niedrigere Werte für die maximale Hüft-ROM gefunden. Damit wird die Hypothese HA3.2 „Es sind signifikante Unterschiede in den Beweglichkeitsparametern zwischen der Hüft-TEP- und der Kontrollgruppe zu erkennen“ bestätigt. Die Wiederherstellung der Hüftbeweglichkeit ist für die Hüft-TEP-Patient*innen ebenso wichtig wie die Wiederherstellung der Hüftkraft, da eine reduzierte Beweglichkeit mit einem hohen Grad an Mobilitätseinschränkungen assoziiert ist (Steultjens et al. 2000). Seitenunterschiede in der Hüft-Beweglichkeit und hüftumgebenden Kraft können zu einer asymmetrischen Belastung der Gelenke führen, was die Entwicklung und Progression von degenerativen Erkrankungen in den kontralateralen und benachbarten Gelenken zur Folge haben kann (Talis et al. 2008).

Die Gleichgewichtsdiagnostik der Hüft-TEP-Patient*innen zeigte, dass die COP-Länge auf der operierten Seite gegenüber der nicht-operierten Seite signifikant erhöht war. Damit kann die Hypothese HA2.3 „Es sind signifikante Unterschiede in den Gleichgewichtsparametern zwischen der operierten und nicht-operierten Seite zu erkennen“ teilweise angenommen werden. Erhöhte Werte der COP-Variablen wurden in früheren Studien als Indikator für vermehrte Körperschwankungen angesehen und somit als vermindertes Gleichgewichtsvermögen interpretiert (Brito et al. 2012; Pau et al. 2014). Die größeren COP-Schwankungen auf der operierten Seite, die in dieser Studie beobachtet wurden, könnte auf das detektierte Kraftdefizit der Hüftabduktoren zurückzuführen sein. Möglicherweise war es für die Patient*innen schwieriger das Becken während des Einbeinstands in der horizontalen Ebene zu stabilisieren, was zu erhöhten COP-Schwankungen führte. Diese Vermutung lässt sich auch durch die größeren mediolateralen COP-Auslenkungen auf der operierten Seite im Vergleich zur nicht-operierten Seite bekräftigen.

Im Vergleich zu der Kontrollgruppe waren alle COP-Parameter der Hüft-TEP-Patient*innen im Beidbeinstand- und im Einbeinstand erhöht, jedoch wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen gefunden. Damit wird die Hypothese HA3.3 „Es

sind signifikante Unterschiede in den Gleichgewichtsparametern zwischen der Hüft-TEP- und der Kontrollgruppe zu erkennen“ abgelehnt.

Bezüglich der statischen Gleichgewichtsfähigkeit bei Hüft-TEP-Patient*innen gibt es in der Literatur widersprüchliche Ergebnisse. So wurden in der Studie von Trudelle-Jackson et al. (2002) auch ein Jahr nach hüftendoprothetischer Versorgung noch signifikante Gleichgewichtsdefizite auf der operierten Seite gefunden, wohingegen in anderen Studien bereits sechs Monate nach der Operation keine Seitenunterschiede mehr vorhanden waren (Rasch et al. 2010). Beim Vergleich der Hüft-TEP-Patient*innen mit gesunden Kontrollproband*innen kommt ein aktuelles Review zu der Schlussfolgerung, dass sich die Gleichgewichtsfähigkeit der Patient*innen im postoperativen Verlauf verbessert, aber Gleichgewichtsdefizite bis zu fünf Jahre nach der Operation persistieren können (Labanca et al. 2021).

7 Komplex B: Einsatz des Diagnostikgeräts bei Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten

7.1 Hintergrund und Zielstellung

Nachdem im Komplex A die Einsatzmöglichkeiten des Diagnostikgeräts bei Hüft-TEP-Patient*innen beschrieben wurde, wird im Komplex B der Einsatz des Geräts bei der zweiten Patientengruppe der Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten demonstriert. Dazu wird die Anwendung des Diagnostikgeräts in dieser Patientengruppe in einer Korrelationsstudie sowie in einer Studie mit einer aktuellen wissenschaftlichen Fragestellung untersucht. Im ersten Teil des Komplexes B werden die Parameter des Diagnostikgeräts mit etablierten Messinstrumenten verglichen, die im klinischen Alltag zur Funktionsbeurteilung von Patient*innen nach Amputation der unteren Extremitäten verwendet werden. Zu diesem Zweck werden die biomechanischen Parameter des Diagnostikgeräts in Relation zu PROM Scores und der vorhandenen Mobilitätsklasseneinteilung der Amputationspatient*innen gesetzt. Die Mobilitätsklasse (MK) beschreibt die nach der Amputation zu erwartende funktionelle Mobilität der Patient*innen (Matthes et al. 2015).

Im zweiten Teil des Komplex B wird untersucht, ob mithilfe der Parameter des Diagnostikgeräts Leistungsunterschiede bei transfemorale Amputationspatient*innen unterschiedlicher Mobilitätsklasse (MK1 bis MK4) zu erkennen sind. Objektive Messparameter, die in der Lage sind zwischen Mobilitätsklassen zu unterscheiden, können helfen die MK-Klassifizierung der Amputationspatient*innen zu verbessern. Der Hintergrund ist, dass die Einteilung in die Mobilitätsklassen bisher primär auf subjektiven Parametern basiert (Gailey et al. 2002). Für die Patient*innen ist die Einordnung in die Mobilitätsklassen allerdings sehr wichtig, da diese im hohen Maße die Prothesenversorgung (Prothesenschäfte, Schaftsysteme, Passteile) bestimmt. In Deutschland werden zur Feststellung der Mobilitätsklasse häufig Fragebögen, wie der Profilerhebungsbogen, verwendet, in welchem neben Art und Umfang der Amputation die funktionellen Fähigkeiten der Patient*innen subjektiv bewertet werden (GKV Spitzenverband 2018). Als objektiver Parameter wird bei diesem Fragebogen nur die Bewegungsamplitude im Hüftgelenk erfasst. Weitere objektive Bewertungskriterien fehlen. Aufgrund der Relevanz der Mobilitätsklasse für die Amputationspatient*innen besteht in der aktuellen Literatur Einigkeit über die Notwendigkeit von zusätzlichen objektiven Messparametern zur Unterstützung der MK-Einteilung (Sions et al. 2018; Borrenpohl et al. 2016). Für klinische Funktionstests und Ganganalysen wurde bereits

gezeigt, dass sie das Potenzial haben, zwischen Mobilitätsklassen zu unterscheiden und somit als objektive Messverfahren dienen zu können (Sions et al. 2018; Beisheim et al. 2019). Da die Gleichgewichtsfähigkeit, die Beweglichkeit des Stumpfes und die Kraft der Hüftmuskulatur für die tägliche Mobilität und das Gangbild von Oberschenkelamputierten von großer Bedeutung sind, werden die biomechanischen Parameter des Diagnostikgeräts daraufhin untersucht, ob sie das Potenzial haben, Amputationspatient*innen aus unterschiedlichen Mobilitätsklassen zu unterscheiden.

7.2 Teil 1: Korrelationsstudie zu bekannten Messinstrumenten

7.2.1 Methodik

*Teilnehmer*innen*

Für diese Studie wurden Patient*innen mit einer einseitigen transfemorale oder transtibiale Amputation rekrutiert. Weitere Einschlusskriterien waren eine Post-Amputationszeit von mindestens einem Jahr, ein Alter ≥ 18 Jahre und die aktuelle Nutzung der Prothese. Aufgrund des Messaufbaus war bei den transfemorale Amputationspatient*innen ein weiteres Einschlusskriterium eine Oberschenkelstumpflänge von mindestens 20 cm. Ausgeschlossen wurden Patient*innen mit offenen Wunden, Ödemen oder akuten Schmerzen im Stumpf. Alle Patient*innen gaben ihr schriftliches Einverständnis zur Teilnahme an dieser Studie, nachdem das Ziel und den Ablauf der Studie informiert worden waren. Die Studie wurde von der lokalen Ethikkommission der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg genehmigt (Nr. der Abstimmung: 31/18 am 19. März 2018) und in Übereinstimmung mit der Erklärung von Helsinki durchgeführt. Sie wurde im Deutschen Register für Klinische Studien unter der ID: DRKS00026597 registriert.

Studiendesign

Bei dieser Querschnittsstudie wurden die Amputationspatient*innen einmalig untersucht. Vor den Messungen mit dem Diagnostikgerät wurden demografische und anthropometrische Daten erhoben und die Mobilitätsklassen-Zuordnung aus der Krankenakte erfasst. Zur Selbsteinschätzung der körperlichen Funktion und der Mobilität füllten die Patient*innen anschließend den PLUS-M Fragebogen aus (Anhang B2). Die Messungen mit dem Diagnostikgerät umfassten isometrische Krafttests der Stumpf- bzw. hüftumgebenden Muskulatur, Beweglichkeit des Stumpfes bzw. des Hüftgelenks sowie Untersuchungen des statischen Gleichgewichts. Die Kraft- und Beweglichkeitsmessungen wurde ohne Prothese, die

statischen Gleichgewichtstests mit Prothese durchgeführt. Die einzelnen Messverfahren werden im Folgenden im Detail beschrieben.

PROM

Als PROM wurde der Prosthetic Limb Users Survey of Mobility (PLUS-M) eingesetzt. Der PLUS-M ist ein amputationsspezifischer PROM, der für Prothesennutzer*innen nach einer Beinamputation entwickelt und validiert wurde (Hafner et al. 2017). Der PLUS-M wird routinemäßig im klinischen Alltag eingesetzt, um die Mobilität der Patient*innen nach einer Amputation zu quantifizieren (Wurdeman et al. 2018). In dieser Studie wurde die 12-Item-Kurzform des PLUS-M verwendet. Jedes Item beschreibt eine Aufgabe, die mit der Prothese bewältigt werden muss. Die Patient*innen müssen subjektiv einschätzen, wie gut sie in der Lage sind diese Aufgaben zu meistern. Die Skala für jedes Item reicht von 1 Punkt (nicht dazu in der Lage) bis zu 5 Punkten (ohne jede Schwierigkeit). Die Punkte werden aufsummiert und in einen T-Score umgerechnet, der von 21,8 bis 71,4 reicht, wobei höhere Werte für eine größere Mobilität der Patient*innen stehen (Hafner et al. 2017).

Messungen mit dem Diagnostikgerät

Für die isometrische Maximalkraftmessung der Stumpf bzw. hüftumgebenden Muskulatur standen die Patient*innen ohne Prothese durch die Beckenhalterung gestützt im Diagnostikgerät. Um den Oberschenkel bzw. Oberschenkelstumpf wurde eine Neoprenbandage gelegt (Abb. 14a), die als Befestigungsmöglichkeit für die Manschette des Zugseils diente und verhinderte, dass die Manschette bei kürzeren Oberschenkelstümpfen nach unten rutschte. Vor den Messungen wurden die Patient*innen gebeten sich mit dem Aufbau vertraut zu machen. Für jede Bewegungsrichtung (Hüftflexion, Hüftextension, Hüftabduktion und Hüftadduktion) wurde ein submaximaler Test (Vortest) und drei maximale Tests (Haupttests) durchgeführt mit jeweils einer Minute Pause zwischen den Versuchen. Zwischen der Messung der einzelnen Bewegungsrichtungen hatten die Patient*innen die Möglichkeit in den Pausen den schwenkbaren Sitz des Diagnostikgeräts zu nutzen, um ihr Standbein zu entlasten. Aus den drei Hauptversuchen wurde das maximale Drehmoment für jede Bewegungsrichtung extrahiert und auf die Körpermasse der Patient*innen normiert. Der Abstand zwischen dem Trochanter major und dem Punkt der Krafteinwirkung (Mitte der Manschette) diente als Hebelarm. Die maximalen Drehmomente der Hüftflexion, Hüftextension, Hüftabduktion und Hüftadduktion sowie das durchschnittliche maximale Drehmoment der Hüfte wurden für weitere Analysen verwendet.

Für die Beweglichkeitsmessung wurde der Beschleunigungssensor am distalen Ende des Oberschenkels bzw. Oberschenkelstumpfes platziert. Aus der Neutral-Null-Stellung des Hüftgelenks führten die Patient*innen den Stumpf langsam und so weit wie möglich in die Hüftflexion, Hüftextension und Hüftabduktion (Abb. 14b). Die Beckenhalterung des Diagnostikgeräts unterstützte die Patient*innen dabei kompensatorische Ausgleichsbewegungen des Oberkörpers zu vermeiden. Aus drei Versuchen wurde jeweils die maximale Bewegungsamplitude für die Flexion, Extension und Abduktion ermittelt.

Das statische Gleichgewicht der Patient*innen wurde im bipedalen Stand mit Prothese in den zwei Bedingungen Augen auf (AA) und Augen zu (AZ) gemessen. Die Patient*innen standen dafür hüftbreit mit locker herabhängenden Armen auf der Kraftmessplatte und wurden angewiesen so ruhig wie möglich zu stehen (Abb. 14c). Für die AA-Bedingungen wurden die Patient*innen gebeten, sich auf einen festen Punkt in Augenhöhe an der Wand vor ihnen zu konzentrieren, während sie für die AZ-Bedingung ihre Augen schlossen. Vor der Datenerhebung übten die Patient*innen beide Haltungen einige Sekunden lang. Aus Sicherheitsgründen stand während der gesamten Eingewöhnungs- und Messphase ein Prüfer in der Nähe der Patient*innen. Nach der Eingewöhnungsphase wurden für beide Bedingungen zwei Versuche mit einer Dauer von zwanzig Sekunden aufgezeichnet. Als Ergebnisparameter wurden die COP-Gesamtlänge sowie die mittleren und maximalen Auslenkungen vom COP in ML- und AP- Richtung berechnet. Der beste Versuch (geringste COP-Länge) wurde für die weiteren Analysen ausgewählt. Diese COP-basierten Parameter werden in den meisten Studien zur Gleichgewichtsfähigkeit von Patient*innen mit einer Amputation der unteren Extremitäten verwendet (Ku et al. 2014).

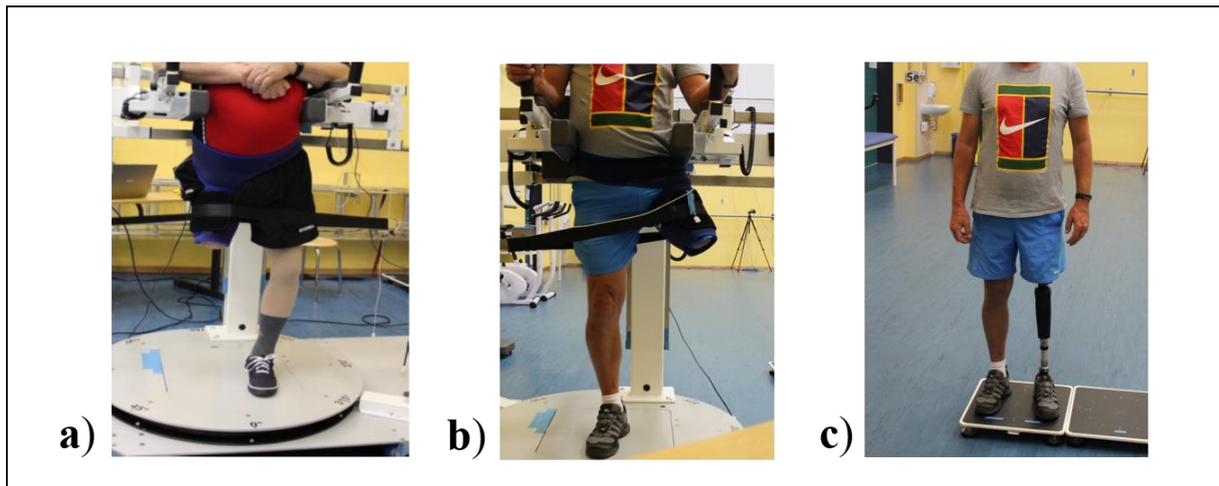


Abb. 14: Durchführung der einzelnen Messungen des Diagnostikgeräts mit Patienten mit einer transfemorale Amputation; a) Messung der isometrischen Maximalkraft des Stumpfes in die Hüftabduktion, b) Messung der Stumpfbeweglichkeit in die Hüftabduktion, c) Messung der statischen Gleichgewichtsfähigkeit im bipedalen Stand mit Prothese

Statistische Analysen

Die statistischen Analysen wurden mit IBM SPSS Statistics Version 29 (IBM SPSS, Armonk, NY) durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt. Für alle Messvariablen wurden für die beiden untersuchten Patientengruppen (TFA und TTA) deskriptive Statistiken erstellt und diese als Mittelwerte plus Standardabweichung dargestellt. Die Relation zwischen den biomechanischen Parametern des Diagnostikgeräts und den Ergebnissen des PLUS-M Fragebogens wurde mit Hilfe des Spearman-Korrelationskoeffizienten r für beide Patientengruppen untersucht. Die Korrelationen wurden als schwach ($r=0,0-0,3$), moderat ($r=0,3-0,7$) oder stark ($r=0,7-1,0$) definiert (Maillot et al. 2022). Um die biomechanischen Parameter des Diagnostikgeräts in Relation zur vorhandenen Mobilitätsklasseneinteilung zu setzen, wurde der Mittelwert der einzelnen Parameter über die drei Mobilitätsklassen (MK1/2, MK3 und MK4) aufgetragen. Für die durchschnittliche Hüft- bzw. Stumpfkraft, die durchschnittliche maximale Hüft-bzw. Stumpf-ROM sowie für die COP-Länge wurden Regressionsgraden erstellt.

7.2.2 Ergebnisse

*Teilnehmer*innen*

In die Studie eingeschlossen wurden insgesamt 22 Patient*innen mit einer transfemorale Amputation (2 ♀, 20 ♂) und zehn Patient*innen mit einer transtibialen Amputation (4 ♀, 6 ♂). Weitere Probandencharakteristika sind in der Tabelle 17 dargestellt. Patient*innen, die der Mobilitätsklasse 1 oder 2 angehören, wurden aufgrund der geringen Teilnehmerzahl zu einer Gruppe MK 1/2 zusammengefasst.

Tab. 17: Probandencharakteristika der in die Studie eingeschlossenen Patient*innen mit einer transfemorale (TFA) und transtibialen Amputation (TTA)

	TFA (n=22)	TTA (n=10)
Alter [Jahre]	56,50 ± 15,54	50,40 ± 12,25
Weiblich [%]	9,0	40,0
Größe [m]	1,80 ± 0,10	1,71 ± 0,11
Körpermasse [kg]	87,75 ± 17,14	72,65 ± 15,96
Post-Amputation [Jahre]	1-73	1-34
Mobilitätsklasse [n]		
MK 1/2	4	1
MK 3	6	5
MK4	12	4

MK: Mobilitätsklasse

Ergebnisse der Messverfahren

In Tabelle 18 sind die Ergebnisse der deskriptiven Statistik für den PLUS-M Fragebogen und der Parameter der einzelnen Messverfahren des Diagnostikgeräts für die beiden Patientengruppen dargestellt. Für die Patient*innen mit einer transtibialen Amputation wurde ein höherer Score in der selbsteingeschätzten Mobilität beobachtet. Des Weiteren wiesen sie im Durchschnitt eine höhere Kraft in der hüftumgebenden Muskulatur, eine größere Beweglichkeit sowie geringere COP-Schwankungen auf.

Tab. 18: Ergebnisse des PLUS-M Fragebogens und der Parameter des Diagnostikgeräts als Mittelwerte (MW) ± Standardabweichung (STABW) für die untersuchten Patient*innen mit einer transfemorale (TFA) und transtibialen Amputation (TTA)

Parameter	TFA	TTA
PROM		
PLUS-M T-Score (21,8 bis 71,4)	56,31 ± 12,14	60,02 ± 12,07
Kraft Stumpf/Hüfte		
Flexion [Nm/kg]	1,63 ± 0,70	1,97 ± 0,57
Abduktion [Nm/kg]	1,16 ± 0,46	1,36 ± 0,43
Extension [Nm/kg]	1,19 ± 0,48	1,37 ± 0,44
Adduktion [Nm/kg]	1,24 ± 0,51	1,68 ± 0,42
Durchschnittliche Hüftkraft [Nm/kg]	1,30 ± 0,51	1,59 ± 0,44
ROM Stumpf/Hüfte		
Flexion [°]	88,7 ± 15,0	106,5 ± 9,1
Extension [°]	27,8 ± 8,9	33,8 ± 8,5
Abduktion [°]	34,3 ± 11,1	41,6 ± 6,6
Gleichgewicht AA		
COP-Länge [mm]	320,6 ± 178,7	245,9 ± 72,8
Mittlere Auslenkung ML [mm]	3,7 ± 1,9	1,9 ± 0,7
Maximale Auslenkung ML [mm]	17,2 ± 8,1	8,9 ± 3,1
Mittlere Auslenkung AP [mm]	4,1 ± 1,5	3,6 ± 1,4
Maximale Auslenkung AP [mm]	20,1 ± 6,1	18,9 ± 7,5
Gleichgewicht AZ		
COP-Länge [mm]	720,9 ± 381,8	453,4 ± 102,6
Mittlere Auslenkung ML [mm]	5,4 ± 3,4	3,2 ± 0,8
Maximale Auslenkung ML [mm]	26,9 ± 15,6	13,4 ± 5,8
Mittlere Auslenkung AP [mm]	8,8 ± 3,5	7,6 ± 3,6
Maximale Auslenkung AP [mm]	43,6 ± 16,6	32,2 ± 17,5

TFA: Patient*innen mit einer transfemorale Amputation; TTA: Patient*innen mit einer transtibialen Amputation; COP: Center of pressure; ML: mediolateral; AP: anteroposterior

Korrelationsanalysen

Tabelle 19 zeigt die Korrelationen zwischen den Werten des PLUS-M Fragebogens und den Parametern des Diagnostikgeräts. Für fast alle Kraftwerte wurden signifikante positive Korrelationen mit den T-Scores des PLUS-M Fragebogens gefunden ($p < 0,05$). Für die Gruppe der TFA indizierte der Korrelationskoeffizient primär moderate Korrelationen wohingegen für die Gruppe der TTA starke positive Korrelationen auftraten ($r > 0,70$). Bei den Parametern der Beweglichkeit korrelierte die maximale Flexion und Abduktion der TFA signifikant mit den Ergebnissen des Mobilitätsfragebogens ($r = 0,47$, $p = 0,04$; $r = 0,51$, $p = 0,02$). In der Gruppe der

TTA wurde eine signifikante Korrelation für die maximale ROM in die Hüft- Extension detektiert ($r=0,76$, $p=0,01$).

Tab. 19: Korrelationen zwischen den Parametern des Diagnostikgeräts und den T-Scores des PLUS-M Fragebogens

	Korrelationen (r) zum PLUS-M	
	TFA	TTA
Kraft Stumpf/Hüfte		
Flexion [Nm/kg]	0,50	0,88
Extension [Nm/kg]	0,57	0,91
Abduktion [Nm/kg]	0,37	0,92
Adduktion [Nm/kg]	0,44	0,70
Durchschnittliche Hüftkraft [Nm/kg]	0,52	0,94
ROM Stumpf/Hüfte		
Flexion [°]	0,47	0,14
Extension [°]	0,28	0,76
Abduktion [°]	0,51	0,15
Gleichgewicht AA		
COP-Länge [mm]	-0,21	-0,59
Mittlere Auslenkung ML [mm]	-0,36	-0,48
Maximale Auslenkung ML [mm]	-0,37	-0,28
Mittlere Auslenkung AP [mm]	-0,41	-0,23
Maximale Auslenkung AP [mm]	-0,38	-0,28
Gleichgewicht AZ		
COP-Länge [mm]	-0,32	-0,16
Mittlere Auslenkung ML [mm]	-0,40	-0,07
Maximale Auslenkung ML [mm]	-0,32	0,29
Mittlere Auslenkung AP [mm]	-0,33	-0,14
Maximale Auslenkung AP [mm]	-0,38	0,24

Signifikante Korrelationen sind fett gedruckt dargestellt ($p<0,05$)

TFA: Patient*innen mit einer transfemorale Amputation; TTA: Patient*innen mit einer transtibialen Amputation; ROM: Range of Motion; AA: Augen auf; AZ: Augen zu; COP: Center of pressure; ML: mediolateral; AP: anteroposterior

Für die Gleichgewichtsparameter wurden keine signifikanten Korrelationen gefunden ($p<0,05$). Die Parameter zeigten alle eine negative Beziehung zu den PLUS-M Werten mit vorwiegend moderaten Korrelationen für die Gruppe der TFA und schwachen Korrelationen für die Gruppe der TTA.

In der Abbildung 15 und der Abbildung 16 sind die Mittelwerte der Parameter des Diagnostikgeräts über die Mobilitätsklassen-Zuordnung der TFA und TTA aufgetragen. Für die Gruppe der TFA ist eine Zunahme der maximalen Stumpfkraft (Abb. 15a) sowie eine Zunahme der maximalen Stumpf-ROM (Abb. 15b) von der MK1/2 bis zur MK4 zu erkennen. Die Regressionsgeraden für die durchschnittliche maximale Stumpfkraft und maximale Stumpf-ROM zeigen ein Bestimmtheitsmaß von 0,91 bzw. 0,73. Für den Gleichgewichtsparameter COP-Länge konnte in beiden Konditionen AA und AZ eine Abnahme von MK1/2 zu MK4 verzeichnet werden. Die beiden Regressionsgraden zeigen ein Bestimmtheitsmaß von 0,7.

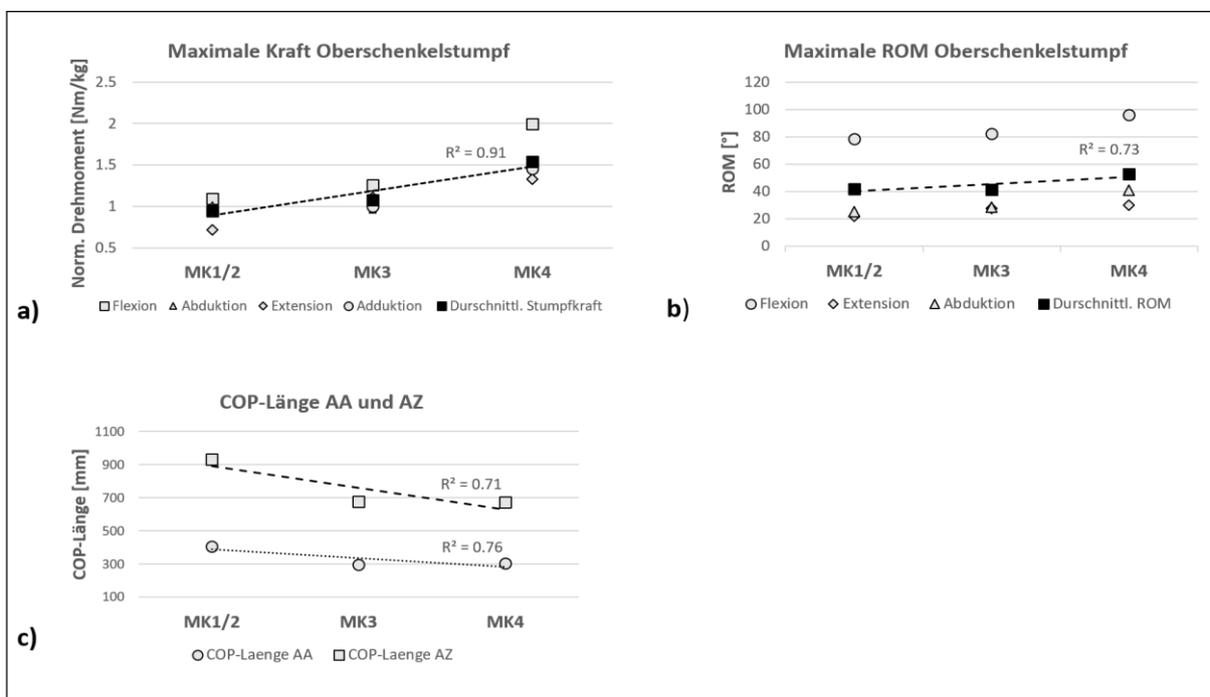


Abb. 15: Darstellung der Mittelwerte der Messparameter je Mobilitätsklasse (MK1/2 bis MK4) der Patient*innen mit einer transfemorale Amputation; a) Isometrische Maximalkraft des Oberschenkelstumpfes, b) Maximale Stumpfbeweglichkeit, c) COP-Länge in den Bedingungen Augen auf (AA) und Augen zu (AZ)

Für die Gruppe der TTA ist eine ähnliche Entwicklung der Parameter über die Mobilitätsklassen zu beobachten. Die maximale Hüftkraft sowie die maximale Hüft-ROM nehmen von der niedrigsten Mobilitätsklasse MK1/2 bis zur höchsten Mobilitätsklasse MK4 zu (Abb. 16a, 16b). Für die Regressionsgeraden konnten Bestimmtheitsmaße von 0,97 und 0,98 identifiziert werden. Für die COP-Länge ist für die Gruppe der TTA nur die Bedingung AA dargestellt, da der Patient, der in der MK1/2 eingruppiert war, die Kondition AZ nicht

durchführen konnte. Für die Bedingung AA ist eine Abnahme der COP-Länge zu sehen mit einem Bestimmtheitsmaß von 0,79.

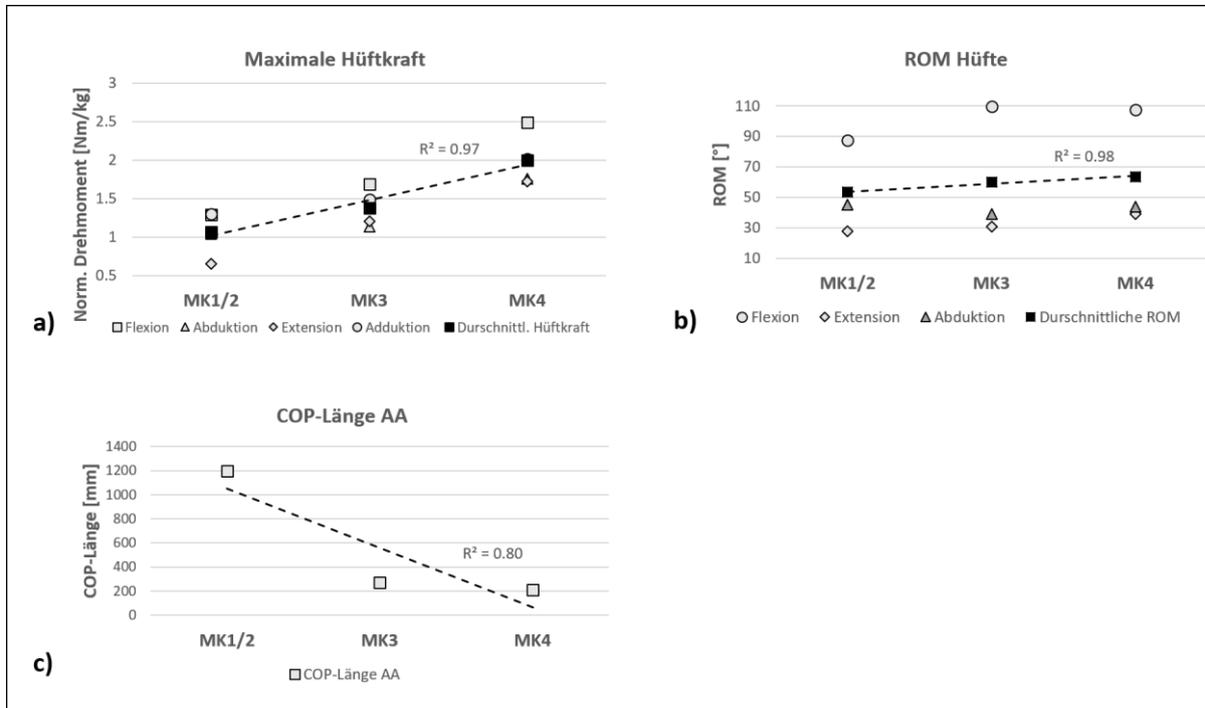


Abb. 16: Darstellung der Mittelwerte der Messparameter je Mobilitätsklasse (MK1/2 bis MK4) der Patient*innen mit einer transtibialen Amputation; a) Isometrische Maximalkraft der Hüfte, b) Maximale Hüft-ROM, c) COP-Länge in der Bedingung Augen auf (AA)

7.3 Teil 2: Anwendungsstudie zur Analyse von Leistungsunterschieden bei transfemorale Amputationspatient*innen unterschiedlicher Mobilitätsklassen

7.3.1 Methodik

*Proband*innen*

Für diese Studie wurden Patient*innen mit einer einseitigen transfemorale Amputation rekrutiert. Weitere Einschlusskriterien waren eine Post-Amputationszeit von mindestens einem Jahr, ein Alter ≥ 18 Jahre und die aktuelle Nutzung der Prothese. Aufgrund des Messaufbaus war ein weiteres Einschlusskriterium eine Mindeststumpflänge von 20 cm. Ausgeschlossen wurden Patient*innen mit offenen Wunden, Ödemen oder akuten Schmerzen im Stumpf. Alle Patient*innen gaben ihr schriftliches Einverständnis zur Teilnahme an dieser Studie, nachdem sie über das Ziel und den Ablauf informiert worden waren. Die Studie wurde von der lokalen Ethikkommission der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg genehmigt (Nr. der Abstimmung: 31/18 am 19. März 2018) und in Übereinstimmung mit der Erklärung von Helsinki durchgeführt. Sie wurde im Deutschen Register für Klinische Studien unter der ID: DRKS00026597 registriert.

Studiendesign

Bei dieser Querschnittsstudie wurden die Amputationspatient*innen einmalig untersucht. Zunächst wurden demografische und anthropometrische Daten der Patient*innen erhoben und die Mobilitätsklassen-Einordnung aus der Krankenakte erfasst. Anschließend wurden die Untersuchungen mit dem Diagnostikgerät durchgeführt. Diese umfassten für diese Studie die Analyse der isometrischen Maximalkraft und Beweglichkeit des Oberschenkelstumpfes sowie die statische Gleichgewichtsfähigkeit. Die Kraft- und Beweglichkeitsmessungen wurde ohne Prothese, die statischen Gleichgewichtstests mit Prothese durchgeführt.

Messungen mit dem Diagnostikgerät

Für die isometrische Maximalkraftmessung des Oberschenkelstumpfes standen die Patient*innen ohne Prothese durch die Beckenhalterung gestützt im Diagnostikgerät. Um den Oberschenkelstumpf wurde eine Neoprenbandage gelegt, die als Befestigungsmöglichkeit für die Manschette des Zugseils diente und verhinderte, dass die Manschette bei kürzeren Oberschenkelstümpfen rutschte. Vor den Messungen wurden die Patient*innen gebeten sich mit dem Aufbau vertraut zu machen. Für jede Bewegungsrichtung (Hüftflexion,

Hüftextension, Hüftabduktion und Hüftadduktion) wurde ein submaximaler Test (Vortest) und drei maximale Tests (Haupttests) durchgeführt mit einer Minute Pause zwischen den Versuchen. In den Pausen zwischen den einzelnen Bewegungsrichtungen hatten die Patient*innen die Möglichkeit den schwenkbaren Sitz des Diagnostikgeräts zu nutzen, um ihr Standbein zu entlasten. Aus den drei Hauptversuchen wurde das maximale Drehmoment für jede Bewegungsrichtung extrahiert und auf die Körpermasse der Patient*innen normiert. Der Abstand zwischen dem Trochanter major und dem Punkt der Krafteinwirkung (Mitte der Manschette) diente als Hebelarm. Die maximalen Drehmomente der Hüftflexion, Hüftextension, Hüftabduktion und Hüftadduktion wurden für weitere Analysen verwendet.

Das statische Gleichgewicht der Patient*innen wurde im bipedalen Stand mit Prothese in den zwei Bedingungen Augen auf (AA) und Augen zu (AZ) gemessen. Vor der Erhebung der Gleichgewichtsdaten wurde der Komfort des Prothesenschaftes mit dem Prosthetic Socket Fit Comfort Score erhoben, da ein schlechter Sitz des Schaftes die Gleichgewichtsfähigkeit beeinflussen kann. Der Socket Score gilt als valides und reliables Auswertungsinstrument (Hanspal et al. 2003). Die Patient*innen wurden gebeten den Komfort ihres Schaftes auf einer Skala von 0 bis 10 zu bewerten, wobei 0 für den unbequemsten und 10 für den komfortabelsten Schaft steht (Anhang B3). Die Durchschnittswerte für den Komfort lagen bei allen Mobilitätsklassen-Gruppen zwischen 7 und 8 Punkten.

Für die Gleichgewichtsanalyse im bipedalen Stand mit Prothese standen die Patient*innen hüftbreit auf der Kraftmessplatte und wurden angewiesen so ruhig wie möglich zu stehen. Für die AA-Bedingungen wurden die Patient*innen gebeten, sich auf einen festen Punkt in Augenhöhe an der Wand vor ihnen zu konzentrieren, während sie für die AZ-Bedingung ihre Augen schlossen. Vor der Datenerhebung übten die Patient*innen beide Haltungen einige Sekunden lang. Aus Sicherheitsgründen stand während der gesamten Eingewöhnungs- und Messphase ein Prüfer in der Nähe der Patient*innen. Nach der Eingewöhnungsphase wurden für beide Bedingungen zwei Versuche mit einer Dauer von zwanzig Sekunden aufgezeichnet. Als Ergebnisparameter wurden die COP-Gesamtlänge sowie die mittleren und maximalen Auslenkungen vom COP in ML- und AP- Richtung berechnet. Der beste Versuch (geringste COP-Länge) wurde für die weiteren Analysen ausgewählt.

Statistische Analysen

Die statistischen Analysen wurden mit IBM SPSS Statistics 28 (IBM SPSS, Armonk, NY) durchgeführt. Auf Basis der Mobilitätsklassen (MK)-Zuordnung wurden die Patient*innen in Gruppen eingeteilt. Für jede MK-Gruppe wurden deskriptive Statistiken für die anthropometrischen und demografischen Parameter sowie für die Messvariablen des Diagnostikgeräts erstellt. Aufgrund der ungleichen Verteilung der Patient*innen in den einzelnen MK-Gruppen wurden die Variablen anhand des Medians und des Interquartilsbereichs (IQR: 25. Perzentil, 75. Perzentil) beschrieben. Um Unterschiede zwischen den MK-Gruppen festzustellen, wurden für jeden Parameter Kruskal-Wallis-Tests durchgeführt. Gegebenenfalls folgten paarweise posthoc-Vergleiche mit Bonferroni-Korrektur für Mehrfachvergleiche. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt.

7.3.2 Ergebnisse

Teilnehmer*innen

22 Patient*innen mit einer transfemorale Amputation (2 ♀, 20 ♂) erfüllten die Einschlusskriterien und wurden in die Studie eingeschlossen. In Tabelle 20 sind die anthropometrischen und demografischen Daten der Patient*innen entsprechend der MK-Zuordnung dargestellt. Aufgrund der geringen Anzahl von Patient*innen, die als MK1 oder MK2 eingestuft wurden, wurden diese als eine Gruppe zusammengefasst.

Tab. 20: Probandencharakteristika der in die Studie eingeschlossenen Patient*innen dargestellt anhand des Medians und des Interquartilsbereichs (IQR: 25. Perzentil, 75. Perzentil) (modifiziert nach John et al. 2021a)

	MK1/2 (n=4)	MK3 (n=6)	MK4 (n=12)	p-Wert
Alter [Jahre]	75,0 (53,8; 80,5)	61,0 (51,0; 76,75)	51,5 (36,3; 60,8)	0,04
Geschlecht	4 ♂, 0 ♀	4 ♂, 2 ♀	12 ♂, 0 ♀	-
BMI [kg/m ²]	28,8 (23,9; 30,1)	25,8 (23,8; 26,7)	26,6 (24,8; 30,5)	0,40
Oberschenkelstumpf [m]	0,22 (0,18; 0,39)	0,32 (0,26; 0,35)	0,38 (0,28; 0,43)	0,18
Post-Amputation [Jahre]	28,5 (3,0; 67,5)	19,0 (7,3; 35,5)	8,5 (4,3; 24,3)	0,63

Signifikante Unterschiede sind fett gedruckt dargestellt ($p < 0,05$)

Die Kruskal-Wallis- Tests ergaben, dass sich das Alter zwischen den drei MK-Gruppen signifikant unterschied ($p=0,04$). Die MK4-Gruppe war im Durchschnitt am jüngsten, wies die größte Stumpflänge auf und die Amputation lag noch nicht so lange zurück wie bei den MK1/2- und MK3-klassifizierten Patient*innen.

Untersuchungen mit dem Diagnostikgerät

Die Ergebnisse der isometrischen Maximalkraft und der maximalen ROM des Stumpfes sowie die Ergebnisse der Gleichgewichtsanalyse sind in Tabelle 21 dargestellt. Für die Parameter der Stumpfkraft zeigten die Kruskal-Wallis-Tests nur für die Hüftflexion eine Signifikanz an ($p=0,04$). Die Posthoc- Analysen ergaben durch das angepasste Signifikanzniveau keinen Unterschied zwischen den einzelnen MK-Gruppen. Bei Betrachtung der Mediane konnte ein Anstieg der maximalen Drehmomente von der MK1/2-Gruppe zur MK4 Gruppe beobachtet werden. Besonders deutlich waren die Unterschiede zwischen der MK3- und MK4-Gruppe mit einer mittleren Differenz von 0,97 Nm/kg für die Flexion, 0,45 Nm/kg für die Extension, 0,51 Nm/kg für die Abduktion und 0,44 Nm/kg für die Adduktion. Eine grafische Darstellung der Daten in Form von Boxplots ist in Abbildung 17 zu sehen.

Die Beweglichkeitsuntersuchung des Oberschenkelstumpfes zeigte ein ähnliches Muster wie die Kraftuntersuchung. Die maximalen ROM für die Bewegungsrichtungen Flexion, Extension und Abduktion nahmen von MK1/2-Gruppe zur MK4-Gruppe zu (Tab. 21). Ein signifikanter Gruppenunterschied wurde für die Abduktion detektiert. Die MK1-Gruppe war mit knapp 21° maximaler Abduktion signifikant schlechter als die MK4-Gruppe mit $41,9^\circ$.

Tab. 21: Ergebnisse der isometrischen Krafttests und Gleichgewichtsmessungen für die einzelnen MK-Gruppen dargestellt anhand des Medians und des Interquartilsbereichs (IQR: 25. Perzentil, 75. Perzentil) (modifiziert nach John et al. 2021a)

Parameter	MK1/2	MK3	MK4	p-Wert
Kraft Stumpf				
Flexion [Nm/kg]	1,06 (0,53; 1,68)	1,21 (0,97; 1,53)	2,18 (1,39; 2,42)	0,04
Extension [Nm/kg]	0,73 (0,28; 1,13)	0,98 (0,93; 1,39)	1,43 (0,85; 1,63)	0,09
Abduktion [Nm/kg]	0,96 (0,41; 1,67)	1,00 (0,85; 1,09)	1,51 (0,91; 1,80)	0,32
Adduktion [Nm/kg]	0,98 (0,49; 1,38)	1,05 (0,74; 1,24)	1,49 (1,09; 1,92)	0,07
Mittlere Stumpfkraft[Nm/kg]	0,98 (0,43; 1,43)	1,08 (0,88; 1,27)	1,75 (1,00; 1,90)	0,07
ROM Stumpf				
Flexion [°]	83,5 (66,1; 85,7)	84,6 (70,8; 92,8)	98,2 (85,9;108,0)	0,06
Extension [°]	22,1 (17,2; 26,4)	27,8 (21,7;31,5)	25,6 (22,4; 39,2)	0,31
Abduktion [°]	20,8 ^a (19,2; 36,1)	28,1 (24,1; 33,3)	41,9 ^a (29,4;50,3)	0,02
Gleichgewicht AA				
COP-Länge [mm]	292,7 (243,3; 684,4)	244,3 (192,7; 456,5)	270,5 (217,1; 343,2)	0,54
Mittlere Auslenkung ML [mm]	4,19 (2,20; 5,93)	3,23 (2,74; 4,77)	3,21 (1,77; 4,23)	0,79
Maximale Auslenkung ML [mm]	4,74 (3,47; 6,59)	4,04 (3,53; 4,70)	3,43 (2,43; 5,31)	0,50
Mittlere Auslenkung AP [mm]	20,96 (11,75; 29,27)	14,74 (11,75; 19,02)	12,75 (10,36; 20,08)	0,59
Maximale Auslenkung AP [mm]	24,74 (19,74; 29,74)	17,80 (16,22; 23,90)	18,84 (12,77; 23,00)	0,23
Gleichgewicht AZ				
COP-Länge [mm]	925,0 (488,9; 1386,7)	624,5 (442,5; 993,8)	583,9 (387,7; 873,4)	0,50
Mittlere Auslenkung ML [mm]	7,98 (5,33; 10,17)	3,58 (2,86; 5,26)	3,38 (2,30; 7,58)	0,19
Maximale Auslenkung ML [mm]	12,04 (6,47; 16,64)	9,13 (5,54; 9,90)	8,10 (5,68; 9,49)	0,41
Mittlere Auslenkung AP [mm]	38,01 (27,32; 47,23)	17,89 (15,41; 30,87)	15,05 (11,88; 39,94)	0,27
Maximale Auslenkung AP [mm]	58,10 (34,96; 76,66)	45,06 (31,42; 48,72)	38,14 (28,09; 48,67)	0,39

Signifikante Unterschiede sind fett gedruckt dargestellt (p<0,05)

^a Signifikanter Unterschied zwischen MK1/2 und MK4

MK: Mobilitätsklasse; COP: Center of pressure; ML: mediolateral; AP: anteroposterior; AA: Augen auf; AZ: Augen zu

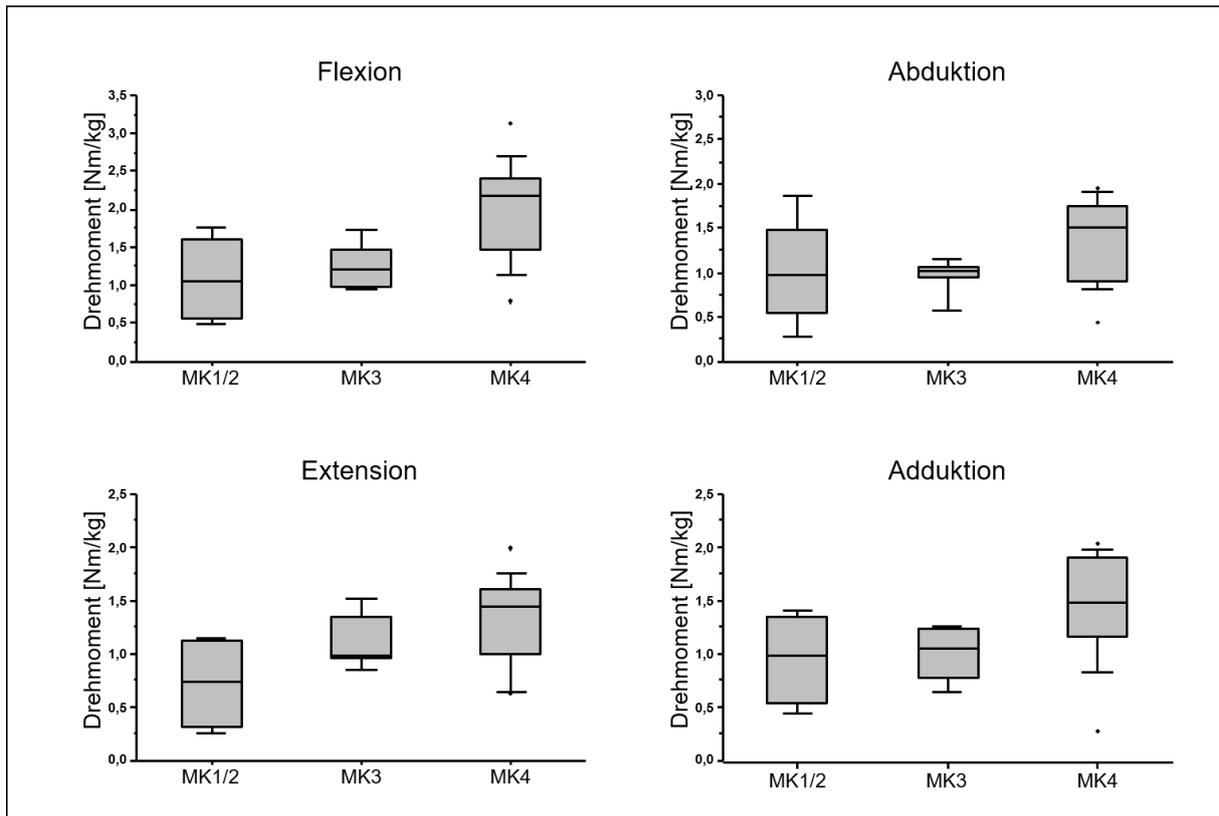


Abb. 17: Maximale Drehmomente der einzelnen MK-Gruppen für die vier Bewegungsrichtungen Flexion, Extension, Abduktion und Adduktion (modifiziert nach John et al. 2021a)

Für die Gleichgewichtsparameter ergaben die Kruskal-Wallis-Tests weder für die AA noch für die AZ-Bedingung signifikante Unterschiede in den Parametern zwischen den drei MK-Gruppen (Tab. 21). Die deskriptive Analyse zeigte, dass Unterschiede in den Medianen vor allem zwischen den MK1/2- und den MK4-klassifizierten Patient*innen sichtbar waren. Für die AA-Bedingung nahmen die mittleren und die maximalen Auslenkungen in ML- und AP-Richtung von der MK1/2- zur MK4-Gruppe ab. Für die maximale COP-Auslenkung in ML- und AP-Richtung wurde ein mittlerer Unterschied von 8 mm und 6 mm zwischen der MK1/2- und der MK4-Gruppe festgestellt. Bei der AZ-Bedingung wurden die Unterschiede zwischen den Gruppen deutlicher. Bei der COP-Länge betrug der mittlere Unterschied zwischen der MK1/2-Gruppe und der MK4-Gruppe 340 mm, und die mittleren Unterschiede bei den maximalen Auslenkungen in ML- und AP-Richtung betragen 23 mm bzw. 20 mm.

In der Abbildung 18 sind beispielhaft die COP-Schwankungswege eines MK1/2-klassifizierten sowie eines MK4-klassifizierten Amputationspatienten für die beiden Bedingungen AA und AZ dargestellt. Von der AA zur AZ-Bedingung ist eine Zunahme des Schwankungswegs und

der Schwankungsfläche für beide Patient*innen sichtbar, wobei die Zunahme für den MK4-Patienten deutlich ausgeprägter ist.

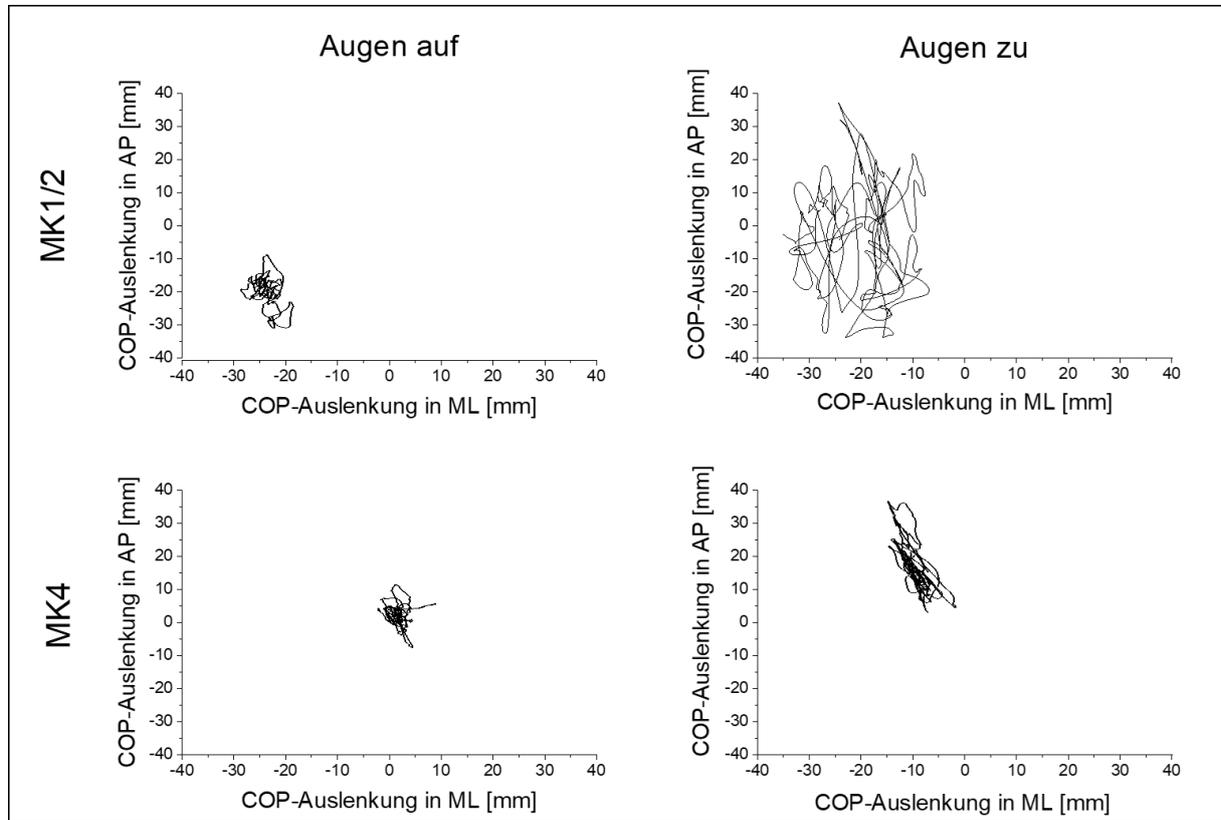


Abb. 18: Beispiele für die COP-Schwankungen eines MK1/2-Patienten im Vergleich zu einem MK4-klassifiziertem Patienten bei offenen und geschlossenen Augen (modifiziert nach John et al. 2021a)

7.4 Diskussion des Komplexes B bezüglich der Hypothesen

Teil 1- Korrelationsstudie zu bekannten Messinstrumenten

In dieser Studie wurde untersucht, inwiefern die Kraft-, Beweglichkeits- und Gleichgewichtsparameter des Diagnostikgeräts mit anderen Methoden der Funktionsbeurteilung von Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten korrelieren. Für fast alle Kraft- und Beweglichkeitsparameter der Patient*innen mit einer transfemorale (TFA) oder transtibiale Amputation (TTA) wurden signifikante positive Korrelationen mit den T- Scores des Mobilitätsfragebogens PLUS-M gefunden. Die Korrelationskoeffizienten indizierten moderate bis starke Korrelationen für die beiden Patientengruppen. Damit können die Hypothesen HB 1.1 „Die Parameter der Kraftmessung des Diagnostikgeräts korrelieren mit den PLUS-M Scores“ und HB 1.2 „Die Parameter der Beweglichkeitsmessung des Diagnostikgeräts korrelieren mit den PLUS-M Scores“ bestätigt werden. Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass die Kraft- und Beweglichkeitsdiagnostik des Diagnostikgeräts ähnliche Aspekte des Funktionsstatus der Amputationspatient*innen erfasst wie der PLUS-M. Dies war zu vermuten, da mit diesem PROM funktionelle Mobilitätsaufgaben abfragt werden, deren Bewältigung eine gewisse Stumpfmuskelkraft und Beweglichkeit auf der amputierten Seite voraussetzt (Hafner et al. 2017). Bei dem Auftragen der Mittelwerte der Kraft- und Beweglichkeitsparameter über die Mobilitätsklassen-Zuordnung der Gruppe der TFA und der Gruppe der TTA wurde eine fast lineare Zunahme der maximalen Stumpfkraft und der maximalen Stumpf-ROM von der MK1/2-Gruppe zur MK4 Gruppe festgestellt. Das kann so interpretiert werden, dass die Kraft- und Beweglichkeitsmessungen des Diagnostikgeräts die durch die Mobilitätsklasse beschriebene funktionelle Mobilität der Patient*innen gut abbilden können.

Für die Gleichgewichtsparameter wurden keine signifikanten Korrelationen gefunden. Die COP-Parameter zeigten alle eine negative Beziehung zu den PLUS-M Werten mit vorwiegend moderaten Korrelationen für die Gruppe der TFA und schwachen Korrelationen für die Gruppe der TTA. Damit kann die Hypothese HB 1.3 „Die Parameter der Gleichgewichtsmessung des Diagnostikgeräts korrelieren mit den PLUS-M Scores“ nur teilweise bestätigt werden. Die eher schwächeren Korrelationsergebnisse deuten darauf hin, dass die Messung des statischen Gleichgewichts des Diagnostikgeräts einen anderen Aspekt der Mobilität abbildet als mit dem PLUS-M erhoben wird. Dies gilt vor allem für die Gruppe der TTA. Es ist bekannt, dass die Gleichgewichtsfähigkeit von Patient*innen mit einer transtibiale Amputation nicht so stark

beeinträchtigt ist, wie die von Patient*innen mit einer transfemorale Amputation (Toumi et al. 2021). Aufgrund der höheren PLUS-M-Werte und der damit verbundenen höheren Mobilität der TTA, war der PLUS-M für diese Gruppe möglicherweise nicht sensitiv genug, um potentielle Gleichgewichtsunterschiede darzustellen. Für die Gruppe der TFA, welche im Vergleich zu der Gruppe der TTA erhöhte COP-Parameter und damit ein schlechteres Gleichgewichtsvermögen aufwies, wurden moderate Korrelationen mit den Mobilität-Scores festgestellt, was darauf hinweist, dass der PLUS-M Gleichgewichtsunterschiede in dieser Patientengruppe sensitiver widerspiegelt. Das Sturzrisiko ist bei den Amputationspatient*innen der unteren Extremität jedoch generell gegenüber gesunden Kontrollproband*innen beträchtlich erhöht (Steinberg et al. 2019). Daher sollten gerade bei dieser Patientengruppe zusätzlich zu den Mobilitätsfragebögen instrumentelle Gleichgewichtsmessungen durchgeführt werden, um Gleichgewichtsdefizite differenziert zu betrachten und mögliche Risikofaktoren zu beschreiben.

*Teil 2- Anwendungsstudie zur Analyse von Kraft- und Gleichgewichtsunterschieden bei transfemorale Amputationspatient*innen unterschiedlicher Mobilitätsklassen*

Im zweiten Teil des Komplexes B wurde untersucht, ob Unterschiede in der maximalen Stumpfkraft und in der statischen Gleichgewichtsfähigkeit bei transfemorale Amputationspatient*innen (TFA) unterschiedlicher Mobilitätsklassen bestehen. Das Ziel dieser Studie war es, diese biomechanischen Parameter daraufhin zu untersuchen, ob sie das Potenzial haben, TFA aus unterschiedlichen Mobilitätsklassen zu unterscheiden und damit als objektive Parameter für die MK-Gruppierung zu dienen.

Bei der Analyse der maximalen Stumpfkraft der TFA war ein Anstieg der maximalen Drehmomente von der MK1/2-Gruppe zur MK4 Gruppe zu beobachten. Allerdings wurden keine statistisch signifikanten Gruppenunterschiede gefunden, weshalb die Hypothese HB2.1 „Es sind signifikante Gruppenunterschiede in den Kraftparametern zwischen den Mobilitätsklassen zu erkennen“ nicht bestätigt werden kann. Obwohl nicht statistisch signifikant, müssen die Größenordnungen der Gruppenunterschiede bei den maximalen Drehmomenten beachtet werden, welche für die verschiedenen Bewegungsrichtungen zwischen 0,4 Nm/kg und 0,9 Nm/kg lagen. Heitzmann et al. (2020) untersuchten ebenfalls das maximale Drehmoment des Stumpfes von Patient*innen mit einer transfemorale Amputation in einem ähnlichen Messsystem und verglichen diese mit gesunden Kontrollproband*innen. Die Unterschiede bei den maximalen Drehmomenten zwischen der TFA (MK2 bis MK4) und der Kontrollgruppe lagen in einem ähnlichen Größenbereich (0,5-0,7 Nm/kg) und waren

statistisch signifikant. Gründe für die fehlende statistische Signifikanz in dieser Studie könnte auf die geringe Anzahl von Patient*innen aus der MK1/2- und MK3-Gruppe und die ungleichmäßige Verteilung der Teilnehmer*innen auf die MK-Gruppen zurückzuführen sein. Aufgrund der bekannten Muskelatrophien und damit einhergehenden Kraftdefizite der Stumpfmuskulatur, wurden in vorherigen Studien funktionelle Tests zur Beurteilung der Kraft der unteren Extremitäten eingesetzt. In der Studie von Beisheim et al. (2019) wurde gezeigt, dass der 5-fache Sit-to-Stand-Test das Potenzial hat, zwischen TFA aus der MK3 und der MK4 zu unterscheiden. Die Autoren konnten jedoch nicht erklären, warum die Patient*innen der MK3-Gruppe schlechter abschnitten als die Patient*innen der MK4-Gruppe. Muskelkrafttests für isolierte Muskelgruppen des Stumpfes, wie sie in dieser Studie durchgeführt wurden, haben den Vorteil, dass sie spezifische Muskelschwächen identifizieren. Die Kenntnis der individuellen Kraftdefizite ist für Patient*innen mit einer Amputation der unteren Extremitäten besonders wichtig, da die Kraft der Hüftabduktoren unter anderem mit Gangabweichungen assoziiert wurde (Heitzmann et al. 2013) und die Kraft der Hüftextensoren als größter Prädiktor für die Leistung beim 6-Minuten-Gehtest gilt (Raya et al. 2010).

Die Beweglichkeitsuntersuchung des Stumpfes der Amputationspatient*innen zeigte ein ähnliches Muster wie die Kraftuntersuchung. Die maximalen ROM für die Bewegungsrichtungen Flexion, Extension und Abduktion nahmen von der MK1/2-Gruppe zur MK4-Gruppe zu. Ein signifikanter Gruppenunterschied wurde zwischen der MK1/2- und MK4-Gruppe für die Abduktion detektiert. Damit kann die Hypothese HB2.2 „Es sind signifikante Gruppenunterschiede in den Beweglichkeitsparametern zwischen den Mobilitätsklassen zu erkennen“ teilweise bestätigt werden. Isolierte ROM-Parameter des Stumpfes wurden in der Literatur bisher noch nicht berücksichtigt, um die Klassifizierung in die Mobilitätsklassen der TFA zu optimieren. In dem Profilerhebungsbogen, welcher zur Feststellung der Mobilitätsklasse in Deutschland verwendet wird, wird die Bewegungsamplitude des Hüftgelenks bereits als objektiver Parameter erfasst (GKV Spitzenverband 2018). Allerdings wird dieser häufig mit einem Goniometer manuell gemessen und unterliegt damit auch einem gewissen Messfehler. Die objektive, sensorbasierte Messung des maximalen Bewegungsumfangs des Stumpfes, wie sie mit dem Diagnostikgerät durchgeführt wird, könnte helfen, diesen Parameter valider zu machen.

Die Gleichgewichtsdiagnostik der Amputationspatient*innen ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei MK-Gruppen, weder für die Bedingungen mit offenen noch

mit geschlossenen Augen. Damit wird die Hypothese HB2.3 „Es sind signifikante Gruppenunterschiede in den Gleichgewichtsparametern zwischen den Mobilitätsklassen zu erkennen“ nicht bestätigt. Die deskriptive Untersuchung der Mediane zeigt, dass die COP-Länge sowie die mittleren und maximalen Abweichungen des COPs von der MK1/2-Gruppe zur MK4-Gruppe abnehmen, was als bessere Gleichgewichtsfähigkeit der Patient*innen aus den höheren MK-Gruppen interpretiert werden kann. Bei allen MK-Gruppen wurden in der AP-Richtung größere Schwankungsamplituden beobachtet als in der ML-Richtung, was frühere Studien bestätigten (Ku et al. 2014). Dies lässt sich möglicherweise durch das Fehlen der Plantar- und Dorsalflexoren am amputierten Bein erklären, die für die Stabilitätskontrolle in AP-Richtung relevant sind (Da Winter 1995). Bei der Messbedingung mit geschlossenen Augen nahmen die COP-Parameter für alle MK-Gruppen zu und die Unterschiede zwischen den MK-Gruppen wurden deutlicher. Die aufgrund des fehlenden visuellen Inputs erhöhten COP-Schwankungen stehen im Einklang mit Studien, in denen ebenfalls Patient*innen mit einer Amputation der unteren Extremitäten untersucht wurden (Nadollek et al. 2002; Ku et al. 2014). Für diese Patientengruppe ist das visuelle System besonders wichtig, um Gleichgewichtsstörungen zu kompensieren, die durch fehlendes somatosensorisches Feedback der amputierten Extremität verursacht werden (Vrieling et al. 2008). Obwohl es in dieser Studie nicht bewiesen werden konnte, könnten Gleichgewichtsdagnostiken mit geschlossenen Augen eine potentielle Methode zur Differenzierung von verschiedenen MK-Gruppen sein, da sich die Mechanismen zur Gleichgewichtskontrolle in Abhängigkeit von den funktionellen Fähigkeiten der Patient*innen unterscheiden. Die statischen Gleichgewichtsanalysen, wie sie mit dem Diagnostikgerät durchgeführt werden, könnten hilfreich sein, um Defizite in der posturalen Kontrolle differenziert in AP- oder ML- Richtung zu detektieren. Statische Gleichgewichtstests könnten somit zusätzlich zu dynamischen Gleichgewichtstests durchgeführt werden, die sich für die Unterscheidung der Patient*innen aus unterschiedlichen Mobilitätsklassen bereits als geeignet erwiesen haben (Beisheim et al. 2019).

8 Allgemeine Diskussion

Das primäre Ziel dieser Arbeit bestand darin, den Einsatz des multifunktionalen Diagnostikgeräts im Hinblick auf die biomechanische Diagnostik bei den beiden Patientengruppen der Hüft-Totalendprothese-Patient*innen und der Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten zu untersuchen.

Bevor das Gerät zur Diagnostik des funktionellen Status bei den Patient*innen eingesetzt wurde, wurden die einzelnen Messverfahren des multifunktionalen Diagnostikgerätes in einer Vorstudie auf Validität und Reliabilität untersucht. In der Vorstudie konnte bestätigt werden, dass für die Messverfahren der Kraft, der Beweglichkeit und des statischen Gleichgewichts eine Konstruktvalidität vorlag. Es wurden hohe Korrelationen mit validierten Vergleichsmesssystemen festgestellt, die ähnliche Konstrukte messen. Obwohl diese Bestimmung der Validität für Messsysteme in der Literatur beschrieben ist (Harding et al. 2017; Aertssen et al. 2019; Varol et al. 2023), ist sie in einigen Punkten kritisch zu sehen. Eine Korrelation beschreibt die Beziehung zwischen zwei Variablen. Hohe Korrelationen bedeuten, dass die Variablen der beiden Messsysteme miteinander verbunden sind, aber es bedeutet nicht automatisch, dass eine Übereinstimmung zwischen den beiden Messverfahren besteht (Giavarina 2015). Somit ist kein direkter Vergleich der absoluten Werte der Messparameter des Diagnostikgeräts mit anderen Messverfahren möglich. Aufgrund der unterschiedlichen Bauweise der Messsysteme und damit verbundenen veränderten Messbedingungen, ist ein Vergleich von absoluten Werten zwischen verschiedenen Messsystemen jedoch nicht immer ganz trivial. Außerdem ist der Vergleich zweier Messmethoden immer mit einem gewissen Fehler behaftet, da keine der beiden Methoden eine eindeutig korrekte Messung liefert, sodass es schwierig ist, den Grad der Übereinstimmung zu beurteilen (Giavarina 2015). Für die Messungen im Diagnostikgerät war es allerdings relevant zu überprüfen, ob die einzelnen Messverfahren den körperlichen Funktionsstatus der Proband*innen bzw. Patient*innen in ähnlicher Weise abbilden wie die Vergleichssysteme. Dies konnte mit der festgestellten Konstruktvalidität der einzelnen Messverfahren bestätigt werden.

In der Vorstudie wurde ebenfalls untersucht, inwiefern die Messparameter des Diagnostikgeräts in einem Test-Retest-Design reproduzierbare Ergebnisse liefern. Für die Parameter der einzelnen Messverfahren wurden hohe Reliabilitätswerte bestätigt. Diese Retest-Reliabilität ist eine wesentliche Voraussetzung, um Veränderungen der biomechanischen Parameter der Patient*innen im zeitlichen postoperativen Verlauf sowie untereinander

vergleichbar zu machen (Eid und Schmidt 2014). In der Vorstudie konnte somit gezeigt werden, dass die einzelnen Messverfahren des multifunktionalen Diagnostikgeräts valide und reliable Messergebnisse liefern. Eine große Einschränkung bezüglich der Evaluierung des Diagnostikgeräts muss jedoch beachtet werden. Für die Untersuchungen zur Validität und Reliabilität der Messverfahren wurden gesunde, junge Proband*innen rekrutiert und getestet. Normalerweise müssten die Evaluierungsstudien der Messverfahren auch mit der Personengruppe durchgeführt werden, bei denen die zukünftigen Messungen mit dem Messsystem geplant sind. Bei den Zielgruppen der Hüft-TEP-Patient*innen und der Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten handelt es sich allerdings um Personengruppen, die potentiell älter sind und tendenziell Mobilitätseinschränkungen aufweisen. Aufgrund des zeitlichen Aufwands für die Teilnahme an den Evaluierungsstudien (zwei verschiedene Messsysteme für die Validität sowie zwei verschiedene Messtage für die Retest-Reliabilität) wurde bewusst darauf verzichtet diese Untersuchungen mit der eigentlichen Zielgruppe durchzuführen.

Nach der Evaluierung der Messverfahren, wurde im Komplex A anschließend der Einsatz des multifunktionalen Diagnostikgeräts bei der ersten Patientengruppe der Hüft-TEP-Patient*innen untersucht. Um den Einsatz des Diagnostikgeräts zur biomechanischen Diagnostik bei den Hüft-TEP-Patient*innen zu überprüfen, wurden zwei Studien durchgeführt, eine Korrelationsstudie zur klinischen Evaluierung und eine Anwendungsstudie mit aktueller wissenschaftlicher Fragestellung für diese Patientengruppe. In der Korrelationsstudie wurde untersucht, ob die biomechanischen Parameter des Diagnostikgeräts den Funktionsstatus der Hüft-TEP-Patient*innen ähnlich beschreiben, wie herkömmliche Messinstrumente, die zur Funktionsbeurteilung im klinischen Alltag eingesetzt werden. Die Korrelationsstudie zeigte, dass sich die Parameter der Hüftkraftmessung in den PROMs und klinischen Funktionstests widerspiegeln, während die Gleichgewichtsanalyse des Diagnostikgeräts im Vergleich zu den anderen Messmethoden zusätzliche Informationen zu liefern scheint. In den letzten Jahren wurde in der Literatur umfangreich über die richtigen Messinstrumente zur Funktionsdiagnostik der Hüft-TEP-Patient*innen diskutiert und Korrelationen zwischen den einzelnen Messverfahren (PROMs, klinische Funktionstests und biomechanische Messverfahren) untersucht. Die Ergebnisse sind nicht alle konsistent, aber in den meisten Studien wurden überwiegend schwache Korrelationen zwischen den verschiedenen Messmethoden gefunden (Imada et al. 2018; Naili et al. 2019; Biggs et al. 2022). Vor allem in den frühen klinischen Phasen nach dem Hüftgelenkersatz wurden Diskrepanzen zwischen

PROMs und objektiven Parametern festgestellt, die mit einer Überschätzung der Funktionsfähigkeit seitens der Patienten einherging (Dayton et al. 2016; Luna et al. 2017). Mehrere Autoren kamen zu dem Schluss, dass für die ganzheitliche Funktionsbeurteilung von Hüft-TEP-Patient*innen neben den in der Klinik etablierten subjektiven PROMs unbedingt auch objektive Messverfahren erforderlich sind (Naili et al. 2019; Dayton et al. 2016; Luna et al. 2017).

Das multifunktionale Diagnostikgerät bietet den Vorteil, dass es mehrere objektive Untersuchungsverfahren vereint, die für die Bewertung des funktionellen Status und der allgemeinen Mobilität der Patient*innen nach Einsatz des künstlichen Hüftgelenks relevant sind. Mit dem Diagnostikgerät können die Kraft der hüftumgebenden Muskulatur sowie die maximalen Bewegungsamplituden des Hüftgelenks in den verschiedenen Bewegungsrichtungen quantifiziert und in Relation zur nicht-operierten Seite sowie zu gesunden Kontrollproband*innen gesetzt werden. Das Detektieren potenzieller postoperativer Asymmetrien und Defizite ist insbesondere für Hüft-TEP-Patient*innen wichtig, um eine Überbelastung der nicht-operierten Seite und damit eingehende Folgeschäden, wie erhöhten Gelenkverschleiß oder Rückenschmerzen zu vermeiden (Talis et al. 2008; Cooper et al. 2016).

In der Anwendungsstudie des Komplexes A wurde daher der Fragestellung nachgegangen, ob auch fünf Jahre nach Einsatz des künstlichen Hüftgelenks noch signifikante Seitenunterschiede und allgemeine Defizite in Kraft und Beweglichkeit der Hüfte sowie statischer Gleichgewichtsfähigkeit vorliegen. Mithilfe des Diagnostikgeräts konnte aufgedeckt werden, dass signifikante Asymmetrien in der Hüftabduktionskraft und Hüftflexion bestanden sowie alle Hüftkraft- und Hüft-ROM-Parameter der operierten Seite im Vergleich zu einer gesunden Kontrollgruppe signifikant reduziert waren. Persistierende Kraftdefizite und Bewegungseinschränkungen können sich auf viele Bereiche des alltäglichen Lebens der Hüft-TEP-Patient*innen negativ auswirken und mit Schmerzen einhergehen (Mariconda et al. 2011; Ozcadirci et al. 2021). Muskelkrafttests für isolierte Muskelgruppen und maximale ROM-Untersuchungen des Hüftgelenks haben den Vorteil, dass die Kraftdefizite und Bewegungseinschränkungen der Patient*innen spezifisch detektiert und quantifiziert werden können. Nur wenn diese Defizite genau lokalisiert sind, können therapeutische Maßnahmen gezielt eingesetzt werden, um die muskuloskelettalen Dysfunktionen der Patient*innen zu verbessern.

Im Komplex A konnte somit gezeigt werden, dass das Diagnostikgerät erfolgreich bei Hüft-TEP-Patient*innen eingesetzt wurde und einen Mehrwert bei der Beantwortung einer aktuellen wissenschaftlichen Frage lieferte. Gerade bei dieser Patientengruppe ist aufgrund der immer jünger werdenden Patient*innen der Anspruch an die Funktionalität des künstlichen Hüftgelenks hoch, um unter anderem nach der Operation wieder sportliche Aktivitäten aufnehmen zu können (Meek et al. 2020; Judge et al. 2011). Eine objektive und differenzierte Diagnostik des Funktionsstatus der Hüft-TEP-Patient*innen, sowie wie sie mit dem Diagnostikgerät möglich ist, ist daher umso wichtiger, um nach dem Hüftgelenkersatz potentielle persistierende Defizite zu detektieren, zu behandeln und damit dem Funktionsanspruch der Patient*innen gerecht zu werden.

Obwohl die einzelnen Messverfahren des Diagnostikgerät bereits viele Bereiche abdecken, um die Funktion der unteren Extremitäten umfassend zu quantifizieren, fehlt ein wichtiger Aspekt in der Bewegungsbeurteilung der Patient*innen. Mithilfe von instrumentierten Ganganalysen kann das dynamische Bewegungsverhalten der Patient*innen objektiv abgebildet und evaluiert sowie postoperativ fortbestehende Störungen des Gangbilds sichtbar gemacht werden (Jöllenbeck und Pietschmann 2019). Analysen des Gangs sind für die Hüft-TEP-Patient*innen wichtig, da der Wunsch wieder freier und normaler gehen zu können neben der Schmerzreduktion einer der Hauptgründe für die Entscheidung zur Operation ist (Bahadori et al. 2020). Um eine ganzheitliche Funktionsbeurteilung der Patient*innen nach hüftendoprothetischer Versorgung zu gewährleisten, sollten daher zusätzlich zu den Messungen im Diagnostikgerät instrumentierte Ganganalysen durchgeführt werden.

Im Komplex B wurde der Einsatz des multifunktionalen Diagnostikgruppe bei der zweiten Patientengruppe der Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten untersucht. Um den Einsatz des Diagnostikgeräts zur biomechanischen Diagnostik bei den Amputationspatient*innen zu überprüfen, wurden ebenfalls eine Korrelationsstudie und eine Anwendungsstudie mit aktueller wissenschaftlicher Fragestellung für diese Patientengruppe durchgeführt. In der Korrelationsstudie wurden die Kraft-, Beweglichkeits- und Gleichgewichtsparameter des Diagnostikgeräts in Relation zu anderen Methoden der Funktionsbeurteilung von Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten gesetzt. Die Parameter der Kraft- und Beweglichkeitsmessung zeigten hohe Korrelationen mit dem Mobilitätsfragebogen PLUS-M und spiegelten sich auch in der vorhandenen Mobilitätsklasseneinteilung der Amputationspatient*innen wider. Die Messung des statischen

Gleichgewichts scheint, wie bei den Hüft-TEP-Patient*innen, einen anderen Aspekt der körperlichen Funktion abzubilden als die untersuchten Vergleichsmethoden. Diese zusätzlichen Informationen über das Schwankungsverhalten bei der Gleichgewichtskontrolle sollten aufgrund des erhöhten Sturzrisikos von Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten bei der Beurteilung des physischen Funktionsstatus berücksichtigt werden.

Für Patient*innen mit einer transfemorale oder transtibiale Amputation besteht ein genereller Bedarf an spezialisierten Untersuchungsgeräten, welche den körperlichen Funktionsstatus objektiv beurteilen und gleichzeitig eine sichere und komfortable Messumgebung bieten. Das multifunktionale Diagnostikgerät ist aufgrund der besonderen baulichen Eigenschaften (Beckenhalterung, rotierbare Bodenplatte, schwenkbarer Sitz zum Ausruhen des Standbeins) auf die Bedürfnisse von Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten zugeschnitten. Ein weiterer Vorteil des Geräts für diese Patientengruppe besteht darin, dass viele individuelle Messeinstellungen vorgenommen werden können, zum Beispiel verschiedene Positionen der Bandage bei isometrischen Maximalkrafttests aufgrund von unterschiedlicher Oberschenkelstumpflängen. Gerade bei Patient*innen mit einer transfemorale Amputation ist die Atrophie der Stumpfmuskulatur und damit einhergehende Kraft- und Beweglichkeitsdefizite besonders ausgeprägt und beeinflussen den Gang, das Gleichgewicht und die alltägliche Mobilität (Hewson et al. 2020; Heitzmann et al. 2020). Obwohl die Relevanz der Stumpfmuskulatur für das Gangbild und die alltägliche Mobilität der Amputationspatient*innen belegt ist, wurden dieser Parameter noch nicht als mögliche objektive Messgrößen zur Unterstützung der Mobilitätsklasseneinteilung untersucht. Objektive Messparameter, die in der Lage sind zwischen Mobilitätsklassen (MK) zu unterscheiden, können helfen die bisher sehr subjektive MK-Klassifizierung der Amputationspatient*innen zu verbessern (Sions et al. 2018; Borrenpohl et al. 2016). Daher wurde in der Anwendungsstudie des Komplexes B der Frage nachgegangen, ob mithilfe der biomechanischen Parameter des Diagnostikgeräts Leistungsunterschiede bei transfemorale Amputationspatient*innen unterschiedlicher Mobilitätsklasse (MK1 bis MK4) zu erkennen sind. Mittels der Messverfahren des Diagnostikgeräts konnte aufgedeckt werden, dass sich die Stumpfmuskulatur, die Beweglichkeit des Stumpfes und die Gleichgewichtsfähigkeit zwischen den Patient*innen aus unterschiedlicher Mobilitätsklassen unterschieden. Aufgrund der Größenordnung der festgestellten Gruppenunterschiede wurde geschlossen, dass die Parameter des Diagnostikgeräts das Potential haben als objektive Messgrößen zur Unterstützung der MK-Klassifizierung zu dienen.

Im Komplex B konnte somit dargestellt werden, dass das Diagnostikgerät auch erfolgreich bei Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten eingesetzt wurde und mithilfe der einzelnen Messverfahren eine relevante Forschungsfrage in dieser Patientengruppe beantwortet werden konnte. Die Anzahl der Patient*innen in dieser Zielgruppe ist im Gegensatz zu den Hüft-TEP-Patient*innen deutlich geringer, aber die physischen und psychologischen Folgen der Operation umso gravierender (Baumgartner et al. 2018). Da es derzeit kein spezialisiertes Diagnostikgerät zur Funktionsbeurteilung und Dokumentation des Leistungsstandes für Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten gibt, könnte das Diagnostikgerät mit seinen Messmöglichkeiten diese Lücke schließen. Die Untersuchungsverfahren zur Bestimmung der Kraft und Beweglichkeit des Stumpfes auf der amputierten Seite sowie die Gleichgewichtsfähigkeit mit Prothese decken viele Aspekte, ab die für die alltägliche Mobilität der Amputationspatient*innen von Bedeutung sind. Bei Patient*innen mit einer Oberschenkelamputation ist gerade die Untersuchung der Oberschenkelstumpfmuskulatur wichtig, da die Muskelkraft in diesen Muskelgruppen im Vergleich zur intakten Seite und zu Kontrollproband*innen am stärksten reduziert ist (Heitzmann et al. 2020; Hewson et al. 2020).

Für die Beurteilung der Unterschenkelstumpfkraft der Patient*innen mit einer transtibialen Amputation fehlt allerdings die Kraftuntersuchung der knieumgebenden Muskulatur im Diagnostikgerät. Auch wenn die hüftgebenden Muskulatur auch für diese Patientengruppe relevant ist, sind die Kraftdefizite und Kraftasymmetrien vor allen in den Knieflexoren und Knieextensoren ausgeprägt (Da Fontes Filho et al. 2021; Lloyd et al. 2010). Eine kürzlich veröffentlichte Studie hob nochmals hervor, wie wichtig die Diagnostik und Erhaltung der Kraft dieser Muskelgruppen für Unterschenkelamputierte ist, um funktionelle Aufgaben im Alltag zu bewältigen (Ihmels et al. 2022). Da diese Muskelgruppen auch für die Führung der Unterschenkelprothese verantwortlich sind, sollte in Zukunft durch bauliche Anpassungen des Diagnostikgeräts auch die Analyse der knieumgebenden Muskulatur implementiert werden, um eine umfassendere Funktionsbeurteilung von Patient*innen mit einer transtibialen Amputation zu erreichen. Ein weiterer Aspekt, der bei der zukünftigen Optimierung des Diagnostikgeräts berücksichtigt werden sollte, ist die Erweiterung der Gleichgewichtsmessung. Die statische Gleichgewichtsmessung des multifunktionalen Diagnostikgeräts sollte durch dynamische Gleichgewichtsmessungen ergänzt werden, um die posturale Kontrolle der Amputationspatient*innen besser abbilden zu können. Durch die Hinzunahme einer zweiten Kraftmessplatte könnte die Gewichtsverteilung zwischen dem

amputierten und nicht-amputierten Bein quantifiziert werden, was bei der Diagnostik dieser Patientengruppe ebenfalls von großer Relevanz ist (Da Fontes Filho et al. 2021). Für die ganzheitliche objektive Beurteilung des Funktionsstatus von Amputationspatient*innen fehlt des Weiteren die biomechanische Analyse des Gangs. Das Tragen der Prothese führt durch die veränderte Belastungsverteilung zu einer Veränderung der Biomechanik der Bewegungen der Patient*innen, die sich häufig in ineffizienten Bewegungsmustern und einem asymmetrischen Gang äußert (Kaufman et al. 2012). Um damit verbundene Fehlbelastungen und Sekundärschäden zu vermeiden, sollten biomechanische Ganganalysen zusätzlich zu den Untersuchungen im Diagnostikgerät durchgeführt werden.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass das multifunktionale Diagnostikgerät für beide untersuchten Patientengruppen eine objektive Diagnostik des Funktionsstatus ermöglicht, da differenzierte Aussagen über die Kraft der hüftumgebenden Muskulatur, Bewegungsamplituden und das Gleichgewicht getroffen werden können. Dies bietet gegenüber PROMs und klinischen Funktionstests bei der Erkennung und gezielten Behandlungen von Defiziten und Asymmetrien einen großen Vorteil. Darüber hinaus wurden einige Punkte angesprochen, in denen die Untersuchungsverfahren des Diagnostikgeräts noch optimiert werden könnten, um eine umfassendere Diagnostik zu ermöglichen. Ein Diskussionspunkt, der für beide Patientengruppen allerdings offenbleibt, ist, inwieweit die Diagnostik mit dem multifunktionalen Diagnostikgerät in den Alltag von Kliniken und Rehabilitationseinrichtungen integriert werden kann. Als Prototyp ist das Diagnostikgerät derzeit sehr groß und schwer und erfordert während der Messung einige manuelle Anpassungen, was zeitaufwendig sein kann. Für den Einsatz im klinischen Umfeld müsste das Gerät baulich verändert werden, indem es kleiner und mobiler wird und die Messeinstellungen motorisiert vorgenommen werden können.

9 Fazit und Ausblick

Als Fazit dieser Arbeit lässt sich festhalten, dass das multifunktionale Diagnostikgerät aufgrund der kombinierten biomechanischen Untersuchungsverfahren die Möglichkeit bietet, mehrere relevanten Aspekte der Funktionalität und Mobilität der untersuchten Patientengruppen abzubilden und somit einen Mehrwert für die umfassendere objektive Funktionsbewertung von Hüft-TEP-Patient*innen und Amputationspatient*innen der unteren Extremitäten darstellt. Für wissenschaftliche Fragestellungen hat sich der Einsatz des multifunktionalen Diagnostikgeräts bewährt. Inwiefern sich die Messungen mit dem Gerät in den klinischen Alltag oder Rehabilitationseinrichtungen integrieren lassen, bleibt zunächst offen und muss in Zukunft untersucht werden.

In zukünftigen Studien sollte das multifunktionale Diagnostikgerät in Längsschnittuntersuchungen eingesetzt werden, um Veränderung des funktionellen Status der Patient*innen im postoperativen Verlauf sowie nach therapeutischen Maßnahmen zu quantifizieren. Nur so können konkrete Aussagen über mögliche Ursachen und Faktoren für postoperative Defizite und anhaltenden Funktionsstörungen der Patient*innen getroffen werden und dargestellt werden, inwieweit die biomechanischen Parameter des Diagnostikgeräts mehr Informationen liefern als herkömmliche Messinstrumente. Darüber hinaus sollte der Anwendungsbereich des multifunktionalen Diagnostikgeräts erweitert werden. Bei vielen Patientengruppen ist die objektive Beurteilung der Kraft und Beweglichkeit der unteren Extremitäten sowie des Gleichgewichts relevant. Aufgrund der komfortablen und sicheren Messumgebung, die das Diagnostikgerät bietet, können auch ältere und mobileingeschränkte Patient*innen, die mehr Sicherheit benötigen, gemessen werden. Als Beispiel können hier neurologische Patient*innen genannt werden. Damit bietet das multifunktionale Diagnostikgerät noch viel Potenzial, das es in Zukunft zu erforschen gilt.

Literaturverzeichnis

- Adamczyk, Peter Gabriel; Kuo, Arthur D. (2015): Mechanisms of Gait Asymmetry Due to Push-Off Deficiency in Unilateral Amputees. In: *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 23 (5), S. 776–785. DOI: 10.1109/TNSRE.2014.2356722.
- Aertssen, Wendy; Smulders, Ellen; Smits-Engelsman, Bouwien; Rameckers, Eugene (2019): Functional strength measurement in cerebral palsy: feasibility, test-retest reliability, and construct validity. In: *Developmental neurorehabilitation* 22 (7), S. 453–461. DOI: 10.1080/17518423.2018.1518963.
- Ahmadi, Shirko; Uchida, Marco Carlos (2021): Place of the gold standard isokinetic dynamometer in Paralympic sports: a systematic review. In: *hm* 22 (3), S. 1–10. DOI: 10.5114/hm.2021.100319.
- Bahadori, Shayan; Collard, Sarah; Williams, Jonathan Mark; Swain, Ian (2020): Why Do People Undergo THR and What Do They Expect to Gain-A Comparison of the Views of Patients and Health Care Professionals. In: *Journal of patient experience* 7 (6), S. 1778–1787. DOI: 10.1177/2374373520956735.
- Bahl, J. S.; Nelson, M. J.; Taylor, M.; Solomon, L. B.; Arnold, J. B.; Thewlis, D. (2018): Biomechanical changes and recovery of gait function after total hip arthroplasty for osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis. In: *Osteoarthritis and cartilage* 26 (7), S. 847–863. DOI: 10.1016/j.joca.2018.02.897.
- Ballreich, Rainer (Hg.) (1996): Grundlagen der Biomechanik des Sports. Probleme, Methoden, Modelle. 2., neu bearb. Aufl. Stuttgart: Enke.
- Barnett, C. T.; Vanicek, N.; Polman, R. C. J. (2013): Postural responses during volitional and perturbed dynamic balance tasks in new lower limb amputees: a longitudinal study. In: *Gait & posture* 37 (3), S. 319–325. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.07.023.
- Baumgartner, René; Greitemann, Bernhard; Berli, Martin; Kokegei, Detlef; Schäfer, Michael; Teutrine, Peter (Hg.) (2018): Technische Orthopädie. 4., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.
- Beisheim, Emma Haldane; Horne, John Robert; Pohlig, Ryan Todd; Sions, Jaclyn Megan (2019): Differences in Measures of Strength and Dynamic Balance Among Individuals With Lower-Limb Loss Classified as Functional Level K3 Versus K4. In: *American journal of physical medicine & rehabilitation* 98 (9), S. 745–750. DOI: 10.1097/PHM.0000000000001183.
- Bellamy, N.; Buchanan, W. W.; Goldsmith, C. H.; Campbell, J.; Stitt, L. W. (1988): Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. In: *The Journal of rheumatology* 15 (12), S. 1833–1840.
- Bertocci, Gina E.; Munin, Michael C.; Frost, Karen L.; Burdett, Ray; Wassinger, Craig A.; Fitzgerald, Shirley G. (2004): Isokinetic performance after total hip replacement. In: *American journal of physical medicine & rehabilitation* 83 (1), S. 1–9. DOI: 10.1097/01.PHM.0000098047.26314.93.
- Biberthaler, Peter (2020): PROM in der Unfallchirurgie. In: *Der Unfallchirurg* 123 (5), S. 341. DOI: 10.1007/s00113-020-00803-9.
- Biggs, Paul; Holsgaard-Larsen, Anders; Holt, Cathy A.; Naili, Josefine E. (2022): Gait function improvements, using Cardiff Classifier, are related to patient-reported function and pain following hip arthroplasty. In: *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 40 (5), S. 1182–1193. DOI: 10.1002/jor.25149.

- Black, Nick (2013): Patient reported outcome measures could help transform healthcare. In: *BMJ (Clinical research ed.)* 346, f167. DOI: 10.1136/bmj.f167.
- Bland, J. M.; Altman, D. G. (1986): Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. In: *Lancet (London, England)* 1 (8476), S. 307–310.
- Bleß, H.-H.; Kip, M. (2017): *Weißbuch Gelenkersatz*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Bolink, Stijn A. A. N.; Lenguerrand, Erik; Brunton, Luke R.; Hinds, Nicole; Wylde, Vikki; Heyligers, Ide C. et al. (2019): The association of leg length and offset reconstruction after total hip arthroplasty with clinical outcomes. In: *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 68, S. 89–95. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2019.05.015.
- Bork, Hartmut; Gottfried, Thomas; Greitemann, Bernd (2021): Rehabilitation nach Hüftendoprothese. In: *Die Rehabilitation* 60 (3), S. 204–217. DOI: 10.1055/a-1275-2555.
- Borrenpohl, Dylan; Kaluf, Brian; Major, Matthew J. (2016): Survey of U.S. Practitioners on the Validity of the Medicare Functional Classification Level System and Utility of Clinical Outcome Measures for Aiding K-Level Assignment. In: *Archives of physical medicine and rehabilitation* 97 (7), S. 1053–1063. DOI: 10.1016/j.apmr.2016.02.024.
- Brandt, Hanna (2020): Den Stumpf optimalvorbereiten – Amputationen Teil 1: Akutversorgung nach der Operation. In: *physiopraxis* 18 (07/08), S. 26–29. DOI: 10.1055/a-1181-6065.
- Bretschneider, H.; Günther, K.-P. (2015): Hüftgelenk – Arthrose und Arthritis. In: *Radiologie up2date* 15 (04), S. 359–383. DOI: 10.1055/s-0041-108904.
- Brito, João; Fontes, Ivo; Ribeiro, Fernando; Raposo, António; Krustup, Peter; Rebelo, António (2012): Postural stability decreases in elite young soccer players after a competitive soccer match. In: *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine* 13 (3), S. 175–179. DOI: 10.1016/j.ptsp.2011.07.004.
- Brown, M.; Sinacore, D. R.; Binder, E. F.; Kohrt, W. M. (2000): Physical and performance measures for the identification of mild to moderate frailty. In: *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences* 55 (6), M350-5. DOI: 10.1093/gerona/55.6.M350.
- Carlson, Kevin D.; Herdman, Andrew O. (2012): Understanding the Impact of Convergent Validity on Research Results. In: *Organizational Research Methods* 15 (1), S. 17–32. DOI: 10.1177/1094428110392383.
- Cella, David F.; Hahn, Elizabeth A.; Jensen, Sally E.; Butt, Zeeshan; Nowinski, Cindy J.; Rothrock, Nan; Lohr, Kathleen N. (2015): *Patient-Reported Outcomes in Performance Measurement*. Research Triangle Park, NC: RTI International / RTI Press (RTI Press Publication). Online verfügbar unter <https://ebookcentral.proquest.com/lib/kxp/detail.action?docID=6824321>.
- Chang, Chun-Ju; Lin, Na-Ling; Lee, Mel S.; Chern, Jen-Suh (2015): Recovery of Posture Stability at Different Foot Placements in Patients Who Underwent Minimally Invasive Total Hip Arthroplasty: A One-Year Follow-Up Study. In: *BioMed research international* 2015, S. 463792. DOI: 10.1155/2015/463792.
- Chen, Baoliang; Liu, Peng; Xiao, Feiyun; Liu, Zhengshi; Wang, Yong (2021): Review of the Upright Balance Assessment Based on the Force Plate. In: *International journal of environmental research and public health* 18 (5). DOI: 10.3390/ijerph18052696.
- Christiansen, Cory L.; Miller, Matthew J.; Murray, Amanda M.; Stephenson, Ryan O.; Stevens-Lapsley, Jennifer E.; Hiatt, William R.; Schenkman, Margaret L. (2018): Behavior-Change Intervention Targeting Physical Function, Walking, and Disability After Dysvascular Amputation: A Randomized Controlled Pilot Trial. In: *Archives of*

- physical medicine and rehabilitation* 99 (11), S. 2160–2167. DOI: 10.1016/j.apmr.2018.04.011.
- Churruga, Kate; Pomare, Chiara; Ellis, Louise A.; Long, Janet C.; Henderson, Suzanna B.; Murphy, Lisa E. D. et al. (2021): Patient-reported outcome measures (PROMs): A review of generic and condition-specific measures and a discussion of trends and issues. In: *Health expectations : an international journal of public participation in health care and health policy* 24 (4), S. 1015–1024. DOI: 10.1111/hex.13254.
- Cinnamon, Christopher C.; Longworth, Jessica A.; Brunner, J. Heather; Chau, Vivian K.; Ryan, Colleen A.; Dapiton, Kris R. et al. (2019): Static and dynamic abductor function are both associated with physical function 1 to 5 years after total hip arthroplasty. In: *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 67, S. 127–133. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2019.05.009.
- Claes, Lutz; Kirschner, Peter; Perka, Carsten; Rudert, Maximilian (2012): *AE-Manual der Endoprothetik*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Clement, Nicholas D.; Weir, David; Holland, James P.; Gerrand, Craig H.; Deehan, David J. (2019): An Overview and Predictors of Achieving the Postoperative Ceiling Effect of the WOMAC Score Following Total Knee Arthroplasty. In: *The Journal of arthroplasty* 34 (2), S. 273–280. DOI: 10.1016/j.arth.2018.10.004.
- Cohen, Jacob (2013): *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*: Routledge.
- Constantinou, Maria; Barrett, Rod; Brown, Mark; Mills, Peter (2014): Spatial-temporal gait characteristics in individuals with hip osteoarthritis: a systematic literature review and meta-analysis. In: *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 44 (4), 291–B7. DOI: 10.2519/jospt.2014.4634.
- Cooper, Nicholas A.; Scavo, Kelsey M.; Strickland, Kyle J.; Tipayamongkol, Natti; Nicholson, Jeffrey D.; Bewyer, Dennis C.; Sluka, Kathleen A. (2016): Prevalence of gluteus medius weakness in people with chronic low back pain compared to healthy controls. In: *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* 25 (4), S. 1258–1265. DOI: 10.1007/s00586-015-4027-6.
- Da Fontes Filho, Carlos Henrique Silva; Laett, Conrado Torres; Gavilão, Ubiratã Faleiro; Campos, José Carlos de; Alexandre, Dângelo José de Andrade; Cossich, Victor R. A.; Sousa, Eduardo Branco de (2021): Bodyweight distribution between limbs, muscle strength, and proprioception in traumatic transtibial amputees: a cross-sectional study. In: *Clinics (Sao Paulo, Brazil)* 76, e2486. DOI: 10.6061/clinics/2021/e2486.
- Da Winter (1995): Human balance and posture control during standing and walking. In: *Gait & posture* 3 (4), S. 193–214. DOI: 10.1016/0966-6362(96)82849-9.
- Dawson, J.; Fitzpatrick, R.; Carr, A.; Murray, D. (1996): Questionnaire on the perceptions of patients about total hip replacement. In: *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 78 (2), S. 185–190.
- Dayton, Michael R.; Judd, Dana L.; Hogan, Craig A.; Stevens-Lapsley, Jennifer E. (2016): Performance-Based Versus Self-Reported Outcomes Using the Hip Disability and Osteoarthritis Outcome Score After Total Hip Arthroplasty. In: *American journal of physical medicine & rehabilitation* 95 (2), S. 132–138. DOI: 10.1097/PHM.0000000000000357.
- Demeco, Andrea; Frizziero, Antonio; Nuresi, Christian; Buccino, Giovanni; Pisani, Francesco; Martini, Chiara et al. (2023): Gait Alteration in Individual with Limb Loss: The Role of Inertial Sensors. In: *Sensors (Basel, Switzerland)* 23 (4). DOI: 10.3390/s23041880.
- Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie (2019): *Nachbehandlungsempfehlungen 2019*.

- Di Laura Frattura, Giorgio; Bordoni, Vittorio; Feltri, Pietro; Fusco, Augusto; Candrian, Christian; Filardo, Giuseppe (2022): Balance Remains Impaired after Hip Arthroplasty: A Systematic Review and Best Evidence Synthesis. In: *Diagnostics (Basel, Switzerland)* 12 (3). DOI: 10.3390/diagnostics12030684.
- Dias Correia, Fernando; Nogueira, André; Magalhães, Ivo; Guimarães, Joana; Moreira, Maria; Barradas, Isabel et al. (2019): Digital Versus Conventional Rehabilitation After Total Hip Arthroplasty: A Single-Center, Parallel-Group Pilot Study (Preprint).
- Dite, Wayne; Temple, Vivienne A. (2002): A clinical test of stepping and change of direction to identify multiple falling older adults. In: *Archives of physical medicine and rehabilitation* 83 (11), S. 1566–1571. DOI: 10.1053/apmr.2002.35469.
- Dittrich, Heimbert; Schimmack, Manuel; Siemsen, Claus-Heinrich (2019): Orthopädische Biomechanik. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Eid, Michael; Schmidt, Katharina (2014): Testtheorie und Testkonstruktion. Göttingen, Bern, Wien: Hogrefe (Bachelorstudium Psychologie).
- Endres, Heinz; Schneider, Olaf; Scharf, Hanns-Peter; Kaufmann-Kolle, Petra; Knapstein, Sabine; Hermann, Christopher et al. (2018): Koxarthrose – Epidemiologie und Versorgungsrealität – Versorgungsdatenanalyse von 2,4 Millionen Versicherten der AOK Baden-Württemberg ab 40 Jahren. In: *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 156 (6), S. 672–684. DOI: 10.1055/a-0648-4945.
- Esquenazi, Alberto (2014): Gait analysis in lower-limb amputation and prosthetic rehabilitation. In: *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America* 25 (1), S. 153–167. DOI: 10.1016/j.pmr.2013.09.006.
- Evans, Jonathan T.; Evans, Jonathan P.; Walker, Robert W.; Blom, Ashley W.; Whitehouse, Michael R.; Sayers, Adrian (2019): How long does a hip replacement last? A systematic review and meta-analysis of case series and national registry reports with more than 15 years of follow-up. In: *Lancet (London, England)* 393 (10172), S. 647–654. DOI: 10.1016/S0140-6736(18)31665-9.
- Ferguson, Rory J.; Palmer, Antony, JR; Taylor, Adrian; Porter, Martyn L.; Malchau, Henrik; Glyn-Jones, Sion (2018): Hip replacement. In: *Lancet (London, England)* 392 (10158), S. 1662–1671. DOI: 10.1016/S0140-6736(18)31777-X.
- Finco, M. G.; Kim, Suhhyun; Ngo, Wayne; Menegaz, Rachel A. (2022): A review of musculoskeletal adaptations in individuals following major lower-limb amputation. In: *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions* 22 (2), S. 269–283.
- Fortier, Luc M.; Rockov, Zachary A.; Chen, Antonia F.; Rajaei, Sean S. (2021): Activity Recommendations After Total Hip and Total Knee Arthroplasty. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 103 (5), S. 446–455. DOI: 10.2106/JBJS.20.00983.
- Friesenbichler, Bernd; Casartelli, Nicola C.; Wellauer, Vanessa; Item-Glatthorn, Julia F.; Ferguson, Stephen J.; Leunig, Michael; Maffiuletti, Nicola A. (2018): Explosive and maximal strength before and 6 months after total hip arthroplasty. In: *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 36 (1), S. 425–431. DOI: 10.1002/jor.23626.
- Fuchs, J.; Rabenberg, M.; Scheidt-Nave, C. (2013): Prävalenz ausgewählter muskuloskelettaler Erkrankungen: Ergebnisse der Studie zur Gesundheit Erwachsener in Deutschland (DEGS1). In: *Bundesgesundheitsblatt, Gesundheitsforschung, Gesundheitsschutz* 56 (5-6), S. 678–686. DOI: 10.1007/s00103-013-1687-4.
- Gailey, Robert; Allen, Kerry; Castles, Julie; Kucharik, Jennifer; Roeder, Mariah (2008): Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. In: *Journal of rehabilitation research and development* 45 (1), S. 15–29. DOI: 10.1682/jrrd.2006.11.0147.

- Gailey, Robert S.; Roach, Kathryn E.; Applegate, E. Brooks; Cho, Brandon; Cunniffe, Bridgid; Licht, Stephanie et al. (2002): The Amputee Mobility Predictor: An instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate. In: *Archives of physical medicine and rehabilitation* 83 (5), S. 613–627. DOI: 10.1053/apmr.2002.32309.
- Gallagher, Pamela; Maclachlan, Malcolm (2000): Development and psychometric evaluation of the Trinity Amputation and Prosthesis Experience Scales (TAPES). In: *Rehabilitation Psychology* 45 (2), S. 130–154. DOI: 10.1037/0090-5550.45.2.130.
- García-Rubio, Javier; Pino, José; Olivares, Pedro R.; Ibáñez, Sergio J. (2019): Validity and Reliability of the WIMUTM Inertial Device for the Assessment of Joint Angulations. In: *International journal of environmental research and public health* 17 (1). DOI: 10.3390/ijerph17010193.
- Ghofrani, Masoud; Olyaei, Golamreza; Talebian, Saeed; Bagheri, Hossein; Malmir, Kazem (2017): Test-retest reliability of linear and nonlinear measures of postural stability during visual deprivation in healthy subjects. In: *Journal of physical therapy science* 29 (10), S. 1766–1771. DOI: 10.1589/jpts.29.1766.
- Giavarina, Davide (2015): Understanding Bland Altman analysis. In: *Biochemia medica* 25 (2), S. 141–151. DOI: 10.11613/BM.2015.015.
- GKV Spitzenverband (2018): Profilerhebungsbogen für die Versorgung mit Beinprothesen. Unter Mitarbeit von GKV Spitzenverband. Online verfügbar unter https://www.gkv-spitzenverband.de/media/dokumente/krankenversicherung_1/hilfsmittel/fortschreibungen_aktuell/2019_3/20190326_Profilerhebungsbogen_Produktgruppe_24_Beinprothesen.pdf, zuletzt geprüft am 06.06.2023.
- Glapa, K.; Wolke, J.; Hoffmann, R.; Greitemann, B. (2021): Rehabilitation bei Patienten nach Amputationen an den unteren Extremitäten. In: *Gefässchirurgie* 26 (1), S. 21–32. DOI: 10.1007/s00772-020-00668-7.
- Gollwitzer, Hans (2018): Die minimal-invasive AMIS-Technik zur Implantation von Hüftprothesen : Videobeitrag. In: *Der Orthopäde* 47 (9), S. 782–787. DOI: 10.1007/s00132-018-3591-y.
- Gösele-Koppenburg, Andreas (2020): 2 Diagnostische Verfahren und Untersuchungstechniken (II). In: Martin Engelhardt, Casper Grim und Stefan Nehrer (Hg.): *Das Sportlerknie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Greitemann, Bernhard (2017): Technische Orthopädie: Prothetik an der unteren Extremität am Beispiel der Oberschenkelamputation. In: *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 155 (6), S. 737–749. DOI: 10.1055/s-0043-110774.
- Grifka, Joachim; Kuster, Markus (2011): *Orthopädie und Unfallchirurgie. Für Praxis, Klinik und Facharztprüfung*. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
- Grimberg, Alexander; Jansson, Volkmar; Lützner, Jörg; Melsheimer, Oliver; Morlock, Michael; Steinbrück, Arnd (2021): *Endoprothesenregister Deutschland. Jahresbericht 2021*. Berlin: EPRD Deutsche Endoprothesenregister.
- Grip, Helena; Nilsson, Kjell G.; Häger, Charlotte K.; Lundström, Ronnie; Öhberg, Fredrik (2019): Does the Femoral Head Size in Hip Arthroplasty Influence Lower Body Movements during Squats, Gait and Stair Walking? A Clinical Pilot Study Based on Wearable Motion Sensors. In: *Sensors (Basel, Switzerland)* 19 (14). DOI: 10.3390/s19143240.
- Grootswagers, Pol; Vaes, Anouk M. M.; Hangelbroek, Roland; Tieland, Michael; van Loon, Luc J. C.; Groot, Lisette C. P. G. M. de (2022): Relative Validity and Reliability of Isometric Lower Extremity Strength Assessment in Older Adults by Using a Handheld Dynamometer. In: *Sports health* 14 (6), S. 899–905. DOI: 10.1177/19417381211063847.

- Grothe, Tim; Postler, A.; Nowotny, J.; Lützner, J.; Günther, K. P.; Klemm, H.-T. (2019): Endoprothetik der großen Gelenke. In: *Trauma Berufskrankh* 21 (2), S. 127–143. DOI: 10.1007/s10039-019-0423-1.
- Grothe, Tim; Postler, Anne; Lützner, Jörg; Günther, Klaus-Peter (2020): Primäre Endoprothetik bei Kox- und Gonarthrose. In: *Akt Rheumatol* 45 (01), S. 67–76. DOI: 10.1055/a-0982-3939.
- Günther, Klaus-Peter; Deckert, Stefanie; Lützner, Cornelia; Lange, Toni; Schmitt, Jochen; Postler, Anne (2021): Total Hip Replacement for Osteoarthritis-Evidence-Based and Patient-Oriented Indications. In: *Deutsches Arzteblatt international* 118 (43), S. 730–736. DOI: 10.3238/arztebl.m2021.0323.
- Hafner, Brian J.; Gaunard, Ignacio A.; Morgan, Sara J.; Amtmann, Dagmar; Salem, Rana; Gailey, Robert S. (2017): Construct Validity of the Prosthetic Limb Users Survey of Mobility (PLUS-M) in Adults With Lower Limb Amputation. In: *Archives of physical medicine and rehabilitation* 98 (2), S. 277–285. DOI: 10.1016/j.apmr.2016.07.026.
- Hagberg, Kerstin; Brånemark, Rickard; Hägg, Olle (2004): Questionnaire for Persons with a Transfemoral Amputation (Q-TFA): initial validity and reliability of a new outcome measure. In: *Journal of rehabilitation research and development* 41 (5), S. 695–706.
- Häkkinen, Arja; Borg, Håkan; Kautiainen, Hannu; Anttila, Esa; Häkkinen, Keijo; Ylinen, Jari; Kiviranta, Ilkka (2010): Muscle strength and range of movement deficits 1 year after hip resurfacing surgery using posterior approach. In: *Disability and rehabilitation* 32 (6), S. 483–491. DOI: 10.3109/09638280903171451.
- Hanspal, R. S.; Fisher, Keren; Nieveen, Richard (2003): Prosthetic socket fit comfort score. In: *Disability and rehabilitation* 25 (22), S. 1278–1280. DOI: 10.1080/09638280310001603983.
- Harding, Amy T.; Weeks, Benjamin Kurt; Horan, Sean A.; Little, Andrew; Watson, Steven L.; Beck, Belinda Ruth (2017): Validity and test-retest reliability of a novel simple back extensor muscle strength test. In: *SAGE open medicine* 5, 2050312116688842. DOI: 10.1177/2050312116688842.
- Hartig, Johannes; Frey, Andreas; Jude, Nina (2012): Validität. In: Helfried Moosbrugger und Augustin Kelava (Hg.): *Testtheorie und Fragebogenkonstruktion*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg (Springer-Lehrbuch), S. 143–171.
- Heisel, Jürgen (2013): Rehabilitation bei orthopädischen Hüftproblemen. In: *Orthopädische und Unfallchirurgische Praxis* (7), S. 371–378.
- Heitzmann, Daniel W. W.; Guenther, Michael; Becher, Benjamin; Alimusaj, Merkur; Block, Julia; van Drongelen, Stefan et al. (2013): Integrating strength tests of amputees within the protocol of conventional clinical gait analysis: a novel approach. In: *Biomedizinische Technik. Biomedical engineering* 58 (2), S. 195–204. DOI: 10.1515/bmt-2012-0036.
- Heitzmann, Daniel Walter Werner; Leboucher, Julien; Block, Julia; Günther, Michael; Putz, Cornelia; Götz, Marco et al. (2020): The influence of hip muscle strength on gait in individuals with a unilateral transfemoral amputation. In: *PloS one* 15 (9), e0238093. DOI: 10.1371/journal.pone.0238093.
- Henson, David P.; Edgar, Caitlin; Ding, Ziyun; Sivapuratharasu, Biranavan; Le Feuvre, Peter; Finnegan, Mary E. et al. (2021): Understanding lower limb muscle volume adaptations to amputation. In: *Journal of biomechanics* 125, S. 110599. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2021.110599.
- Herdman, M.; Gudex, C.; Lloyd, A.; Janssen, Mf; Kind, P.; Parkin, D. et al. (2011): Development and preliminary testing of the new five-level version of EQ-5D (EQ-5D-5L). In: *Quality of life research : an international journal of quality of life aspects of*

- treatment, care and rehabilitation* 20 (10), S. 1727–1736. DOI: 10.1007/s11136-011-9903-x.
- Hewson, Alex; Dent, Shaquitta; Sawers, Andrew (2020): Strength deficits in lower limb prosthesis users: A scoping review. In: *Prosthetics and orthotics international* 44 (5), S. 323–340. DOI: 10.1177/0309364620930176.
- Highsmith, M. Jason; Schulz, Brian W.; Hart-Hughes, Stephanie; Latlief, Gail A.; Phillips, Sam L. (2010): Differences in the Spatiotemporal Parameters of Transtibial and Transfemoral Amputee Gait. In: *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics* 22 (1), S. 26–30. DOI: 10.1097/JPO.0b013e3181cc0e34.
- Horstmann, Thomas; Listringhaus, Rico; Brauner, Torsten; Grau, Stefan; Mündermann, Annegret (2013): Minimizing preoperative and postoperative limping in patients after total hip arthroplasty: relevance of hip muscle strength and endurance. In: *American journal of physical medicine & rehabilitation* 92 (12), S. 1060–1069. DOI: 10.1097/PHM.0b013e3182970fc4.
- Hunter, Susan W.; Batchelor, Frances; Hill, Keith D.; Hill, Anne-Marie; Mackintosh, Shylie; Payne, Michael (2017): Risk Factors for Falls in People With a Lower Limb Amputation: A Systematic Review. In: *PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation* 9 (2), 170-180.e1. DOI: 10.1016/j.pmrj.2016.07.531.
- Ihmels, Wyatt D.; Miller, Ross H.; Esposito, E. Russell (2022): Residual limb strength and functional performance measures in individuals with unilateral transtibial amputation. In: *Gait & posture* 97, S. 159–164. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2022.07.257.
- Imada, Allicia; Nelms, Nathaniel; Halsey, David; Blankstein, Michael (2018): Physical therapists collect different outcome measures after total joint arthroplasty as compared to most orthopaedic surgeons: a New England study. In: *Arthroplasty today* 4 (1), S. 113–117. DOI: 10.1016/j.artd.2017.08.003.
- Ismailidis, Petros; Kvarda, Peter; Vach, Werner; Cadosch, Dieter; Appenzeller-Herzog, Christian; Mündermann, Annegret (2021): Abductor Muscle Strength Deficit in Patients After Total Hip Arthroplasty: A Systematic Review and Meta-Analysis. In: *The Journal of arthroplasty* 36 (8), S. 3015–3027. DOI: 10.1016/j.arth.2021.03.042.
- Jayakaran, Prasath; Johnson, Gillian M.; Sullivan, S. John; Nitz, Jennifer C. (2012): Instrumented measurement of balance and postural control in individuals with lower limb amputation: a critical review. In: *International journal of rehabilitation research. Internationale Zeitschrift für Rehabilitationsforschung. Revue internationale de recherches de readaptation* 35 (3), S. 187–196. DOI: 10.1097/MRR.0b013e3283550ff9.
- Jensen, Carsten; Penny, Jeannette Ø.; Nielsen, Dennis B.; Overgaard, Søren; Holsgaard-Larsen, Anders (2015): Quantifying Gait Quality in Patients with Large-Head and Conventional Total Hip Arthroplasty--A Prospective Cohort Study. In: *The Journal of arthroplasty* 30 (12), 2343-8.e1. DOI: 10.1016/j.arth.2015.06.049.
- John, Stefanie; Esch, Michael; Steinert, Marvin; Witte, Kerstin (2023): Relationship Between Self-Reported Function, Functional Tests and Biomechanical Parameters in Patients 12 Months After Total Hip Arthroplasty: A Preliminary Cross-Sectional Study. In: *Indian journal of orthopaedics*. DOI: 10.1007/s43465-023-00887-6.
- John, Stefanie; Orłowski, Katja; Mrkor, Kai-Uwe; Edelmann-Nusser, Jürgen; Witte, Kerstin (2021a): DIFFERENCES IN HIP MUSCLE STRENGTH AND STATIC BALANCE IN PATIENTS WITH TRANSFEMORAL AMPUTATIONS CLASSIFIED AT DIFFERENT K-LEVELS: A PRELIMINARY CROSS-SECTIONAL STUDY. In: *Can. Prosthet. Orthot. J.* 5 (1). DOI: 10.33137/cpoj.v5i1.37456.
- John, Stefanie; Weizel, David; Heumann, Anna S.; Fischer, Anja; Orłowski, Katja; Mrkor, Kai-Uwe et al. (2021b): Persisting inter-limb differences in patients following total hip

- arthroplasty four to five years after surgery? A preliminary cross-sectional study. In: *BMC musculoskeletal disorders* 22 (1), S. 230. DOI: 10.1186/s12891-021-04099-7.
- Jokuszies, Andreas (2011): Amputationen der unteren Extremität. In: Peter M. Vogt (Hg.): *Praxis der Plastischen Chirurgie*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, S. 253–267.
- Jöllenebeck, Thomas; Pietschmann, Juliane (2019): Ganganalyse und Gangtraining in der orthopädischen Rehabilitation nach Gelenkersatz – zurück zum normalen Gang, aber wie? In: *B & G* 35 (01), S. 3–13. DOI: 10.1055/a-0818-6930.
- Jones, C. J.; Rikli, R. E.; Beam, W. C. (1999): A 30-s chair-stand test as a measure of lower body strength in community-residing older adults. In: *Research quarterly for exercise and sport* 70 (2), S. 113–119. DOI: 10.1080/02701367.1999.10608028.
- Judd, Dana L.; Dennis, Douglas A.; Thomas, Abbey C.; Wolfe, Pamela; Dayton, Michael R.; Stevens-Lapsley, Jennifer E. (2014a): Muscle strength and functional recovery during the first year after THA. In: *Clinical orthopaedics and related research* 472 (2), S. 654–664. DOI: 10.1007/s11999-013-3136-y.
- Judd, Dana L.; Thomas, Abbey C.; Dayton, Michael R.; Stevens-Lapsley, Jennifer E. (2014b): Strength and functional deficits in individuals with hip osteoarthritis compared to healthy, older adults. In: *Disability and rehabilitation* 36 (4), S. 307–312. DOI: 10.3109/09638288.2013.790491.
- Judge, A.; Cooper, C.; Arden, N. K.; Williams, S.; Hobbs, N.; Dixon, D. et al. (2011): Pre-operative expectation predicts 12-month post-operative outcome among patients undergoing primary total hip replacement in European orthopaedic centres. In: *Osteoarthritis and cartilage* 19 (6), S. 659–667. DOI: 10.1016/j.joca.2011.03.009.
- Kamali, Mostafa; Karimi, Mohammad T.; Eshraghi, Arezoo; Omar, Hafidz (2013): Influential factors in stability of lower-limb amputees. In: *American journal of physical medicine & rehabilitation* 92 (12), S. 1110–1118. DOI: 10.1097/PHM.0b013e31829b4b7a.
- Kaufman, Kenton R.; Frittoli, Serena; Frigo, Carlo A. (2012): Gait Asymmetry of Transfemoral Amputees Using Mechanical and Microprocessor-Controlled Prosthetic Knees. In: *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 27 (5), S. 460–465. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2011.11.011.
- Kent, Jenny; Franklyn-Miller, Andrew (2011): Biomechanical models in the study of lower limb amputee kinematics: a review. In: *Prosthetics and orthotics international* 35 (2), S. 124–139. DOI: 10.1177/0309364611407677.
- Kim, Jay; Colabianchi, Natalie; Wensman, Jeffrey; Gates, Deanna H. (2020): Wearable Sensors Quantify Mobility in People With Lower Limb Amputation During Daily Life. In: *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 28 (6), S. 1282–1291. DOI: 10.1109/TNSRE.2020.2990824.
- Klemetti, Rudolf; Steele, Katherine M.; Moilanen, Petro; Avela, Janne; Timonen, Jussi (2014): Contributions of individual muscles to the sagittal- and frontal-plane angular accelerations of the trunk in walking. In: *Journal of biomechanics* 47 (10), S. 2263–2268. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.04.052.
- Konan, S.; Hossain, F.; Patel, S.; Haddad, F. S. (2014): Measuring function after hip and knee surgery: the evidence to support performance-based functional outcome tasks. In: *The bone & joint journal* 96-B (11), S. 1431–1435. DOI: 10.1302/0301-620X.96B11.33773.
- Koo, Terry K.; Li, Mae Y. (2016): A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. In: *Journal of chiropractic medicine* 15 (2), S. 155–163. DOI: 10.1016/j.jcm.2016.02.012.

- Kowal, Mateusz; Rutkowska-Kucharska, Alicja (2014): Muscle torque of the hip joint flexors and extensors in physically active and inactive amputees. In: *Biomedical Human Kinetics* 6 (1). DOI: 10.2478/bhk-2014-0011.
- Kraft, Marc; Disselhorst-Klug, Catherine (Hg.) (2015): Biomedizinische Technik ; 10. Berlin: DE GRUYTER (De Gruyter Studium).
- Kröger, Knut; Berg, Christian; Santosa, Frans; Malyar, Nasser; Reinecke, Holger (2017): Lower Limb Amputation in Germany. In: *Deutsches Arzteblatt international* 114 (7), S. 130–136. DOI: 10.3238/arztebl.2017.0130.
- Ku, Pei Xuan; Abu Osman, Noor Azuan; Wan Abas, Wan Abu Bakar (2014): Balance control in lower extremity amputees during quiet standing: a systematic review. In: *Gait & posture* 39 (2), S. 672–682. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2013.07.006.
- Labanca, Luciana; Ciardulli, Francesca; Bonsanto, Fabio; Sommella, Nadia; Di Martino, Alberto; Benedetti, Maria Grazia (2021): Balance and proprioception impairment, assessment tools, and rehabilitation training in patients with total hip arthroplasty: a systematic review. In: *BMC musculoskeletal disorders* 22 (1), S. 1055. DOI: 10.1186/s12891-021-04919-w.
- Lakens, Daniël (2013): Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: a practical primer for t-tests and ANOVAs. In: *Frontiers in psychology* 4, S. 863. DOI: 10.3389/fpsyg.2013.00863.
- Laroche, D.; Kubicki, A.; Stapley, P. J.; Gremeaux, V.; Mazalovic, K.; Maillefert, J-F; Ornetti, P. (2015): Test-retest reliability and responsiveness of centre of pressure measurements in patients with hip osteoarthritis. In: *Osteoarthritis and cartilage* 23 (8), S. 1357–1366. DOI: 10.1016/j.joca.2015.03.029.
- Lee, Szu-Ping; Souza, Richard B.; Powers, Christopher M. (2012): The influence of hip abductor muscle performance on dynamic postural stability in females with patellofemoral pain. In: *Gait & posture* 36 (3), S. 425–429. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.03.024.
- Legro, M. W.; Reiber, G. D.; Smith, D. G.; Del Aguila, M.; Larsen, J.; Boone, D. (1998): Prosthesis evaluation questionnaire for persons with lower limb amputations: assessing prosthesis-related quality of life. In: *Archives of physical medicine and rehabilitation* 79 (8), S. 931–938. DOI: 10.1016/s0003-9993(98)90090-9.
- Levec, Tina; Jakovljević, Mirosljub (2021): Performance-Based Screening Tools for Physical Frailty in Community Settings. In: Sara Palermo (Hg.): *Frailty in the Elderly - Understanding and Managing Complexity*: IntechOpen.
- Lienhard, Karin; Schneider, David; Maffiuletti, Nicola A. (2013): Validity of the Optogait photoelectric system for the assessment of spatiotemporal gait parameters. In: *Medical engineering & physics* 35 (4), S. 500–504. DOI: 10.1016/j.medengphy.2012.06.015.
- Lima, Fernando de; Fernandes, Daniel A.; Melo, Gilberto; M Roesler, Carlos R. de; S Neves, Fabrício de; Neto, Francisco Rosa (2019): Effects of total hip arthroplasty for primary hip osteoarthritis on postural balance: A systematic review. In: *Gait & posture* 73, S. 52–64. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2019.07.124.
- Limakatso, Katleho; Bedwell, Gillian J.; Madden, Victoria J.; Parker, Romy (2020): The prevalence and risk factors for phantom limb pain in people with amputations: A systematic review and meta-analysis. In: *PloS one* 15 (10), e0240431. DOI: 10.1371/journal.pone.0240431.
- Lloyd, Chandra H.; Stanhope, Steven J.; Davis, Irene S.; Royer, Todd D. (2010): Strength asymmetry and osteoarthritis risk factors in unilateral trans-tibial, amputee gait. In: *Gait & posture* 32 (3), S. 296–300. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2010.05.003.
- Luna, I. E.; Kehlet, H.; Peterson, B.; Wede, H. R.; Hoevsgaard, S. J.; Aasvang, E. K. (2017): Early patient-reported outcomes versus objective function after total hip and knee

- arthroplasty: a prospective cohort study. In: *The bone & joint journal* 99-B (9), S. 1167–1175. DOI: 10.1302/0301-620X.99B9.BJJ-2016-1343.R1.
- Lüring, Christian (2010): Wege aus dem Schmerz: Künstliche Hüftgelenke. In: Christian Lüring (Hg.): *Künstliche Hüftgelenke*. Heidelberg: Steinkopff, S. 37–65.
- Machado Rodrigues, Fernanda; Demeyer, Heleen; Hornikx, Miek; Camillo, Carlos Augusto; Calik-Kutukcu, Ebru; Burtin, Chris et al. (2017): Validity and reliability of strain gauge measurement of volitional quadriceps force in patients with COPD. In: *Chronic respiratory disease* 14 (3), S. 289–297. DOI: 10.1177/1479972316687210.
- Macionis, Valdas (2013): Reliability of the standard goniometry and diagrammatic recording of finger joint angles: a comparative study with healthy subjects and non-professional raters. In: *BMC musculoskeletal disorders* 14, S. 17. DOI: 10.1186/1471-2474-14-17.
- Mahmood, Sarwar S.; Mukka, Sebastian S.; Crnalic, Sead; Wretenberg, Per; Sayed-Noor, Arkan S. (2016): Association between changes in global femoral offset after total hip arthroplasty and function, quality of life, and abductor muscle strength. A prospective cohort study of 222 patients. In: *Acta orthopaedica* 87 (1), S. 36–41. DOI: 10.3109/17453674.2015.1091955.
- Maillot, Cedric; Harman, Ciara; Al-Zibari, Marwan; Sarsam, Karam; Rivière, Charles (2022): Moderate relationship between function and satisfaction of total hip arthroplasty patients: a cross sectional study. In: *Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy* 32 (1), S. 25–31. DOI: 10.1177/1120700020921110.
- Maly, Monica R.; Costigan, Patrick A.; Olney, Sandra J. (2006): Determinants of self-report outcome measures in people with knee osteoarthritis. In: *Archives of physical medicine and rehabilitation* 87 (1), S. 96–104. DOI: 10.1016/j.apmr.2005.08.110.
- Mancini, Martina; Horak, Fay B. (2010): The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. In: *European journal of physical and rehabilitation medicine* 46 (2), S. 239–248.
- Mangione, Kathleen; Craik, Rebecca L.; Lopopolo, Rosalie; Tomlinson, James D.; Brenneman, Susan K. (2008): Predictors of Gait Speed in Patients after Hip Fracture. In: *Physiotherapy Canada* 60 (1), S. 10–18. DOI: 10.3138/physio/60/1/10.
- Mariconda, Massimo; Galasso, Olimpio; Costa, Giovan Giuseppe; Recano, Pasquale; Cerbasi, Simone (2011): Quality of life and functionality after total hip arthroplasty: a long-term follow-up study. In: *BMC musculoskeletal disorders* 12, S. 222. DOI: 10.1186/1471-2474-12-222.
- Marques, Amélia Pasqual; Marcolan, Juliana Naomi Oshima; Prado, Juliana Nucci Nogueira; Burke, Thomaz Nogueira; Ferreira, Elizabeth Alves Gonçalves (2017): Inter- and intra-rater reliability of computerized photogrammetry and universal goniometer in the measurement of hip flexion and abduction. In: *Fisioter. Pesqui.* 24 (1), S. 22–28. DOI: 10.1590/1809-2950/15886624012017.
- Matthes, I.; Beirau, M.; Ekkernkamp, A.; Matthes, G. (2015): Amputation und Prothesenversorgung der unteren Extremität. In: *Der Unfallchirurg* 118 (6), 535-46; quiz 547-8. DOI: 10.1007/s00113-015-0015-x.
- Meek, R. M. Dominic; Treacy, Ronan; Manktelow, Andrew; Timperley, John A.; Haddad, Fares S. (2020): Sport after total hip arthroplasty: undoubted progress but still some unknowns. In: *The bone & joint journal* 102-B (6), S. 661–663. DOI: 10.1302/0301-620X.102B6.BJJ-2020-0208.
- Mendiolagoitia, Luis; Rodríguez, Miguel Ángel; Crespo, Irene; del Valle, Miguel; Olmedillas, Hugo (2020): Kinematic Gait Analysis After Primary Total Hip Replacement: A Systematic Review: Gait After Total Hip Replacement: A Systematic Review. In:

- Indian journal of orthopaedics* 54 (6), S. 767–775. DOI: 10.1007/s43465-020-00101-x.
- Meyer, Christophe; Corten, Kristoff; Wesseling, Mariska; Peers, Koen; Simon, Jean-Pierre; Jonkers, Ilse; Desloovere, Kaat (2013): Test-retest reliability of innovated strength tests for hip muscles. In: *PloS one* 8 (11), e81149. DOI: 10.1371/journal.pone.0081149.
- Miller, Rachael; Ambler, Graeme K.; Ramirez, Jozel; Rees, Jonathan; Hinchliffe, Robert; Twine, Christopher et al. (2021): Patient Reported Outcome Measures for Major Lower Limb Amputation Caused by Peripheral Artery Disease or Diabetes: A Systematic Review. In: *European journal of vascular and endovascular surgery : the official journal of the European Society for Vascular Surgery* 61 (3), S. 491–501. DOI: 10.1016/j.ejvs.2020.11.043.
- Möller, D.; Backes, K. (2017): Von der Biomechanik zur klinischen Anwendung. In: *manuelletherapie* 21 (02), S. 88–95. DOI: 10.1055/s-0043-105164.
- Moyer, Rebecca; Lanting, Brent; Marsh, Jacquelyn; Al-Jurayyan, Abdulaziz; Churchill, Laura; Howard, James; Somerville, Lyndsay (2018): Postoperative Gait Mechanics After Total Hip Arthroplasty: A Systematic Review and Meta-Analysis. In: *JBJS reviews* 6 (11), e1. DOI: 10.2106/JBJS.RVW.17.00133.
- Nadollek, Heidi; Brauer, Sandra; Isles, Rosemary (2002): Outcomes after trans-tibial amputation: the relationship between quiet stance ability, strength of hip abductor muscles and gait. In: *Physiotherapy research international : the journal for researchers and clinicians in physical therapy* 7 (4), S. 203–214. DOI: 10.1002/pri.260.
- Naili, Josefina E.; Hedström, Margareta; Broström, Eva W. (2019): Changes of and interrelationships between performance-based function and gait and patient-reported function 1 year after total hip arthroplasty. In: *Journal of orthopaedics and traumatology : official journal of the Italian Society of Orthopaedics and Traumatology* 20 (1), S. 14. DOI: 10.1186/s10195-019-0521-7.
- Nantel, Julie; Termoz, Nicolas; Ganapathi, Muthu; Vendittoli, Pascal-André; Lavigne, Martin; Prince, François (2009): Postural balance during quiet standing in patients with total hip arthroplasty with large diameter femoral head and surface replacement arthroplasty. In: *Archives of physical medicine and rehabilitation* 90 (9), S. 1607–1612. DOI: 10.1016/j.apmr.2009.01.033.
- Nielsen, Louise M.; Kirkegaard, Hans; Østergaard, Lisa G.; Bovbjerg, Karina; Breinholt, Kasper; Maribo, Thomas (2016): Comparison of self-reported and performance-based measures of functional ability in elderly patients in an emergency department: implications for selection of clinical outcome measures. In: *BMC geriatrics* 16 (1), S. 199. DOI: 10.1186/s12877-016-0376-1.
- Nilsdotter, Anna K.; Lohmander, L. Stefan; Klässbo, Maria; Roos, Ewa M. (2003): Hip disability and osteoarthritis outcome score (HOOS)--validity and responsiveness in total hip replacement. In: *BMC musculoskeletal disorders* 4, S. 10. DOI: 10.1186/1471-2474-4-10.
- Ninomiya, Kazunari; Hirakawa, Kazuo; Ikeda, Takashi; Nakura, Nariaki; Suzuki, Koji (2018): Patients 10 years after total hip arthroplasty have the deficits in functional performance, physical activity, and high fall rate compared to healthy adults. In: *Physical therapy research* 21 (2), S. 53–58. DOI: 10.1298/ptr.E9941.
- Oppelt, Konrad; Hogan, Aidan; Stief, Felix; Grützner, Paul Alfred; Trinler, Ursula (2020): Bewegungsanalyse in der Orthopädie und Unfallchirurgie – Messsysteme und deren klinische Anwendung. In: *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 158 (3), S. 304–317. DOI: 10.1055/a-0873-1557.

- Ozcadirici, AYKUT; CAGLAR, OMUR; COSKUN, GURSOY (2021): Range of motion and muscle strength deficits of patients with total hip arthroplasty after surgery. In: *BJHPA* 13 (2), S. 67–77. DOI: 10.29359/BJHPA.13.2.07.
- Paillard, Thierry; Noé, Frédéric (2015): Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. In: *BioMed research international* 2015, S. 891390. DOI: 10.1155/2015/891390.
- Pau, Massimiliano; Ibba, Gianfranco; Attene, Giuseppe (2014): Fatigue-induced balance impairment in young soccer players. In: *Journal of athletic training* 49 (4), S. 454–461. DOI: 10.4085/1062-6050-49.2.12.
- Podsiadlo, D.; Richardson, S. (1991): The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. In: *Journal of the American Geriatrics Society* 39 (2), S. 142–148. DOI: 10.1111/j.1532-5415.1991.tb01616.x.
- Poitras, Isabelle; Dupuis, Frédérique; Biemann, Mathieu; Campeau-Lecours, Alexandre; Mercier, Catherine; Bouyer, Laurent J.; Roy, Jean-Sébastien (2019): Validity and Reliability of Wearable Sensors for Joint Angle Estimation: A Systematic Review. In: *Sensors (Basel, Switzerland)* 19 (7). DOI: 10.3390/s19071555.
- Pop, Teresa; Szymczyk, Daniel; Majewska, Joanna; Bejer, Agnieszka; Baran, Joanna; Bielecki, Arkadiusz; Rusek, Wojciech (2018): The Assessment of Static Balance in Patients after Total Hip Replacement in the Period of 2-3 Years after Surgery. In: *BioMed research international* 2018, S. 3707254. DOI: 10.1155/2018/3707254.
- Proksch, Lukas; Véghelyi, Maria-Magdalena; Sturma, Agnes (2020): Veränderungen im Gangbild bei Personen mit unilateraler transtibialer Amputation – Ein systematisches Literaturreview. In: *physioscience* 16 (02), S. 72–84. DOI: 10.1055/a-1114-1975.
- Puig-Diví, Albert; Escalona-Marfil, Carles; Padullés-Riu, Josep Maria; Busquets, Albert; Padullés-Chando, Xavier; Marcos-Ruiz, Daniel (2019): Validity and reliability of the Kinovea program in obtaining angles and distances using coordinates in 4 perspectives. In: *PloS one* 14 (6), e0216448. DOI: 10.1371/journal.pone.0216448.
- Queen, Robin M.; Butler, Robert J.; Watters, Tyler S.; Kelley, Scott S.; Attarian, David E.; Bolognesi, Michael P. (2011): The effect of total hip arthroplasty surgical approach on postoperative gait mechanics. In: *The Journal of arthroplasty* 26 (6 Suppl), S. 66–71. DOI: 10.1016/j.arth.2011.04.033.
- Rafał, Stemplewski; Janusz, Maciaszek; Wiesław, Osiński; Robert, Szeklicki (2011): Test-retest reliability of measurements of the center of pressure displacement in quiet standing and during maximal voluntary body leaning among healthy elderly men. In: *Journal of human kinetics* 28, S. 15–23. DOI: 10.2478/v10078-011-0018-9.
- Rasch, Anton; Dalén, Nils; Berg, Hans E. (2010): Muscle strength, gait, and balance in 20 patients with hip osteoarthritis followed for 2 years after THA. In: *Acta orthopaedica* 81 (2), S. 183–188. DOI: 10.3109/17453671003793204.
- Raya, Michele A.; Gailey, Robert S.; Fiebert, Ira M.; Roach, Kathryn E. (2010): Impairment variables predicting activity limitation in individuals with lower limb amputation. In: *Prosthetics and orthotics international* 34 (1), S. 73–84. DOI: 10.3109/03093640903585008.
- Richter, Katherina; Krause, Katharina; Rotter, Robert; Fischer, Dagmar-C; Aschoff, Horst-H; Mittlmeier, Thomas (2022): Funktionelle Rehabilitation nach Oberschenkelamputation : Schaftprothese oder Endo-Exo-Prothese? In: *Der Unfallchirurg* 125 (4), S. 266–274. DOI: 10.1007/s00113-022-01148-1.
- Roggio, Federico; Ravalli, Silvia; Maueri, Grazia; Bianco, Antonino; Palma, Antonio; Di Rosa, Michelino; Musumeci, Giuseppe (2021): Technological advancements in the analysis of human motion and posture management through digital devices. In: *World journal of orthopedics* 12 (7), S. 467–484. DOI: 10.5312/wjo.v12.i7.467.

- Rolfson, Ola; Bohm, Eric; Franklin, Patricia; Lyman, Stephen; Denissen, Geke; Dawson, Jill et al. (2016): Patient-reported outcome measures in arthroplasty registries Report of the Patient-Reported Outcome Measures Working Group of the International Society of Arthroplasty Registries Part II. Recommendations for selection, administration, and analysis. In: *Acta orthopaedica* 87 Suppl 1 (Suppl 1), S. 9–23. DOI: 10.1080/17453674.2016.1181816.
- Rosenlund, Signe; Broeng, Leif; Holsgaard-Larsen, Anders; Jensen, Carsten; Overgaard, Søren (2017): Patient-reported outcome after total hip arthroplasty: comparison between lateral and posterior approach. In: *Acta orthopaedica* 88 (3), S. 239–247. DOI: 10.1080/17453674.2017.1291100.
- Rosenlund, Signe; Broeng, Leif; Overgaard, Søren; Jensen, Carsten; Holsgaard-Larsen, Anders (2016a): The efficacy of modified direct lateral versus posterior approach on gait function and hip muscle strength after primary total hip arthroplasty at 12months follow-up. An explorative randomised controlled trial. In: *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 39, S. 91–99. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2016.09.011.
- Rosenlund, Signe; Holsgaard-Larsen, Anders; Overgaard, Søren; Jensen, Carsten (2016b): The Gait Deviation Index Is Associated with Hip Muscle Strength and Patient-Reported Outcome in Patients with Severe Hip Osteoarthritis-A Cross-Sectional Study. In: *PLoS one* 11 (4), e0153177. DOI: 10.1371/journal.pone.0153177.
- Ruhe, Alexander; Fejer, René; Walker, Bruce (2010): The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions--a systematic review of the literature. In: *Gait & posture* 32 (4), S. 436–445. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2010.09.012.
- Sakthivadivel, Varatharajan; Geetha, Jeganathan; Gaur, Archana; Kaliappan, Ariyanachi (2022): Performance-Oriented Mobility Assessment test and Timed Up and Go test as predictors of falls in the elderly - A cross-sectional study. In: *Journal of family medicine and primary care* 11 (11), S. 7294–7298. DOI: 10.4103/jfmpc.jfmpc_1294_22.
- Salavati, Mahyar; Hadian, Mohammad Reza; Mazaheri, Masood; Negahban, Hossein; Ebrahimi, Ismaeil; Talebian, Saeed et al. (2009): Test-retest reliability corrected of center of pressure measures of postural stability during quiet standing in a group with musculoskeletal disorders consisting of low back pain, anterior cruciate ligament injury and functional ankle instability. In: *Gait & posture* 29 (3), S. 460–464. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2008.11.016.
- Sander, K.; Rosenbaum, D.; Böhm, H.; Layher, F.; Lindner, T.; Wegener, R. et al. (2012): Instrumentelle Gang- und Bewegungsanalyse bei muskuloskelettalen Erkrankungen. In: *Der Orthopäde* 41 (10), S. 802–819. DOI: 10.1007/s00132-012-1947-2.
- Sawacha, Zimi; Carraro, Elena; Contessa, Paola; Guiotto, Annamaria; Masiero, Stefano; Cobelli, Claudio (2013): Relationship between clinical and instrumental balance assessments in chronic post-stroke hemiparesis subjects. In: *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 10, S. 95. DOI: 10.1186/1743-0003-10-95.
- Schwameder, Hermann (2020): Dynamometrie. In: Arne Güllich und Michael Krüger (Hg.): *Bewegung, Training, Leistung und Gesundheit*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, S. 1–17.
- Schwameder, Hermann; Dengg, Nicole (2020a): Elektromyografie. In: Arne Güllich und Michael Krüger (Hg.): *Bewegung, Training, Leistung und Gesundheit*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, S. 1–22.
- Schwameder, Hermann; Dengg, Nicole (2020b): Kinemetrie. In: Arne Güllich und Michael Krüger (Hg.): *Bewegung, Training, Leistung und Gesundheit*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, S. 1–17.

- Seth, Mayank; Lamberg, Eric (2017): Standing balance in people with trans-tibial amputation due to vascular causes: A literature review. In: *Prosthetics and orthotics international* 41 (4), S. 345–355. DOI: 10.1177/0309364616683819.
- Seth, Mayank; Pohlig, Ryan Todd; Hicks, Gregory Evan; Sions, Jaclyn Megan (2022): Clinical mobility metrics estimate and characterize physical activity following lower-limb amputation. In: *BMC sports science, medicine & rehabilitation* 14 (1), S. 124. DOI: 10.1186/s13102-022-00518-x.
- Shamsi, MohammadBagher; Mirzaei, Maryam; Khabiri, Seyyed Saeed (2019): Universal goniometer and electro-goniometer intra-examiner reliability in measuring the knee range of motion during active knee extension test in patients with chronic low back pain with short hamstring muscle. In: *BMC sports science, medicine & rehabilitation* 11, S. 4. DOI: 10.1186/s13102-019-0116-x.
- Shan, L.; Shan, B.; Graham, D.; Saxena, A. (2014): Total hip replacement: a systematic review and meta-analysis on mid-term quality of life. In: *Osteoarthritis and cartilage* 22 (3), S. 389–406. DOI: 10.1016/j.joca.2013.12.006.
- Silbernagel, Guenther; Rein, Philipp; Saely, Christoph H.; Engelberger, Rolf P.; Willenberg, Torsten; Do, Dai-Do et al. (2015): Prevalence of type 2 diabetes is higher in peripheral artery disease than in coronary artery disease patients. In: *Diabetes & vascular disease research* 12 (2), S. 146–149. DOI: 10.1177/1479164114560342.
- Sions, Jaclyn Megan; Beisheim, Emma Haldane; Manal, Tara Jo; Smith, Sarah Carolyn; Horne, John Robert; Sarlo, Frank Bernard (2018): Differences in Physical Performance Measures Among Patients With Unilateral Lower-Limb Amputations Classified as Functional Level K3 Versus K4. In: *Archives of physical medicine and rehabilitation* 99 (7), S. 1333–1341. DOI: 10.1016/j.apmr.2017.12.033.
- Sions, Jaclyn Megan; Beisheim, Emma Haldane; Seth, Mayank (2020): Selecting, Administering, and Interpreting Outcome Measures among Adults with Lower-Limb Loss: An Update for Clinicians. In: *Current physical medicine and rehabilitation reports* 8 (3), S. 92–109. DOI: 10.1007/s40141-020-00274-4.
- Soares, Alex Sandra Oliveira de Cerqueira; Yamaguti, Edward Yuji; Mochizuki, Luis; Amadio, Alberto Carlos; Serrão, Júlio Cerca (2009): Biomechanical parameters of gait among transtibial amputees: a review. In: *Sao Paulo medical journal = Revista paulista de medicina* 127 (5), S. 302–309. DOI: 10.1590/s1516-31802009000500010.
- Sonntag, R.; Reinders, J.; Müller, U.; Kretzer, J. P. (2015): Wahl der richtigen Gleitpaarung in der Hüftendoprothetik. In: *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 153 (6), S. 587–596. DOI: 10.1055/s-0035-1546266.
- Sousa, Camila Santana de; Jesus, Fabio Luciano Arcanjo de; Machado, Mariana Barcelos; Ferreira, Grimaldo; Ayres, Isabela Guimarães Tinoco; Aquino, Letícia Moraes de et al. (2019): Lower limb muscle strength in patients with low back pain: a systematic review and meta-analysis. In: *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions* 19 (1), S. 69–78.
- Spoden, Melissa; Nimptsch, Ulrike; Mansky, Thomas (2019): Amputation rates of the lower limb by amputation level - observational study using German national hospital discharge data from 2005 to 2015. In: *BMC health services research* 19 (1), S. 8. DOI: 10.1186/s12913-018-3759-5.
- Statistisches Bundesamt (Destatis) (2022): Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik) Operationen und Prozeduren der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern (4-Steller) - 2021.
- Steiger, R. de; Lorimer, M.; Graves, S. E. (2018): Cross-Linked Polyethylene for Total Hip Arthroplasty Markedly Reduces Revision Surgery at 16 Years. In: *The Journal of bone*

- and joint surgery. *American volume* 100 (15), S. 1281–1288. DOI: 10.2106/JBJS.17.01221.
- Stein, Volkmar; Greitemann, Bernhard (2015): Rehabilitation in Orthopädie und Unfallchirurgie. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Steinberg, Noam; Gottlieb, Amihai; Siev-Ner, Itzhak; Plotnik, Meir (2019): Fall incidence and associated risk factors among people with a lower limb amputation during various stages of recovery - a systematic review. In: *Disability and rehabilitation* 41 (15), S. 1778–1787. DOI: 10.1080/09638288.2018.1449258.
- Stultjens, M. P.; Dekker, J.; van Baar, M. E.; Oostendorp, R. A.; Bijlsma, J. W. (2000): Range of joint motion and disability in patients with osteoarthritis of the knee or hip. In: *Rheumatology (Oxford, England)* 39 (9), S. 955–961. DOI: 10.1093/rheumatology/39.9.955.
- Stief, Felix; Holder, Jana; Böhm, Harald; Meurer, Andrea (2021): Dynamische Analyse der Gelenkbelastung bei Beinachsendiformitäten in der Frontalebene : Stellenwert der instrumentellen Ganganalyse. In: *Der Orthopäde* 50 (7), S. 528–537. DOI: 10.1007/s00132-021-04121-9.
- Talis, V. L.; Grishin, A. A.; Solopova, I. A.; Oskanyan, T. L.; Belenky, V. E.; Ivanenko, Y. P. (2008): Asymmetric leg loading during sit-to-stand, walking and quiet standing in patients after unilateral total hip replacement surgery. In: *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 23 (4), S. 424–433. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2007.11.010.
- Toumi, Anis; Simoneau-Buessinger, Émilie; Bassement, Jennifer; Barbier, Franck; Gillet, Christophe; Allard, Paul; Leteneur, Sébastien (2021): Standing posture and balance modalities in unilateral transfemoral and transtibial amputees. In: *Journal of bodywork and movement therapies* 27, S. 634–639. DOI: 10.1016/j.jbmt.2021.05.009.
- Trudelle-Jackson, Elaine; Emerson, Roger; Smith, Sue (2002): Outcomes of total hip arthroplasty: a study of patients one year postsurgery. In: *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 32 (6), S. 260–267. DOI: 10.2519/jospt.2002.32.6.260.
- Truszczyńska, Aleksandra; Trzaskoma, Zbigniew; Białecki, Jerzy; Drzał-Grabiec, Justyna; Dadura, Emilia; Rapała, Kazimierz; Tarnowski, Adam (2016): The effect of unilateral osteoarthritis of the hip on postural balance disorders. In: *Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy* 26 (6), S. 567–572. DOI: 10.5301/hipint.5000395.
- Tugcu, Ilknur; Safaz, Ismail; Yilmaz, Bilge; Göktepe, Ahmet Salim; Taskaynatan, Mehmet Ali; Yazicioglu, Kamil (2009): Muscle strength and bone mineral density in mine victims with transtibial amputation. In: *Prosthetics and orthotics international* 33 (4), S. 299–306. DOI: 10.3109/03093640903214075.
- Tuominen, Juho; Leppänen, Mari; Jarske, Heidi; Pasanen, Kati; Vasankari, Tommi; Parkkari, Jari (2023): Test-Retest Reliability of Isokinetic Ankle, Knee and Hip Strength in Physically Active Adults Using Biodex System 4 Pro. In: *Methods and protocols* 6 (2). DOI: 10.3390/mps6020026.
- Unlu, Ece; Eksioğlu, Emel; Aydog, Ece; Aydog, Sedat Tolga; Atay, Gulay (2007): The effect of exercise on hip muscle strength, gait speed and cadence in patients with total hip arthroplasty: a randomized controlled study. In: *Clinical rehabilitation* 21 (8), S. 706–711. DOI: 10.1177/0269215507077302.
- Unver, Bayram; Kahraman, Turhan; Kalkan, Serpil; Yuksel, Ertugrul; Karatosun, Vasfi; Gunal, Izge (2015): Test-retest reliability of the 50-foot timed walk and 30-second chair stand test in patients with total hip arthroplasty. In: *Acta orthopaedica Belgica* 81 (3), S. 435–441.
- van Driessche, S.; Billuart, F.; Martinez, L.; Brunel, H.; Guiffault, P.; Beldame, J.; Matsoukis, J. (2016): Short-term comparison of postural effects of three minimally invasive hip

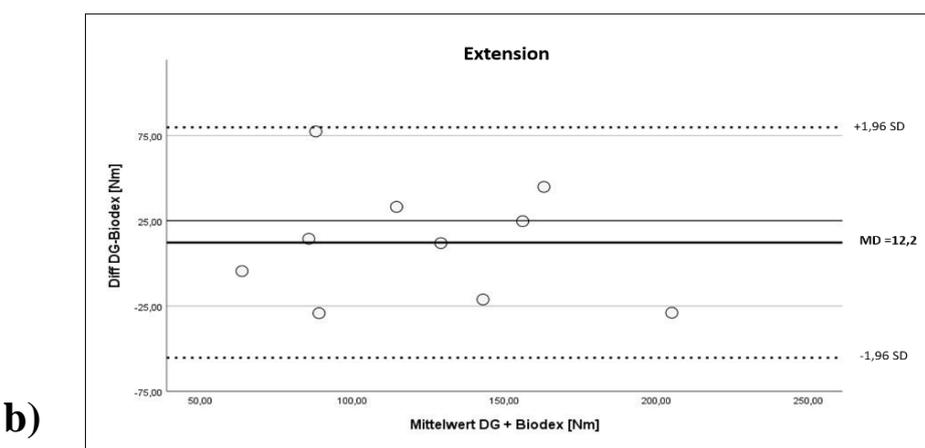
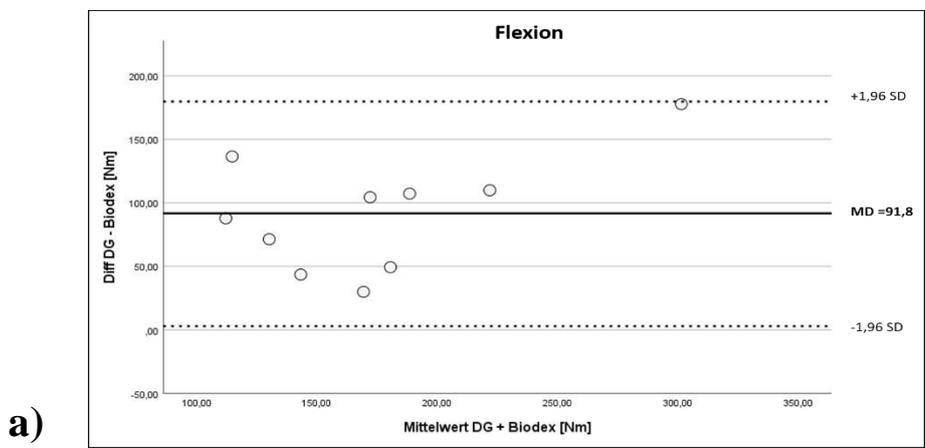
- approaches in primary total hip arthroplasty: Direct anterior, posterolateral and Röttinger. In: *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR* 102 (6), S. 729–734. DOI: 10.1016/j.otsr.2016.05.003.
- van Meirhaeghe, Jan P.; Alarkawi, Dunia; Kowalik, Tom; Du-Moulin, Will; Molnar, Robert; Adie, Sam (2021): Predicting dissatisfaction following total hip arthroplasty using a Bayesian model averaging approach: Results from the Australian Arthroplasty Clinical Outcomes Registry National (ACORN). In: *ANZ journal of surgery* 91 (9), S. 1908–1913. DOI: 10.1111/ans.17063.
- Vanicek, Natalie; Strike, Siobhan; McNaughton, Lars; Polman, Remco (2009): Postural responses to dynamic perturbations in amputee fallers versus nonfallers: a comparative study with able-bodied subjects. In: *Archives of physical medicine and rehabilitation* 90 (6), S. 1018–1025. DOI: 10.1016/j.apmr.2008.12.024.
- Varol, Umut; Navarro-Santana, Marcos J.; Valera-Calero, Juan Antonio; Antón-Ramírez, Sergio; Álvaro-Martínez, Javier; Díaz-Arribas, María José et al. (2023): Convergent Validity between Electromyographic Muscle Activity, Ultrasound Muscle Thickness and Dynamometric Force Measurement for Assessing Muscle. In: *Sensors (Basel, Switzerland)* 23 (4). DOI: 10.3390/s23042030.
- Varrecchia, Tiwana; Serrao, Mariano; Rinaldi, Martina; Ranavolo, Alberto; Conforto, Silvia; Marchis, Cristiano de et al. (2019): Common and specific gait patterns in people with varying anatomical levels of lower limb amputation and different prosthetic components. In: *Human movement science* 66, S. 9–21. DOI: 10.1016/j.humov.2019.03.008.
- Vissers, Maaïke M.; Bussmann, Johannes B.; Verhaar, Jan A. N.; Arends, Lidia R.; Furlan, Andrea D.; Reijman, Max (2011): Recovery of physical functioning after total hip arthroplasty: systematic review and meta-analysis of the literature. In: *Physical therapy* 91 (5), S. 615–629. DOI: 10.2522/ptj.20100201.
- Vissers, Maaïke M.; Bussmann, Johannes B.; Verhaar, Jan A. N.; Busschbach, Jan J. V.; Bierma-Zeinstra, Sita M. A.; Reijman, Max (2012): Psychological factors affecting the outcome of total hip and knee arthroplasty: a systematic review. In: *Seminars in arthritis and rheumatism* 41 (4), S. 576–588. DOI: 10.1016/j.semarthrit.2011.07.003.
- Vogt, Peter M. (Hg.) (2011): *Praxis der Plastischen Chirurgie*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Vrieling, A. H.; van Keeken, H. G.; Schoppen, T.; Otten, E.; Hof, A. L.; Halbertsma, J. P. K.; Postema, K. (2008): Balance control on a moving platform in unilateral lower limb amputees. In: *Gait & posture* 28 (2), S. 222–228. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2007.12.002.
- Ware, J. E.; Sherbourne, C. D. (1992): The MOS 36-item short-form health survey (SF-36). I. Conceptual framework and item selection. In: *Medical care* 30 (6), S. 473–483.
- Wareńczak, Agnieszka; Lisiński, Przemysław (2019): Does total hip replacement impact on postural stability? In: *BMC musculoskeletal disorders* 20 (1), S. 229. DOI: 10.1186/s12891-019-2598-9.
- Wasser, Joseph G.; Vincent, Kevin R.; Herman, Daniel C.; Vincent, Heather K. (2020): Potential lower extremity amputation-induced mechanisms of chronic low back pain: role for focused resistance exercise. In: *Disability and rehabilitation* 42 (25), S. 3713–3721. DOI: 10.1080/09638288.2019.1610507.
- Wiemeyer, Josef; Bernardi, Andreas; Thiel, Christian; Banzer, Winfried (2016): Trainingssteuerung. In: Viola Oertel-Knöchel und Frank Hänsel (Hg.): *Aktiv für die Psyche*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, S. 125–140.
- Wirth, Carl-Joachim (Hg.) (2014): *Praxis der Orthopädie und Unfallchirurgie*. 3., vollständig überarb. Aufl. s.l.: Georg Thieme Verlag KG. Online verfügbar unter <https://www.thieme-connect.com/products/ebooks/book/10.1055/b-002-23558>.

- Wurdeman, Shane R.; Stevens, Phillip M.; Campbell, James H. (2018): Mobility Analysis of Amputees II: Comorbidities and Mobility in Lower Limb Prosthesis Users. In: *American journal of physical medicine & rehabilitation* 97 (11), S. 782–788. DOI: 10.1097/PHM.0000000000000967.
- YostLabs (2013): Calculating Angles between Two Yost Labs 3-Space Sensor™ Devices on a Human Body. Online verfügbar unter <https://yostlabs.com/wp/wp-content/uploads/pdf/Yost-Calculating-Angles-Between-Two-3-Space-Sensor-Devices-on-a-Human-Body.pdf>, zuletzt geprüft am 05.04.2023.
- Zigmond, A. S.; Snaith, R. P. (1983): The hospital anxiety and depression scale. In: *Acta psychiatrica Scandinavica* 67 (6), S. 361–370. DOI: 10.1111/j.1600-0447.1983.tb09716.x.
- Zügner, Roland; Tranberg, Roy; Timperley, John; Hodgins, Diana; Mohaddes, Maziar; Kärrholm, Johan (2019): Validation of inertial measurement units with optical tracking system in patients operated with Total hip arthroplasty. In: *BMC musculoskeletal disorders* 20 (1), S. 52. DOI: 10.1186/s12891-019-2416-4.
- Zühlke, Helmut Volkmar; Halloul, Zuhir; Zippel, Roland (Hg.) (2019): Septische Gefäßmedizin. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.

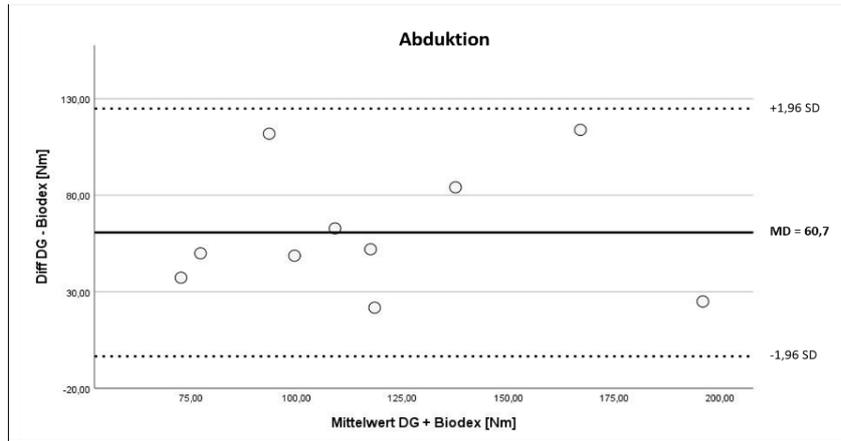
Anhang A– Bland-Altman-Diagramme aus den Validierungsstudien

A1 – Kraftmessung

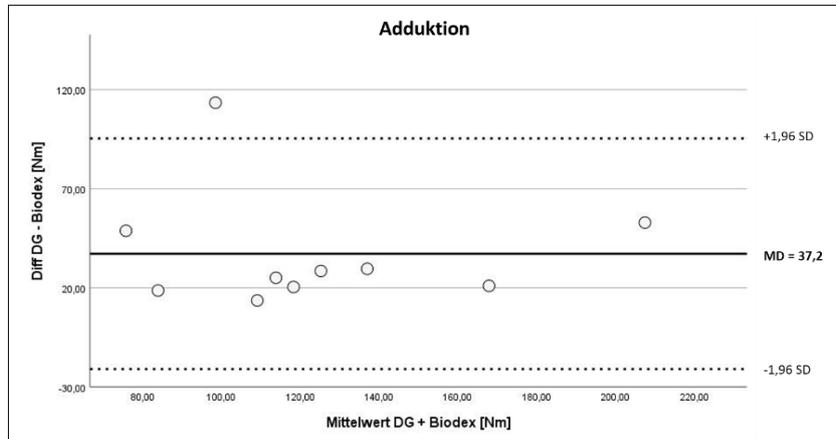
A1: Bland-Altman-Diagramme für den Vergleich der maximalen Drehmomente zwischen dem Diagnostikgerät und dem Biodex für a) Hüftflexion, b) Hüftextension, c) Hüftabduktion und d) Hüftadduktion. Jede Grafik zeigt die mittlere Differenz (durchgezogene Linie) und die 1,96-fache Standardabweichung der Differenz (gestrichelte Linien) zwischen den beiden Messsystemen.



c)

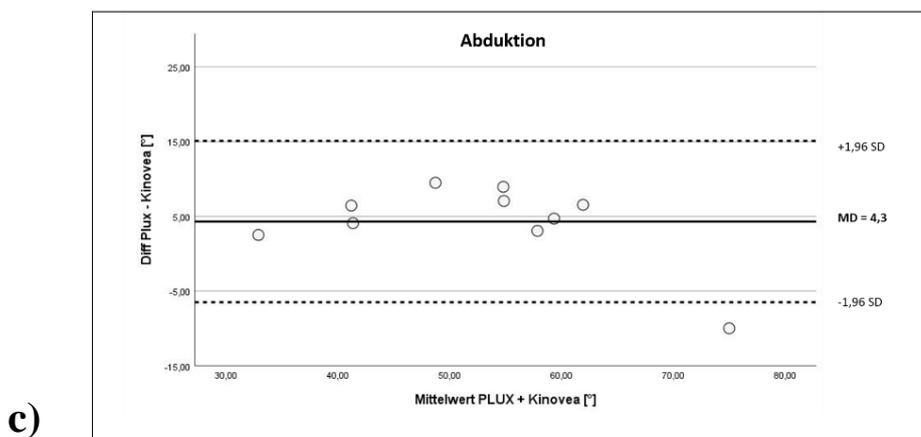
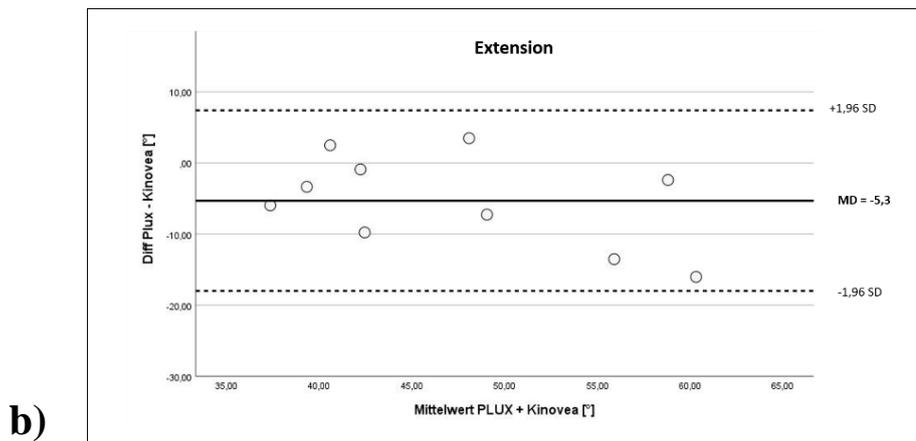
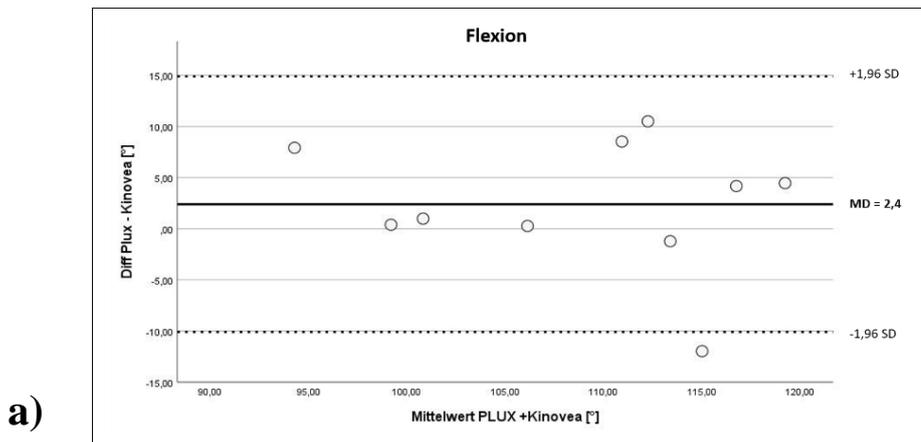


d)



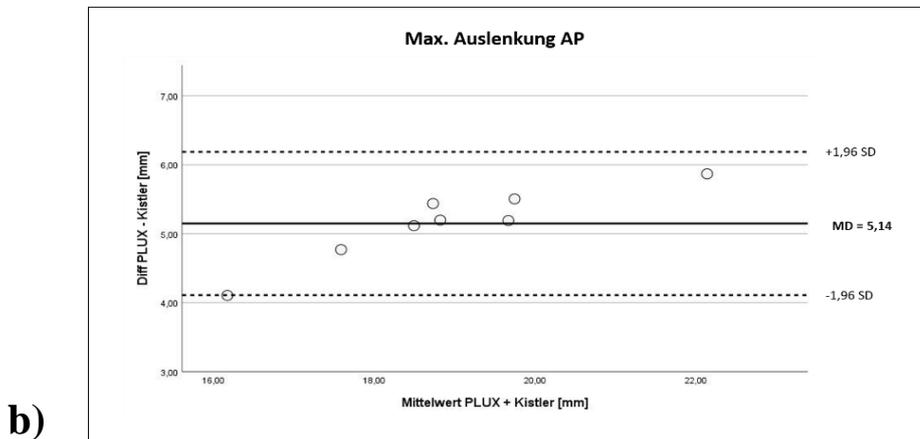
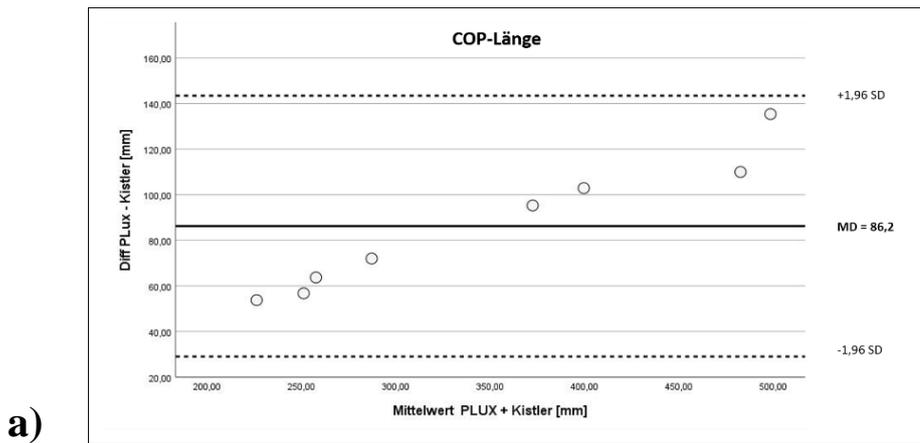
A2 – Beweglichkeitsmessung

A2: Bland-Altman-Diagramme für den Vergleich der maximalen Gelenkwinkel zwischen dem Flux-Sensor des Diagnostikgeräts und Kinovea für a) Hüftflexion, b) Hüftextension und c) Hüftabduktion. Jede Grafik zeigt die mittlere Differenz (durchgezogene Linie) und die 1,96-fache Standardabweichung der Differenz (gestrichelte Linien) zwischen den beiden Messsystemen.

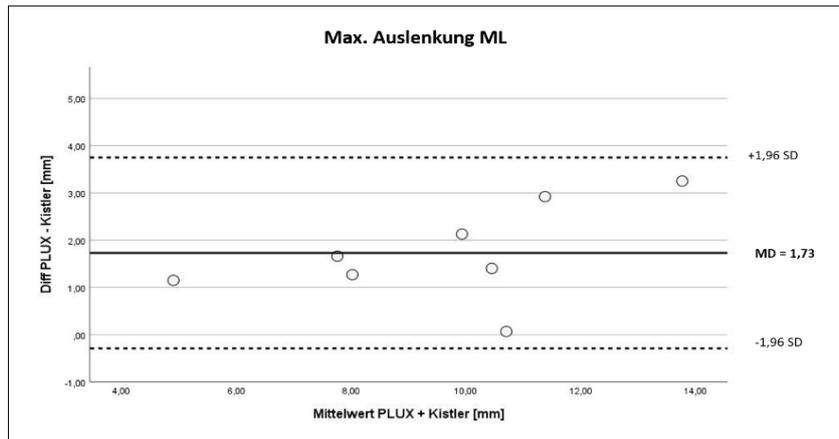


A3 – Gleichgewichtsmessung

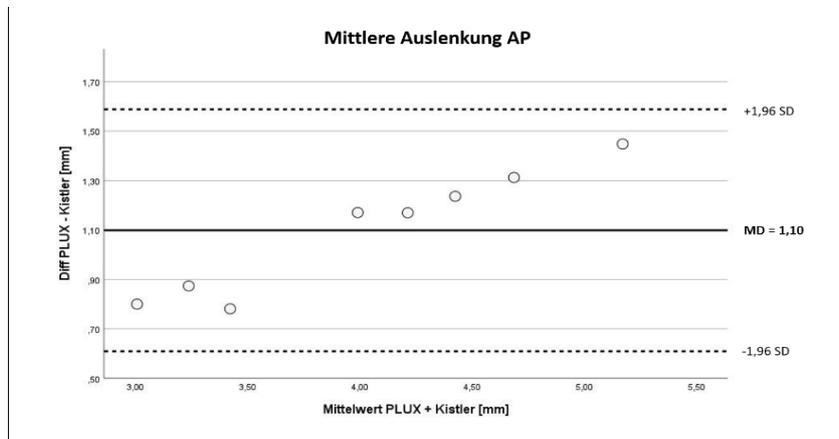
A3: Bland-Altman-Diagramme für den Vergleich der COP-Parameter zwischen der Plux-Kraftmessplatte des Diagnostikgeräts und der Kistler-Kraftmessplatte für a) COP-Länge, b) Maximale Auslenkung AP, c) Maximale Auslenkung ML, d) Mittlere Auslenkung AP und e) Mittlere Auslenkung ML. Jede Grafik zeigt die mittlere Differenz (durchgezogene Linie) und die 1,96- fache Standardabweichung der Differenz (gestrichelte Linien) zwischen den beiden Messsystemen.



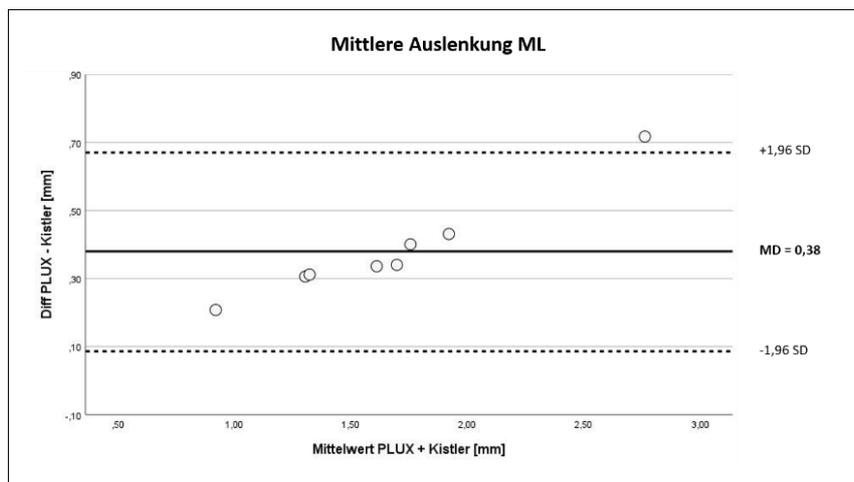
c)



d)



e)



Anhang B– Eingesetzte Fragebögen in den Studien mit Patient*innen

B1 - HOOS

Probanden-ID:



HOOS Fragebogen

Anleitung: Dieser Fragebogen soll herausfinden, welchen Eindruck Sie von Ihrer Hüfte haben. Die Informationen helfen uns, Ihre Hüftbeschwerden und Ihre Möglichkeiten im täglichen Leben zu erfassen.

Bitte beantworten Sie jede Frage, indem Sie das entsprechende Feld ankreuzen (nur **ein** Kreuz pro Frage). Sollten Sie sich unsicher sein, geben Sie bitte die bestmögliche Antwort.

Symptome

Die folgenden Fragen beziehen sich auf die Beschwerden und Symptome während der **letzten Woche**.

S1. Spüren Sie ein Reiben, hören Sie ein Klicken, Knacken oder ein anderes Geräusch in Ihrer Hüfte?

Nie	Selten	Manchmal	Oft	Immer
<input type="checkbox"/>				

S2. Haben Sie Schwierigkeiten, die Beine zu spreizen?

Keine	Wenige	Mäßige	Große	Sehr große
<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

S3. Haben Sie Schwierigkeiten, beim Gehen große Schritte zu machen?

Keine	Wenige	Mäßige	Große	Sehr große
<input type="checkbox"/>				

Steifigkeit

Die folgenden Fragen betreffen die Steifigkeit im Hüftgelenk, die Sie in der **letzten Woche** wahrgenommen haben. Steifigkeit ist ein Gefühl von Einschränkung oder Langsamkeit in den Bewegungen („harzige“ Bewegungen) des Hüftgelenks.

S4. Wie ausgeprägt ist die Steifigkeit in Ihrem Hüftgelenk, wenn Sie morgens aufwachen?

Keine	Wenig	Mäßige	Große	Sehr stark
<input type="checkbox"/>				

S5. Wie ausgeprägt ist die Steifigkeit in Ihrem Hüftgelenk nach dem Sitzen, Liegen oder Ausruhen im Verlauf des Tages?

Keine	Wenig	Mäßige	Große	Sehr stark
<input type="checkbox"/>				

Schmerzen

P1. Wie oft haben Sie Schmerzen in der Hüfte?

Nie	Selten	Manchmal	Oft	Immer
<input type="checkbox"/>				

Wie starke Schmerzen verspüren Sie in der Hüfte in der **letzten Woche** während der folgenden Tätigkeiten?

P2. Vollständiges Strecken der Hüfte (Aufrichten)

Keine	Wenig	Mäßige	Große	Sehr stark
<input type="checkbox"/>				

P3. Maximale Beugung der Hüfte

Keine	Wenig	Mäßige	Große	Sehr stark
<input type="checkbox"/>				

P4. Gehen in ebenen Gelände

Keine	Wenig	Mäßige	Große	Sehr stark
<input type="checkbox"/>				

Wie starke Schmerzen verspüren Sie in der Hüfte in der **letzten Woche** während der folgenden Tätigkeiten?

P5. Treppen hinauf- oder hinuntersteigen

Keine	Wenig	Mäßige	Große	Sehr stark
<input type="checkbox"/>				

P6. Nachts im Bett

Keine	Wenig	Mäßige	Große	Sehr stark
<input type="checkbox"/>				

P7. Sitzen oder Liegen

Keine	Wenig	Mäßige	Große	Sehr stark
<input type="checkbox"/>				

P8. Aufrecht stehen

Keine	Wenig	Mäßige	Große	Sehr stark
<input type="checkbox"/>				

P9. Gehen auf hartem Boden (Asphalt, Beton, usw.)

Keine	Wenig	Mäßige	Große	Sehr stark
<input type="checkbox"/>				

P10. Gehen in unebenem Gelände

Keine	Wenig	Mäßige	Große	Sehr stark
<input type="checkbox"/>				

Funktion im täglichen Leben

Die folgenden Fragen beziehen sich auf Ihre körperliche Funktion, das heißt, Ihre Fähigkeit, sich zu bewegen und für sich zu sorgen. Geben Sie bitte für jede der folgenden Tätigkeiten an, wie große Schwierigkeiten Ihnen Ihre Hüfte während der **letzten Woche** bereitet hat.

A1. Treppen hinuntersteigen

Keine	Wenig	Mäßige	Große	Sehr große
<input type="checkbox"/>				

A2. Treppen hinaufsteigen

Keine	Wenig	Mäßige	Große	Sehr große
<input type="checkbox"/>				

A3. Vom Sitzen aufstehen

Keine	Wenig	Mäßige	Große	Sehr große
<input type="checkbox"/>				

A4. Stehen

Keine	Wenig	Mäßige	Große	Sehr große
<input type="checkbox"/>				

A5. Sich bücken/ einen Gegenstand aufheben

Keine	Wenig	Mäßige	Große	Sehr große
<input type="checkbox"/>				

- A6. Gehen in ebenem Gelände
Keine Wenig Mäßige Große Sehr große
- A7. Einsteigen in ein Auto/ Aussteigen aus einem Auto
Keine Wenig Mäßige Große Sehr große
- A8. Einkaufen
Keine Wenig Mäßige Große Sehr große

Geben Sie bitte für jede der folgenden Tätigkeiten an, wie große Schwierigkeiten Ihnen Ihre Hüfte während **der letzten Woche** bereitet hat

- A9. Socken/ Strümpfe anziehen
Keine Wenig Mäßige Große Sehr große
- A10. Vom Bett aufstehen
Keine Wenig Mäßige Große Sehr große
- A11. Socken/ Strümpfe ausziehen
Keine Wenig Mäßige Große Sehr große
- A12. Im Bett liegen (Drehen mit Beibehalten der Hüftposition)
Keine Wenig Mäßige Große Sehr große
- A13. Einsteigen in die Badewanne/ Aussteigen aus der Badewanne
Keine Wenig Mäßige Große Sehr große
- A14. Sitzen
Keine Wenig Mäßige Große Sehr große
- A15. Sich auf die Toilette setzen und wieder aufstehen
Keine Wenig Mäßige Große Sehr große

Sport und Freizeit

Die folgenden Fragen beziehen sich auf Ihre körperlichen Funktionen bei anspruchsvolleren Tätigkeiten.. Geben Sie bitte für jede folgende Tätigkeit an, wie große Schwierigkeiten Ihnen Ihre Hüfte während der **letzten Woche** bereitet hat.

- SP1. Kauern/ in der Hocke gehen
Keine Wenig Mäßige Große Sehr große
- SP2. Rennen
Keine Wenig Mäßige Große Sehr große
- SP3. Drehen auf belastetem Bein
Keine Wenig Mäßige Große Sehr große
- SP4. Gehen in unebenem Gelände
Keine Wenig Mäßige Große Sehr große

Lebensqualität

Q1. Wie oft sind Sie sich Ihres Hüftproblems bewusst?

Nie	Selten	Manchmal	Oft	Immer
<input type="checkbox"/>				

Q2. Haben Sie Ihren Lebensstil verändert, um Tätigkeiten zu vermeiden, die Ihrer Hüfte schaden könnte?

Gar nicht	Wenig	Mäßige	Stark	Sehr stark
<input type="checkbox"/>				

Q3. Wie sehr belastet Sie Ihr fehlendes Vertrauen in Ihre Hüfte?

Gar nicht	Wenig	Mäßige	Stark	Sehr stark
<input type="checkbox"/>				

Q4. Wie groß sind die Schwierigkeiten, die Sie im Allgemeinen mit Ihrer Hüfte haben?

Keine	Wenig	Mäßige	Große	Sehr große
<input type="checkbox"/>				

Vielen Dank, dass Sie sich die Zeit genommen haben, diesen Fragebogen auszufüllen!



Name: _____

Datum: _____

Anleitung: Bitte antworten Sie auf alle Fragen so, als ob Sie die Beinprothese(n) tragen, die Sie die meiste Zeit verwenden. Wenn Sie normalerweise einen Gehstock, eine Unterarm-Gehstütze, oder ein Gehgestell bzw. einen Gehwagen benutzen, um die Aufgabe zu bewältigen, beantworten Sie bitte die Frage so, als ob Sie das entsprechende Hilfsmittel verwenden.

Bitte wählen Sie die Option "Nicht dazu in der Lage", wenn Sie:

- Hilfe von einer anderen Person benötigen, um die Aufgabe zu bewältigen,
- einen Rollstuhl oder Scooter benötigen um die Aufgabe zu bewältigen, oder
- das Gefühl haben, dass es für Sie zu unsicher ist, diese Aufgabe auszuführen.

Bitte markieren Sie eine Antwort pro Zeile

Frage	Ohne jede Schwierigkeiten	Mit geringen Schwierigkeiten	Mit einigen Schwierigkeiten	Mit großen Schwierigkeiten	Nicht dazu in der Lage
1. Sind Sie in der Lage, in Ihrem Zuhause eine kurze Strecke zu Fuß zurückzulegen?	<input type="checkbox"/> (5)	<input type="checkbox"/> (4)	<input type="checkbox"/> (3)	<input type="checkbox"/> (2)	<input type="checkbox"/> (1)
2. Sind Sie in der Lage, Bordsteine hinauf und herab zu steigen?	<input type="checkbox"/> (5)	<input type="checkbox"/> (4)	<input type="checkbox"/> (3)	<input type="checkbox"/> (2)	<input type="checkbox"/> (1)
3. Sind Sie in der Lage, über einen Parkplatz zu gehen?	<input type="checkbox"/> (5)	<input type="checkbox"/> (4)	<input type="checkbox"/> (3)	<input type="checkbox"/> (2)	<input type="checkbox"/> (1)
4. Sind Sie in der Lage, über Kies- oder Rollsplitt- Oberflächen zu gehen?	<input type="checkbox"/> (5)	<input type="checkbox"/> (4)	<input type="checkbox"/> (3)	<input type="checkbox"/> (2)	<input type="checkbox"/> (1)
5. Sind Sie in der Lage, einen Stuhl von einem Raum zum anderen zu transportieren?	<input type="checkbox"/> (5)	<input type="checkbox"/> (4)	<input type="checkbox"/> (3)	<input type="checkbox"/> (2)	<input type="checkbox"/> (1)
6. Sind Sie in der Lage, zu gehen während Sie einen Einkaufskorb in der Hand tragen?	<input type="checkbox"/> (5)	<input type="checkbox"/> (4)	<input type="checkbox"/> (3)	<input type="checkbox"/> (2)	<input type="checkbox"/> (1)
7. Sind Sie in der Lage weiterzugehen, wenn Sie angerempelt werden?	<input type="checkbox"/> (5)	<input type="checkbox"/> (4)	<input type="checkbox"/> (3)	<input type="checkbox"/> (2)	<input type="checkbox"/> (1)
8. Sind Sie in der Lage, auf einer unbeleuchteten Straße oder einem unbeleuchteten Bürgersteig zu gehen?	<input type="checkbox"/> (5)	<input type="checkbox"/> (4)	<input type="checkbox"/> (3)	<input type="checkbox"/> (2)	<input type="checkbox"/> (1)
9. Sind Sie in der Lage, mit Anderen Schritt zu halten, wenn Sie gehen?	<input type="checkbox"/> (5)	<input type="checkbox"/> (4)	<input type="checkbox"/> (3)	<input type="checkbox"/> (2)	<input type="checkbox"/> (1)
10. Sind Sie in der Lage, über einen rutschigen Fußboden zu gehen?	<input type="checkbox"/> (5)	<input type="checkbox"/> (4)	<input type="checkbox"/> (3)	<input type="checkbox"/> (2)	<input type="checkbox"/> (1)
11. Sind Sie in der Lage, eine steile Schotter-Auffahrt hinunter zu gehen?	<input type="checkbox"/> (5)	<input type="checkbox"/> (4)	<input type="checkbox"/> (3)	<input type="checkbox"/> (2)	<input type="checkbox"/> (1)
12. Sind Sie in der Lage, etwa 3 Kilometer auf unebenen Wegen und durch hügeliges Gelände zu wandern?	<input type="checkbox"/> (5)	<input type="checkbox"/> (4)	<input type="checkbox"/> (3)	<input type="checkbox"/> (2)	<input type="checkbox"/> (1)

B3 - Prosthetic Socket Fit

Prothesenpassformbeurteilung mit dem Prosthetic Socket Fit Comfort Score

Überblick

Der Prosthetic Socket Fit Comfort Score¹ ist ein Auswertungsinstrument, welches denkbar einfach angewendet werden kann, dabei aber valide Ergebnisse liefert. Es wurde erfolgreich daraufhin untersucht ob die Messergebnisse reproduzierbar sind und ob sie mit anderen bewährten Methoden der Schaftpassformbeurteilung korrelieren. Das Instrument besteht aus einer einzigen Frage und einer numerischen Antwortskala mit Werten von Null bis Zehn.

Anwendung

Fragen Sie Ihren Patienten oder Ihre Patientin die folgende Frage und notieren Sie die Antwort zur Dokumentation und späteren statistischen Auswertung:

"Auf einer Skala von 0 - 10, auf der 0 für die unbequemste Schaftpassform steht, die Sie sich vorstellen können, und 10 die bequemste Schaftpassform darstellt, wie würden Sie den Komfort des Schaftes Ihrer Prothese im Moment beurteilen?"

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
unbequemste Schaftpassform					bequemste Schaftpassform					

Name des Patienten:

Datum:

Prothese:

Befragung durchgeführt von:

¹ Hanspal, R. S., Keren Fisher, and Richard Nievoen. "Prosthetic socket fit comfort score." *Disability & Rehabilitation* 25.22 (2003): 1278-1280.