

Aus der
Abteilung für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie der
Universitätsmedizin Rostock
(Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. med. Thomas Mittlmeier /
jetzt Prof. Dr. med. Sven Märdian)



**Der Einfluss der Versorgungsart auf das Gangbild von
Patienten nach unilateraler transfemorale Amputation: ein
Vergleich von transkutan ausgeleiteter osseointegrierter
Prothese (TOPS) und Schaftprothese**

Inauguraldissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Medizin (Dr. med.)
der Universitätsmedizin Rostock

vorgelegt von
Katharina Krause
geboren am 05.01.1998 in Rostock

Hanse- und Universitätsstadt Rostock 2024

Dekan: Prof. Dr. med. Bernd Joachim Krause

Gutachter:

Prof. Dr. med. Thomas Mittlmeier, Universitätsmedizin Rostock, Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie

Prof. Dr. rer. nat. Dagmar-Christiane Fischer, Universitätsmedizin Rostock, Klinik und Poliklinik für Kinder- und Jugendmedizin

Priv.-Doz. Dr. med. Matthias Priemel, Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, Klinik und Poliklinik für Unfallchirurgie und Orthopädie

Jahr der Einreichung: 2024

Jahr der Verteidigung: 2025

I	Inhaltsverzeichnis	
II	Abkürzungsverzeichnis	IV
III	Abbildungsverzeichnis	VI
IV	Tabellenverzeichnis	VIII
1	Einleitung	1
1.1	Transfemorale Amputation und prothetische Versorgung	1
1.1.1	Versorgung mit Schaftprothesen (SP)	1
1.1.2	Versorgung mit transkutanen osseointegrierten Prothesensystemen (TOPS)	3
1.2	Klinische Ganganalyse	5
1.2.1	Grundlagen der Ganganalyse	6
1.2.2	Parameter des physiologischen Gangs	9
1.2.3	Dreidimensionale Ganganalyse (3D-GA)	11
1.2.4	Gait Deviation Index (GDI) und Gait Profile Score (GPS)	12
2	Ziel der Arbeit	14
3	Material und Methoden	15
3.1	Studiendesign	15
3.2	Ein- und Ausschlusskriterien	15
3.3	Rekrutierung der Teilnehmer und Studiendurchführung	15
3.4	Klinische Daten	16
3.5	Fragebögen, klinische Untersuchungen und Tests	17
3.6	MRT-Untersuchung	18
3.7	Klinische Ganganalyse am GRAIL	18
3.7.1	Vorbereitungen für die klinische Ganganalyse	20
3.7.2	Versuchsablauf der klinischen Ganganalyse	21
3.8	Software und Datenanalyse	22

3.8.1	Gait Deviation Index (GDI), Gait Profile Score (GPS) und Movement Analysis Profile (MAP)	23
3.9	Statistische Auswertung	24
4	Ergebnisse	25
4.1	Studienpopulation	25
4.2	Anthropometrische und klinische Daten der Probanden	25
4.3	Befunde aus Fragebögen und klinischen Tests	28
4.4	Ergebnisse der MRT-Untersuchungen	30
4.5	Ergebnisse der klinischen Ganganalysen	32
4.5.1	Spatio-temporale Parameter	32
4.5.2	Kinematische und kinetische Parameter	38
4.5.2.1	Gait Deviation Index (GDI), Gait Profile Score (GPS) und Movement Analysis Profile (MAP)	38
5	Diskussion	45
5.1	Bewertung des funktionellen Outcomes anhand von Fragebögen und klinischen Tests	46
5.2	Bewertung der Unterschiede der muskulären Veränderungen zwischen SP- und TOPS-Patienten im MRT	48
5.3	Bewertung des Gangbildes anhand der spatio-temporalen Parameter	49
5.4	Bewertung der Gesamtabweichung des Gangbildes anhand des Gait Deviation Index (GDI) und Gait Profile Score (GPS)	52
5.5	Bewertung der Veränderungen im Gangbild bei Patient 04	56
5.6	Grenzen der Arbeit	58
6	Zusammenfassung	60
7	Thesen	61
8	Literaturverzeichnis	62

9	Anhang	73
10	Danksagung	97
11	Lebenslauf	98
12	Eidesstattliche Erklärung	99

II Abkürzungsverzeichnis

3D-GA	Dreidimensionale Ganganalyse
Amp.	Amputation
AMPPRO	Amputee Mobility Predictor with Prosthesis
BMI	Body-Mass-Index
DM	Diabetes mellitus
EB	erhaltenes Bein
EMG	Elektromyographie
GA	Ganganalyse
GDI	Gait Deviation Index
GPS	Gait Profile Score
GRAIL	Gait Real-time Analysis Interactive Lab
GVS	Gait Variable Score
HBM2	Human Body Modell 2
IC	Initial contact (initialer Kontakt)
ISw	Initial swing (initiale Schwungphase)
K	Kontrollprobanden
LB	linkes Bein
LCI-5	Locomotor Capabilities Index-5
LR	Loading response (Stoßdämpfungsphase)
MAP	Movement Analysis Profile
mGDI	mittlerer Gait Deviation Index (gemittelter GDI beider Beine)
mGPS	mittlerer Gait Profile Score (gemittelter GPS beider Beine)
mGVS	mittlerer Gait Variable Score (gemittelter GVS beider Beine)
MMST	Mini-Mental-Status-Test

MSt	Mid stance (mittlere Standphase)
MSw	Mid swing (mittlere Schwungphase)
MRT	Magnetresonanztomographie
pAVK	periphere arterielle Verschlusskrankheit
PB	Prothesenbein
PHQ-9	Patient Health Questionnaire-9
PSw	Pre swing (Vorschwungphase)
RB	rechtes Bein
RMS	root mean square (quadratischer Mittelwert)
SP	Schaftprothese
SpG	Sprunggelenk
STP	spatio-temporale Parameter
TFA	transfemorale Amputation / transfemoral Amputierte
TO	Toe-off (Zehenabhebung)
TOPS	transkutanes osseointegriertes Prothesensystem
TSt	Terminal stance (terminale Standphase)
TSw	Terminal swing (terminale Schwungphase)

III Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Exemplarische Darstellung von Aufbau und Passteilen einer modular gebauten Oberschenkelchaftprothese.	2
Abb. 2:	Postoperative Röntgenaufnahme nach TOPS-Versorgung (A) und Darstellung eines Patienten mit TOPS nach unilateraler, linksseitiger TFA (B).	5
Abb. 3:	Schematische Darstellung des Gangzyklus in der Sagittalebene in Kombination mit der Kinematik des Kniegelenks.	7
Abb. 4:	Schematische Darstellung ausgewählter spatio-temporaler Parameter.	9
Abb. 5:	Darstellung des GRAIL ohne (A) und mit einem Probanden vor Beginn einer Ganganalyse (B).	19
Abb. 6:	Position der Marker entsprechend dem HBM2-Modell.	21
Abb. 7:	Schematische Darstellung des Versuchsablaufes der klinischen Ganganalyse.	22
Abb. 8:	Überblick über versorgungsrelevante Nebenerkrankungen der TFA mit SP (A) und TOPS (B).	28
Abb. 9:	Spatio-temporale Befunde für SP, TOPS und Kontrollen in Abhängigkeit von den Einstellungen des Laufbandes.	37
Abb. 10:	Mittlerer Gait Deviation Index (mGDI) für Kontrollen (K) und TFA mit SP und TOPS beim Gehen in der Ebene, mit 5° Steigung und 5° Gefälle.	39
Abb. 11:	Mittlerer Gait Deviation Index (mGDI) für Kontrollen (K) und TFA mit SP und TOPS in Abhängigkeit von der Laufbandeinstellung.	39
Abb. 12:	Gait Profile Scores (GPS) für Kontrollen (K) und TFA mit SP und TOPS beim Gehen in der Ebene (A), mit 5° Steigung (B) und 5° Gefälle (C).	40

Abb. 13: Mittlerer Gait Profile Score (mGPS) für Kontrollen und TFA mit SP und TOPS in Abhängigkeit von der Laufband-einstellung.	41
Abb. 14: Movement Analysis Profile (MAP) für Kontrollen und TFA mit SP und TOPS beim Gehen in der Ebene.	42
Abb. 15: Movement Analysis Profile (MAP) für Kontrollen und TFA mit SP und TOPS beim Gehen mit 5° Steigung.	43
Abb. 16: Movement Analysis Profile (MAP) für Kontrollen und TFA mit SP und TOPS beim Gehen mit 5° Gefälle.	44

IV Tabellenverzeichnis

Tab. 1:	Übersicht über die Gangphasen.	8
Tab. 2:	Definitionen relevanter spatio-temporaler Parameter.	10
Tab. 3:	Anthropometrische und klinische Charakteristika der TFA.	26
Tab. 4:	Versorgungsdauer der TFA mit SP bzw. TOPS.	27
Tab. 5:	Anamnese und Selbsteinschätzung der TFA.	29
Tab. 6:	Ergebnisse der klinischen Tests und Fragebögen der TFA.	30
Tab. 7:	MRT-Daten der TFA mit SP und TOPS.	31
Tab. 8a:	Spatio-temporale Parameter der TFA beim Gehen in der Ebene.	33
Tab. 8b:	Spatio-temporale Parameter der TFA beim Gehen mit 5° Steigung.	34
Tab. 8c:	Spatio-temporale Parameter der TFA beim Gehen mit 5° Gefälle.	35
Tab. 9	Spatio-temporale Parameter der Kontrollen beim Gehen in der Ebene, mit 5° Steigung und 5° Gefälle.	36

1 Einleitung

1.1 Transfemorale Amputation und prothetische Versorgung

In Deutschland werden jährlich etwa 62.000 Amputationen an den unteren Extremitäten durchgeführt und in 26,5% der Fälle handelt es sich dabei um Major-Amputationen (Walter et al. 2022). Die häufigsten Gründe für transfemorale Amputationen (TFA) sind die periphere arterielle Verschlusskrankheit (pAVK) und der Diabetes mellitus (DM), der gleichzeitig einer der Hauptrisikofaktoren für die Entwicklung einer pAVK ist (Walter et al. 2022, Barnes et al. 2020, Soyoye et al. 2021). Des Weiteren zählen Infektionen, Traumata und Tumore zu den typischen Indikationen, die jedoch deutlich seltener Ursachen einer TFA sind (Greitemann et al. 2016).

Um weiterhin eine bipedale Fortbewegung und die Teilnahme an Alltagsaktivitäten zu ermöglichen, sind Beinamputierte auf die Versorgung mit einer Prothese angewiesen. Die mit der Prothese erreichte Mobilität sowie Probleme im Umgang mit der Prothese beeinflussen die Lebensqualität dieser Patienten maßgeblich (Asano et al. 2008). Vorrangiges Ziel der Rehabilitation ist es daher, die Patienten im Umgang mit der Prothese zu schulen, um eine zufriedenstellende Funktion zu erreichen. Neben der traditionellen Schaftprothese (SP) bieten transkutan ausgeleitete osseointegrierte Prothesensysteme (TOPS) eine neue und mittlerweile gut etablierte Alternative zur Rehabilitation transfemoral Amputierter (Aschoff et al. 2024, Hoellwarth et al. 2020b).

1.1.1 Versorgung mit Schaftprothesen (SP)

Die Schaftprothese (SP) ist die klassische Form der Versorgung nach TFA (Abb. 1). Die Prothese wird über einen den Stumpf vollständig umfassenden Schaft an den menschlichen Körper angekoppelt (Greitemann et al. 2016). Die Passform des Schaftes ist für die möglichst effiziente Übertragung von Kräften, Biege- und Drehmomenten vom residualen Oberschenkel auf die Prothese maßgeblich und beeinflusst Funktionalität und Komfort sowie die Mobilität der Patienten (Paterno et al. 2018, Brodie et al. 2022). Eine gute Verbindung zwischen Stumpf und Schaft gewährleistet Stabilität und Kontrolle im Stand und während des Gehens und ist unabdingbar für eine aufrechte Körperhaltung (Murphy 1984, Eshraghi et al. 2014).



Abb. 1: Exemplarische Darstellung von Aufbau und Passteilen einer modular gebauten Oberschenkelschaftprothese. Die Wahl des Schaftes und der einzelnen Passteile erfolgt individuell. Nach (Lentes Prothesenwerkstatt 2023).

Obwohl es in den letzten Jahrzehnten bereits viele Entwicklungen und Fortschritte, insbesondere in Hinblick auf die Materialien und Techniken zur Optimierung der Prothesenschafter, gab und gibt, bleibt die Kraftübertragung zwischen Stumpf und Prothese unphysiologisch. Um eine Vorwärtsbewegung der Prothese zu ermöglichen, bedarf es zudem einer Krafterzeugung aus dem Becken bzw. der Hüfte (Blumentritt 2017). Aus der unphysiologischen Kraftübertragung resultierende Stumpfprobleme wie Druck- und Scheuerstellen bis hin zu offenen Wunden und möglichen Infektionen sind nicht immer zu vermeiden (Paterno et al. 2018, Safari 2020, Dillingham et al. 2001, Dudek et al. 2005, Meulenbelt et al. 2009). Vermehrtes Schwitzen oder Volumenschwankungen können die Vertikalbewegungen des Stumpfes im Schaft verstärken und gehen mit entsprechendem Komfortverlust sowie Passungenauigkeiten und letztlich eingeschränkter Funktion bzw. Nutzung der Prothese einher (Paterno et al. 2018, Hagberg and Brånemark 2001). Des Weiteren kann das An- und Ablegen der Prothese Probleme bereiten, der Bewegungsumfang durch den Schaft im Gelenk oberhalb der Amputation eingeschränkt und das Sitzen mit SP unkomfortabel sein (Webster et al. 2017). Diese und weitere Probleme können so gravierend sein, dass Betroffene teilweise oder gänzlich auf das Tragen ihrer Prothese verzichten und damit nur noch eingeschränkt autonom mobil sind (Hagberg and Brånemark 2001).

1.1.2 Versorgung mit transkutanen osseointegrierten Prothesensystemen (TOPS)

Die ursprünglich in der Zahnimplantologie angewandte Idee der Osseointegration wurde im Laufe der Zeit auf die prothetische Versorgung Amputierter übertragen und stellt heute ein etabliertes Verfahren als Alternative zur traditionellen SP dar (Brånemark et al. 1977, Brånemark et al. 2014, Hoellwarth et al. 2020b). Die Osseointegration beschreibt in dem Zusammenhang die aus dem Zusammenwachsen von Knochengewebe und Prothese resultierende feste funktionelle und strukturelle Verbindung ohne Ausbildung eines bindegewebigen Interfaces (Brånemark et al. 2001, Örgel et al. 2021). Während die Majorität der mit TOPS versorgten Patienten transfemoral Amputierte sind, wurde diese Versorgung auch bei transtibial, transhumeral oder transradial und auch bei mehrfach Amputierten eingesetzt (Hebert et al. 2017, Jönsson et al. 2011, Li and Brånemark 2017). Bei der Anwendung von TOPS nach TFA wird ein Implantat im restlichen Femur verankert und über ein Stoma nach außen geführt, um eine Kopplung an die Exoprothese zu ermöglichen (Abb. 2). Die direkte Verbindung der Prothese mit dem Skelett ermöglicht es, die durch die „Aufhängung“ des Schaftes bei SP verbundenen Probleme zu vermeiden (Hagberg and Brånemark 2009, Brånemark et al. 2014, Hagberg et al. 2020).

Weltweit haben sich verschiedene Systeme unterschiedlicher Hersteller etabliert, die sich in ihrer Bauweise und Operationstechnik unterscheiden, hinsichtlich ihres grundlegenden Aufbaus und der Outcomes jedoch vergleichbar sind (Hoellwarth et al. 2020b).

Häufig werden Patienten mit TOPS versorgt, wenn die vorherige Versorgung mit SP aufgrund der damit einhergehenden Probleme unzufriedenstellend oder gar nicht möglich war (Aschoff and Juhnke 2016). Zu den Vorteilen von TOPS gehören die verbesserte Mobilität, erhöhte Prothesentragedauer, weniger Probleme beim Tragen der Prothese sowie eine insgesamt höhere Zufriedenheit und verbesserte Lebensqualität (Hagberg et al. 2020, Li and Brånemark 2017, Brånemark et al. 2014, Aschoff and Juhnke 2016, Al Muderis et al. 2017, van de Meent et al. 2013, Hagberg et al. 2008, Hagberg and Brånemark 2009). Zudem profitieren Patienten mit TOPS von einem leichteren und schnelleren An- und Ablegen der Prothese, klagen seltener über Probleme beim Sitzen und verfügen über einen uneingeschränkten Bewegungsumfang im Hüftgelenk (Webster et al. 2017, Hagberg et al. 2005).

Einen weiteren Vorteil bietet die Osseoperzeption. Durch die unmittelbare Verankerung der Prothese im Knochen wird ein gesteigertes Vibrationsempfinden und somit eine bessere sensorische Rückmeldung über die Position der Gliedmaße sowie die taktile Wahrnehmung der Bodenbeschaffenheit beim Gehen ermöglicht. Dies wiederum kann sich positiv auf die Gangsicherheit und die Lebensqualität der Patienten auswirken (Hoellwarth et al. 2020b, Häggström et al. 2013, Örgel et al. 2023). Die Tatsache, dass die intraossäre Verankerung eine biomechanisch bessere Kraftübertragung zwischen Stumpf und Prothese ermöglicht (Blumentritt 2017), bietet zudem, ggf. in Kombination mit dem Verfahren der Kallusdistraction, die Möglichkeit der Versorgung auch extrem kurzer Femurstümpfe, die mit einer SP nur unzufriedenstellend oder gar nicht versorgt werden können (Aschoff and Juhnke 2016, Hoellwarth et al. 2020b, Hoffmeister et al. 2017, Mittlmeier et al. 2020).

Die häufigsten potenziellen Risiken im Zusammenhang mit einer TOPS-Versorgung sind leichtgradige Weichteilinfektionen sowie Stoma-assoziierte Hautirritationen, die in den meisten Fällen gut konservativ therapiert werden können und nur selten operativ revidiert werden müssen (Al Muderis et al. 2016a, Li and Brånemark 2017, Atallah et al. 2018). Über das Weichteilstoma aufsteigende periprothetische oder intramedulläre Infektionen bis hin zu Implantatlockerungen oder notwendige -explantationen werden entgegen anfänglicher Befürchtungen nur selten beobachtet. Auch aseptische Lockerungen, Implantatversagen oder unkontrollierbare Schmerzen treten nur selten auf (Al Muderis et al. 2016a, Reetz et al. 2020, Hoellwarth et al. 2020a). Ständige Anpassungen am Prothesendesign, des operativen Prozederes sowie der Wundversorgung konnten die Zahl unerwünschter Ereignisse weiter reduzieren (Juhnke et al. 2015, Hoffmeister et al. 2017).

Obwohl insgesamt ein positives Nutzen-Risiko-Verhältnis anzunehmen ist (Al Muderis et al. 2016a, Reetz et al. 2020, Örgel et al. 2022, Hoellwarth et al. 2020a), bleibt die Versorgung mit TOPS letztlich immer noch eine individuelle Entscheidung (Aschoff 2017, Hebert et al. 2017).

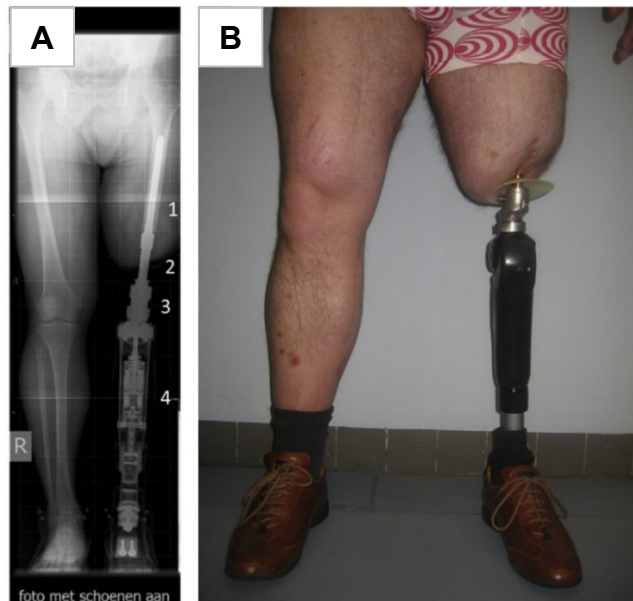


Abb. 2: Postoperative Röntgenaufnahme nach TOPS-Versorgung (**A**) und Darstellung eines Patienten mit TOPS nach unilateraler, linksseitiger TFA (**B**). 1 = Endomodul (Knochenimplantat); 2 = Stoma; 3 = Kopplungsstelle zwischen Endo- und Exo-Modul; 4 = Exoprothese. Modifiziert nach van de Meent et al. (2013).

1.2 Klinische Ganganalyse

Trotz bemerkenswerter Fortschritte auf dem Gebiet der Rehabilitation und Prothesentechnik unterscheidet sich das Gangbild transfemoral Amputierter vom physiologischen Gangbild (Jaegers et al. 1995b, Boonstra et al. 1994, Fiedler et al. 2014). Abweichungen reichen von mit bloßem Auge deutlich erkennbaren Veränderungen, wie z. B. Hinken, bis hin zu subtilen Veränderungen, die lediglich durch Zuhilfenahme technischer Hilfsmittel objektivierbar sind. Als diagnostisches Instrument ermöglicht die klinische Ganganalyse (GA), Aussagen über die Gangqualität und/oder Abweichungen vom physiologischen Gangbild zu treffen. Sie dient der Bewertung von Schwere, Ausmaß oder Art einer Erkrankung oder Verletzung und kann bei der Diagnosesicherung bestimmter Erkrankungen behilflich sein. Auch im Therapiemonitoring spielt die klinische GA eine wesentliche Rolle. So können beispielsweise Aussagen über den Verlauf, das Ergebnis oder den Effekt einer therapeutischen Intervention getroffen und diese gegebenenfalls angepasst werden. Die höchste Evidenz für den Einsatz der klinischen GA zeigt sich bislang vor allem bei pädiatrischen, neurologischen, orthopädischen und unfallchirurgischen Erkrankungen (Baker et al. 2016).

1.2.1 Grundlagen der Ganganalyse

Der menschliche Gang besteht aus einer Folge sich wiederholender Bewegungsmuster, die durch den reziproken Bodenkontakt beider Füße erzeugt werden. Der Gangzyklus ist als der Zeitraum zwischen zwei aufeinanderfolgenden initialen Bodenkontakten desselben Fußes definiert, entspricht also einem Doppelschritt (engl. stride). Das Bein, welches den initialen Bodenkontakt vollzieht, wird als „Referenzbein“ bezeichnet, das andere als „kontralaterales Bein“. Der initiale Bodenkontakt (engl. initial contact, IC) des Referenzbeines bildet den Startpunkt (0 %) des Gangzyklus und unmittelbar vor dem nächsten Bodenkontakt des Referenzbeines ist der Endpunkt (100 %) des Gangzyklus erreicht. Die Bewegungsabläufe beider Beine sind jeweils um einen halben Gangzyklus verschoben (Götz-Neumann 2016, Perry and Burnfield 2010).

Jeder Gangzyklus wird zudem in eine Stand- und eine Schwungphase unterteilt. Die Standphase (engl. stance) bezeichnet das zeitliche Intervall, in dem der Fuß Bodenkontakt hat. Sie beginnt mit dem IC des Referenzbeines. Während der darauffolgenden Schwungphase (engl. swing) befindet sich der Fuß des Referenzbeines in der Luft und schwingt vorwärts. Der Beginn der Schwungphase ist durch das Abheben des Fußes vom Boden (engl. Toe-off, TO) gekennzeichnet. Die drei wesentlichen funktionellen Aufgaben der Stand- und Schwungphase bestehen in der Gewichtsübernahme, dem monopedalen Stehen sowie der Schwungbeinvorwärtsbewegung. Eine weitere Unterteilung erfolgt in acht verschiedene funktionelle Gangphasen, von denen fünf der Stand- und drei der Schwungphase zugeordnet werden. Jede Gangphase übernimmt eine funktionelle Aufgabe (Götz-Neumann 2016). Einen Überblick über die einzelnen Gangphasen und deren Funktionen bieten Abb. 3 und Tab. 1.

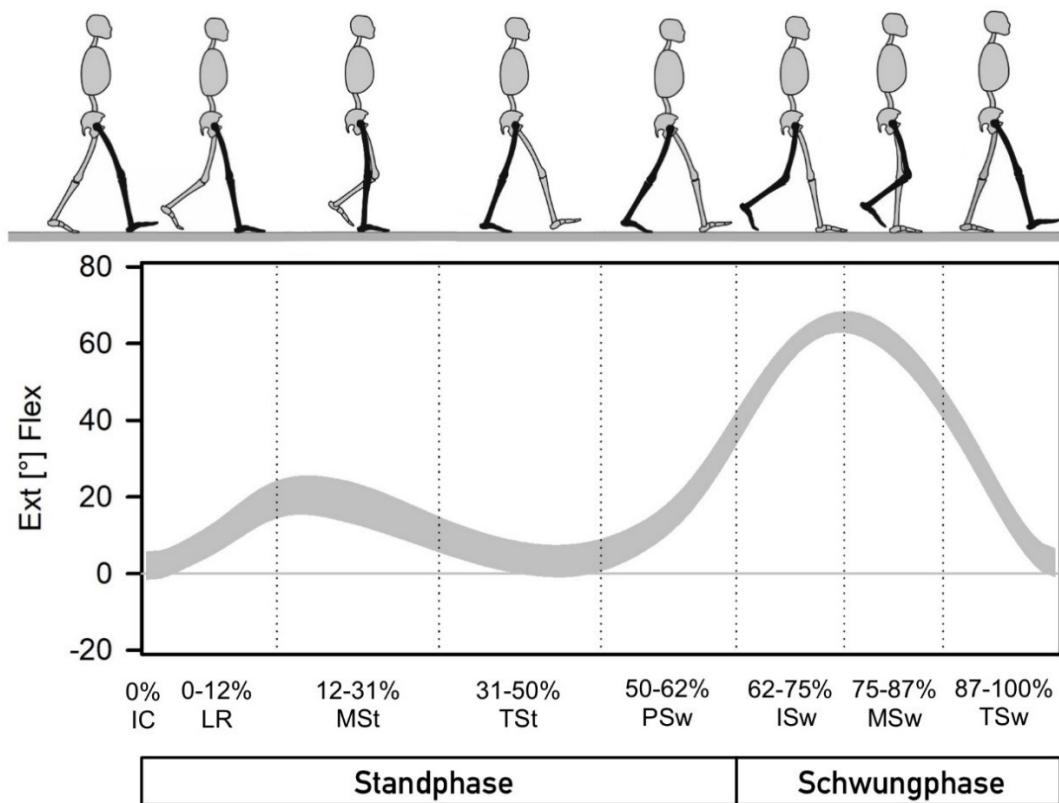


Abb. 3: Schematische Darstellung des Gangzyklus in der Sagittalebene in Kombination mit der Kinematik des Kniegelenks. Das Verhältnis von Stand- zu Schwungphase (62 % : 38 %) bezieht sich auf eine Gehgeschwindigkeit von 80 m/min bzw. 1,33 m/s (Götz-Neumann 2016). IC = Initial contact; LR = Loading response; MSt = Mid stance; TSt = Terminal stance; PSw = Pre swing; ISw = Initial swing; MSw = Mid swing; TSw = Terminal swing. Modifiziert nach Ludwig et al. (2022).

Tab. 1: Übersicht über die Gangphasen. Modifiziert nach Götz-Neumann (2016).

	Abk.	Gangphase		Intervall	Beschreibung	spezifische Leistung
	IC	Initial contact	initialer Kontakt	0 %	Erster Bodenkontakt	• Vorbereitung für Stoßdämpfung
	LR	Loading response	Stoß-dämpfungs-phase	0-12 %	Erster Bodenkontakt bis Abheben des kontralateralen Beines	• Stoßdämpfung • Gewährleistung der gewichts-tragenden Beinstabilität • Erhalt der Vorwärtsbewegung
	MSt	Mid stance	mittlere Standphase	12-31 %	Abheben kontralateraler Fuß (Toe-off, TO) bis Fersenanhebung des Referenzbeines	• Vorwärtsbewegung bis über Vorfuß • Gewährleistung der Bein- & Rumpfstabilität
∞	TSt	Terminal stance	terminale Standphase	31-50 %	Fersenanhebung Referenzbein bis IC des kontralateralen Fußes	• Vorwärtsbewegung des Körpers über Standbein hinaus
	PSw	Pre swing	Vorschwung-phase	50-62 %	IC kontralaterale Seite bis Abheben des Referenzbeines (TO)	• vorbereitende Positionierung für Schwungphase
	ISw	Initial swing	initiale Schwungphase	62-75 %	Abheben Referenzbein (TO) bis Überkreuzung Sprunggelenke von Stand- & Referenzbein	• Abheben des Fußes vom Boden • Nachvornebringen des Beines
	MSw	Mid swing	mittlere Schwungphase	75-87 %	Überkreuzung Tibiae von Stand- & Referenzbein bis Tibia des Referenzbeines vertikal zum Boden steht	• Nachvornebringen des Beines • Gewährleistung des Abstandes zwischen Fuß und Boden
	TSw	Terminal swing	terminale Schwungphase	87-100 %	Tibia des Referenzbeines steht vertikal zum Boden bis IC des Referenzbeines	• Vollendung des Nachvornebringens des Beines • Vorbereitung des Beines auf IC

1.2.2 Parameter des physiologischen Gangs

Der physiologische Gang kann nicht einheitlich definiert werden, sondern wird in der Regel anhand der Gangbilder klinisch unauffälliger und beschwerdefreier Patienten beschrieben. Während beispielsweise im Rahmen eines therapeutischen Eingriffs das Gangbild eines Individuums unter Umständen in einem Prä-Post-Vergleich untersucht wird, ist dies bei Traumapatienten meist nicht möglich. Dahingehend bietet sich in der Praxis der Vergleich eines klinisch auffälligen Gangbildes gegenüber einer gesunden Population ohne Gangpathologien an. Zudem kann intraindividuell die Symmetrie im Seitenvergleich beurteilt werden (Mittlmeier and Rosenbaum 2005).

Die spatio-temporalen Parameter (STP, auch räumlich-zeitliche oder Weg-Zeit-Parameter) dienen neben weiteren Messwerten in der Ganganalytik der quantitativen Beschreibung des Gangbildes (Abb. 4, Tab. 2).

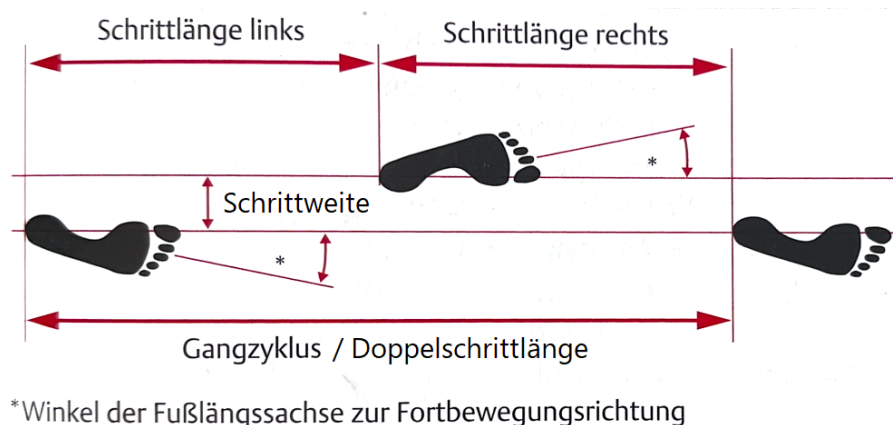


Abb. 4: Schematische Darstellung ausgewählter spatio-temporaler Parameter. Modifiziert nach Götz-Neumann (2016).

Die Schrittlänge, Kadenz und auch die übrigen STP werden durch das Geschlecht, das Alter, die Körpergröße und das Körpergewicht aber auch durch psychische Faktoren der Probanden beeinflusst (Rössler et al. 2024, Samson et al. 2001, Maki 1997, Jeon et al. 2023). Unter physiologischen Bedingungen beläuft sich die prozentuale Verteilung auf etwa 60 % zugunsten der Standphase und etwa 40 % zugunsten der Schwungphase, wobei das Verhältnis in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit leicht variieren kann (Götz-Neumann 2016, Perry and Burnfield 2010).

Tab. 2: Definitionen relevanter spatio-temporaler Parameter. Nach (Götz-Neumann 2016, Perry 1992).

STP	Definition
Gehgeschwindigkeit (walking speed)	zurückgelegte Distanz pro Zeiteinheit [m/s]
Kadenz (cadence)	Anzahl der Schritte pro Minute [Schritte/min]
Doppelschritt (stride)	Bodenkontakt des Referenzbeines bis zum folgenden Bodenkontakt des Referenzbeines
Doppelschrittdauer (stride time)	Zeitdauer pro Doppelschritt [s]
Doppelschrittlänge (stride length)	Distanz pro Doppelschritt [m]
Schritt (step)	Bodenkontakt des Referenzbeines bis zum Bodenkontakt des kontralateralen Beines
Schrittlänge (step length)	Distanz pro Schritt [m]
Schrittweite (step width)	Distanz zwischen beiden Fersenzentren [m]
Stand-/Schwungphasen- dauer (stance/swing duration)	Dauer der Stand-/Schwungphase [s], auch Angabe als relativer Anteil am Gangzyklus [%]
Doppelstandphasen- dauer (double stand duration)	Dauer der bipedalen Standphase [s], auch Angabe als relativer Anteil am Gangzyklus [%]

Während bei der Schwungphase lediglich das kontralaterale Bein Bodenkontakt erfährt, kommt es während der Standphase zu einem Wechsel zwischen einfach und doppelt unterstützten Phasen. Zu den doppelt unterstützten Phasen (auch bipedale Standphasen), bei denen sowohl das Referenzbein als auch das kontralaterale Bein Bodenkontakt haben, gehören „Initial contact, IC“, „Loading

response, LR“ sowie „Pre-swing, PSw“. Bei einer langsameren Gehgeschwindigkeit verschiebt sich das Verhältnis zugunsten der doppelt unterstützten Phasen und somit zugunsten der Standphase (Götz-Neumann 2016).

Zusätzlich zu den STP dient die Kinematik der Beschreibung der Gelenkbewegungen anhand des Bewegungsumfangs und der zeitlichen Abfolge, während sich die Kinetik mit den Kräften beschäftigt, die auf die Gelenke einwirken, um die Bewegung zu ermöglichen (Richard et al. 2013, Perry 1992).

Um die genannten Parameter detailliert zu erfassen, sind aufwendigere Messmethoden notwendig, beispielsweise im Rahmen einer dreidimensionalen Ganganalyse (3D-GA).

1.2.3 Dreidimensionale Ganganalyse (3D-GA)

Während die beobachtende GA hauptsächlich auf visuellen Einschätzungen von Experten beruht und trotz aller Bemühungen um eine standardisierte Beurteilung immer subjektiv ist, bietet die instrumentelle GA objektive und quantifizierbare Ergebnisse (Klöpfer-Krämer and Augat 2015, Hulleck et al. 2022). Eine verbreitete Methode der instrumentellen Ganganalyse ist die dreidimensionale Ganganalyse (3D-GA). Anhand von markerbasierten Bewegungssystemen („Motion tracking“) und integrierten Kraftmessplatten kann die Erhebung spatio-temporaler sowie kinematischer und kinetischer Parameter erfolgen. Zudem bietet die 3D-GA die Möglichkeit, mithilfe von Nadel- oder Elektroden eine dynamische Elektromyographie (EMG) zur Messung elektrischer Potenziale während der Muskelkontraktionen abzuleiten. Die Verfahren zur Erfassung von Kinetik, Kinematik und EMG können allein oder in Kombination verwendet werden. Weitere Methoden zur Erhebung von Druckverläufen unter der Fußsohle (dynamische Pedobarographie) oder dem Energieaufwand sowie der Energieeffizienz (anhand offener Spirometrie) können bei Bedarf und je nach Kapazität ergänzt werden (Götz-Neumann 2016, Wolf 2013).

1.2.4 Gait Deviation Index (GDI) und Gait Profile Score (GPS)

Ein wesentliches Problem der 3D-GA ist die gewaltige Datenmenge und eine daraus resultierende zeitintensive Auswertung, was den klinischen Einsatz häufig begrenzt (Cimolin and Galli 2019). Die Komplexität des menschlichen Gangs sowie die Abhängigkeit der Gangdaten machen es zudem schwer, objektive Aussagen in Hinblick auf das globale Gangbild bzw. Gangabweichungen anhand der gemessenen Daten zu treffen. Will man beispielsweise die Bewegungen der unteren Extremität in einem einzigen Doppelschritt bewerten, muss man das Zusammenspiel mehrerer Gelenke und Körpersegmente in mehreren Ebenen und zu mehreren Zeitpunkten analysieren (Schwartz and Rozumalski 2008).

Um dieses Problem in Hinblick auf die Auswertung der Kinematik zu lösen, hat sich die Verwendung von Gangindizes etabliert. Zwei der am häufigsten genutzten Gangindizes, die sich zudem als sensitive Maße für die Bewertung von Gangpathologien und -abweichungen erwiesen haben, sind der Gait Deviation Index (Schwartz and Rozumalski 2008) und der Gait Profile Score (Baker et al. 2009, McMulkin and MacWilliams 2015). Beide Indizes fassen die kinematischen Daten als Darstellung der Gesamtqualität des Gangs in einem einzigen Wert zusammen. Dies erleichtert es in der klinischen Anwendung, zwischen Schweregraden einer Erkrankung zu differenzieren und/oder eine objektive Bewertung von Behandlungserfolgen vorzunehmen (Schwartz and Rozumalski 2008, Molloy et al. 2010).

Beide Gangindizes werden auf Grundlage derselben kinematischen Parameter berechnet. Dabei handelt es sich um die in der Sagittal-, Transversal- und Frontalebene erfassten Bewegungen des Beckens und der Hüfte, die in der Sagittalebene erfassten Bewegungen von Knie- und Sprunggelenk sowie die Fußprogressionswinkel (Schwartz and Rozumalski 2008, Baker et al. 2009).

Für die Berechnung des GDI werden mithilfe der Hauptkomponentenanalyse voneinander unabhängige Gangmerkmale erzeugt und 15 dieser Gangmerkmale werden verwendet, um den GDI als skalierten Abstand zwischen einem Probanden und einer Gruppe von gesunden Kontrollpersonen zu berechnen. Der GDI wird so transformiert und skaliert, dass er schließlich als dimensionsloser Wert angegeben wird, wobei alle Werte von 100 oder höher das Fehlen von Gangpathologien implizieren (Schwartz and Rozumalski 2008).

Basierend auf den Überlegungen zum GDI entwickelte Baker et al. (2009) nachfolgend den GPS. Dieser wird als Differenz des quadratischen Mittelwerts

(RMS, root mean square) zwischen den Daten eines Probanden und dem Mittelwert des Datensatzes von gesunden Kontrollprobanden berechnet und erfolgt unabhängig von der Merkmalsanalyse, auf der der GDI basiert. Je höher der Wert des GPS ist, desto höher ist die Abweichung von der Kontrollgruppe (Baker et al. 2009).

Der GPS setzt sich aus neun Gait Variable Scores (GVS) zusammen, wobei jeder GVS einen kinematischen Parameter (Gelenk pro betrachteter Ebene) repräsentiert. Anhand dieser Sub-Scores kann der relative Beitrag einzelner kinematischer Parameter zur Gesamtabweichung des Gangs quantifiziert werden. Je höher der jeweilige GVS ist, desto größer ist der Einfluss zur Erhöhung des GPS und damit zur Gesamtabweichung des Gangbildes (Baker et al. 2009).

Anhand des Movement Analysis Profile (MAP) können die GVS zusammengefasst und grafisch dargestellt werden (McMulkin and MacWilliams 2015, Baker et al. 2009).

2 Ziel der Arbeit

Der bipedale Gang ist für die Fortbewegung des Menschen und die Bewältigung alltäglicher Aufgaben essentiell. Erkrankungen oder Traumata, die eine Amputation der unteren Gliedmaße zur Folge haben, verhindern die physiologische Fortbewegung. Durch eine prothetische Versorgung gelingt es, die fehlende Gliedmaße zu ersetzen und wieder einen bipedalen Gang zu ermöglichen.

Im Mittelpunkt dieser Arbeit stehen transfemoral amputierte Patienten, die entweder mit einer klassischen Schaftprothese (SP) oder einer knochengeführten Prothese (TOPS) versorgt wurden. Während im Falle einer SP die Kraft für die Bewegung des Prothesenbeines aus der Hüfte bzw. dem Becken erzeugt und in die Vorwärtsbewegung der Prothese übersetzt wird, ermöglicht eine TOPS-Versorgung die direkte Übertragung der Kraft auf das Prothesenbein.

Die vorliegende Arbeit zielt daher darauf ab, zu untersuchen, ob und ggf. welche signifikanten Unterschiede zwischen dem Gangbild von Patienten mit SP und Patienten mit TOPS untereinander sowie im Vergleich zu gesunden Kontrollprobanden vorliegen.

3 Material und Methoden

3.1 Studiendesign

Im Rahmen dieser klinisch-experimentellen Studie wurden unilateral transfemoral amputierte Patienten sowie ganggesunde Kontrollprobanden eingeladen, an einer klinischen Ganganalyse teilzunehmen. Die Studie wurde in Übereinstimmung mit der Deklaration von Helsinki durchgeführt und der Ethikkommission der Universitätsmedizin Rostock angezeigt (AZ: A 2018-0065). Die Durchführung erfolgte zwischen September 2018 und Januar 2023.

Ziel dieser Studie war der Vergleich des Gangbildes von Patienten mit einer SP- bzw. TOPS-Versorgung nach transfemorale Amputation.

3.2 Ein- und Ausschlusskriterien

Einschlusskriterien für Patienten:

- aktuelles Alter zwischen 18 und 75 Jahren
- unilateral transfemoral amputierte Patienten, die seit mindestens einem halben Jahr regelhaft eine Prothese (SP oder TOPS) benutzen

Einschlusskriterien für Kontrollen:

- aktuelles Alter zwischen 18 und 75 Jahren

Ausschlusskriterien für alle Teilnehmer:

- eingeschränkte geistige oder körperliche Leistungsfähigkeit
- fehlende Einwilligung in die Studienteilnahme

Weitere Ausschlusskriterien für Kontrollen:

- Erkrankungen oder vorausgegangene Operationen, die sich auf das physiologische Gangbild auswirken

3.3 Rekrutierung der Teilnehmer und Studiendurchführung

Die Patienten wurden durch Flyer und Plakate, die in lokalen Sanitätshäusern, bei Orthopädietechnikern und in Kliniken der Umgebung ausgehängt wurden, auf die Studie aufmerksam gemacht. Gesunde Probanden wurden vorwiegend im Bekanntenkreis, in der Universitätsmedizin Rostock (UMR) oder ebenfalls durch

Aushänge rekrutiert. Da es sich in dieser Arbeit um ein Teilprojekt einer zuvor begonnenen Studie handelt, konnten einige zuvor gemessene Probanden und dazugehörige Daten in diese Arbeit übernommen werden.

Bestandteile der Untersuchungstermine waren die Erhebung einer Anamnese, anthropometrischer Daten und Fragebögen sowie die Durchführung klinischer Untersuchungen und Tests sowie instrumenteller dreidimensionaler Ganganalysen (3D-GA). Termine wurden an zwei bzw. drei unterschiedlichen Tagen vereinbart. Der erste Termin bot die Gelegenheit zur Familiarisierung mit dem Ablauf und den verwendeten Geräten. Die darauffolgenden Untersuchungen (2 Termine) fanden mit einem Abstand von mindestens 24 Stunden voneinander statt. Familiarisierung und erste Untersuchung konnten unter Umständen (z. B. langer Anfahrtsweg des Probanden) an einem Tag mit zeitlichem Abstand erfolgen. Es erfolgte eine individuelle Terminabsprache für die Untersuchungstermine, für die TFA-Patienten wurde bei Einverständnis zusätzlich ein MRT-Termin in Absprache mit der chirurgischen Ambulanz der UMR angemeldet.

Alle Teilnehmer erhielten vor Durchführung der Studie eine Probandeninformation und wurden zusätzlich mündlich über den Hintergrund und Zweck der Studie aufgeklärt. Alle Teilnehmer unterzeichneten eine Einwilligungserklärung. Vor Beginn der Untersuchungen erfolgte eine individuelle Überprüfung der Ein- und Ausschlusskriterien an den Teilnehmenden. Nach erfolgreicher Teilnahme erhielten alle Probanden eine Aufwandsentschädigung sowie eine Fahrtkostenerstattung.

3.4 Klinische Daten

Am ersten Untersuchungstermin wurden anthropometrische und klinische Daten erfasst. Die Beinlänge wurde als Abstand zwischen Spina iliaca anterior superior und Malleolus medialis gemessen (Keppler and Kinzl 2006). Weiterhin wurden Begleiterkrankungen sowie die aktuelle Medikation der Probanden erfasst. Die TFA-Patienten wurden zusätzlich zu dem Grund, der Dauer und der Art der Amputation sowie dem Versorgungstyp, -art und -dauer befragt.

3.5 Fragebögen, klinische Untersuchungen und Tests

Mithilfe geeigneter Fragebögen und Tests wurden die kognitiven Fähigkeiten (Mini-Mental-Status-Test, PHQ-9) und die Reaktionszeit (visueller Reiz) des jeweiligen Probanden standardisiert erfasst. Der Mini-Mental-Status-Test (MMST) dient der quantitativen Einschätzung des Schweregrades einer potentiellen kognitiven Beeinträchtigung. Die maximal erreichbare Punktzahl beträgt 30 Punkte. Je kleiner die erreichte Punktzahl ist, desto größer ist die kognitive Einschränkung. Werte über 27 Punkten gelten als unauffällig (Folstein et al. 1975). Der Patient Health Questionnaire (PHQ-9) dient der kriterienbasierten Diagnosestellung depressiver Störungen und einer validen Ermittlung des Maßes für den Schweregrad einer Depression. Anhand von neun Symptomkriterien wird der PHQ-9-Score ermittelt, der von 0 bis 27 reichen kann. Je höher der PHQ-9-Score ist, desto höher ist der Schweregrad der Depression (Kroenke et al. 2001).

Anhand des zweiteiligen Befunderhebungsbogens zur objektiven Funktionsdokumentation nach Beinamputation (Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie, Universitätsklinikum Heidelberg) (Putz et al. 2018) wurden Informationen zur Amputation und Prothesenversorgung, Kraft und Mobilität, insbesondere der betroffenen Beinseite, sowie zu den Stumpfverhältnissen erfasst. Der ärztliche Teil wurde im Rahmen einer klinischen Eingangsuntersuchung durch Herrn Manuel Matthis (Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie, UMR) durchgeführt. Der Patiententeil des Fragebogens umfasste eine Selbsteinschätzung oben genannter Punkte mit Fokus auf Mobilität und Funktionalität mit der Prothese. Aus den Angaben des Patienten wurde der Locomotor Capabilities Index (LCI-5, Index zur Funktionalität mit Prothese) erhoben. Anhand einer 5-stufigen Ordinalskala werden dabei die vom Patienten wahrgenommenen Fähigkeiten zur Bewältigung verschiedener Bewegungsaktivitäten beim Tragen einer Prothese bewertet. Die maximal erreichbare Punktzahl beträgt 56 Punkte. Je höher die erreichte Punktezahl ist, desto höher ist die Mobilität bei Verwendung einer Prothese und geringer die Abhängigkeit von der Unterstützung durch andere (Franchignoni et al. 2004, Ranker et al. 2023).

Zur Beurteilung des Funktionsstatus eines Amputierten in Bezug auf das Gehen mit einer Prothese wurde bei den TFA-Patienten einmalig der AMPPRO- und Tinetti-Test durchgeführt. Der AMPPRO (Amputee Mobility Predictor with Prosthesis) besteht aus 20 Teilaufgaben mit steigendem Schwierigkeitsgrad, die

vom Gleichgewicht im Sitzen bis zum Überwinden von Hindernissen in der Umgebung (z. B. Treppen) reichen. Die Bewertung umfasst 0 bis 47 Punkte, wobei höhere Punktzahlen eine bessere prothetische Mobilität implizieren (Gailey et al. 2002). Der Tinetti-Test dient der Beurteilung des individuellen Sturzrisikos. Zusammengesetzt aus Teilaufgaben zu Balance und Gang wird ein Gesamtscore zwischen 0 und 28 ermittelt. Bei einem Score von ≤ 18 Punkten wird von einem hohen Sturzrisiko ausgegangen (Tinetti 1986, Scura and Munakomi 2022).

3.6 MRT-Untersuchung

Bei Einverständnis und terminlicher Kapazität erfolgte bei den TFA-Patienten zu einem der Messtermine eine einmalige Untersuchung am 1,5T-Ganzkörper-Kernspintomographen (Magnetom Avanto Fit, Siemens Healthcare GmbH) im Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Kinder- und Neuroradiologie der UMR (Direktor: Prof. Dr. M.-A. Weber). Beurteilt wurden die Femurlänge und die fettige Degeneration der Muskeln auf der amputierten Seite sowie das Verhältnis der Muskelvolumina beider Beinseiten. Die Auswertung der Bilder erfolgte durch OA Dr. Thomas Beyer (Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Kinder- und Neuroradiologie, UMR).

3.7 Klinische Ganganalyse am GRAIL

Klinische Ganganalysen wurden am GRAIL (Gait Real-time Analysis Interactive Lab, Motekforce Link, Amsterdam, Niederlande, Abb.5) im Labor des Instituts für Sportwissenschaft der Universität Rostock (Institutsleiter: Prof. Dr. S. Bruhn) durchgeführt. Die technische Bedienung des GRAIL erfolgte vorrangig durch die am Projekt beteiligten Ingenieure Herrn Dipl.-Ing. Frank Feldhege sowie Frau Dipl.-Ing. Katherina Richter.

Das GRAIL ermöglicht die Durchführung instrumenteller dreidimensionaler Ganganalysen (3D-GA) unter der Verwendung immersiver virtueller Realität. Bestandteil des GRAIL ist ein voll instrumentiertes Doppellaufband, an dem selbst gewählte Geschwindigkeiten eingestellt und das in verschiedene Neigungen im Raum ausgerichtet werden kann (Abb. 5). Auf einem großen, halbzyklindrischen Bildschirm wird eine natürliche (Wald, Stadt) oder artifizielle Umgebung in einer mit der Laufbandgeschwindigkeit synchronisierten Frequenz

geschaffen. Begleitet durch Soundeffekte über adäquat konfigurierte Lautsprecher erlaubt dies durch Sinnestäuschungen das Eintauchen („Immersion“) in eine virtuelle Realität. Dadurch wird eine möglichst alltagsnahe Umgebung geschaffen, um von der Untersuchungssituation abzulenken und ein möglichst natürliches Gangbild des Probanden zu erzielen.

Das dreidimensionale optische Aufnahmesystem („Motion Capture System“), bestehend aus zehn Infrarotkameras (Abtastfrequenz 100 Hz, Vicon Bonita B10, Vicon Metrics Ltd., Oxford, UK) und reflektierenden Markern, die an bestimmten anatomischen Punkten des Probanden befestigt werden, ermöglicht die Messung der kinematischen Parameter. Separate Kameras erlauben Videoaufnahmen der Ganganalyse. In den Laufbändern integrierte Kraftmessplatten (Abtastfrequenz 1000 Hz, ForceLink B.V., Culemborg, Niederlande) dienen der Messung der kinetischen Parameter.

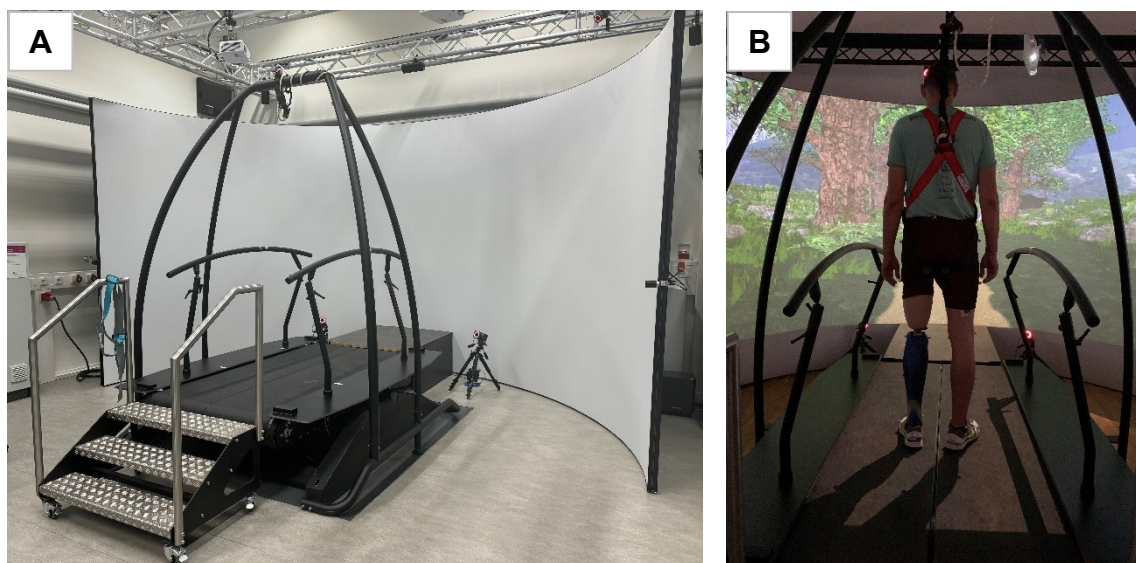


Abb. 5: Darstellung des GRAIL ohne **(A)** und mit einem Probanden vor Beginn einer Ganganalyse **(B)**. Während der Untersuchung ist der Proband durch einen Ganzkörpergurt sowie zwei am Laufband montierte Seitenholme gesichert.

3.7.1 Vorbereitungen für die klinische Ganganalyse

Vor Durchführung einer Ganganalyse erfolgte am GRAIL die Kalibrierung der Kameras von Vicon Nexus, der separaten Videokameras sowie der Kraftmessplatten.

Jeder Proband wurde ausführlich über den Ablauf, die Risiken und Sicherheitsmaßnahmen der Ganganalyse auf dem GRAIL informiert. Die Probanden trugen während der Messungen feste, geschlossene Schuhe und möglichst enganliegende Sportsachen, eine kurze Hose erwies sich in Anbetracht der Haftung und Sichtbarkeit der Marker als vorteilhaft. Die TFA-Patienten trugen ihre reguläre Alltagsprothese. Zur Sturzprophylaxe sicherten wir die Probanden während der gesamten Zeit auf dem Laufband mit einem Ganzkörper-Gurt und einem Sicherungsseil an der Decke des GRAIL.

Die Probanden wurden für die Ganganalyse mit 28 reflektierenden, wiederverwendbaren Markern ($d=1,4\text{cm}$) mithilfe von doppelseitigem Klebeband versehen, welche von den Motion-Capture-Kameras registriert wurden. Die Positionierung der Marker erfolgte entsprechend dem Human Body Modell 2 (HBM2, Abb. 6) (Motek Medical B. V., Amsterdam, Netherlands) (van den Bogert et al. 2013). Das HBM2-Modell verwendet ein Markerset bestehend aus 26 Markern, zwei zusätzliche Marker wurden im Rahmen unserer Studie am Trochanter major dexter und sinister angebracht.

Vor Beginn der Messung erfolgte die Patientenkalibrierung auf dem GRAIL.

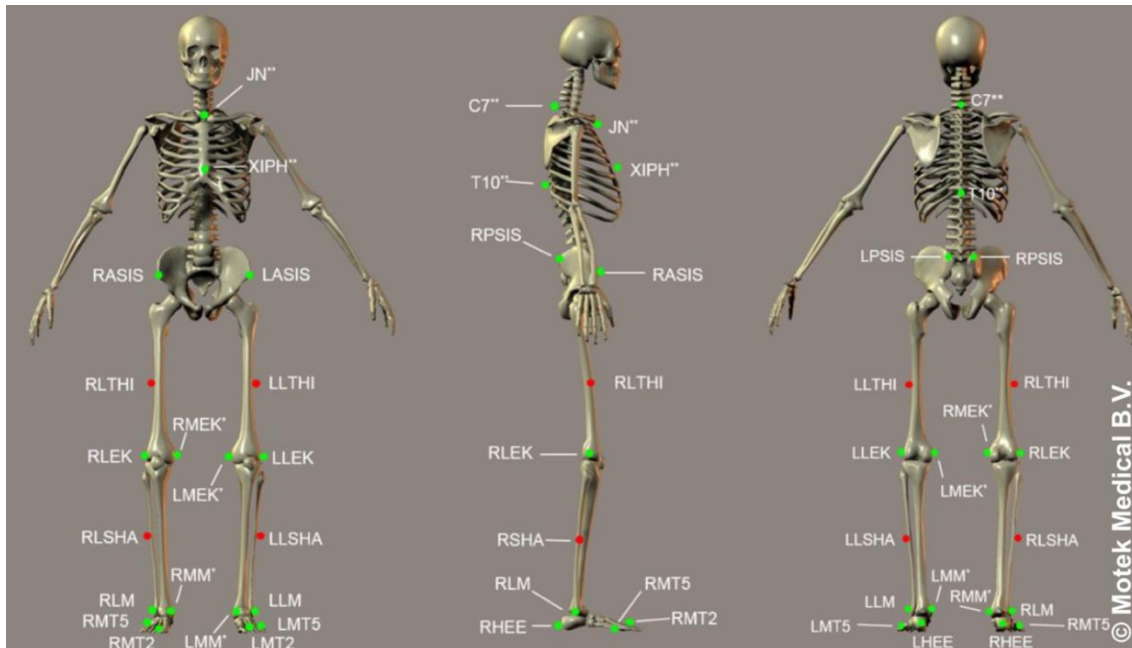


Abb. 6: Position der Marker entsprechend dem HBM2-Modell (Motek Medical B. V., van den Bogert et al. 2013). Legende: JN = Fossa jugularis; XIPH = Processus xiphoideus; C7 = siebter Halswirbel; T10 = zehnter Brustwirbel; LASIS, RASIS = Spina iliaca anterior superior; LPSIS, RPSIS = Spina iliaca posterior superior; LLTHI, RLTHI = lateraler Oberschenkel; LLEK, RLEK = laterale Kniegelenksachse; LMEK, RMEK = mediale Kniegelenksachse; LLSHA, RLSHA = lateraler Unterschenkel; LLM, RLM = lateraler Malleolus; LMM, RMM = medialer Malleolus; LMT2, RMT2 = Caput des Os metatarsale II; LMT5, RMT5 = Caput des Os metatarsale V; LHEE, RHEE = Ferse.

3.7.2 Versuchsaufbau der klinischen Ganganalyse

Der Ablauf der klinischen Ganganalyse am GRAIL war an den jeweiligen Terminen identisch und umfasste unterschiedliche Teilaufgaben (Abb. 7).

In den Teilaufgaben 1-3 sowie 6 erfolgte die Ermittlung der individuellen Komfortgeschwindigkeit. Dafür erfolgte durch wiederholte Rücksprache mit dem jeweiligen Probanden eine schrittweise Annäherung an Geschwindigkeiten, die der Proband als alltagstauglich empfand. Der Mittelwert aus mehreren als angenehm empfundenen Geschwindigkeiten wurde als individuelle „Komfortgeschwindigkeit“ definiert. Im Anschluss erfolgte in der jeweiligen Laufbandeinstellung die Aufzeichnung mehrerer Gangzyklen des Probanden über jeweils 30 Sekunden. Für die vorliegende Arbeit wurden die Daten aus den Teilaufgaben 2, 3 und 6 verwendet.

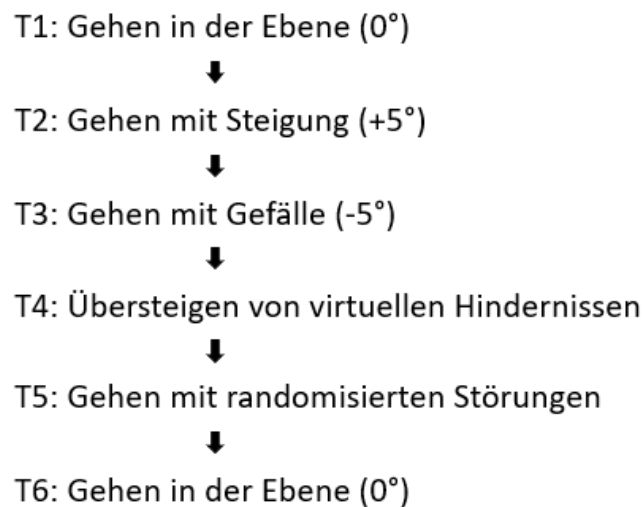


Abb. 7: Schematische Darstellung des Versuchsablaufes der klinischen Ganganalyse. T1-6 = Teilaufgaben 1-6.

3.8 Software und Datenanalyse

Die zu den Computern des GRAIL zugehörigen Softwarepakete ermöglichen die Aufnahme und Verarbeitung der Datensätze.

Die unmittelbare Aufzeichnung, Synchronisierung und Berechnung der Daten erfolgte mit Hilfe von D-Flow (v3.34, Motek Medical B.V., Amsterdam, Niederlande) (Geijtenbeek et al. 2011). Die GOAT-Software (Gait offline analysis tool) dient der manuellen Erstellung von Berichten bzw. der Visualisierung kinematischer, kinetischer und spatio-temporaler Daten aus den Aufzeichnungen mittels D-Flow in Echtzeit. Vicon Nexus (Vicon Motion Systems Ltd, Oxford, UK) wird zur Bewegungserfassung in Echtzeit und der Beschriftung von Marker-Trajektorien benötigt.

Die in der Ganganalyse erhobenen Daten wurden durch Herrn Dipl.-Ing. Frank Feldhege und Frau Dipl.-Ing. Katherina Richter mithilfe eines Matlab-basierten Tools (Feldhege et al. 2021) in Form von Excel-Dateien (Microsoft Excel, Seattle, WA) für die weitere Auswertung zur Verfügung gestellt. Analysen wurden an den Daten aus den Aufzeichnungen der Teilaufgaben 2, 3 und 6 des letzten Untersuchungstermins (U3) vorgenommen. Pro aufgezeichnete Teilaufgabe (Ebene, 5° Steigung, 5° Gefälle) resultierte jeweils eine Excel-Datei, also insgesamt drei Dateien pro Proband. Die jeweiligen Dateien enthalten die spatio-temporalen sowie kinematischen und kinetischen Parameter. Letztere beinhalten

Werte für verschiedene Gelenke in unterschiedlichen Körperebenen (Sagittal-, Transversal- und Frontalebene). Jeder Gelenkwinkel und jedes Gelenkmoment wurde auf den Prozentsatz des Gangzyklus normiert (0-100 %) und ergibt somit insgesamt 101 Datenpunkte pro Seite (links/rechts bzw. Prothesenbein/erhaltenes Bein).

Die aus mehreren Gangzyklen errechneten Mittelwerte für die unterschiedlichen Parameter wurden für die weitere Auswertung verwendet. Alle Werte sind getrennt für das linke und rechte bzw. das Prothesenbein (PB) und das erhaltene Bein (EB) aufgelistet. Für die Auswertung der spatio-temporalen, kinematischen und kinetischen Parameter der Kontrollprobanden wurden die einzelnen Datenpunkte des linken und rechten Beines unter der Annahme eines symmetrischen Gangbildes und für eine bessere Vergleichbarkeit mit den Patienten gemittelt, Ausnahmen werden explizit erwähnt.

Die gesunden Kontrollprobanden dienten als Referenzpopulation. Gruppenvergleiche zwischen Kontrollen (K), Schaftpatienten (SP) und Patienten mit transkutan ausgeleiteter osseointegrierter Prothese (TOPS) wurden wie folgt vorgenommen:

- 1) SP vs TOPS
- 2) SP vs K
- 3) TOPS vs K

Zudem erfolgten intraindividuelle Vergleiche bei den TFA-Patienten zwischen dem Prothesenbein (PB) und dem erhaltenen Bein (EB).

3.8.1 Gait Deviation Index (GDI), Gait Profile Score (GPS) und Movement Analysis Profile (MAP)

Aus den kinematischen Daten der Patienten und Kontrollprobanden erfolgte die Berechnung des Gait Deviation Index (GDI) und des Gait Profile Score (GPS) mit den einzelnen Gait Variable Scores (GVS). Die Berechnung erfolgte, wie in der Literatur beschrieben, unter Verwendung der von den Autoren zur Verfügung gestellten elektronischen Vorlagen (Schwartz and Rozumalski 2008, Baker et al. 2009).

In die Berechnung der Gangindizes fließen neun definierte kinematische Daten in Zwei-Prozent-Schritten des Gangzyklus des jeweiligen Probanden ein. Zunächst wurden die GDI-Werte für unsere Kontrollprobanden basierend auf den Kontrolldaten von Schwartz und Rozumalski (2008) berechnet. Anschließend wurden die GDI-Werte für die SP- und TOPS-Gruppe anhand unserer eigenen Kontrolldaten berechnet. Für die nachfolgenden Analysen wurden die GDI-Werte des linken und rechten Beines bzw. des PB und EB gemittelt und als mittlerer GDI (mGDI) angegeben, um ein globales Maß für die Gangabweichung zu erhalten.

Der GPS und die dazugehörigen GVS wurden ebenso für unsere Kontrollgruppe und basierend darauf für die Gruppe der SP- und TOPS-Patienten berechnet. Die Werte der Kontrollen wurden für die nachfolgenden Analysen ebenfalls als mittlerer GPS (mGPS) bzw. mittlerer GVS (mGVS) angegeben, bei den TFA-Gruppen wurden die Ergebnisse für das PB und EB zusätzlich separat betrachtet (GPS_{PB} und GPS_{EB} bzw. GVS_{PB} und GVS_{EB}). Aufgrund der Tatsache, dass das Becken als ein zusammenhängendes Körpersegment betrachtet wird (Baker et al. 2009), analysierten wir lediglich die jeweiligen mGVS des Beckens in den verschiedenen Ebenen und unterschieden nicht zwischen PB und EB.

Aus den einzelnen (m)GVS erfolgte eine modifizierte Darstellung des MAP in Form von Boxplots.

3.9 Statistische Auswertung

Alle im Rahmen der Studie erfassten Daten wurden pseudonymisiert zunächst in Microsoft Excel (Seattle, WA) gespeichert und verwaltet. Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Softwareprogramm SPSS (Version 27, IBM Corp., Armonk, NY, USA). Für die grafische Darstellung wurde Sigma Plot (Version 13, Systat Software GmbH, Erkrath, Deutschland) verwendet.

Aufgrund der geringen Anzahl an Patienten werden kontinuierliche Daten als Median und Range angegeben. Die Gruppenvergleiche erfolgten anhand von nicht-parametrischen Tests (Mann-Whitney-U-Test bzw. Kruskal-Wallis-Test für unverbundene Stichproben, Wilcoxon-Rangsummentest für verbundene Stichproben). Das Signifikanzniveau wurde auf $p \leq 0,05$ festgelegt.

4 Ergebnisse

4.1 Studienpopulation

Von September 2018 bis Januar 2023 wurden insgesamt 39 Patienten (30 SP, 9 TOPS) und 61 Kontrollprobanden untersucht, wovon 21 Patienten mit SP, 8 Patienten mit TOPS und 50 Kontrollprobanden die Einschlusskriterien erfüllten. Der Ausschluss der übrigen Patienten erfolgte unter anderem aufgrund von überschrittener Altersgrenze, Vorliegen einer bilateralen Amputation oder Abbruch der Teilnahme an den Messungen.

Für die vorliegende Arbeit wählten wir 12 der 21 SP-Patienten entsprechend der Versorgungsdauer sowie dem Zeitraum zwischen Amputation und Untersuchungstermin aus, um eine Vergleichbarkeit mit den TOPS-Patienten zu gewährleisten.

Einer der untersuchten männlichen Probanden (Patient 04) wechselte von der Versorgung mit SP auf ein sekundäres TOPS und nahm mit beiden Versorgungsarten an unserer Studie teil. In die Gruppenvergleiche für nicht-verbundene Stichproben konnte er nicht einbezogen werden, weshalb die Angabe der Befunde für Patient 04 separat erfolgt.

4.2 Anthropometrische und klinische Daten der Probanden

Die anthropometrischen und klinischen Daten der SP- und TOPS-Patienten sind in Tab. 3 zusammengefasst.

Die Kontrollprobanden (17w / 33m) hatten bei der Untersuchung ein medianes Alter von 43,5 Jahren (23-65 Jahre), der BMI betrug $24,5 \text{ kg/m}^2$ ($19,6\text{-}30,1 \text{ kg/m}^2$) und die mediane Beininnenlänge betrug 94,8 cm (84-112 cm) auf der linken und 94,5 cm (85-113 cm) auf der rechten Seite. Die jeweiligen Gruppen wiesen hinsichtlich der anthropometrischen und klinischen Daten keine statistisch signifikanten Unterschiede auf.

Tab. 3: Anthropometrische und klinische Charakteristika der TFA.

	SP (n=11) (1w / 10m)	TOPS (n=7) (2w / 5m)	Pat.04_{SP}	Pat.04_{TOPS}
Alter				
bei Amp. [a]	52,0 (16,0-65,0)	33,0 (17,0-46,0)	44	
bei U. [a]	60,0 (23,0-68,0)	38,0 (32,0-54,0)	46	48
BMI [kg/m ²]	24,7 (19,8-29,4)	26,9 (21,0-30,4)	22,8	
Beininnenlänge				
links [cm]	93,0 (80,0-101)	91,0 (89,0-109,5)	103	
rechts [cm]	93,0 (82,0-102,5)	93,0 (89,0-110)	103	
Amputationsseite [l / r]	7 / 4	5 / 2	links	
Amputationsgrund				
pAVK / Trauma / Infektion	5 / 2 / 4	0 / 6 / 1	Trauma	
$\Delta t_{\text{Amp,U}}$ [Mon]	53,0 (11,0-257)	93,0 (17,0-252)	23	40
Knieprothese				
Genium / C-Leg / Rheo Knee	6 / 4 / 1	5 / 2 / 0	Genium	
Mobilitätsgrad	3 (2-4)	3 (3-4)	3	3

(U = Untersuchung, $\Delta t_{\text{Amp,U}}$ = Intervall zwischen Amputation und letztem Untersuchungstermin).

Zwei der TOPS-Patienten wurden primär mit TOPS versorgt, die restlichen fünf wechselten sekundär von einer SP-Versorgung auf TOPS (Tab. 4).

Patient 04 trug zu seiner ersten Studienuntersuchung seit 20 Monaten eine SP und wechselte nach 25 Monaten der Versorgung mit SP auf ein TOPS. Zum Zeitpunkt der erneuten Untersuchung war er seit 12 Monaten mit TOPS versorgt, die Gesamtversorgungsdauer (SP+TOPS) betrug also in seinem Fall 37 Monate.

Tab. 4: Versorgungsdauer der TFA mit SP bzw. TOPS.

	Versorgungsdauer [Mon]
SP-Pat. (n=11)	49,0 (7,00-252)
TOPS-Pat. (n=7)*	79,0 (15,0-244)
davon primäre TOPS (n=2)	16,0; 244
davon sekundäre TOPS (n=5)**	13,0 (8,00-47,0)
$\Delta t_{SP-TOPS}$	47,0 (3,00-81,0)

*Gesamtversorgungsdauer seit Erstversorgung (inkl. ggf. vorheriger SP-Versorgung); **ausschließliche Dauer der TOPS-Versorgung (ohne vorherige Dauer der SP-Versorgung); $\Delta t_{SP-TOPS}$ = ausschließliche Dauer der SP-Versorgung vor dem Wechsel auf TOPS.

Die Begleiterkrankungen der SP- und TOPS-Patienten sind in Abb. 8 dargestellt. Patient 04 wies zum Zeitpunkt der Studienteilnahme mit TOPS ein Neurom im Bereich des Stumpfendes auf, weitere Begleiterkrankungen lagen nicht vor. Die Patienten erhielten eine ihrer jeweiligen Grunderkrankung entsprechende Therapie.

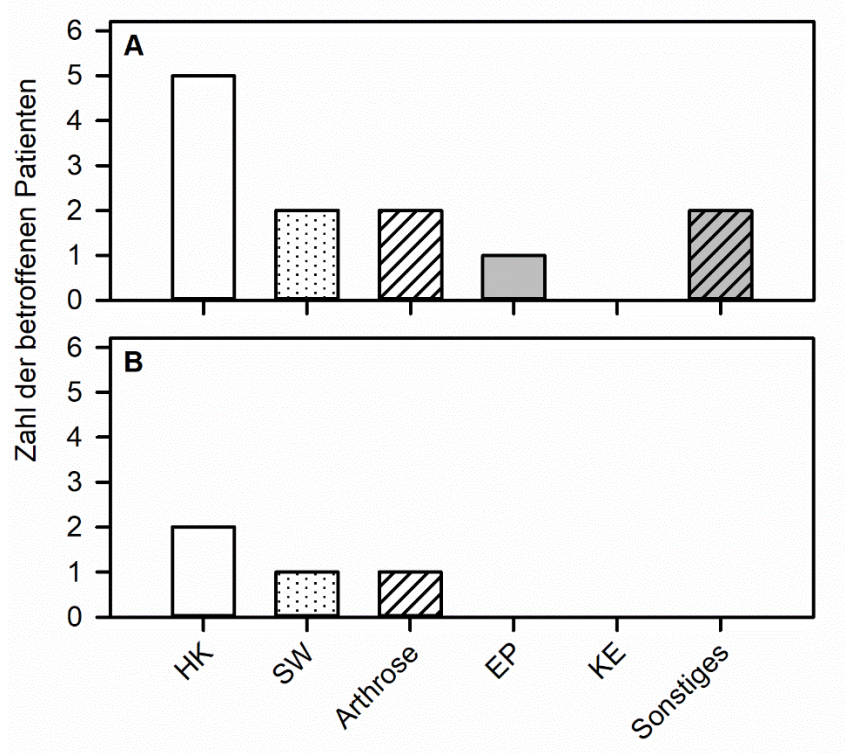


Abb. 8: Überblick über versorgungsrelevante Nebenerkrankungen der TFA mit SP (n=11; **A**) und TOPS (n=7; **B**). HK = Herz-/Kreislauferkrankungen; SW = Stoffwechselerkrankungen; EP = Endoprothesen (mit Ausnahme des TOPS); KE = Kognitive Einschränkungen.

4.3 Befunde aus Fragebögen und klinischen Tests

Ausgewählte Informationen aus Anamnese und Selbsteinschätzung zeigt Tab. 5.

Patient 04 gab eine durchschnittliche Prothesentragedauer von 8 h/d während der Versorgung mit SP an. Diese betrug nach dem Wechsel auf TOPS 15 h/d. Seine maximale ununterbrochene Gehstrecke betrug beim Gehen mit SP etwa 500 m und mit TOPS etwa 3.000 m. Vor dem Wechsel auf TOPS klagte Patient 04 über gelegentliche Stumpfschmerzen sowie Phantomschmerzen, sonstige Schmerzen bestünden nicht. Nach dem Wechsel auf TOPS blieben die Phantomschmerzen bestehen, zudem berichtete der Patient über das Auftreten von Phantomgefühlen sowie intermittierender Neurom-assoziiierter Schmerzen im Stumpf. Sonstige Schmerzen wurden verneint.

Die Prothesensicherheit im Umgang mit der SP schätzte der Patient auf einer Ordinalskala von 0-10 Punkten mit 7 Punkten ein, die Prothesenzufriedenheit

sowie die Zufriedenheit mit der Passform des Schaftes mit jeweils 8 Punkten. Im Umgang mit TOPS vergab Patient 04 für die Prothesensicherheit 8 Punkte und für die Zufriedenheit mit der Prothese 10 Punkte.

Tab. 5: Anamnese und Selbsteinschätzung der TFA.

	SP (n=11)	TOPS (n=7)
Tragezeit Prothese [h/d]	15 (8-16)	16 (8-16)
max. ununterbrochene Gehstrecke [m]	3.000 (700-8.000)	3.000 (1.000-15.000)
Schmerzen		
Stumpfschmerzen [ja / gelegentlich / nein]	0 / 0 / 11	4 / 2 / 1
Sonstige Schmerzen [ja / nein]	2 / 9	3 / 4
Phantomschmerzen [ja / nein]	10 / 1	5 / 2
mit zusätzlicher Medikamenteneinnahme	3	2
Phantomgefühl [ja / nein]	8 / 3	5 / 2
Prothesensicherheit*	9 (7-10)	9 (8-10)
Prothesenzufriedenheit*	8,5 (7-10)	9 (6-10)
davon Zufriedenheit mit Passform des Schaftes*	8 (3-10)	

*basierend auf Ordinalskalen von 0-10 Punkten (0 = absolut unsicher bzw. absolut unzufrieden; 10 = absolut sicher bzw. absolut zufrieden).

Aus weiteren Angaben im Patiententeil der Befunderhebungsbögen zur objektiven Funktionsdokumentation nach Beinamputation wurde bei allen Patienten der LCI-5 ermittelt. Zudem wurde am ersten Untersuchungstermin mit allen Patienten der AMPPRO- und der Tinetti-Test durchgeführt (Tab. 6). Die Ergebnisse des PHQ-9, des Mini Mental Tests und des Reaktionszeittests waren bei allen Patienten und Kontrollprobanden unauffällig.

Tab. 6: Ergebnisse der klinischen Tests und Fragebögen der TFA.

	SP (n=11)	TOPS (n=7)	Pat.04_{SP}	Pat.04_{TOPS}
AMPPRO	43 (40-46)	42 (40-45)	43	45
Tinetti	27 (22-28)	27 (22-28)	26	28
LCI-5	53 (49-56)	56 (52-56)	52	54

(AMPPRO = Amputee Mobility Predictor with prosthesis, 0-47 Punkte; Tinetti, 0-28 Punkte; LCI-5 = Locomotor Capabilities Index-5, 0-56 Punkte).

4.4 Ergebnisse der MRT-Untersuchungen

Sieben von elf Patienten mit SP und drei von sieben Patienten mit TOPS erhielten eine MRT-Untersuchung. Patient 04 nahm sowohl zum Zeitpunkt der Versorgung mit SP als auch mit TOPS an einer MRT-Untersuchung teil. Die Ergebnisse der MRT-Untersuchungen sind in Tab. 7 aufgelistet.

Die übrigen Probanden erhielten keine MRT-Untersuchung aufgrund von Metallimplantaten oder -rückständen im Körper und/oder fehlender Termin-übereinstimmung.

Das zum Zeitpunkt der Studie amputierte Bein von Pat. TOPS01 war bereits vor der Amputation aufgrund eines komplexen Krankheitsverlaufes funktionell eingeschränkt, was bei der Betrachtung der Ergebnisse beachtet werden sollte. Aufgrund der Vorgeschichte erhielt Pat. TOPS01 eine primäre Versorgung mit TOPS.

Tab. 7: MRT-Daten der TFA mit SP und TOPS.

	$\Delta t_{\text{Amp-MRT}}$ [Mon]	Körper- größe [cm]	$l_{\text{Femur PB}}$ [mm]	Vol_{PB} [cm ³]	Vol_{EB} [cm ³]	Verhältnis $\text{Vol}_{\text{PB}}/\text{Vol}_{\text{EB}}$	FD_{PB}
SP01	22	170	277	1301,80	2595,66	0,50	gering
SP02	39	176	307	1826,49	4316,48	0,42	keine
SP05	80	178	204	803,79	1795,18	0,45	gering
SP07	172	180	325	1907,76	4160,64	0,46	gering
SP08	26	173	243	1181,71	1688,57	0,70	gering
SP09	72	181	312	1777,64	3595,83	0,49	mäßig
SP10	22	180	261	1357,76	2640,45	0,51	mäßig
Pat.04 _{SP}	22	193	258	1996,48	3787,26	0,53	keine
TOPS01*	9	173	263	1358,62	3084,99	0,44	gering
TOPS06	17	193	187	1053,78	3101,41	0,34	mäßig
TOPS07	5**	184	263	2115,59	3692,09	0,57	gering
Pat.04 _{TOPS}	38	193	237	1155,81	3472,23	0,33	gering

$\Delta t_{\text{Amp-MRT}}$, Dauer zw. Amputation und MRT; $l_{\text{Femur,PB}}$, Länge des Femurknochens des PB; Vol_{PB} , Volumen der Muskulatur des PB; Vol_{EB} , Volumen der Muskulatur des EB bezogen auf die Länge des Femurs auf Seiten des PB; FD_{PB} , fettige Degeneration der Muskulatur des PB; *betroffenes Bein bereits vor Amputation funktionell eingeschränkt; **MRT nach Umstellung auf TOPS als postop. Kontrolle durchgeführt, daher bereits vor erneuter Studienuntersuchung ($\Delta t_{\text{Amp-MRT}} < 6$ Monate, aber $\Delta t_{\text{TOPS-U}} > 6$ Monate). Die Dauer zwischen erstmaliger Versorgung mit TOPS und MRT betrug für TOPS01 sieben Monate, für TOPS06 neun Monate, für TOPS07 null Monate und für Pat.04_{TOPS} zehn Monate.

4.5 Ergebnisse der klinischen Ganganalysen

4.5.1 Spatio-temporale Parameter

Klinische Ganganalysen wurden bei allen TFA und Kontrollprobanden erfolgreich durchgeführt.

Im Folgenden sind die Werte für ausgewählte spatio-temporale Parameter (STP) der Patienten mit TFA (Tab. 8 a, b, c) und der Kontrollprobanden (Tab. 9) aufgeführt.

Abb. 9 zeigt ergänzend zu den Tabellen die Dauer der Stand-, Schwung- und Doppelstandphase in Absolutwerten sowie zusätzlich die Schrittlänge und -breite der Probanden. Durch die jeweiligen Werte der Kontrollprobanden erfolgte die Einzeichnung einer Regressionsgeraden. Ein der gesunden Kontrollgruppe entsprechendes und annähernd symmetrisches Gangbild bei den TFA liegt dann vor, wenn die Werte aller dargestellten Parameter für beide Beine identisch sind und die Wertpaare auf der Regressionsgeraden liegen. Abweichungen zwischen den Werten für Abszisse (PB) und Ordinate (EB) führen zu Abweichungen von der Regressionsgeraden.

Tab. 8a: Spatio-temporale Parameter der TFA beim Gehen in der Ebene.

	SP (n=11)	TOPS (n=7)	Pat.04_{SP}	Pat.04_{TOPS}
Komfortgeschw. [m/s] ^{§ †}	0,93 (0,52-1,14)	1,07 (0,91-1,18)	0,74	0,73
Kadenz [Schritte/min] [§]	94,8* (77,9-99,4)	102* (99,2-115)	83,4	80,0
Doppelschrittdauer [s] [§]	1,27* (1,21-1,54)	1,18* (1,04-1,21)	1,45	1,50
Doppelschrittlänge [m] ^{§ †}	1,25 (0,80-1,42)	1,14 (1,10-1,39)	1,07	1,10
Standphase [%]				
PB	64 (62-67)	63 (61-68)	65	70
EB [†]	67 (61-71)	68 (67-70)	67	70
Schwungphase [%]				
PB	36 (33-38)	37 (32-39)	35	30
EB [†]	33 (29-39)	32 (30-33)	33	30
Doppelstandphase [%]				
PB [†]	13 (10-20)	16 (13-19)	13	21
EB	15 (12-20)	15 (14-19)	19	19

Symbole in den Spalten SP und TOPS kennzeichnen signifikante Unterschiede zwischen SP und TOPS (*). Zusätzliche Symbole an der Zeilenbeschriftung beziehen sich auf signifikante Unterschiede zwischen K und SP (§) sowie K und TOPS (†), die Werte für K sind Tab. 9 zu entnehmen, $p \leq 0,05$.

Tab. 8b: Spatio-temporale Parameter der TFA beim Gehen mit 5° Steigung.

	SP (n=11)	TOPS (n=7)	Pat.04_{SP}	Pat.04_{TOPS}
Komfortgeschw. [m/s] § †	0,77 (0,40-1,04)	0,94 (0,79-1,12)	0,64	0,74
Kadenz [Schritte/min] §	87,8* (67,3-95,0)	98,2* (88,9-110)	69,3	76,9
Doppelschrittdauer [s] §	1,37* (1,26-1,78)	1,22* (1,09-1,35)	1,73	1,56
Doppelschrittlänge [m] § †	1,21 (0,64-1,41)	1,16 (0,97-1,39)	1,11	1,16
Standphase [%]				
PB	66 (63-68)	65 (63-68)	69	71
EB †	68 (62-73)	68 (67-71)	67	70
Schwungphase [%]				
PB	34 (32-37)	35 (32-37)	31	29
EB †	32 (27-38)	32 (29-33)	33	30
Doppelstandphase [%]				
PB †	15 (12-20)	17 (14-19)	15	21
EB †	16 (13-21)	17 (15-20)	21	20

Symbole in den Spalten SP und TOPS kennzeichnen signifikante Unterschiede zwischen SP und TOPS (*). Zusätzliche Symbole an der Zeilenbeschriftung beziehen sich auf signifikante Unterschiede zwischen K und SP (§) sowie K und TOPS (†), die Werte für K sind Tab. 9 zu entnehmen, $p \leq 0,05$.

Tab. 8c: Spatio-temporale Parameter der TFA beim Gehen mit 5° Gefälle.

	SP (n=11)	TOPS (n=7)	Pat.04_{SP}	Pat.04_{TOPS}
Komfortgeschw. [m/s] § †	0,85 (0,40-1,09)	0,97 (0,63-1,14)	0,68	0,74
Kadenz [Schritte/min] §	94,5* (80,5-103)	105* (90,5-120)	85,5	92,2
Doppelschrittdauer [s] §	1,27* (1,16-1,49)	1,14* (1,00-1,33)	1,40	1,30
Doppelschrittlänge [m] § †	1,06 (0,54-1,30)	1,01 (0,83-1,28)	0,96	0,97
Standphase [%]				
PB	64 (61-69)	63 (61-71)	62	68
EB †	65 (61-71)	67 (66-72)	68	68
Schwungphase [%]				
PB	36 (31-39)	37 (29-39)	38	32
EB †	35 (29-39)	33 (28-34)	32	32
Doppelstandphase [%]				
PB	14 (09-21)	15 (11-20)	15	15
EB § †	15 (12-22)	16 (14-23)	24	21

Symbole in den Spalten SP und TOPS kennzeichnen signifikante Unterschiede zwischen SP und TOPS (*). Zusätzliche Symbole an der Zeilenbeschriftung beziehen sich auf signifikante Unterschiede zwischen K und SP (§) sowie K und TOPS (†), die Werte für K sind Tab. 9 zu entnehmen, $p \leq 0,05$.

Tab. 9: Spatio-temporale Parameter der Kontrollen beim Gehen in der Ebene, mit 5° Steigung und 5° Gefälle.

	Ebene	5° Steigung	5° Gefälle
Komfortgeschwindigkeit [m/s]	1,28 ^{§†} (1,01-1,44)	1,15 ^{§†} (0,88-1,37)	1,23 ^{§†} (0,90-1,52)
Kadenz [Schritte/min]	107 [§] (95,7-124)	103 [§] (88,5-120)	110 [§] (94,6-128)
Doppelschrittdauer [s]	1,12 [§] (0,97-1,25)	1,17 [§] (1,00-1,36)	1,09 [§] (0,94-1,27)
Doppelschrittlänge [m]	1,38 ^{§†} (1,08-1,61)	1,33 ^{§†} (0,95-1,58)	1,30 ^{§†} (0,97-1,58)
Standphase [%]	65 [†] (59-68)	65 [†] (59-68)	64 [†] (58-67)
Schwungphase [%]	35 [†] (32-41)	35 [†] (32-41)	36 [†] (33-42)
Doppelstandphase [%]	15 [†] (09-18)	15 [†] (09-18)	14 [§] (8-17)

Angegeben sind Median und Range der Mittelwerte aus linkem und rechtem Bein des jeweiligen Probanden. Die Symbole kennzeichnen signifikante Unterschiede zwischen K und SP (§) sowie K und TOPS (†), die Werte für SP und TOPS sind Tab. 8a-c zu entnehmen, $p < 0,05$.

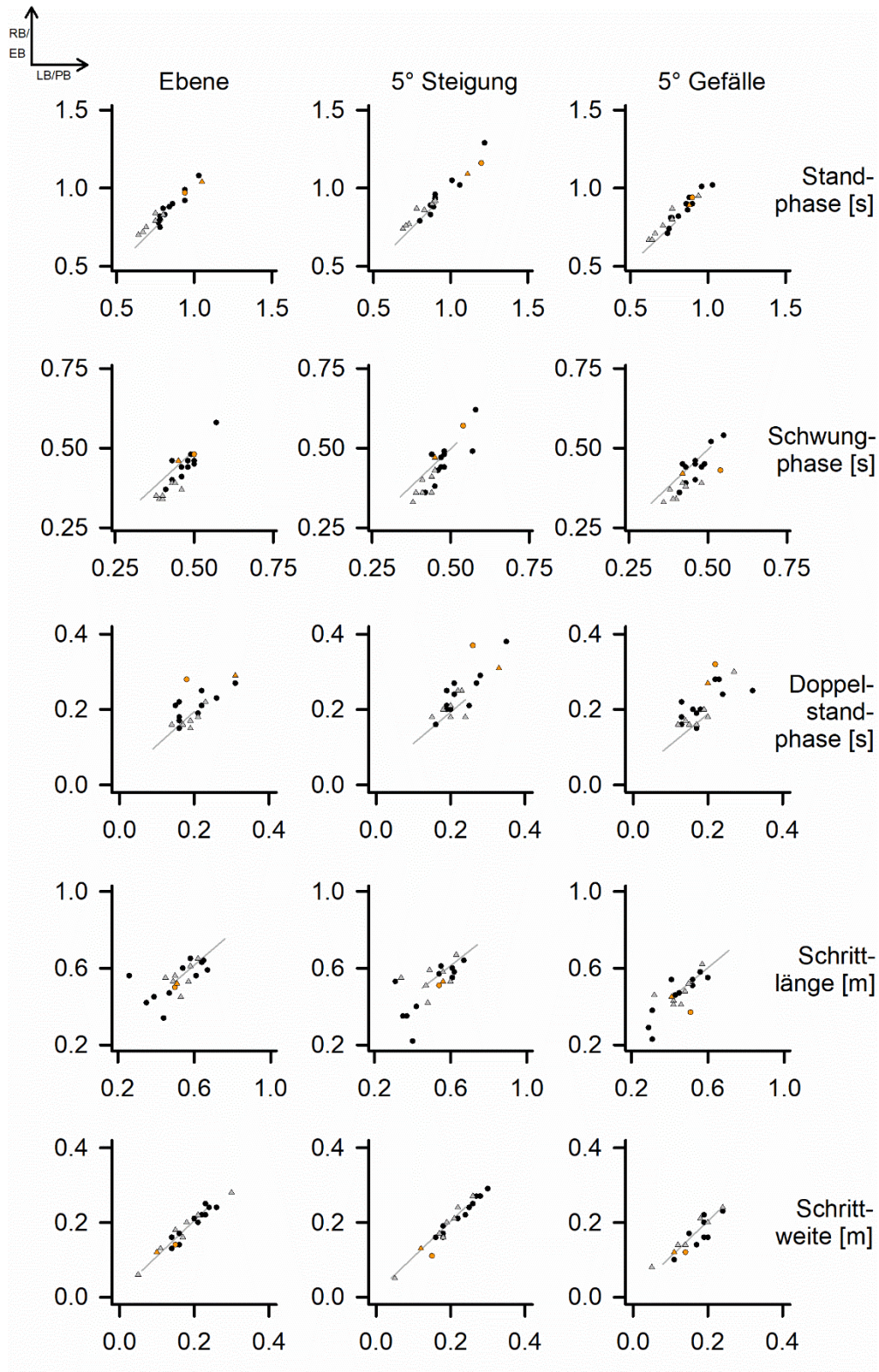


Abb. 9: Spatio-temporale Befunde für SP (●), TOPS (Δ) und Kontrollen (—) in Abhängigkeit von den Einstellungen des Laufbandes. Patient 04 ist entsprechend farbig (orange) gekennzeichnet. Abszisse: linkes Bein (LB) bzw. Prothesenbein (PB); Ordinate: rechtes Bein (RB) bzw. erhaltenes Bein (EB).

4.5.2 Kinematische und kinetische Parameter

Exemplarische Darstellungen kinematischer und kinetischer Befunde für Hüfte, Knie und Sprunggelenk in der Sagittalebene sind für SP- und TOPS-Patienten sowie für Patient 04 dem Anhang (Abb. I-XVIII) zu entnehmen. Die grafische Darstellung erfolgte mit zeitlicher Normierung auf den Gangzyklus. Unsere Kontrollprobanden wurden als Normdaten hinterlegt. Die vertikalen Linien zur Einteilung der einzelnen Gangphasen sind an die Verhältnisse von Stand- zu Schwungphasen unserer Kontrollprobanden angepasst.

4.5.2.1 Gait Deviation Index (GDI), Gait Profile Score (GPS) und Movement Analysis Profile (MAP)

Basierend auf den Winkelgraden der gezeigten und weiterer definierter Gelenkbewegungen erfolgte zur quantitativen Auswertung der Kinematik sowie Ermittlung der Gesamtabweichung des Gangs für alle Probanden die Errechnung des (m)GDI und (m)GPS mit zugehöriger Erstellung eines modifizierten MAP in Abhängigkeit von der Laufbandeinstellung.

Der GDI wurde zur Quantifizierung der globalen Gangabweichung als mGDI dargestellt (Abb. 10). Zugrundeliegende Werte sowie Ergebnisse für Patient 04 sind im Anhang (Tab. I) zusammengefasst. Abb. 11 zeigt ergänzend die Darstellung der mGDI-Werte in Abhängigkeit von den Laufbandeinstellungen.

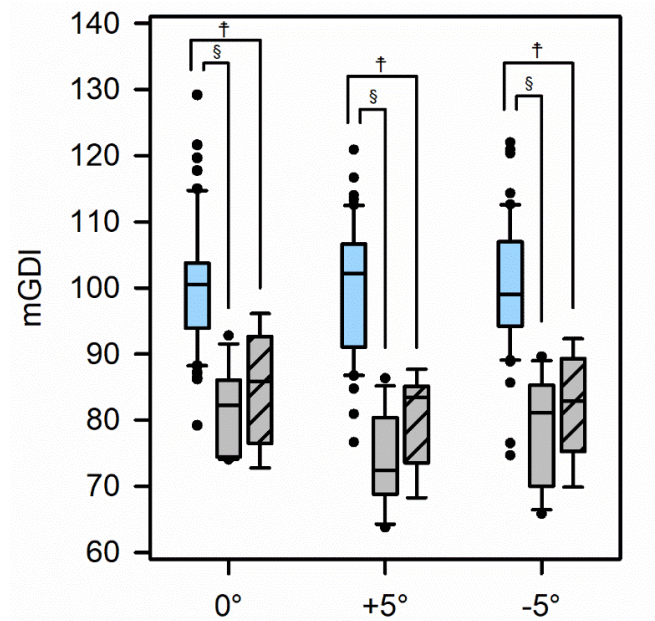


Abb. 10: Mittlerer Gait Deviation Index (mGDI) für Kontrollen (K) und TFA mit SP und TOPS beim Gehen in der Ebene, mit 5° Steigung und 5° Gefälle. Blau = Kontrollen; grau unschraffiert = TFA mit SP; grau schraffiert = TFA mit TOPS. Die Symbole kennzeichnen signifikante Unterschiede zwischen K und SP (§) sowie K und TOPS (†).

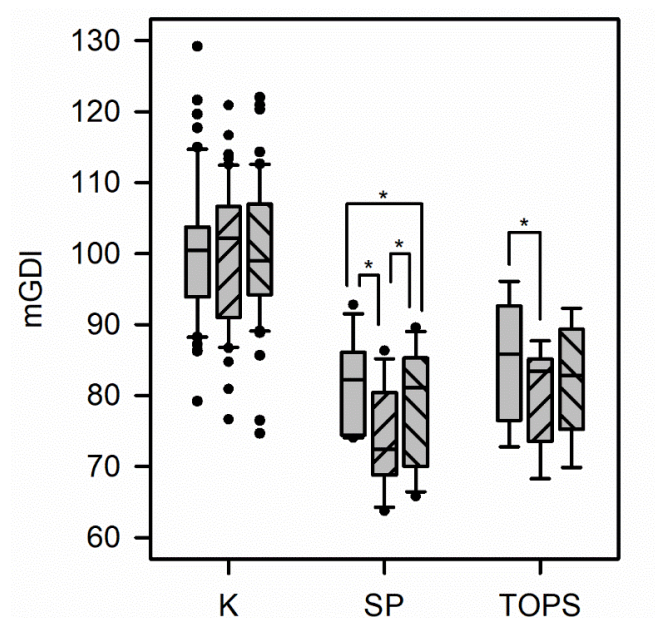


Abb. 11: Mittlerer Gait Deviation Index (mGDI) für Kontrollen (K) und TFA mit SP und TOPS in Abhängigkeit von der Laufbandeinstellung. Unschraffiert = 0° Ebene; schraffiert (/) = +5° Steigung; schraffiert (\) = -5° Gefälle. Das Symbol (*) kennzeichnet signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Laufbandeinstellungen innerhalb einer Gruppe.

Die Ergebnisse des GPS wurden für die TFA für das PB und das EB grafisch separat dargestellt (Abb. 12). Zugrundeliegende Werte der (m)GPS und des MAP mit den einzelnen (m)GVS sind im Anhang für SP- und TOPS-Patienten (Tab. II-IV), Kontrollen (Tab. V) sowie Patient 04 (Tab. VI) zusammengefasst. Aus Gründen der Übersichtlichkeit sind in den Abbildungen lediglich signifikante Unterschiede zwischen der SP- und TOPS-Gruppe bzw. intraindividuell zwischen PB und EB gekennzeichnet. Signifikante Unterschiede zwischen K und SP bzw. K und TOPS sind zusätzlich den Tabellen (Tab. II-V) zu entnehmen. Die mGPS-Werte in Abhängigkeit von der Laufbandeinstellung sind in Abb. 13 dargestellt.

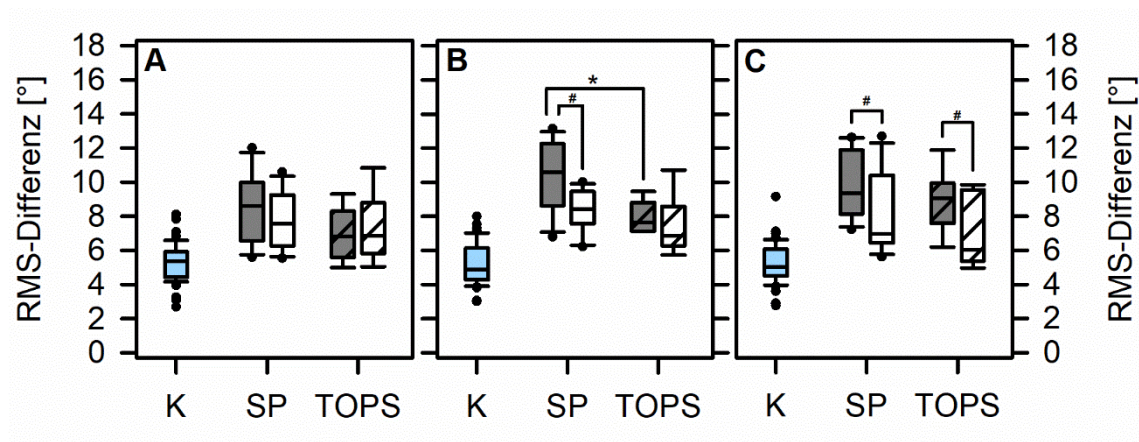


Abb. 12: Gait Profile Scores (GPS) für Kontrollen (K) und TFA mit SP und TOPS beim Gehen in der Ebene (**A**), mit 5° Steigung (**B**) und 5° Gefälle (**C**). Blau = Kontrollen (li und re gemittelt als mGPS); unschraffiert = TFA mit SP; schraffiert = TFA mit TOPS; dunkelgrau = Prothesenbein; weiß = erhaltenes Bein. Symbole kennzeichnen signifikante Unterschiede zwischen SP und TOPS (*) sowie zwischen Prothesen- und erhaltenem Bein (#). Aus Gründen der Übersichtlichkeit sind signifikante Unterschiede zwischen Kontrollen und TFA nicht grafisch dargestellt.

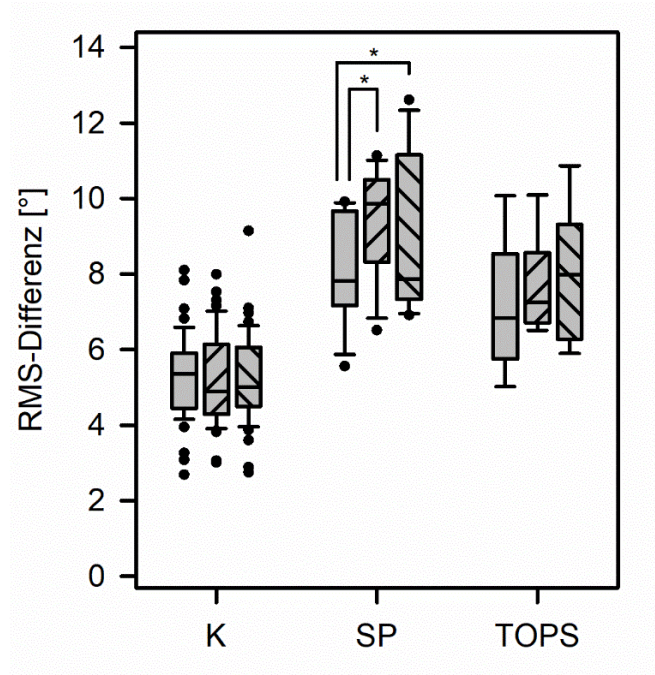


Abb. 13: Mittlerer Gait Profile Score (mGPS) für Kontrollen und TFA mit SP und TOPS in Abhängigkeit von der Laufbandeinstellung. Unschraffiert = 0° Ebene; schraffiert (/) = +5° Steigung; schraffiert (\) = -5° Gefälle. Das Symbol (*) kennzeichnet signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Laufbandeinstellungen innerhalb einer Gruppe.

Die Darstellung der einzelnen (m)GVS erfolgte anhand eines modifizierten MAP für das Gehen in der Ebene (Abb. 14), mit 5° Steigung (Abb. 15) sowie 5° Gefälle (Abb. 16).

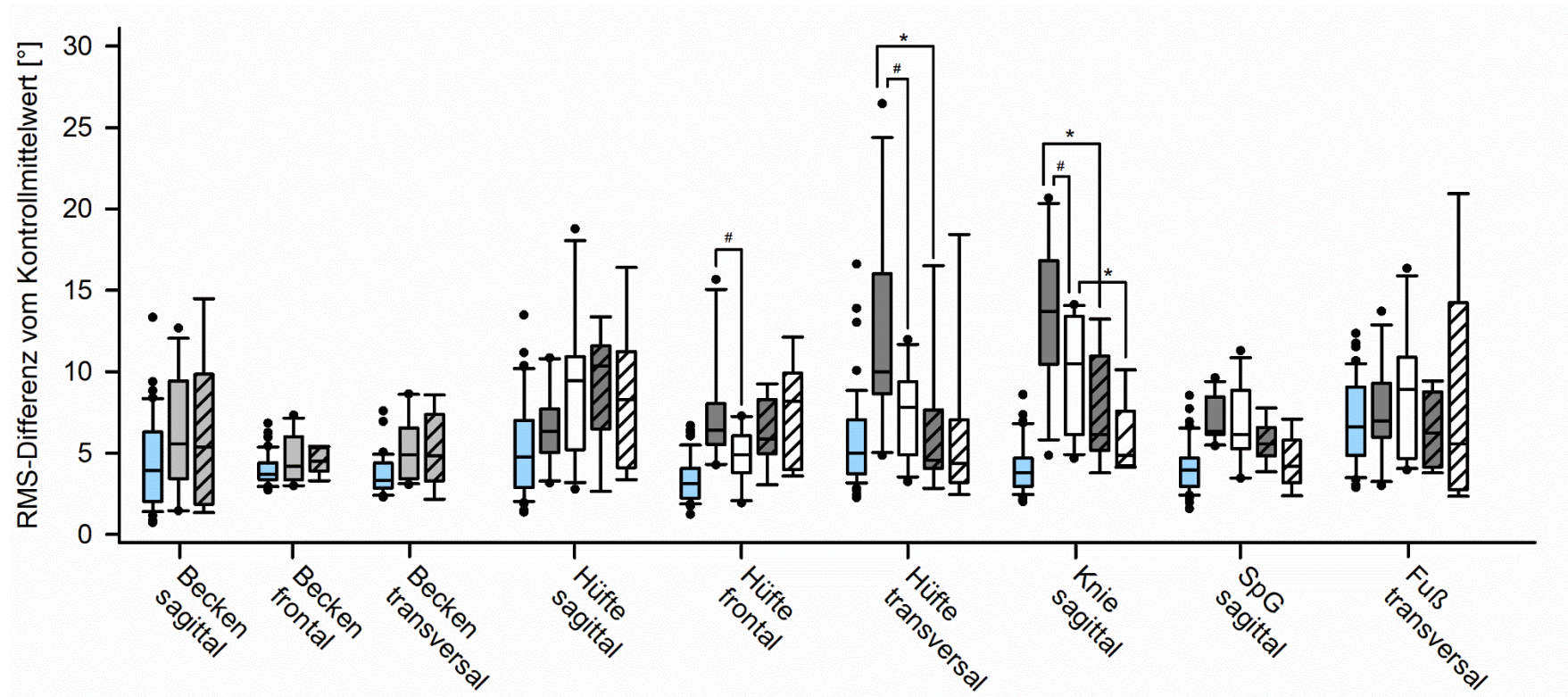


Abb. 14: Movement Analysis Profile (MAP) für Kontrollen und TFA mit SP und TOPS beim Gehen in der Ebene. Dargestellt sind die Gait Variable Scores (GVS) der jeweiligen Gelenke in verschiedenen Körperebenen. Blau = Kontrollen (li und re gemittelt als mGVS); unschraffiert = TFA mit SP; schraffiert = TFA mit TOPS; hellgrau = gemittelte Werte aus Prothesen- und erhaltenem Bein (mGVS); dunkelgrau = Prothesenbein; weiß = erhaltenes Bein. Symbole kennzeichnen signifikante Unterschiede zwischen SP und TOPS (*) sowie zwischen Prothesen- und erhaltenem Bein (#). Aus Gründen der Übersichtlichkeit sind signifikante Unterschiede zwischen Kontrollen und TFA nicht grafisch dargestellt.

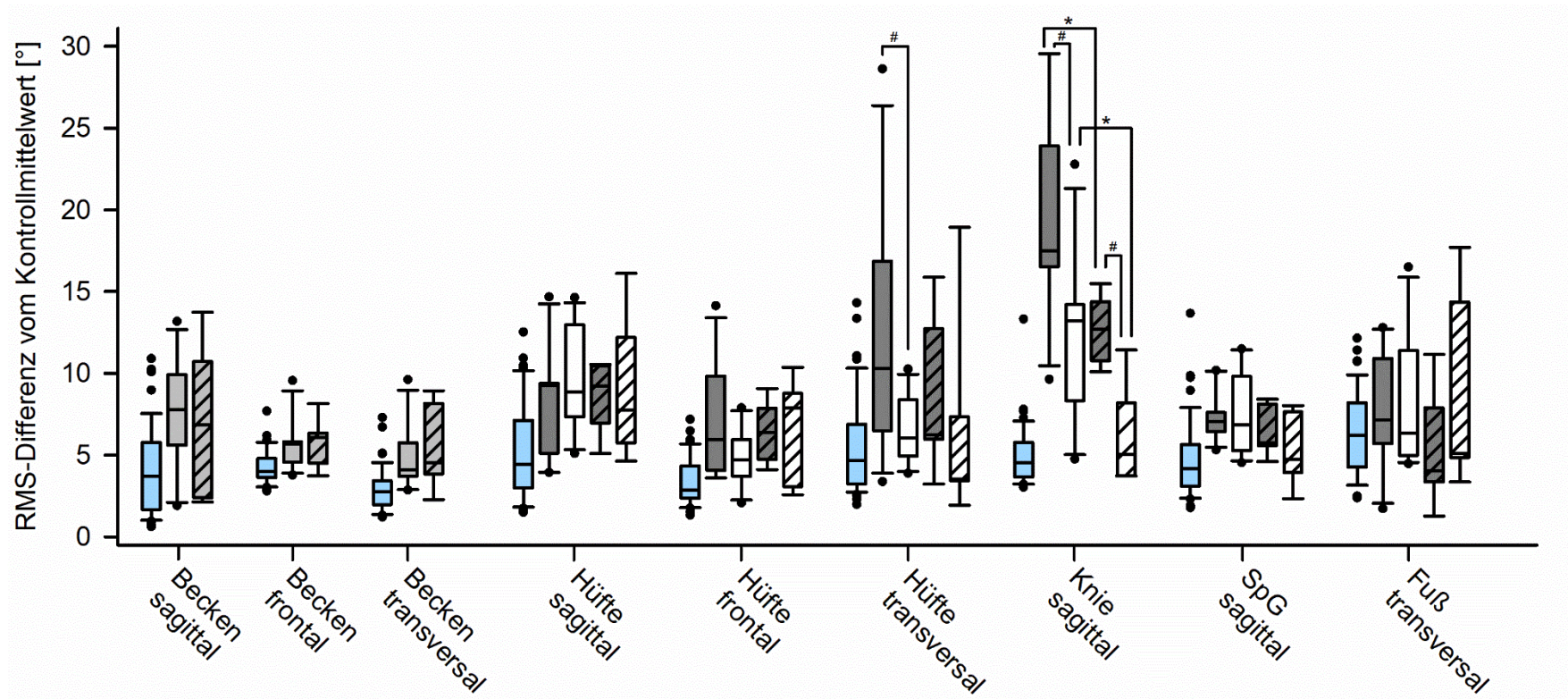


Abb. 15: Movement Analysis Profile (MAP) für Kontrollen und TFA mit SP und TOPS beim Gehen mit 5° Steigung. Dargestellt sind die Gait Variable Scores (GVS) der jeweiligen Gelenke in verschiedenen Körperebenen. Blau = Kontrollen (li und re gemittelt als mGVS); unschraffiert = TFA mit SP; schraffiert = TFA mit TOPS; hellgrau = gemittelte Werte aus Prothesen- und erhaltenem Bein (mGVS); dunkelgrau = Prothesenbein; weiß = erhaltenes Bein. Symbole kennzeichnen signifikante Unterschiede zwischen SP und TOPS (*) sowie zwischen Prothesen- und erhaltenem Bein (#). Aus Gründen der Übersichtlichkeit sind signifikante Unterschiede zwischen Kontrollen und TFA nicht grafisch dargestellt.

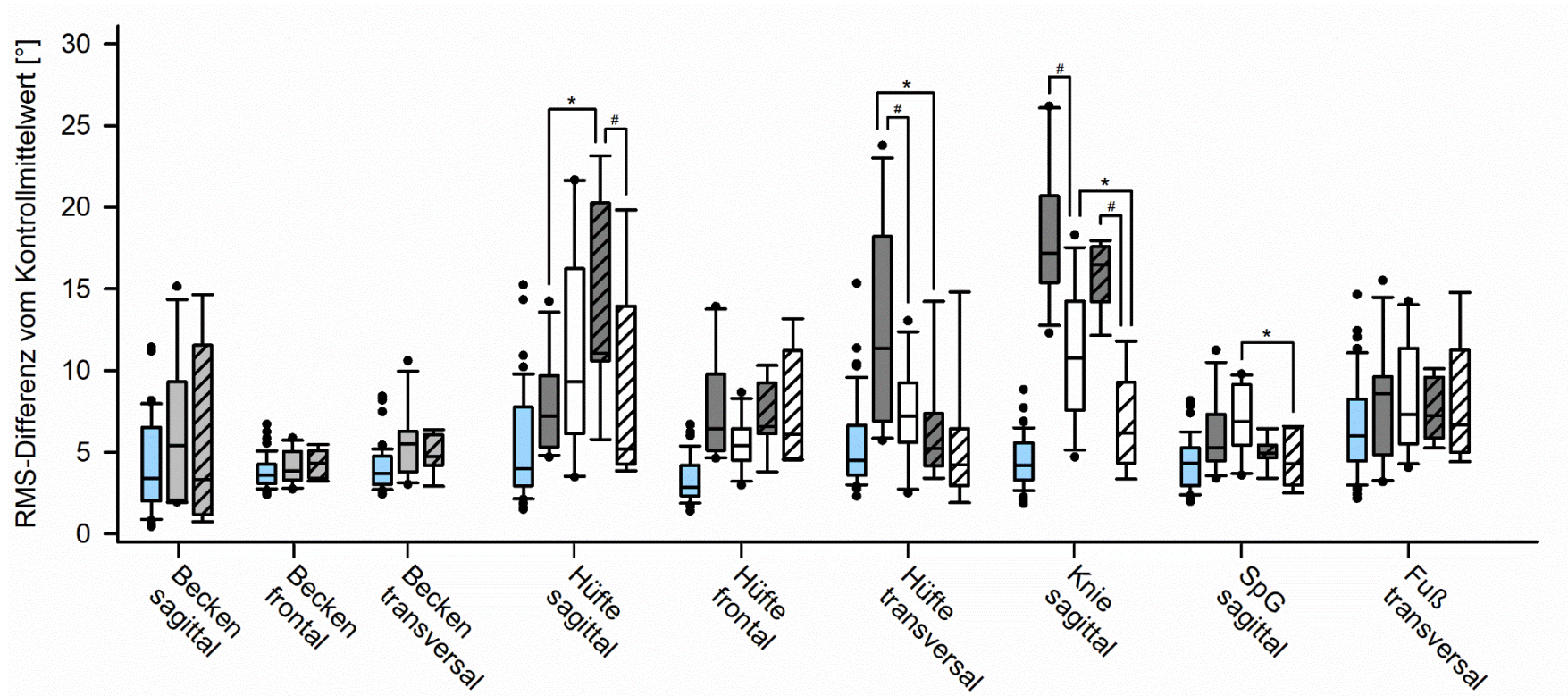


Abb. 16: Movement Analysis Profile (MAP) für Kontrollen und TFA mit SP und TOPS beim Gehen mit 5° Gefälle. Dargestellt sind die Gait Variable Scores (GVS) der jeweiligen Gelenke in verschiedenen Körperebenen. Blau = Kontrollen (li und re gemittelt als mGVS); unschraffiert = TFA mit SP; schraffiert = TFA mit TOPS; hellgrau = gemittelte Werte aus Prothesen- und erhaltenem Bein (mGVS); dunkelgrau = Prothesenbein; weiß = erhaltenes Bein. Symbole kennzeichnen signifikante Unterschiede zwischen SP und TOPS (*) sowie zwischen Prothesen- und erhaltenem Bein (#). Aus Gründen der Übersichtlichkeit sind signifikante Unterschiede zwischen Kontrollen und TFA nicht grafisch dargestellt

5 Diskussion

In dieser Arbeit wurde der Einfluss der Versorgungsart auf das Gangbild von Patienten nach unilateraler TFA untersucht, die entweder mit einer SP oder TOPS versorgt waren. Zudem wurde eine Gruppe ganggesunder Kontrollprobanden untersucht. Anhand dreidimensionaler klinischer Ganganalysen (3D-GA) wurden objektive quantitative Daten beim Gehen in selbstgewählter Komfortgeschwindigkeit unter verschiedenen Laufbandeinstellungen (Ebene, 5° Steigung, 5° Gefälle) erhoben. Ergänzend erfolgte die Erhebung anthropometrischer und klinischer Daten, die Beantwortung klinischer Fragebögen sowie die Durchführung einfacher Tests und MRT-Untersuchungen zur Beurteilung der Volumina und der fettigen Degeneration der Oberschenkelmuskulatur.

Unabhängig von der Art der Ankopplung einer Prothese resultiert der Verlust wesentlicher Strukturen der Stütz- und Bewegungsorgane nach TFA unweigerlich in Abweichungen vom physiologischen Gangbild. Die Prothese kann nicht mehr direkt durch die Beinmuskulatur kontrolliert werden und die Kraftübertragung vom Stumpf auf die Prothese erfolgt indirekt. Die Atrophie der noch vorhandenen hüftstabilisierenden Muskulatur begünstigt zusätzlich Asymmetrien im Gangbild. Zudem ist die Propriozeption maßgeblich eingeschränkt, was zur Folge hat, dass unzureichende Informationen über die Bodenbeschaffenheit und Stellung der (artifizialen) Gelenke im Raum vorliegen. Die veränderten biomechanischen Eigenschaften resultieren in Gangunsicherheiten und präsentieren sich typischerweise unter anderem durch eine verringerte Gehgeschwindigkeit, größere Schrittweite sowie ein verschobenes Verhältnis der Stand- und Schwungphase und entsprechend einem asymmetrischen Gangbild. Diese Merkmale gelten als kompensatorische Mechanismen und dienen der Verringerung von Instabilität und Ungleichgewicht (Boonstra et al. 1994, Jaegers et al. 1995b).

Besonders ausgeprägt scheint dies beim Gehen mit einer SP zu sein, da die Kraftübertragung über die verbliebene Fläche des Weichgewebes des Stumpfes auf die Prothese als besonders unphysiologisch gilt. TOPS hingegen werden infolge der direkten intraossären Verankerung mit einer direkteren Kraftübertragung und präziseren Führung der Prothese in Verbindung gebracht (Blumentritt 2017). Zudem wurde im Zusammenhang mit der Osseoperzeption von einem verbesserten sensorischen Feedback im Vergleich zur

herkömmlichen Schaftversorgung berichtet, was Gangunsicherheiten reduzieren kann (Häggström et al. 2013, Örgel et al. 2023). In Zusammenschau dieser und weiterer potenzieller Vorteile nahmen wir an, dass TOPS-Patienten im Vergleich zur SP-Gruppe Verbesserungen hinsichtlich des Gangbildes im Sinne einer Annäherung an die ganggesunde Kontrollgruppe und einer höheren Gangsicherheit und Gangsymmetrie aufweisen.

Unsere Ergebnisse zeigten keine signifikanten Unterschiede in der Selbsteinschätzung sowie den funktionellen Tests zwischen den Gruppen. Bei den spatio-temporalen Daten konnten signifikante Unterschiede zwischen SP- und TOPS-Patienten in der Kadenz und der Doppelschrittdauer in allen Laufbandeinstellungen verzeichnet werden. Die auf Grundlage der kinematischen Daten berechneten Gangindizes zeigten lediglich im GPS beim Gehen mit Steigung signifikant bessere Werte in der TOPS-Gruppe im Vergleich zu den SP-Patienten.

5.1 Bewertung des funktionellen Outcomes anhand von Fragebögen und klinischen Tests

In unserer Studie unterschieden sich die SP- und TOPS-Gruppe hinsichtlich der Ergebnisse in den klinischen Tests (AMPPRO und Tinetti) sowie der Selbsteinschätzung anhand des LCI-5 nicht signifikant voneinander. Auch der Mobilitätsgrad unterschied sich nicht wesentlich zwischen den Gruppen. Diese Ergebnisse lassen bereits vermuten, dass sich die beiden Gruppen in Hinblick auf das Gleichgewicht, das Sturzrisiko sowie die Mobilität und Funktionalität im Umgang mit ihrer Prothese nicht wesentlich unterscheiden. Die weiteren Angaben aus Anamnese und Selbsteinschätzung, insbesondere der täglichen Prothesentragedauer und der maximalen Gehstrecke, legen ebenfalls keine wesentlichen funktionellen Unterschiede zwischen den Gruppen nahe. Entgegen der Erwartungen berichtete die SP-Gruppe mehrheitlich über eine recht hohe Zufriedenheit und Sicherheit im Umgang mit ihrer Prothese. Interessanterweise beklagten mehr TOPS-Patienten Schmerzen im Stumpf sowie sonstige Schmerzen. Die SP-Gruppe gab hingegen keine Schmerzen im Stumpf an, obwohl diese gerade im Zusammenhang mit dem Tragen eines Schaftes eher zu erwarten gewesen wären (Dillingham et al. 2001, Hagberg and Brånemark 2001, Dudek et al. 2005, Paterno et al. 2018).

In früheren Studien, die das Outcome beider Versorgungsarten anhand von Fragebögen und klinischen Tests verglichen haben, konnten Verbesserungen bei den Patienten mit TOPS im Vergleich zur SP-Versorgung in Hinblick auf Prothesentragedauer, Mobilität, Probleme im Umgang mit der Prothese sowie Lebensqualität und Gesamtsituation festgestellt werden (van de Meent et al. 2013, Brånemark et al. 2014, Hagberg et al. 2008, Hagberg et al. 2014, Al Muderis et al. 2016b). Dieser Befund beruht im Wesentlichen auf der Auswertung des Questionnaire for Persons with a Transfemoral Amputation (Q-TFA) (Hagberg et al. 2004) und dem Fragebogen „Short Form-36“ (SF-36) (Ware and Sherbourne 1992) sowie dem Timed-up-and-go-Test (TUG) (Schoppen et al. 1999) und dem 6-Minuten-Gehtest (6MWT) (Lipkin et al. 1986). Den genannten Studien ist gemeinsam, dass es sich um longitudinale Beobachtungen handelt, bei denen Patienten mit insuffizienter SP-Versorgung vor und nach dem Wechsel auf TOPS untersucht wurden und das Ziel eine Verbesserung der unbefriedigenden Situation war. Es konnte gezeigt werden, dass insuffizient versorgte SP-Patienten von einer Umstellung auf TOPS profitieren können (van de Meent et al. 2013, Brånemark et al. 2014, Hagberg et al. 2008, Hagberg et al. 2014, Al Muderis et al. 2016b). Longitudinalvergleiche vor und nach Umstellung auf TOPS lassen ein verbessertes Outcome bei zuvor insuffizienter Versorgung mit SP aufgrund des Wegfalls der Schaft-assoziierten Probleme erwarten. Interessant bleibt hingegen der direkte Vergleich beider Versorgungsarten bei ähnlicher Ausgangssituation, um zu klären, ob TOPS auch grundsätzlich zu einem positiveren Outcome beitragen können.

In der vorliegenden Arbeit wurden – mit Ausnahme von Patient 04 – zwei unabhängige Gruppen miteinander verglichen. Insofern ist es möglich, dass überwiegend sehr gut versorgte SP-Patienten in diese Studie aufgenommen wurden. Basierend auf den Ergebnissen der Fragebögen und der Selbsteinschätzung unserer Probanden ist durchaus davon auszugehen, dass sowohl die SP- als auch die TOPS-Patienten mehrheitlich eine suffiziente Versorgung aufwiesen und somit eine ähnliche Ausgangssituation für den Vergleich beider Gruppen vorlag. Transfemorale amputierte Patienten mit einem geringen Maß an Mobilität werden auch nur in geringem Maße die Motivation zur Teilnahme an einer Studie, deren Hauptinhalt die 3D-GA auf einem Laufband ist, besitzen. Es gibt nur vereinzelte andere Studien, die SP- und TOPS-Patienten anhand von klinischen Ganganalysen verglichen haben (Welke et al. 2023,

Pospiech 2020, Blumentritt et al. 2023, Kooiman et al. 2023, Frossard et al. 2010).

Unsere Befunde hinsichtlich der Outcomes in Fragebögen und klinischen Tests beim Vergleich suffizient versorgter SP- und TOPS-Patienten stimmen mit den Beobachtungen einer kürzlich von Welke et al. publizierten Studie überein (Welke et al. 2023).

5.2 Bewertung der Unterschiede der muskulären Veränderungen zwischen SP- und TOPS-Patienten im MRT

Infolge einer transfemorale Amputation kommt es unweigerlich zu einer Atrophie der verbleibenden Muskulatur des Oberschenkel- und Hüftbereichs des Stumpfes. Je höher das Amputationsniveau ist, desto größer ist die muskuläre Dysbalance und Atrophie, die sich aufgrund daraus folgender Fehlstellungen des Stumpfes auf das Gangbild der Amputierten auswirkt (Jaegers et al. 1995a, Greitemann et al. 2016). Diese Ausgangssituation bleibt auch im Rahmen einer TOPS-Versorgung bestehen. Im Gegensatz zu SP-Patienten sind TOPS-Patienten jedoch aufgrund der fehlenden passiven Stabilisierung durch einen Schaft während der Standphase dazu gezwungen, ihren Stumpf und ihr Becken ausschließlich mit Hilfe ihrer Stumpfmuskulatur zu stabilisieren (Leijendekkers et al. 2019). Zudem fehlt die externe Kompression, woraus in Verbindung mit einer potenziell höheren Prothesentragedauer und eines höheren Aktivitätsniveaus die Annahme resultierte, dass TOPS zum Erhalt des Muskelvolumens beitragen können (Leijendekkers et al. 2017, Leijendekkers et al. 2019). Basierend auf diesen Überlegungen erwarteten wir in unseren Ergebnissen ein besseres Verhältnis der Muskelvolumina des PB zu dem des EB sowie einen geringeren Grad an fettiger Degeneration der Muskulatur in der TOPS-Gruppe. Diese Erwartungen konnten jedoch nicht bestätigt werden. Das Verhältnis der Muskelvolumina, bezogen auf die Länge des Femurs auf der amputierten Seite, zeigte sich bei den TOPS-Patienten gleich oder tendenziell geringer im Vergleich zu den SP-Patienten. Auch der Grad der fettigen Degeneration zeigte keine besseren Ergebnisse in der TOPS-Gruppe.

Die in unserer Arbeit tendenziell geringeren Verhältnisse der Muskelvolumina in der TOPS-Gruppe könnten auf die kürzere Nutzungsdauer der knochengeführten Prothese zurückzuführen sein. In Hinblick auf die Dauer zwischen Amputation und Untersuchung bzw. Gesamtversorgungsdauer seit Amputation sind die SP-

und TOPS-Gruppe zwar vergleichbar, jedoch war die alleinige Versorgungsdauer mit TOPS in dieser Gruppe – mit Ausnahme eines primär mit TOPS versorgten Patienten – wesentlich kürzer. Der operative Eingriff zur Umstellung auf TOPS fordert zudem eine lange Rehabilitationsphase. Die TOPS-Gruppe hatte dementsprechend weniger Zeit, ihre Muskulatur durch regelmäßige Nutzung der Prothese nach der Umstellung auf TOPS zu trainieren und zu stärken.

Eine andere Überlegung ist, dass im Rahmen der besseren Kraftübertragung vom Stumpf auf die Prothese bei TOPS weniger Muskelkraft beim Gehen benötigt wird und das Muskelvolumen damit einhergehend, insbesondere auf Seiten des PB, geringer ausgeprägt ist. Im Gegensatz zur SP, bei der es aufgrund der geringen Endbelastbarkeit des Stumpfes zusätzlich einer Kraftübertragung zwischen Schaft und Becken bzw. Hüfte bedarf, ist die Kraftübertragung bei TOPS direkter und die Führung der Prothese präziser möglich (Blumentritt 2017).

Unsere Ergebnisse sind aufgrund der geringen Probandenzahl kritisch zu beurteilen. Weitere und insbesondere longitudinale Untersuchungen mit größeren Stichproben und zusätzlicher Untersuchung der muskulären Aktivität wären notwendig, um valide Aussagen über die muskulären Verhältnisse nach TOPS-Versorgung im Gegensatz zur SP-Versorgung treffen zu können.

5.3 Bewertung des Gangbildes anhand der spatio-temporalen Parameter

Die Erhebung gangspezifischer Daten erfolgte beim Gehen unter den drei Bedingungen in der Ebene, mit 5° Steigung und 5° Gefälle. Zur Bewertung des Gangbildes anhand der spatio-temporalen Parameter (STP) wurde die Gehgeschwindigkeit als Produkt aus Kadenz und Doppelschrittlänge, die relative Dauer der Stand- und Schwungphase sowie die Schrittweite und Schrittlänge beider Beine herangezogen. Zuletzt genannte STP geben insbesondere Hinweise auf die Stabilität und Sicherheit sowie Symmetrie beim Gehen (Hak et al. 2013, Hof et al. 2007, Bruijn and van Dieën 2018, Patterson et al. 2010).

Wie zu erwarten war, wiesen beide TFA-Gruppen signifikante Unterschiede zur Gruppe der ganggesunden Kontrollprobanden auf. Insbesondere fiel auf, dass sowohl die SP- als auch die TOPS-Gruppe deutlich geringere Gehgeschwindigkeiten, größere Schrittweiten sowie Asymmetrien in Hinblick auf

die Schrittlänge sowie das Verhältnis von Stand- zu Schwungphase von PB und EB aufwiesen. Dies steht in Einklang mit anderen Studien und ist in den Kompensationsmechanismen zur Verringerung von Instabilität und Ungleichgewicht beim Gehen mit einer Prothese begründet (Jaegers et al. 1995b, Boonstra et al. 1994).

Signifikante Unterschiede zwischen der TOPS- und der SP-Gruppe waren lediglich in den Parametern Doppelschrittdauer und Kadenz zu verzeichnen. Dies konnte in allen Laufbandeinstellungen (Ebene, Steigung, Gefälle) beobachtet werden. Dabei wiesen die TOPS-Patienten eine signifikant geringere Doppelschrittdauer und eine signifikant höhere Kadenz im Vergleich zur SP-Gruppe auf. In beiden Parametern unterschied sich die TOPS-Gruppe damit nicht mehr signifikant von der gesunden Kontrollgruppe. Dies ist unmittelbar darauf zurückzuführen, dass die TOPS-Gruppe in jeder Laufbandeinstellung eine höhere und der Kontrollgruppe ähnlichere mediane Komfortgeschwindigkeit im Vergleich zur SP-Gruppe aufwies.

Es wurde vermutet, dass die mit TOPS einhergehende bessere Propriozeption infolge der Osseoperzeption sowie die präzisere Führung der Prothese zu einer höheren Sicherheit und Stabilität während der Belastung des PB führt. Daraus resultierte die Annahme, dass die Schrittweiten in der TOPS-Gruppe geringer seien und die Dauer der Standphase weniger stark zugunsten des EB verschoben sei als in der Gruppe der SP-Patienten, was zudem eine höhere Symmetrie begünstigen würde. Dies konnte allerdings nicht eindeutig bestätigt werden. Die Dauer der Standphase war in beiden Gruppen nahezu gleichermaßen zugunsten des EB erhöht. Die Schrittweite zeigte sich in der TOPS-Gruppe nur vereinzelt geringer und näher an den Werten der Kontrollgruppe. Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass die Stabilität bzw. Sicherheit in der SP- und TOPS-Gruppe als vergleichbar anzunehmen ist. Hinsichtlich der Schrittlängen wurden in beiden Gruppen ähnliche Abweichungen von der Norm beobachtet, sodass nicht von einer höheren Symmetrie seitens der TOPS-Gruppe ausgegangen werden kann.

Insgesamt zeigte die TOPS-Gruppe gleich gute bis tendenziell bessere Werte für die STP. Diese Erkenntnis steht in Einklang mit anderen Studien, die das Gangbild von SP- und TOPS-Patienten in Querschnittsstudien anhand von STP miteinander verglichen haben (Frossard et al. 2010, Welke et al. 2023, Pospiech 2020). Dem gegenüber stehen die Beobachtungen von Blumentritt et al., in

dessen Studie deutlich geringere Gehgeschwindigkeiten in der TOPS-Gruppe verzeichnet wurden (Blumentritt et al. 2023).

Während drei der genannten Studien, ähnlich wie in unserer Arbeit, die Daten von suffizient versorgten SP- und TOPS-Patienten in Rahmen einer Querschnittsstudie erhoben und miteinander verglichen haben (Welke et al. 2023, Pospiech 2020, Blumentritt et al. 2023), wurden die STP in einer Studie von Frossard et al. lediglich für TOPS-Patienten erhoben und mit Werten für SP- und Kontrollprobanden aus der Literatur verglichen. Zu beachten ist dabei zum einen, dass sich die Methodik zur Erhebung der gewählten Parameter in der zum Vergleich herangezogenen Literatur zum Teil unterscheidet. Zum anderen ist unklar, ob alle in den Vergleich einbezogenen SP-Patienten suffizient versorgt waren (Frossard et al. 2010).

Unsere Werte für die Komfortgeschwindigkeit, Doppelschrittdauer und Kadenz der TOPS-Patienten beim Gehen in der Ebene sind vergleichbar mit den Ergebnissen von Welke et al. (2023). Im Gegensatz zu unseren Befunden unterschieden sich die TOPS-Patienten in seiner Studie jedoch hinsichtlich der Parameter Kadenz und Doppelschrittdauer nicht signifikant von der SP-Gruppe. Dies ist am ehesten darauf zurückzuführen, dass die Gehgeschwindigkeiten beider Gruppen nahezu identisch waren (Welke et al. 2023). Die Gehgeschwindigkeit unserer SP-Patienten lag deutlich unter dem von Welke et al. (2023) ermittelten Wert, war jedoch vergleichbar mit der von Jaegers et al. (1995b) ermittelten Komfortgeschwindigkeit für SP-Patienten.

In einer früheren Studie wurde beobachtet, dass mit SP versorgte TFA-Patienten höhere Gehgeschwindigkeiten eher mit längeren Doppelschritten als mit einer höheren Kadenz kompensieren (Jaegers et al. 1995b). Interessanterweise wurde in unserer TOPS-Gruppe die höhere Gehgeschwindigkeit eher durch eine höhere Kadenz bei geringerer Doppelschrittlänge erzielt. Das stimmt mit den Erkenntnissen einer anderen Studie überein, die das Gangbild von TOPS-Patienten anhand von Fußdruckmesssystemen beurteilte, und könnte darauf hinweisen, dass TOPS-Patienten ihrer Prothese häufigere Belastungen beim Gehen zutrauen (Juhnke 2010). Dem entgegen steht die Theorie, dass ein geringeres Verhältnis von Schrittlänge zu Kadenz mit einem erhöhten Sturzrisiko in Verbindung steht (Barak et al. 2006, Callisaya et al. 2011). Bei Prothesenträgern wurde jedoch über eine Reihe von Gehgeschwindigkeiten eine größere Variabilität der Trittfrequenz und Schrittlänge als bei ganggesunden

Probanden festgestellt, was auf das Vorhandensein verschiedener Gangmuster hinweist. Das Verhältnis der Schrittlänge und Kadenz kann daher nicht gleichermaßen als Prädiktor für eine Instabilität und das Sturzrisiko herangezogen werden (Howard et al. 2013).

Im Gegensatz zu unseren Ergebnissen beschrieben Welke et al. bei TOPS-Patienten eine signifikant geringere Schrittweite als bei SP-Patienten und unterstützen damit die Vorstellung einer höheren Sicherheit und Stabilität bei TOPS-Versorgung. Des Weiteren wurde beobachtet, dass die Symmetrie der Schrittlängen in der TOPS-Gruppe signifikant besser war, was ebenfalls unseren Befunden widerspricht (Welke et al. 2023). In einer anderen Arbeit wurde wiederum gezeigt, dass sich suffizient versorgte SP- und TOPS-Patienten bei vorgegebenen gleichen Gehgeschwindigkeiten hinsichtlich der untersuchten STP (Kadenz, Doppelschrittdauer, Schrittlänge, Schrittweite) nicht signifikant unterscheiden (Pospiech 2020).

Die Variabilität der Befunde je nach Studie sind am ehesten auf die geringen Stichproben sowie die Heterogenität der Studienpopulationen zurückzuführen. Bei der Bewertung der Ergebnisse ist zudem zu berücksichtigen, dass neben der Versorgungsart auch einzelne Prothesensysteme und -komponenten, die residuale Femurlänge, das Alter, der Mobilitätsgrad sowie psychische und weitere Faktoren maßgeblich Einfluss auf die Gangmechanik nehmen können (Bellmann et al. 2010, Highsmith et al. 2010, Sagawa et al. 2011, Waters et al. 1976, Hollman et al. 2011, Sturk et al. 2018, Lemke et al. 2000). Um diese Effekte auf das Gangbild in einer Querschnittsstudie zu berücksichtigen, wäre eine weit größere Probandenanzahl erforderlich gewesen. Um eine bessere Vergleichbarkeit zu anderen Studien zu ermöglichen, bedarf es zudem einer klaren Standardisierung der Messmethoden und Auswertung.

5.4 Bewertung der Gesamtabweichung des Gangbildes anhand des Gait Deviation Index (GDI) und Gait Profile Score (GPS)

Zur weiteren quantitativen Bewertung des Gangbildes wurden der Gait Deviation Index (GDI) und der Gait Profile Score (GPS) herangezogen. Beide Gangindizes wurden bereits erfolgreich auf Patienten nach TFA angewendet (Kark et al. 2012).

GDI und GPS verhalten sich reziprok zueinander, d. h. je geringer der GDI und je höher der GPS ist, desto größer ist die Abweichung von der Norm (Schwartz and Rozumalski 2008, Baker et al. 2009).

Die aus PB und EB gemittelten mGDI-Werte der SP- und TOPS-Gruppe zeigten sich im Median signifikant niedriger als in der Kontrollgruppe. Auch die medianen GPS-Werte beider TFA-Gruppen unterschieden sich in jeder Laufbandeinstellung signifikant von der Kontrollgruppe. Gesamtabweichungen im Gangbild der TFA-Patienten zu dem gesunder Kontrollprobanden waren, wie auch bei den spatio-temporalen Befunden, entsprechend der veränderten biomechanischen Eigenschaften nach TFA zu erwarten.

Zwischen den Gruppen der SP- und TOPS-Patienten wurden keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich des mGDI festgestellt, allerdings war der mediane mGDI in jeder Laufbandeinstellung für die TOPS-Gruppe höher als für die SP-Patienten. Dies weist auf eine tendenziell geringere Gesamtabweichung des Gangbildes bei TOPS hin.

Im GPS wurden das PB und das EB separat betrachtet. Die TOPS-Gruppe zeigte auch hier in jeder Laufbandeinstellung im Median geringere Werte und somit eine geringere Gesamtabweichung. Signifikant bessere Ergebnisse erzielte die TOPS-Gruppe lediglich im GPS_{PB} beim Gehen mit Steigung.

Beim Gehen mit Steigung und Gefälle verändern sich die auf die Gelenke wirkenden Bodenreaktionskräfte im Vergleich zum Gehen in der Ebene. Dies erfordert eine Anpassung des Zusammenspiels der Muskeln und Gelenke, um die Stabilität und das Gleichgewicht beim Gehen weiter zu gewährleisten. Während Menschen ohne Einschränkungen auf die veränderten Bedingungen in der Regel ohne Probleme reagieren können, stellt dies für transfemorale Amputierte aufgrund der veränderten biomechanischen Voraussetzungen eine Herausforderung dar und erhöht das Risiko für Stürze. Dabei sind insbesondere die Bewegungen im PB aufgrund des Verlustes an Muskeln und der mangelnden direkten Kontrolle über die Bewegungen der Prothese limitierend (Vrieling et al. 2008). Auch in diesem Zusammenhang nahmen wir an, dass TOPS-Patienten aufgrund der potenziell besseren Kraftübertragung, Osseoperzeption und besseren Beweglichkeit im Hüftgelenk auf die veränderten Bodenbeschaffenheiten eine bessere Anpassungsfähigkeit und somit eine geringere Gesamtabweichung des Gangbildes im Vergleich zu SP-Patienten aufweisen.

Beim Vergleich der mGDI- und mGPS-Werte innerhalb der einzelnen Gruppen (Kontroll-, SP- und TOPS-Gruppe) in Abhängigkeit von der Laufbandeinstellung war festzustellen, dass die mGDI- und mGPS-Ergebnisse bei den Kontrollen je nach Laufbandeinstellung recht konstant waren. Daraus resultierte die Annahme, dass unsere ganggesunde Kontrollgruppe auf Änderungen der Bodenbeschaffenheit (Ebene/Steigung/Gefälle) gut reagieren und sich entsprechend anpassen konnte. Sowohl bei der SP- als auch der TOPS-Gruppe wurden bei Änderungen der Laufbandeinstellung unterschiedlich hohe Gesamtabweichungen im Gangbild sichtbar. Besonders eindrücklich wird dies in der SP-Gruppe, wo die unter den drei Bedingungen erhobenen mGDI- und mGPS-Werte signifikant verschieden waren. Die größte Abweichung zeigte sich innerhalb dieser Gruppe beim Gehen mit Steigung. Das könnte darauf hinweisen, dass SP-Patienten insbesondere beim Gehen mit Steigung Probleme haben, was mit den signifikant schlechteren Ergebnissen im GPS im Vergleich zur TOPS-Gruppe in Einklang steht. Bei den TOPS-Patienten zeigte sich die größte Abweichung beim Gehen mit Gefälle. Insgesamt waren die Unterschiede je nach Laufbandeinstellung innerhalb der einzelnen Gruppe bei den TOPS-Patienten geringer ausgeprägt, was in Übereinstimmung mit unserer Annahme auf eine bessere Anpassung an die Bodenbeschaffenheit im Vergleich zu den SP-Patienten hinweisen könnte.

In einer früheren Studie wurde der mediane mGDI für transfemorale amputierte und mit SP versorgte Patienten beim Gehen in der Ebene mit 70,4 angegeben und ist deutlich geringer als das von uns ermittelte Ergebnis. Der mediane mGPS sowie die separaten GPS_{PB} und GPS_{EB} waren in der Studie entsprechend höher als die Werte unserer SP-Gruppe (Kark et al. 2012). Dies unterstreicht die Heterogenität der untersuchten Probandengruppen und weist einmal mehr darauf hin, dass zahlreiche Faktoren das Gangbild beeinflussen und diese kaum in einer monozentrischen Studie adäquat berücksichtigt werden können.

In einer Studie von Pospiech konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen suffizient versorgten SP- und TOPS-Patienten anhand des GPS detektiert werden (Pospiech 2020).

Generell ist die Studienlage zum Vergleich beider Versorgungsarten anhand des Gangbildes und insbesondere anhand von Gangindizes bislang dünn. Zudem ist die klinische Ganganalyse nicht hinreichend standardisiert und die verwendeten Messmethoden (z. B. Messsysteme, Markerplatzierungen, Versuchsablauf etc.)

unterscheiden sich. Nichtsdestotrotz kommen all diese Studien übereinstimmend zu dem Fazit, dass Patienten mit TOPS ein den SP-Patienten ähnliches oder tendenziell näher an gesunden Kontrollprobanden gelegenes Gangbild aufweisen (Welke et al. 2023, Frossard et al. 2010, Pospiech 2020, Kooiman et al. 2023, van de Meent et al. 2013).

Durch die Aufteilung des GPS in die Subscores (GVS) und der zugehörigen Darstellung im MAP ist es möglich, den Einfluss der in die Berechnung des GPS einfließenden kinematischen Parameter auf die Gesamtabweichung des GPS genauer zu erfassen (Baker et al. 2009). Signifikante Unterschiede zwischen SP und TOPS konnten in allen Laufbandeinstellungen verzeichnet werden. Dabei fielen insbesondere die signifikant geringeren Abweichungen der TOPS-Patienten im GVS des Knies in der Sagittalebene sowie im GVS der Hüfte in der Transversalebene auf. Interessanterweise zeigte die TOPS-Gruppe beim Gehen mit 5° Gefälle signifikant höhere GVS-Werte in der Sagittalebene der Hüfte. In einigen Studien konnten signifikante Verbesserungen im Bewegungsausmaß der Hüfte und des Beckens bei TOPS-Patienten verzeichnet werden, die am ehesten aus dem Wegfall der Einschränkung durch den Schaft resultieren (Boonstra et al. 1994, Hagberg et al. 2005, Tranberg et al. 2011, Welke et al. 2023). Unter Berücksichtigung dieser Erkenntnisse wurden eher geringere GVS-Werte für die Hüfte in sagittaler Ebene in der TOPS-Gruppe und somit ein positiver Einfluss auf den Gesamt-GPS erwartet. Es kann allerdings lediglich vermutet werden, dass ein muskuläres Defizit für die abweichenden Beobachtungen ursächlich ist. Dies wäre vereinbar mit den Befunden im MRT. Abgesehen von der besseren Kraftübertragung vom Stumpf auf die Prothese wirken sich aber womöglich noch andere und bislang nicht erfasste Aspekte negativ auf die Gesamtabweichung des Gangbildes bei TOPS-Patienten aus (Blumentritt et al. 2023).

In Zusammenschau der in der klinischen GA erhobenen Parameter unterscheiden sich die Ergebnisse für unsere SP- und TOPS- Gruppe nur in wenigen Parametern signifikant. Es konnte jedoch eine Tendenz zur Überlegenheit im Sinne einer Annäherung an die Werte der Kontrollgruppe in der TOPS-Gruppe verzeichnet werden, sodass davon ausgegangen werden kann, dass TOPS-Patienten ein gleich gutes bis tendenziell besseres Gangbild im Vergleich zu SP-Patienten aufweisen.

5.5 Bewertung der Veränderungen im Gangbild bei Patient 04

Da Patient 04 sowohl mit SP als auch nach Umstellung auf TOPS an unserer Studie teilgenommen hat und entsprechend nicht in die Gruppenvergleiche einbezogen werden konnte, wurde er als Einzelfall betrachtet.

Zum Zeitpunkt der SP-Versorgung deutete die Anamnese und Selbsteinschätzung des Probanden auf eine nicht zufriedenstellende Versorgung hin und wir erwarteten nach der Umstellung auf TOPS sowohl eine subjektive als auch objektive Verbesserung der Situation.

Während sich die Angaben der Selbsteinschätzung zum Teil deutlich verbesserten, konnten in den klinischen Tests lediglich minimale Verbesserungen detektiert werden. Im MRT fiel eine deutliche Abnahme des Muskelverhältnisses sowie eine leichte Zunahme der fettigen Degeneration in einem Zeitraum von 16 Monaten auf.

Bei der Betrachtung der STP lassen die insgesamt höhere relative Standphasen- und Doppelstandphasendauer beim Gehen mit TOPS zunächst vermuten, dass die Gangsicherheit mit der TOPS-Versorgung nicht erhöht war. Bei genauerer Betrachtung des Verhältnisses der Stand- und Schwungphase im Vergleich von PB und EB fiel jedoch eine höhere Symmetrie auf. Dies weist auf eine gleichmäßigere Belastung von PB und EB und somit eine höhere Sicherheit beim Stand auf dem PB als beim Gehen mit der SP hin. Patient 04 zeigt relativ mehr bipedale Phasen, möglicherweise zum Ausgleich von Instabilitäten, kompensiert diese jedoch besser zugunsten einer höheren Belastung auf dem PB und somit einem symmetrischeren Gangbild. Bei Betrachtung der Schrittlängen konnte eine Verbesserung in Hinblick auf die Symmetrie insbesondere beim Gehen mit Gefälle nachgewiesen werden. Dies könnte in Hinblick auf sichtbare Abweichungen vom physiologischen Gangbild sowie potenzielle sekundäre Krankheitsfolgen durch asymmetrische Belastung entsprechend von Vorteil sein. Bei den restlichen STP konnten keine eindeutigen Verbesserungen im Sinne einer Annäherung an die Kontrollgruppe festgestellt werden.

Betreffend der Gesamtabweichung des Gangs konnten im GDI in jeder Laufbandeinstellung etwas höhere und somit bessere Ergebnisse mit der TOPS-Versorgung erzielt werden. Dies spiegelte sich auch im GPS, sowohl für das PB als auch das EB, sowie im mGPS, wider.

Zu berücksichtigen ist, dass Patient 04 die Untersuchung im Rahmen der zweiten Studienteilnahme nur 12 Monate nach Umstellung von SP auf TOPS absolviert hat und angenommen werden darf, dass nach entsprechend längerer Rehabilitationsphase langfristig noch bessere Ergebnisse erzielt werden können.

In anderen Case Reports konnten mehrheitlich Verbesserungen nach dem Wechsel von unzureichender Versorgung mit SP auf TOPS nachgewiesen werden (Di Paolo et al. 2023, Schalk et al. 2015).

5.6 Grenzen der Arbeit

Als wesentliche Einschränkung dieser Arbeit ist die geringe Probandenzahl zu nennen. Die mehrmaligen Messtermine und der damit einhergehende Aufwand waren für viele Patienten ein ernsthafter Hinderungsgrund für die Teilnahme. Zudem setzt die Teilnahme an einer klinischen Ganganalyse ein gewisses Maß an Mobilität voraus, was wiederum dazu geführt haben könnte, dass eher leistungsfähigere transfemorale amputierte Probanden teilgenommen haben.

Das GRAIL hat sich als nützlich und geeignet für die Erhebung objektiver gangspezifischer Daten erwiesen, sollte jedoch aufgrund des enormen zeitlichen, personellen, sowie finanziellen Aufwandes in Hinblick auf die Datenerhebung und -auswertung spezifischen Fragestellungen vorbehalten bleiben.

Eine wesentliche Fehlerquelle während der 3D-GA ergibt sich aus der Platzierung der Marker. Dies betrifft insbesondere das PB der TFA-Gruppen, da durch die Amputation anatomische Orientierungspunkte zum Teil nicht vorhanden sind und/oder durch Prothesenkomponenten (bei SP) verdeckt sein können. Die Markerplatzierung erfolgte in dem Fall durch die Ermittlung der prothetischen Gelenkzentren bzw. visuell durch vergleichende Orientierung am jeweiligen EB. Sowohl bei den TFA als auch bei gesunden Kontrollprobanden kann die Lage der Marker zusätzlich durch Hautbewegungen und/oder Bewegungen der Kleidung während des Gehens verschoben worden sein. Da alle Probanden aus Sicherheitsgründen während der 3D-GA auf dem GRAIL Schuhe trugen, ist zudem mit Ungenauigkeiten bei der Platzierung der Marker an den Füßen zu rechnen.

Die Gangindizes waren in Hinblick auf eine zusammenfassende Interpretation der kinematischen Daten hilfreich. Obwohl der GDI und GPS eine hohe Korrelation aufweisen (Baker et al. 2009), wurden jedoch leichtgradige Unterschiede in den Ergebnissen unserer Probanden festgestellt. Dies wurde auch in einer Studie von Kark et al. beobachtet und ist am ehesten auf die Grundlagen der Berechnungen sowie die geringe Stichprobe zurückzuführen (Kark et al. 2012). Vorteile des GPS gegenüber dem GDI liegen aufgrund der Art der Berechnung in einer besseren Anwendbarkeit für kleine Stichproben und veränderte Gehbedingungen (z. B. Gehen mit Steigung oder Gefälle) (Cimolin and Galli 2019). Zudem bietet er den Vorteil der Aufspaltung in die einzelnen GVS, um das für die Gangabweichung entscheidende Gelenk genauer zu identifizieren. Die Ursachen der erfassten Abweichungen können anhand der

Gangindizes jedoch nicht identifiziert werden (Baker et al. 2009). Da in die Berechnung der verwendeten Gangindizes lediglich kinematische Parameter eingehen, ersetzt dies keine vollständige quantitative Ganganalyse inklusive zusätzlicher Berücksichtigung der spatio-temporalen und kinetischen Parameter sowie der Muskelaktivität (z. B. anhand von Oberflächenelektromyographie). Eine ganzheitliche Betrachtung aller Ganganalysedaten sowie Erweiterung um Follow-up-Untersuchungen wäre in Zukunft wünschenswert.

Der Einfluss des Prothesenaufbaus, der einzelnen Prothesenkomponenten (Kniegelenk, Fuß) sowie der residualen Femurlänge und anderer Einflussfaktoren auf die spatio-temporalen und kinematischen Parameter wurde nicht genauer untersucht. Unklar bleibt, ob und inwiefern die Ergebnisse lediglich auf den Einfluss durch die Versorgungsart zurückzuführen sind.

Ungeachtet dieser Limitationen zeigten sich bei gut versorgten SP- und TOPS-Patienten vergleichbare Ergebnisse hinsichtlich der 3D-GA.

6 Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurde das Gangbild unilateral transfemoral amputierter Patienten, die mit SP (n=11) oder TOPS (n=7) versorgt sind, untersucht. Gruppenvergleiche erfolgten zwischen der SP- und TOPS-Gruppe sowie zwischen der jeweiligen TFA-Gruppe und einer ebenfalls untersuchten gesunden Kontrollpopulation (n=50).

Im Fokus der Untersuchungen stand die Durchführung dreidimensionaler instrumenteller Ganganalysen am GRAIL zur Erhebung objektiver und quantifizierbarer spatio-temporaler sowie kinematischer Parameter beim Gehen unter verschiedenen Bedingungen (Ebene, 5° Steigung, 5° Gefälle). Zur Bewertung der Gesamtabweichung des Gangs wurden die Gangindizes Gait Deviation Index (GDI) und Gait Profile Score (GPS) herangezogen. Zusätzlich erfolgte die Erhebung patientenbezogener Daten und Fragebögen sowie die Durchführung von klinischen Tests und MRT-Untersuchungen.

Die Gruppe der TOPS-Patienten zeigte in einer Vielzahl der erhobenen gangbezogenen Daten näher an der Kontrollgruppe gelegene Werte. Die Unterschiede zwischen SP und TOPS waren hinsichtlich der STP in allen Laufbandeinstellungen mit Ausnahme der Kadenz und der Doppelschrittdauer jedoch nicht signifikant. Die Gangindizes zur Beurteilung des Gangs zeigten in jeder Laufbandeinstellung eine leichte Überlegenheit der TOPS-Versorgung im Vergleich zur SP. Signifikante Unterschiede zeigten sich jedoch lediglich im GPS beim Gehen mit 5° Steigung, was darauf hinweisen könnte, dass eine Versorgung mit TOPS beim Gehen unter erschwerten Bedingungen ggf. Vorteile bieten kann. Fragebögen und klinische Tests lieferten keine Unterschiede zwischen den TFA-Gruppen. Im MRT zeigten sich hinsichtlich der Muskelvolumina und der fettigen Degeneration keine besseren Ergebnisse in der TOPS-Gruppe.

Insgesamt konnte im Rahmen dieser Querschnittsstudie gezeigt werden, dass mit TOPS versorgte Patienten in Hinblick auf das Gangbild ein ähnliches Outcome wie suffizient versorgte SP-Patienten aufweisen. Künftig sollten Langzeitvergleiche an größeren Stichproben erfolgen, um die Beobachtungen bestätigen und generalisieren zu können. Der Fokus sollte dabei auf dem Vergleich von TOPS-Patienten mit suffizient versorgten SP-Patienten liegen, um zu überprüfen, ob die Versorgung mit TOPS auch bei Nichtvorhandensein von Problemen mit SP signifikante Vorteile auf das Gangbild bieten kann.

7 Thesen

1. Das Gait Real-time Analysis Interactive Lab (GRAIL) ist geeignet, um objektive quantifizierbare Ganganalysedaten bei unilateral transfemoral Amputierten zu erheben.
2. Das Gangbild von Patienten nach unilateraler transfemorale Amputation (TFA) unterscheidet sich von dem Gangbild gesunder Kontrollprobanden.
3. Das Gangbild von Patienten nach unilateraler TFA ist sowohl bei Versorgung mit transkutan ausgeleiteter osseointegrierter Prothese (TOPS) als auch mit Schaftprothese (SP) durch eine geringere Gehgeschwindigkeit, eine größere Schrittweite und ein asymmetrischeres Gangbild im Vergleich zu ganggesunden Kontrollprobanden gekennzeichnet.
4. Der Gait Deviation Index (GDI) und Gait Profile Score (GPS) sind geeignete Maße, um die Gesamtabweichung des Gangbildes von Patienten nach unilateraler TFA sowie von ganggesunden Probanden zu quantifizieren und zu bewerten.
5. Geringere Gesamtabweichungen des Gangbildes in der TOPS-Gruppe weisen darauf hin, dass TOPS zu einer besseren Anpassungsfähigkeit an veränderte Bodenbeschaffenheiten (z. B. beim Gehen mit Steigung) im Vergleich zu SP beitragen können.
6. Patienten mit TOPS weisen im Vergleich zu suffizient mit SP versorgten Patienten ein ähnliches bis tendenziell näher an den Kontrollprobanden gelegenes Gangbild auf.
7. TOPS sind eine gute Alternative zur SP für die Versorgung von Patienten nach unilateraler TFA.

8 Literaturverzeichnis

- Al Muderis M, Khemka A, Lord SJ, van de Meent H, Frölke JPM (2016a) Safety of osseointegrated implants for transfemoral amputees: a two-center prospective cohort study. *J Bone Joint Surg Am* 98(11): 900–909
- Al Muderis M, Lu W, Li JJ (2017) Osseointegrated prosthetic limb for the treatment of lower limb amputations. Experience and outcomes. *Unfallchirurg* 120(4): 306–311
- Al Muderis M, Tetsworth K, Khemka A, Wilmot S, Bosley B, Lord SJ, Glatt V (2016b) The Osseointegration Group of Australia Accelerated Protocol (OGAAP-1) for two-stage osseointegrated reconstruction of amputated limbs. *Bone Joint J* 98-B(7): 952–960
- Asano M, Rushton P, Miller WC, Deathe BA (2008) Predictors of quality of life among individuals who have a lower limb amputation. *Prosthet Orthot Int* 32(2): 231–243
- Aschoff HH, Örgel M, Sass M, Fischer D-C, Mittlmeier T (2024) Transcutaneous osseointegrated prosthesis systems (TOPS) for rehabilitation after lower limb loss: surgical pearls. *JBJS Essent Surg Tech* 14(1)
- Aschoff H-H (2017) Transkutane Osseointegration nach Gliedmaßenamputation: Ein Überblick über 27 Jahre (Transcutaneous osseointegration after limb amputation: a review over 27 years). *Unfallchirurg* 120(4): 278–284
- Aschoff H-H, Juhnke D-L (2016) Endo-Exo-Prothesen. Osseointegrierte, perkutan ausgeleitete Implantate zur Rehabilitation nach Gliedmaßenamputation (Endo-exo prostheses: osseointegrated percutaneously channeled implants for rehabilitation after limb amputation). *Unfallchirurg* 119(5): 421–427
- Atallah R, Leijendekkers RA, Hoogeboom TJ, Frölke JP (2018) Complications of bone-anchored prostheses for individuals with an extremity amputation: a systematic review. *PLoS ONE* 13(8): e0201821
- Baker R, Esquenazi A, Benedetti MG, Desloovere K (2016) Gait analysis: clinical facts. *Eur J Phys Rehabil Med* 52(4): 560–574

- Baker R, McGinley JL, Schwartz MH, Beynon S, Rozumalski A, Graham HK, Tirosh O (2009) The Gait Profile Score and Movement Analysis Profile. *Gait Posture* 30(3): 265–269
- Barak Y, Wagenaar RC, Holt KG (2006) Gait characteristics of elderly people with a history of falls: a dynamic approach. *Phys Ther* 86(11): 1501–1510
- Barnes JA, Eid MA, Creager MA, Goodney PP (2020) Epidemiology and risk of amputation in patients with diabetes mellitus and peripheral artery disease. *Arterioscler Thromb Vasc Biol* 40(8): 1808–1817
- Bellmann M, Schmalz T, Blumentritt S (2010) Comparative biomechanical analysis of current microprocessor-controlled prosthetic knee joints. *Arch Phys Med Rehabil* 91(4): 644–652
- Blumentritt S (2017) Funktion exoprothetischer Bauteile bei Beinamputierten mit osseointegrierten, perkutan ausgeleiteten Implantaten. Biomechanische Aspekte (Function of prosthesis components in lower limb amputees with bone-anchored percutaneous implants: biomechanical aspects). *Unfallchirurg* 120(5): 385–394
- Blumentritt S, Schmalz T, Layher F, Timmermann A, Aschoff H-H (2023) Force transmission capacity of the lower limb during walking of amputees with bone-anchored prostheses compared with socket prostheses and persons with hip replacements. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 110: 106099
- Boonstra A, Schrama, J., am, Fidler V, Eisma WH (1994) The gait of unilateral transfemoral amputees. *Scand J Rehabil Med* 26(4): 217–223
- Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A (1977) Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 16: 1–132
- Brånemark R, Berlin O, Hagberg K, Bergh P, Gunterberg B, Rydevik B (2014) A novel osseointegrated percutaneous prosthetic system for the treatment of patients with transfemoral amputation: a prospective study of 51 patients. *Bone Joint J* 96-B(1): 106–113
- Brånemark R, Brånemark PI, Rydevik B, Myers RR (2001) Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: a review. *J Rehabil Res Dev* 38(2): 175–181

- Brodie M, Murray L, McGarry A (2022) Transfemoral prosthetic socket designs: a review of the literature. *J Prosthet Orthot* 34(2): e73-e92
- Brujin SM, van Dieën JH (2018) Control of human gait stability through foot placement. *J R Soc Interface* 15(143)
- Callisaya ML, Blizzard L, Schmidt MD, Martin KL, McGinley JL, Sanders LM, Srikanth VK (2011) Gait, gait variability and the risk of multiple incident falls in older people: a population-based study. *Age Ageing* 40(4): 481–487
- Cimolin V, Galli M (2019) Gait scores: interpretations and limitations. In: Müller B, Wolf SI (eds) *Handbook of Human Motion*. Springer, Cham, pp 673–687
- Di Paolo S, Barone G, Alesi D, Mirulla AI, Gruppioni E, Zaffagnini S, Bragonzoni L (2023) Longitudinal gait analysis of a transfemoral amputee patient: single-case report from socket-type to osseointegrated prosthesis. *Sensors (Basel)* 23(8): 4037
- Dillingham TR, Pezzin LE, MacKenzie EJ, Burgess AR (2001) Use and satisfaction with prosthetic devices among persons with trauma-related amputations: a long-term outcome study. *Am J Phys Med Rehabil* 80(8): 563–571
- Dudek NL, Marks MB, Marshall SC, Chardon JP (2005) Dermatologic conditions associated with use of a lower-extremity prosthesis. *Arch Phys Med Rehabil* 86(4): 659–663
- Eshraghi A, Abu Osman NA, Karimi M, Gholizadeh H, Soodmand E, Wan Abas WAB (2014) Gait biomechanics of individuals with transtibial amputation: effect of suspension system. *PLoS ONE* 9(5): e96988
- Feldhege F, Richter K, Bruhn S, Fischer D-C, Mittlmeier T (2021) MATLAB-based tools for automated processing of motion tracking data provided by the GRAIL. *Gait Posture* 90: 422–426
- Fiedler G, Akins J, Cooper R, Munoz S, Cooper RA (2014) Rehabilitation of people with lower-limb amputations. *Curr Phys Med Rehabil Rep* 2(4): 263–272
- Folstein MF, Folstein SE, McHugh PR (1975) "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psychiatr Res* 12(3): 189–198

- Franchignoni F, Orlandini D, Ferriero G, Moscato TA (2004) Reliability, validity, and responsiveness of the locomotor capabilities index in adults with lower-limb amputation undergoing prosthetic training. *Arch Phys Med Rehabil* 85(5): 743–748
- Frossard L, Hagberg K, Häggström E, Gow DL, Brånemark R, Pearcy M (2010) Functional outcome of transfemoral amputees fitted with an osseointegrated fixation: temporal gait characteristics. *J Prosthet Orthot* 22(1): 11–20
- Gailey RS, Roach KE, Applegate E, Cho B, Cunniffe B, Licht S, Maguire M, Nash MS (2002) The Amputee Mobility Predictor: an instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate. *Arch Phys Med Rehabil* 83(5): 613–627
- Geijtenbeek T, Steenbrink F, Otten B, Even-Zohar O (2011) D-flow: immersive virtual reality and real-time feedback for rehabilitation. In *Proceedings of the 10th International Conference on Virtual Reality Continuum and Its Applications in Industry (VRCAI '11)*. Association for Computing Machinery, New York, NY, USA: 201–208
- Götz-Neumann K (2016) *Gehen verstehen. Ganganalyse in der Physiotherapie*, 4. Auflage. Physiofachbuch. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York
- Greitemann B, Brückner L, Schäfer M, Baumgartner R (2016) *Amputation und Prothesenversorgung. Indikationsstellung, operative Technik, Prothesenversorgung, Funktionstraining*, 4. Auflage. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York
- Hagberg K, Brånemark R (2001) Consequences of non-vascular trans-femoral amputation: a survey of quality of life, prosthetic use and problems. *Prosthet Orthot Int* 25(3): 186–194
- Hagberg K, Brånemark R (2009) One hundred patients treated with osseointegrated transfemoral amputation prostheses-rehabilitation perspective. *J Rehabil Res Dev* 46(3): 331–344
- Hagberg K, Brånemark R, Gunterberg B, Rydevik B (2008) Osseointegrated trans-femoral amputation prostheses: prospective results of general and condition-specific quality of life in 18 patients at 2-year follow-up. *Prosthet Orthot Int* 32(1): 29–41

- Hagberg K, Brånemark R, Hägg O (2004) Questionnaire for persons with a transfemoral amputation (Q-TFA): initial validity and reliability of a new outcome measure. *J Rehabil Res Dev* 41(5): 695–706
- Hagberg K, Ghassemi Jahani S-A, Kulbacka-Ortiz K, Thomsen P, Malchau H, Reinholdt C (2020) A 15-year follow-up of transfemoral amputees with bone-anchored transcutaneous prostheses. *Bone Joint J* 102-B(1): 55–63
- Hagberg K, Häggström E, Uden M, Brånemark R (2005) Socket versus bone-anchored trans-femoral prostheses: hip range of motion and sitting comfort. *Prosthet Orthot Int* 29(2): 153–163
- Hagberg K, Hansson E, Brånemark R (2014) Outcome of percutaneous osseointegrated prostheses for patients with unilateral transfemoral amputation at two-year follow-up. *Arch Phys Med Rehabil* 95(11): 2120–2127
- Häggström E, Hagberg K, Rydevik B, Brånemark R (2013) Vibrotactile evaluation: osseointegrated versus socket-suspended transfemoral prostheses. *J Rehabil Res Dev* 50(10): 1423–1434
- Hak L, van Dieën JH, van der Wurff P, Prins MR, Mert A, Beek PJ, Houdijk H (2013) Walking in an unstable environment: strategies used by transtibial amputees to prevent falling during gait. *Arch Phys Med Rehabil* 94(11): 2186–2193
- Hebert JS, Rehani M, Stiegelmar R (2017) Osseointegration for lower-limb amputation: a systematic review of clinical outcomes. *JBJS Rev* 5(10): e10
- Highsmith MJ, Kahle JT, Bongiorno DR, Sutton BS, Groer S, Kaufman KR (2010) Safety, energy efficiency, and cost efficacy of the C-Leg for transfemoral amputees: a review of the literature. *Prosthet Orthot Int* 34(4): 362–377
- Hoellwarth JS, Tetsworth K, Kendrew J, Kang NV, van Waes O, Al-Maawi Q, Roberts C, Al Muderis M (2020a) Periprosthetic osseointegration fractures are infrequent and management is familiar. *Bone Joint J* 102-B(2): 162–169
- Hoellwarth JS, Tetsworth K, Rozbruch SR, Handal MB, Coughlan A, Al Muderis M (2020b) Osseointegration for amputees: current implants, techniques, and future directions. *JBJS Rev* 8(3): e0043

- Hof AL, van Bockel RM, Schoppen T, Postema K (2007) Control of lateral balance in walking. Experimental findings in normal subjects and above-knee amputees. *Gait Posture* 25(2): 250–258
- Hoffmeister T, Schwarze F, Aschoff HH (2017) Das Endo-Exo-Prothesen-Versorgungskonzept. Verbesserung der Lebensqualität nach Extremitätenamputation (The endo-exo prosthesis treatment concept: improvement in quality of life after limb amputation). *Unfallchirurg* 120(5): 371–377
- Hollman JH, McDade EM, Petersen RC (2011) Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. *Gait Posture* 34(1): 111–118
- Howard C, Wallace C, Stokic DS (2013) Stride length-cadence relationship is disrupted in below-knee prosthesis users. *Gait Posture* 38(4): 883–887
- Hulleck AA, Menoth Mohan D, Abdallah N, El Rich M, Khalaf K (2022) Present and future of gait assessment in clinical practice: towards the application of novel trends and technologies. *Front Med Technol* 4: 901331
- Jaegers SM, Arendzen JH, Jongh HJ de (1995a) Changes in hip muscles after above-knee amputation. *Clin Orthop Relat Res*(319): 276–284
- Jaegers SM, Arendzen JH, Jongh HJ de (1995b) Prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees: a kinematic study. *Arch Phys Med Rehabil* 76(8): 736–743
- Jeon J, Kwon S, Lee Y, Hong J, Yu J, Kim J, Kim S-G, Lee D (2023) Influence of the Hawthorne effect on spatiotemporal parameters, kinematics, ground reaction force, and the symmetry of the dominant and nondominant lower limbs during gait. *J Biomech* 152: 111555
- Jönsson S, Caine-Winterberger K, Brånemark R (2011) Osseointegration amputation prostheses on the upper limbs: methods, prosthetics and rehabilitation. *Prosthet Orthot Int* 35(2): 190–200
- Juhnke D-L (2010) Über die Endo-Exo-Femurprothese. Erarbeitung von Konzepten für die Qualitätssicherung knochengeführter Oberschenkelprothesen durch ganganalytische Bestimmungen und Auswertung von Druckverläufen unter dem Fuß. Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München

- Juhnke D-L, Beck JP, Jeyapalina S, Aschoff HH (2015) Fifteen years of experience with Integral-Leg-Prosthesis: cohort study of artificial limb attachment system. *J Rehabil Res Dev* 52(4): 407–420
- Kark L, Vickers D, McIntosh A, Simmons A (2012) Use of gait summary measures with lower limb amputees. *Gait Posture* 35(2): 238–243
- Keppler P, Kinzl L (2006) Diagnostik der posttraumatischen Beindeformitäten. *Trauma Berufskrankh* 8(S3): S303-S316
- Klöpfer-Krämer I, Augat P (2015) Instrumentelle Ganganalyse. Messverfahren und Indikationen. *Trauma Berufskrankh* 17(S1): 10–14
- Kooiman V, Haket L, Verdonschot N, Leijendekkers R, Weerdesteyn V (2023) Oxygen consumption and gait dynamics in transfemoral bone-anchored prosthesis users compared to socket-prosthesis users: a cross-sectional study. *Gait Posture* 103: 12–18
- Kroenke K, Spitzer RL, Williams JB (2001) The PHQ-9: validity of a brief depression severity measure. *J Gen Intern Med* 16(9): 606–613
- Leijendekkers RA, Marra MA, Ploegmakers MJM, van Hinte G, Frölke JP, van de Meent H, Staal JB, Hoogeboom TJ, Verdonschot N (2019) Magnetic-resonance-imaging-based three-dimensional muscle reconstruction of hip abductor muscle volume in a person with a transfemoral bone-anchored prosthesis: a feasibility study. *Physiother Theory Pract* 35(5): 495–504
- Leijendekkers RA, van Hinte G, Frölke JP, van de Meent H, Nijhuis-van der Sanden MWG, Staal JB (2017) Comparison of bone-anchored prostheses and socket prostheses for patients with a lower extremity amputation: a systematic review. *Disabil Rehabil* 39(11): 1045–1058
- Lemke MR, Wendorff T, Mieth B, Buhl K, Linnemann M (2000) Spatiotemporal gait patterns during over ground locomotion in major depression compared with healthy controls. *J Psychiatr Res* 34(4-5): 277–283
- Lentes Prothesenwerkstatt (2023) Der Aufbau einer Prothese. Beispielhafter Aufbau einer Oberschenkelprothese. <https://lentes-prothesenwerkstatt.de/index.php/prothesenaufbau/>. Accessed 12 Sep 2024
- Li Y, Brånemark R (2017) Osseointegrated prostheses for rehabilitation following amputation: the pioneering Swedish model. *Unfallchirurg* 120(4): 285–292

- Lipkin DP, Scriven AJ, Crake T, Poole-Wilson PA (1986) Six minute walking test for assessing exercise capacity in chronic heart failure. *Br Med J (Clin Res Ed)* 292(6521): 653–655
- Ludwig O, Becker S, Fröhlich M (eds) (2022) Einführung in die Ganganalyse. Grundlagen, Anwendungsgebiete, Messmethoden. essentials. Springer Spektrum; Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg
- Maki BE (1997) Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. *J Am Geriatr Soc* 45(3): 313–320
- McMulkin ML, MacWilliams BA (2015) Application of the Gillette Gait Index, Gait Deviation Index and Gait Profile Score to multiple clinical pediatric populations. *Gait Posture* 41(2): 608–612
- Meulenbelt HE, Geertzen JH, Jonkman MF, Dijkstra PU (2009) Determinants of skin problems of the stump in lower-limb amputees. *Arch Phys Med Rehabil* 90(1): 74–81
- Mittlmeier T, Rosenbaum D (2005) Klinische Ganganalyse (Clinical gait analysis). *Unfallchirurg* 108(8): 614–629
- Mittlmeier T, Rotter R, Adler F, Eißner C, Fischer D-C, Aschoff HH (2020) Amputationen - (nicht mehr ganz) neue Techniken. *Orthop Rheuma* 23(4): 22–28
- Molloy M, McDowell BC, Kerr C, Cosgrove AP (2010) Further evidence of validity of the Gait Deviation Index. *Gait Posture* 31(4): 479–482
- Motek Medical B. V. HBM 2 Reference Manual, Motek Medical B.V., Amsterdam, Netherlands, 2017. <https://knowledge.motekmedical.com/wp-content/uploads/2019/07/HBM2-Reference-Manual-Lower-body.pdf>. Accessed 01 Jun 2024
- Murphy EF (1984) Sockets, linings, and interfaces. *Clin Prosthet Orthot* 8(3): 4–10
- Örgel M, Elareibi M, Graulich T, Krettek C, Neunaber C, Aschoff H-H, Ranker A, Winkelmann M (2023) Osseoperception in transcutaneous osseointegrated prosthetic systems (TOPS) after transfemoral amputation: a prospective study. *Arch Orthop Trauma Surg* 143(2): 603–610

- Örgel M, Petri M, Ranker A, Wirries N, Graulich T, Krettek C, Winkelmann M, Aschoff H-H (2022) Management, outcome, and novel classification system of periprosthetic fractures in patients with transcutaneous osseointegrated prosthetic systems (TOPS) - a retrospective cohort analysis. *Arch Orthop Trauma Surg* 142(7): 1499–1509
- Örgel M, Ranker A, Harb A, Krettek C, Aschoff H-H (2021) Transkutane osseointegrierte Prothesensysteme (TOPS) nach Majoramputation der unteren Extremität: Eine retrospektive 3-Jahres-Analyse (Transcutaneous osseointegrated prosthetic systems after major amputation of the lower extremity: a retrospective 3-year analysis). *Orthopäde* 50(1): 4–13
- Paterno L, Ibrahimi M, Gruppioni E, Menciassi A, Ricotti L (2018) Sockets for limb prostheses: a review of existing technologies and open challenges. *IEEE Trans Biomed Eng* 65(9): 1996–2010
- Patterson KK, Gage WH, Brooks D, Black SE, McIlroy WE (2010) Evaluation of gait symmetry after stroke: a comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait Posture* 31(2): 241–246
- Perry J (1992) *Gait Analysis. Normal and pathological function*. Slack, Thorofare, NJ
- Perry J, Burnfield JM (2010) *Gait Analysis. Normal and pathological function*, 2nd ed. SLACK Incorporated, Thorofare, NJ
- Pospiech PT (2020) *Analyse von Lebensqualität, Energieverbrauch und Gangbild nach osseointegrierten Endo-Exo Prothesen sowie Exoprothesen nach transfemorale Amputation*. Dissertation, Universität Lübeck
- Putz C, Alimusaj M, Heitzmann DWW, Götze M, Wolf SI, Block J (2018) Exo-Prothesenregister. Qualitätsmanagement nach Beinamputation. *Trauma Berufskrankh* 20(2): 145–150
- Ranker AH, Schäfer A, Schöttker-Königer T, Davies-Knorr T, Greitemann B, Ranker A (2023) Validity and reliability of the German version of the Locomotor Capabilities Index-5 (LCI-5). *Z Orthop Unfall* 161(1): 19–28
- Reetz D, Atallah R, Mohamed J, van de Meent H, Frölke JPM, Leijendekkers R (2020) Safety and performance of bone-anchored prostheses in persons with a transfemoral amputation: a 5-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 102(15): 1329–1335

- Richard HA, Kullmer G, Nöcker D (eds) (2013) Biomechanik. Grundlagen und Anwendungen auf den menschlichen Bewegungsapparat. Lehrbuch. Springer, Wiesbaden
- Rössler R, Wagner J, Knaier R, Rommers N, Kressig RW, Schmidt-Trucksäss A, Hinrichs T (2024) Spatiotemporal gait characteristics across the adult lifespan: reference values from a healthy population - analysis of the COMpLETE cohort study. *Gait Posture* 109: 101–108
- Safari R (2020) Lower limb prosthetic interfaces: clinical and technological advancement and potential future direction. *Prosthet Orthot Int* 44(6): 384–401
- Sagawa Y, Turcot K, Armand S, Thevenon A, Vuillerme N, Watelain E (2011) Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: a systematic review. *Gait Posture* 33(4): 511–526
- Samson MM, Crowe A, Vreede PL de, Dessens JA, Duursma SA, Verhaar HJ (2001) Differences in gait parameters at a preferred walking speed in healthy subjects due to age, height and body weight. *Aging (Milano)* 13(1): 16–21
- Schalk SAF, Jonkergouw N, van der Meer F, Swaan WM, Aschoff H-H, van der Wurff P (2015) The evaluation of daily life activities after application of an osseointegrated prosthesis fixation in a bilateral transfemoral amputee: a case study. *Medicine* 94(36): e1416
- Schoppen T, Boonstra A, Groothoff JW, Vries J de, Göeken LN, Eisma WH (1999) The timed "up and go" test: reliability and validity in persons with unilateral lower limb amputation. *Arch Phys Med Rehabil* 80(7): 825–828
- Schwartz MH, Rozumalski A (2008) The Gait Deviation Index: a new comprehensive index of gait pathology. *Gait Posture* 28(3): 351–357
- Scura D, Munakomi S (2022) Tinetti gait and balance test. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK578181/>. Accessed 03 Jun 2024
- Soyoye DO, Abiodun OO, Ikem RT, Kolawole BA, Akintomide AO (2021) Diabetes and peripheral artery disease: a review. *World J Diabetes* 12(6): 827–838
- Sturk JA, Lemaire ED, Sinitski E, Dudek NL, Besemann M, Hebert JS, Baddour N (2018) Gait differences between K3 and K4 persons with transfemoral

- amputation across level and non-level walking conditions. *Prosthet Orthot Int* 42(6): 626–635
- Tinetti ME (1986) Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J Am Geriatr Soc* 34(2): 119–126
- Tranberg R, Zügner R, Kärrholm J (2011) Improvements in hip- and pelvic motion for patients with osseointegrated trans-femoral prostheses. *Gait Posture* 33(2): 165–168
- van de Meent H, Hopman MT, Frölke JP (2013) Walking ability and quality of life in subjects with transfemoral amputation: a comparison of osseointegration with socket prostheses. *Arch Phys Med Rehabil* 94(11): 2174–2178
- van den Bogert AJ, Geijtenbeek T, Even-Zohar O, Steenbrink F, Hardin EC (2013) A real-time system for biomechanical analysis of human movement and muscle function. *Med Biol Eng Comput* 51(10): 1069–1077
- Vrieling AH, van Keeken HG, Schoppen T, Otten E, Halbertsma JPK, Hof AL, Postema K (2008) Uphill and downhill walking in unilateral lower limb amputees. *Gait Posture* 28(2): 235–242
- Walter N, Alt V, Rupp M (2022) Lower limb amputation rates in Germany. *Medicina (Kaunas)* 58(1)
- Ware JE, Sherbourne CD (1992) The MOS 36-item short-form health survey (SF-36). I. Conceptual framework and item selection. *Med Care* 30(6): 473–483
- Waters RL, Perry J, Antonelli D, Hislop H (1976) Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputation. *J Bone Joint Surg Am* 58(1): 42–46
- Webster JB, Bachus KN, Beck JP, Jeyapalina S, Drew AJ, Bloebaum RD (2017) Osseointegration research. In: Tepe V, Peterson CM (eds) *Full stride*. Springer, New York, NY, pp 167–193
- Welke B, Hurschler C, Schwarze M, Jakubowitz E, Aschoff H-H, Örgel M (2023) Comparison of conventional socket attachment and bone-anchored prosthesis for persons living with transfemoral amputation - mobility and quality of life. *Clin Biomech (Bristol)* 105: 105954
- Wolf SI (2013) Rolle der Bewegungsanalyse in Orthopädie und Unfallchirurgie. *Trauma Berufskrankh* 15(4): 266–275

9 Anhang

Tab. I: Werte des mittleren Gait Deviation Index (mGDI) für Kontrollen und TFA mit SP und TOPS.

	K (n=50)	SP (n=11)	TOPS (n=7)	Pat.04_{SP}	Pat.04_{TOPS}
mGDI _{Ebene}	100,5 ^{§†} (79,2-129,2)	82,3 [§] (74,1-92,8)	85,9 [†] (72,8-96,1)	86,79	88,34
mGDI _{Steigung}	102,2 ^{§†} (76,7-120,9)	72,4 [§] (63,8-86,3)	83,4 [†] (68,3-87,7)	82,13	88,16
mGDI _{Gefälle}	99,0 ^{§†} (74,7-122,0)	81,1 [§] (65,8-89,6)	82,9 [†] (69,9-92,3)	80,30	86,42

Angegeben sind Median und Range der Mittelwerte aus linkem und rechtem Bein bzw. Prothesen- und erhaltenem Bein des jeweiligen Probanden. Die Symbole kennzeichnen signifikante Unterschiede zwischen K und SP (§) sowie K und TOPS (†), $p < 0,05$.

Tab. II: Movement Analysis Profile (MAP) für TFA beim Gehen in der Ebene.

	SP (n=11)	TOPS (n=7)
mGVS Becken _{sag} [°]	5,57 (1,45-12,7)	5,38 (1,34-14,5)
mGVS Becken _{front} [°]	4,20 (3,00-7,33)	4,50 (3,32-5,41)
mGVS Becken _{trans} [°] §	4,92 (3,07-8,63)	4,85 (2,16-8,57)
GVS Hüfte _{sag} [°]		
PB [†]	6,36 (3,17-10,8)	10,4 (2,65-13,4)
EB § [†]	9,47 (2,79-18,8)	8,29 (3,38-16,4)
GVS Hüfte _{front} [°]		
PB § [†]	6,42 (4,28-15,7) [#]	5,89 (3,06-9,26)
EB § [†]	4,90 (1,93-7,28) [#]	8,20 (3,60-12,1)
GVS Hüfte _{trans} [°]		
PB §	10,0 (4,86-26,5) ^{#*}	4,56 (2,85-16,5) [*]
EB	7,81 (3,25-12,0) [#]	4,38 (2,46-18,4)
GVS Knie _{sag} [°]		
PB § [†]	13,7 (4,86-20,7) ^{#*}	6,14 (3,79-13,2) [*]
EB § [†]	10,5 (4,68-14,1) ^{#*}	4,87 (4,15-10,1) [*]
GVS SpG _{sag} [°]		
PB § [†]	6,35 (5,45-9,63)	5,56 (3,86-7,77)
EB §	6,15 (3,46-11,3)	4,22 (2,38-7,10)
GVS Fuß _{trans} [°]		
PB	6,97 (3,01-13,7)	6,25 (3,79-9,44)
EB	8,92 (3,97-16,4)	5,58 (2,35-20,9)
GPS [°]		
PB § [†]	8,62 (5,59-12,0)	6,81 (4,99-9,30)
EB § [†]	7,58 (5,54-10,6)	6,87 (5,05-10,8)
mGPS [°] § [†]	7,82 (5,56-9,91)	6,84 (5,02-10,1)

Symbole in den Spalten SP und TOPS kennzeichnen signifikante Unterschiede zwischen SP und TOPS (*) sowie PB und EB (#). Zusätzliche Symbole an der Zeilenbeschriftung beziehen sich auf signifikante Unterschiede zwischen K und SP (§) sowie K und TOPS (†), die Werte für K sind Tab. V zu entnehmen, $p \leq 0,05$. Sag, front, trans = Sagittal-, Frontal-, Transversalebene; SpG = Sprunggelenk.

Tab. III: Movement Analysis Profile (MAP) für TFA beim Gehen mit 5° Steigung.

	SP (n=11)	TOPS (n=7)
mGVS Becken _{sag} [°] §†	7,79 (1,90-13,2)	6,87 (2,13-13,7)
mGVS Becken _{front} [°] §†	5,67 (3,78-9,56)	6,08 (3,74-8,15)
mGVS Becken _{trans} [°] §†	4,11 (2,87-9,62)	4,53 (2,27-8,94)
GVS Hüfte _{sag} [°]		
PB §†	9,27 (3,94-14,7)	9,23 (5,10-10,6)
EB §†	8,86 (5,10-14,6)	7,75 (4,63-16,1)
GVS Hüfte _{front} [°]		
PB §†	5,94 (3,61-14,1)	6,38 (4,12-9,08)
EB §†	4,72 (2,06-7,89)	7,90 (2,58-10,4)
GVS Hüfte _{trans} [°]		
PB §†	10,3 (3,38-28,6) [#]	6,25 (3,24-15,9)
EB §	6,05 (3,89-10,3) [#]	3,55 (1,93-18,9)
GVS Knie _{sag} [°]		
PB §†	17,5 (9,64-29,6) ^{#*}	12,7 (10,1-15,5) ^{#*}
EB §	13,2 (4,75-22,8) ^{#*}	5,06 (3,73-11,4) ^{#*}
GVS SpG _{sag} [°]		
PB §†	7,07 (5,32-10,2)	5,76 (4,61-8,42)
EB §	6,87 (4,54-11,5)	4,75 (2,34-8,03)
GVS Fuß _{trans} [°]		
PB	7,17 (1,71-12,8)	4,03 (1,27-11,2)
EB	6,35 (4,48-16,5)	5,12 (3,36-17,7)
GPS [°]		
PB §†	10,6 (6,80-13,1) ^{#*}	7,66 (7,13-9,46) [*]
EB §†	8,42 (6,22-10,0) [#]	6,87 (5,73-10,7)
mGPS [°] §†	9,86 (6,51-11,1) [*]	7,26 (6,51-10,1) [*]

Symbole in den Spalten SP und TOPS kennzeichnen signifikante Unterschiede zwischen SP und TOPS (*) sowie PB und EB (#). Zusätzliche Symbole an der Zeilenbeschriftung beziehen sich auf signifikante Unterschiede zwischen K und SP (§) sowie K und TOPS (†), die Werte für K sind Tab. V zu entnehmen, $p \leq 0,05$. Sag, front, trans = Sagittal-, Frontal-, Transversalebene; SpG = Sprunggelenk.

Tab. IV: Movement Analysis Profile (MAP) für TFA beim Gehen mit 5° Gefälle.

	SP (n=11)	TOPS (n=7)
mGVS Becken _{sag} [°]	5,39 (1,93-15,1)	3,34 (0,74-14,7)
mGVS Becken _{front} [°]	3,88 (2,75-5,88)	4,34 (3,25-5,47)
mGVS Becken _{trans} [°] §	5,49 (3,04-10,6)	4,75 (2,93-6,39)
GVS Hüfte _{sag} [°]		
PB §†	7,21 (4,70-14,2)*	11,1 (5,78-23,2)**
EB §	9,34 (3,49-21,7)	5,20 (3,87-19,8)#
GVS Hüfte _{front} [°]		
PB §†	6,45 (4,63-13,9)	6,59 (3,81-10,3)
EB §†	5,40 (2,99-8,66)	6,12 (4,55-13,2)
GVS Hüfte _{trans} [°]		
PB §	11,36 (5,72-23,8)**	5,24 (3,42-14,2)*
EB §	7,22 (2,51-13,0)#	4,25 (1,90-14,8)
GVS Knie _{sag} [°]		
PB §†	17,2(12,3-26,2)#	16,5 (12,2-18,0)#
EB §†	10,8 (4,71-18,3)**	6,17 (3,36-11,8)**
GVS SpG _{sag} [°]		
PB §	5,27 (3,41-11,2)	4,93 (3,42-6,45)
EB §	6,88 (3,60-9,79)*	4,30 (2,51-6,60)*
GVS Fuß _{trans} [°]		
PB	8,59 (3,20-15,5)	7,25 (5,26-10,1)
EB	7,31 (4,07-14,2)	6,67 (4,43-14,8)
GPS [°]		
PB §†	9,34 (7,22-12,6)#	9,05 (6,19-11,9)#
EB §†	9,34 (7,22-12,6)#	6,04 (4,97-9,86)#
mGPS [°] §†	7,87 (6,91-12,6)	7,99 (5,90-10,9)

Symbole in den Spalten SP und TOPS kennzeichnen signifikante Unterschiede zwischen SP und TOPS (*) sowie PB und EB (#). Zusätzliche Symbole an der Zeilenbeschriftung beziehen sich auf signifikante Unterschiede zwischen K und SP (§) sowie K und TOPS (†), die Werte für K sind Tab. V zu entnehmen, $p \leq 0,05$. Sag, front, trans = Sagittal-, Frontal-, Transversalebene; SpG = Sprunggelenk.

Tab. V: Movement Analysis Profile (MAP) für Kontrollen beim Gehen in der Ebene, mit 5° Steigung und 5° Gefälle.

	Ebene	5° Steigung	5° Gefälle
mGVS Becken sagittal [°]	3,95 (0,72-13,3)	3,71 § [†] (0,62-10,9)	3,41 (0,45-11,4)
mGVS Becken frontal [°]	3,72 (2,73-6,84)	4,02 § [†] (2,81-7,69)	3,60 (2,40-6,71)
mGVS Becken transversal [°]	3,39 § (2,14-8,49)	2,77 § [†] (1,20-7,30)	3,69 § (2,43-8,42)
mGVS Hüfte sagittal [°]	4,76 § [†] (1,36-13,5)	4,44 § [†] (1,49-12,5)	4,02 § [†] (1,49-15,2)
mGVS Hüfte frontal [°]	3,14 § [†] (1,23-6,70)	2,87 § [†] (1,32-7,19)	2,88 § [†] (1,39-6,71)
mGVS Hüfte transversal [°]	5,01 § (2,25-16,6)	4,67 § [†] (1,97-14,3)	4,52 § (2,31-15,4)
mGVS Knie sagittal [°]	3,80 § [†] (2,01-8,59)	4,55 § [†] (3,04-13,3)	4,21 § [†] (1,84-8,83)
mGVS SpG sagittal [°]	3,98 § [†] (1,58-8,54)	4,17 § [†] (1,77-13,7)	4,34 § (1,97-8,16)
mGVS Fuß transversal [°]	6,63 (2,89-12,36)	6,22 (2,38-12,2)	6,00 (2,16-14,7)
mGPS [°]	5,36 § [†] (2,69-8,10)	4,89 § [†] (3,01-7,99)	5,01 § [†] (2,75-9,14)

Angegeben sind Median und Range der Mittelwerte aus linkem und rechtem Bein des jeweiligen Probanden. Die Symbole kennzeichnen signifikante Unterschiede zwischen K und SP (§) sowie K und TOPS (†), die Werte für SP und TOPS sind Tab. II-IV zu entnehmen, $p \leq 0,05$. SpG = Sprunggelenk.

Tab. VI: Movement Analysis Profile (MAP) für Patient 04.

	Ebene		5° Steigung		5° Gefälle	
	SP	TOPS	SP	TOPS	SP	TOPS
mGVS Becken _{sag} [°]	2,70	2,73	5,68	4,24	7,25	5,53
mGVS Becken _{front} [°]	3,72	4,20	4,58	5,26	2,72	4,85
mGVS Becken _{trans} [°]	3,77	5,43	3,27	4,46	4,00	6,66
GVS Hüfte _{sag} [°]						
PB	3,43	6,52	6,33	7,39	8,05	11,9
EB	6,49	5,19	5,33	6,13	9,56	6,88
GVS Hüfte _{front} [°]						
PB	4,92	5,72	3,30	5,19	5,15	6,65
EB	3,77	4,78	3,87	4,15	4,64	7,15
GVS Hüfte _{trans} [°]						
PB	10,26	4,72	9,72	5,67	9,91	4,27
EB	6,38	3,81	4,40	3,82	2,66	4,41
GVS Knie _{sag} [°]						
PB	12,03	11,65	18,4	13,0	15,5	12,2
EB	11,73	7,70	10,6	8,54	16,0	8,26
GVS SpG _{sag} [°]						
PB	6,53	7,15	8,60	6,95	6,33	4,31
EB	5,41	3,90	4,63	1,99	5,92	4,09
GVS Fuß _{trans} [°]						
PB	8,06	6,99	6,56	4,36	9,26	8,49
EB	9,99	10,59	9,98	9,24	8,13	6,98
GPS [°]						
PB	6,89	6,42	8,48	6,61	8,35	7,72
EB	6,68	6,03	6,57	6,03	7,87	6,30
mGPS [°]	6,78	6,23	7,53	6,32	8,11	7,01

(Sag, front, trans = Sagittal-, Frontal-, Transversalebene; SpG = Sprunggelenk)

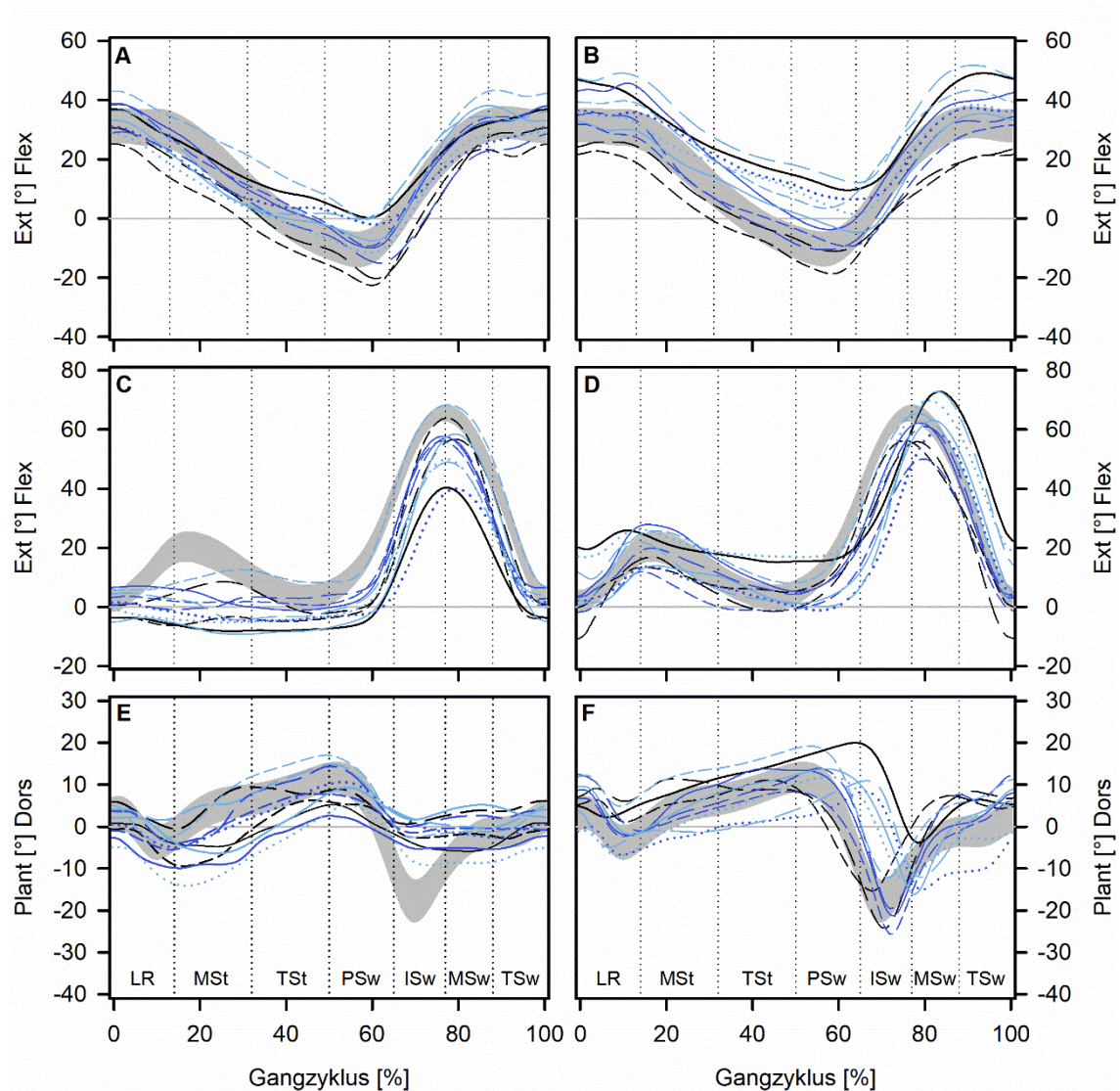


Abb. I: Kinematik der Hüft- (A+B), Knie- (C+D) und Sprunggelenke (E+F) in Sagittalebene für TFA mit SP (n=11) zusammen mit dem Normalbereich der Kontrollprobanden (n=50; graue Fläche) beim Gehen in der Ebene. Links (A, C, E) zeigt das PB, rechts (B, D, E) zeigt das EB des jeweiligen TFA. Vertikale Linien kennzeichnen die Phasen des Gangzyklus, d. h. LR, loading response; MSt, mid stance; TSt, terminal stance; PSw, pre swing; ISw, initial swing; MSw, mid swing; TSw, terminal swing.

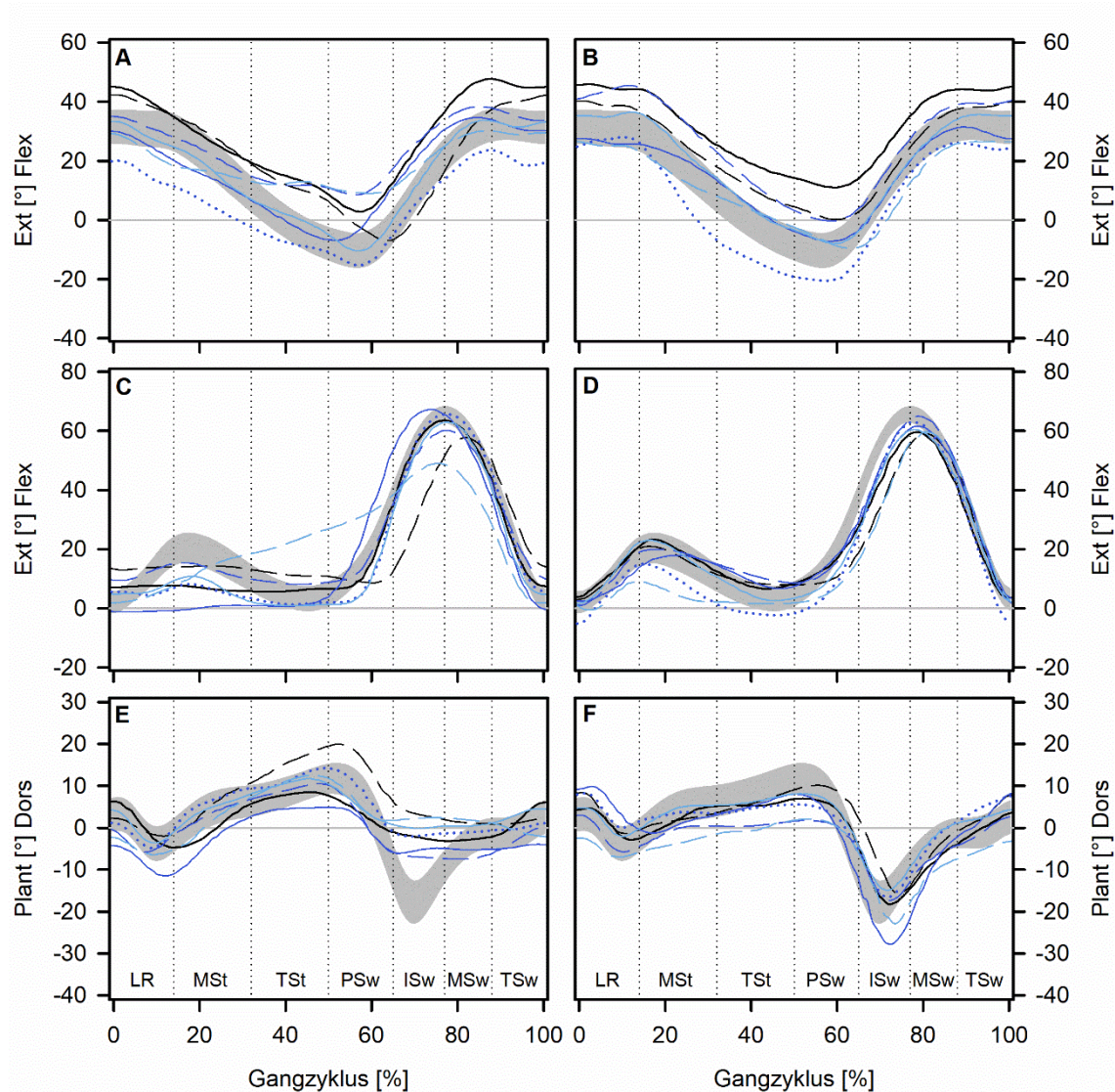


Abb. II: Kinematik der Hüft- (A+B), Knie- (C+D) und Sprunggelenke (E+F) in Sagittalebene für TFA mit TOPS (n=7) zusammen mit dem Normalbereich der Kontrollprobanden (n=50; graue Fläche) beim Gehen in der Ebene. Links (A, C, E) zeigt das PB, rechts (B, D, E) zeigt das EB des jeweiligen TFA. Vertikale Linien kennzeichnen die Phasen des Gangzyklus, d. h. LR, loading response; MSt, mid stance; TSt, terminal stance; PSw, pre swing; ISw, initial swing; MSw, mid swing; TSw, terminal swing.

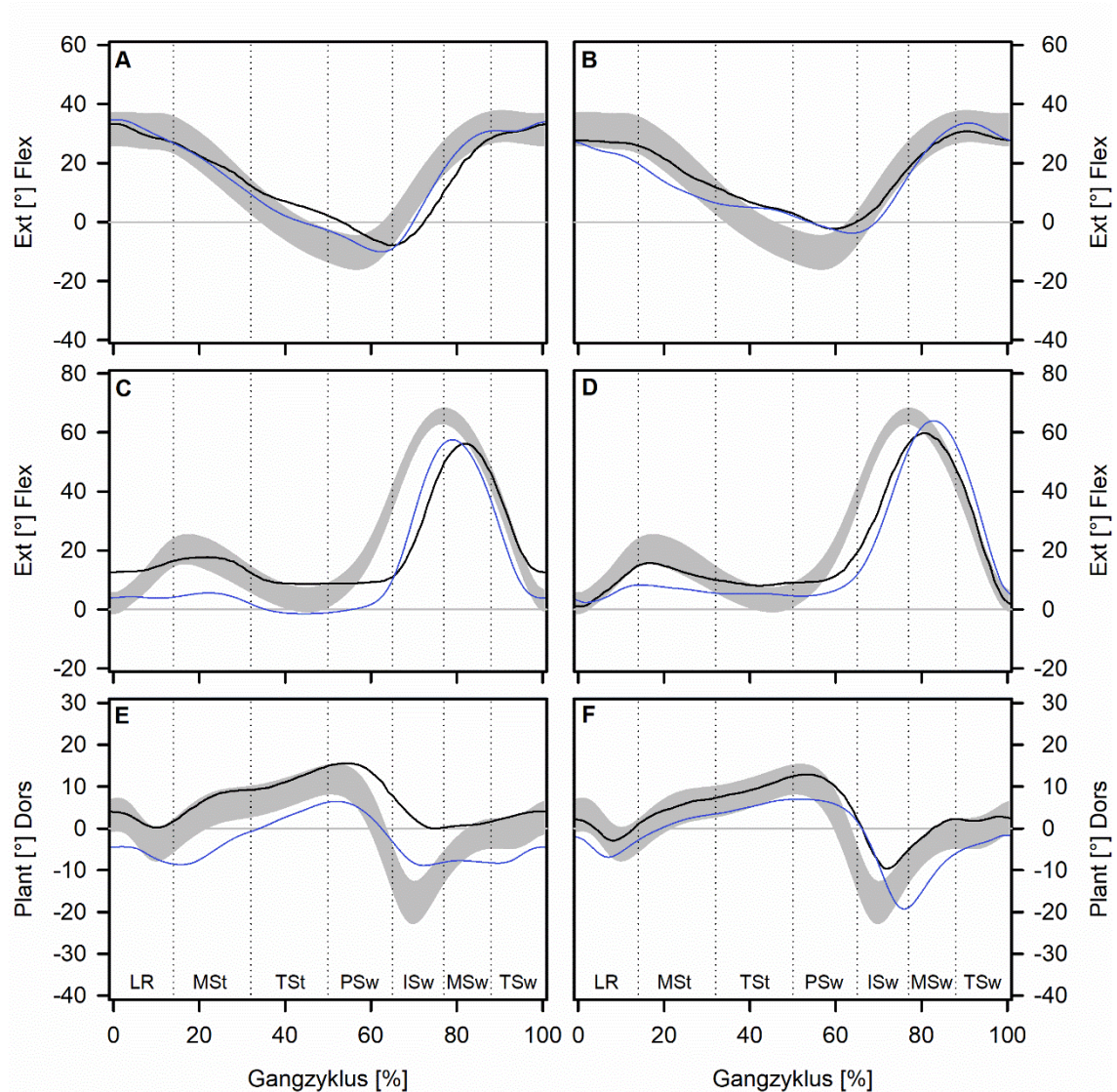


Abb. III: Kinematik der Hüft- (A+B), Knie- (C+D) und Sprunggelenke (E+F) in Sagittalebene für Patient 04 mit SP (blau) und TOPS (schwarz) zusammen mit dem Normalbereich der Kontrollprobanden (n=50; graue Fläche) beim Gehen in der Ebene. Links (A, C, E) zeigt das PB, rechts (B, D, E) zeigt das EB. Vertikale Linien kennzeichnen die Phasen des Gangzyklus, d. h. LR, loading response; MSt, mid stance; TSt, terminal stance; PSw, pre swing; ISw, initial swing; MSw, mid swing; TSw, terminal swing.

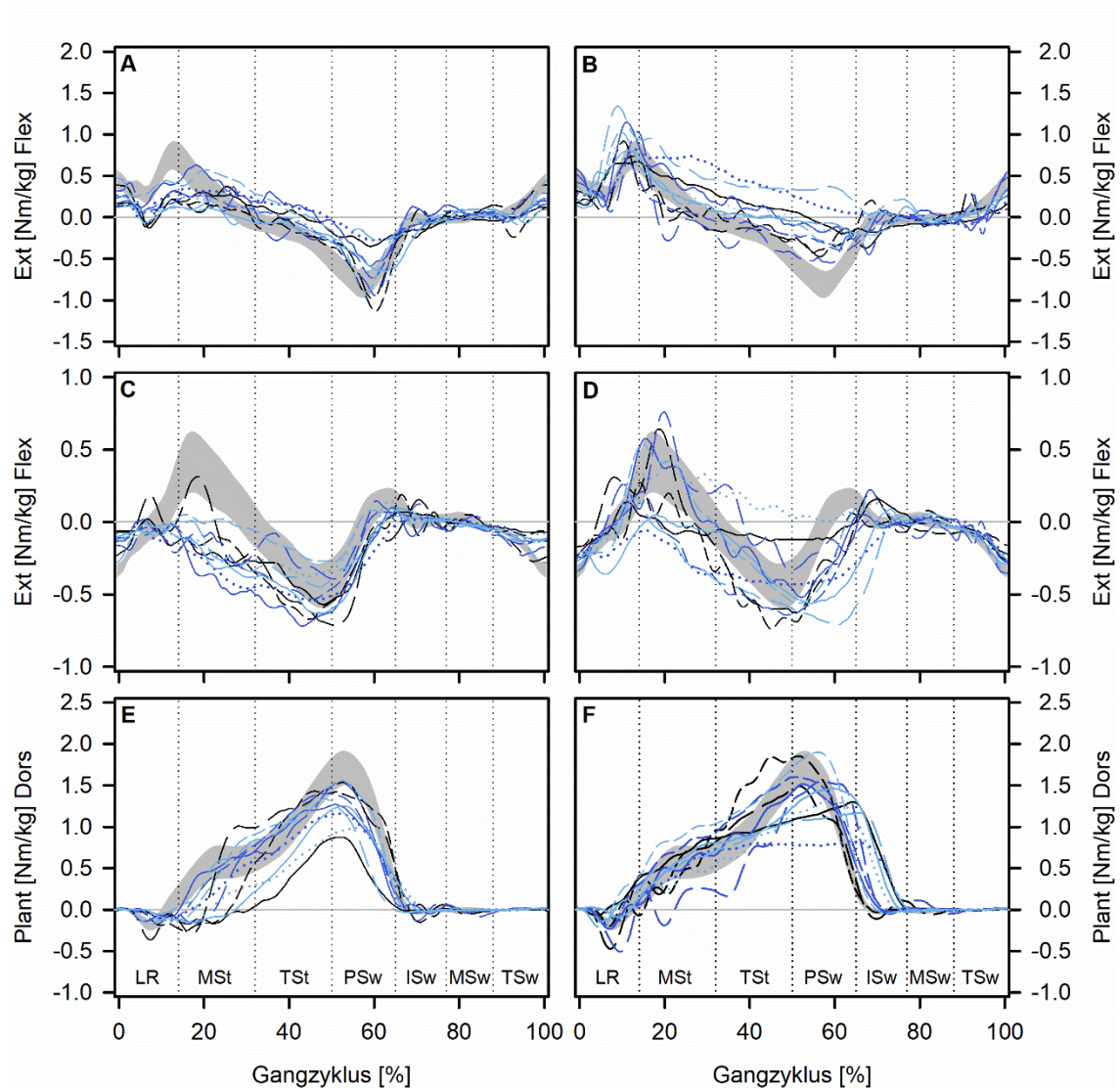


Abb. IV: Kinetik der Hüft- (A+B), Knie- (C+D) und Sprunggelenke (E+F) in Sagittalebene für TFA mit SP (n=11) zusammen mit dem Normalbereich der Kontrollprobanden (n=50; graue Fläche) beim Gehen in der Ebene. Links (A, C, E) zeigt das PB, rechts (B, D, E) zeigt das EB des jeweiligen TFA. Vertikale Linien kennzeichnen die Phasen des Gangzyklus, d. h. LR, loading response; MSt, mid stance; TSt, terminal stance; PSw, pre swing; ISw, initial swing; MSw, mid swing; TSw, terminal swing.

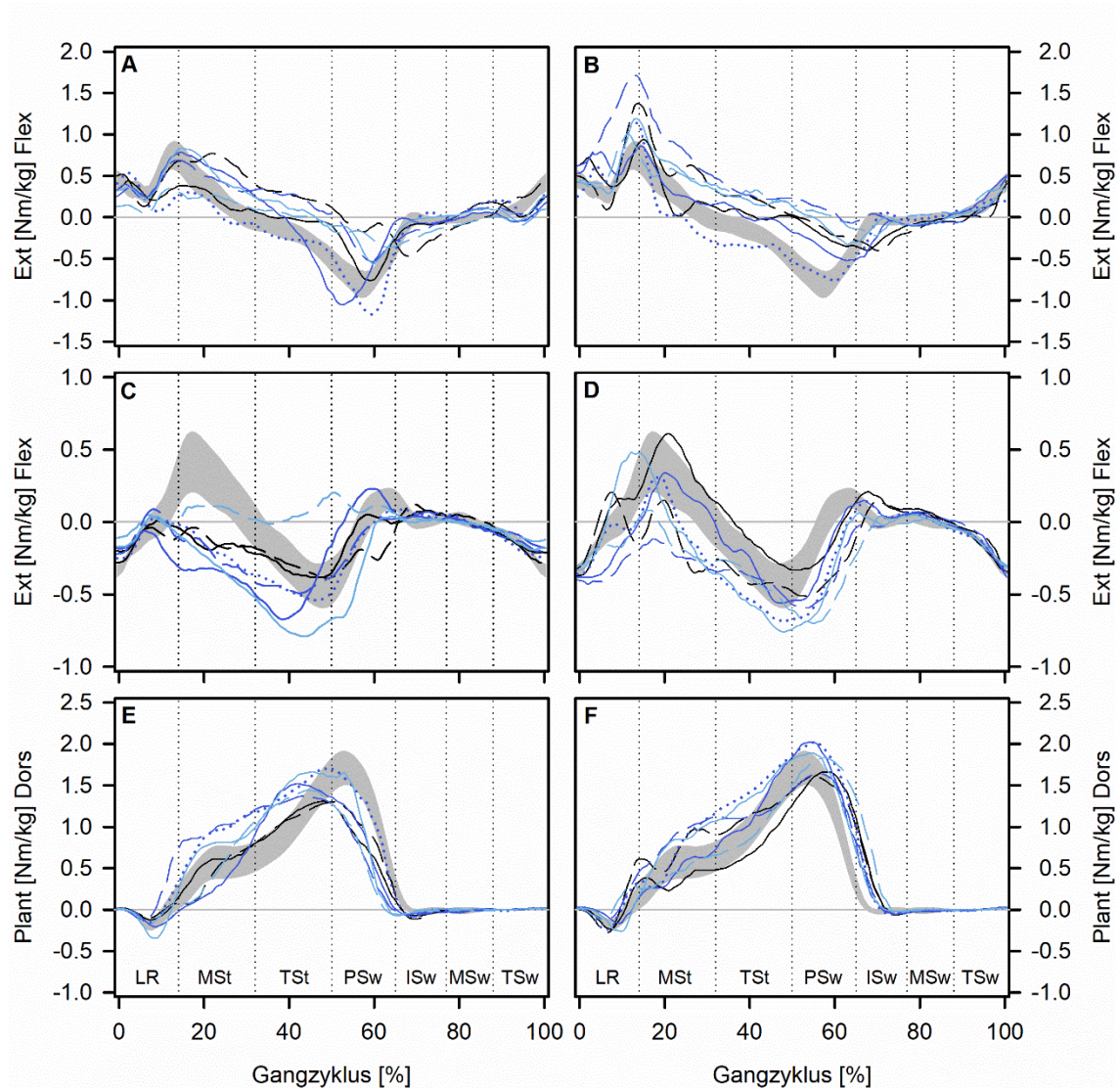


Abb. V: Kinetik der Hüft- (A+B), Knie- (C+D) und Sprunggelenke (E+F) in Sagittalebene für TFA mit TOPS (n=7) zusammen mit dem Normalbereich der Kontrollprobanden (n=50; graue Fläche) beim Gehen in der Ebene. Links (A, C, E) zeigt das PB, rechts (B, D, E) zeigt das EB des jeweiligen TFA. Vertikale Linien kennzeichnen die Phasen des Gangzyklus, d. h. LR, loading response; MSt, mid stance; TSt, terminal stance; PSw, pre swing; ISw, initial swing; MSw, mid swing; TSw, terminal swing.

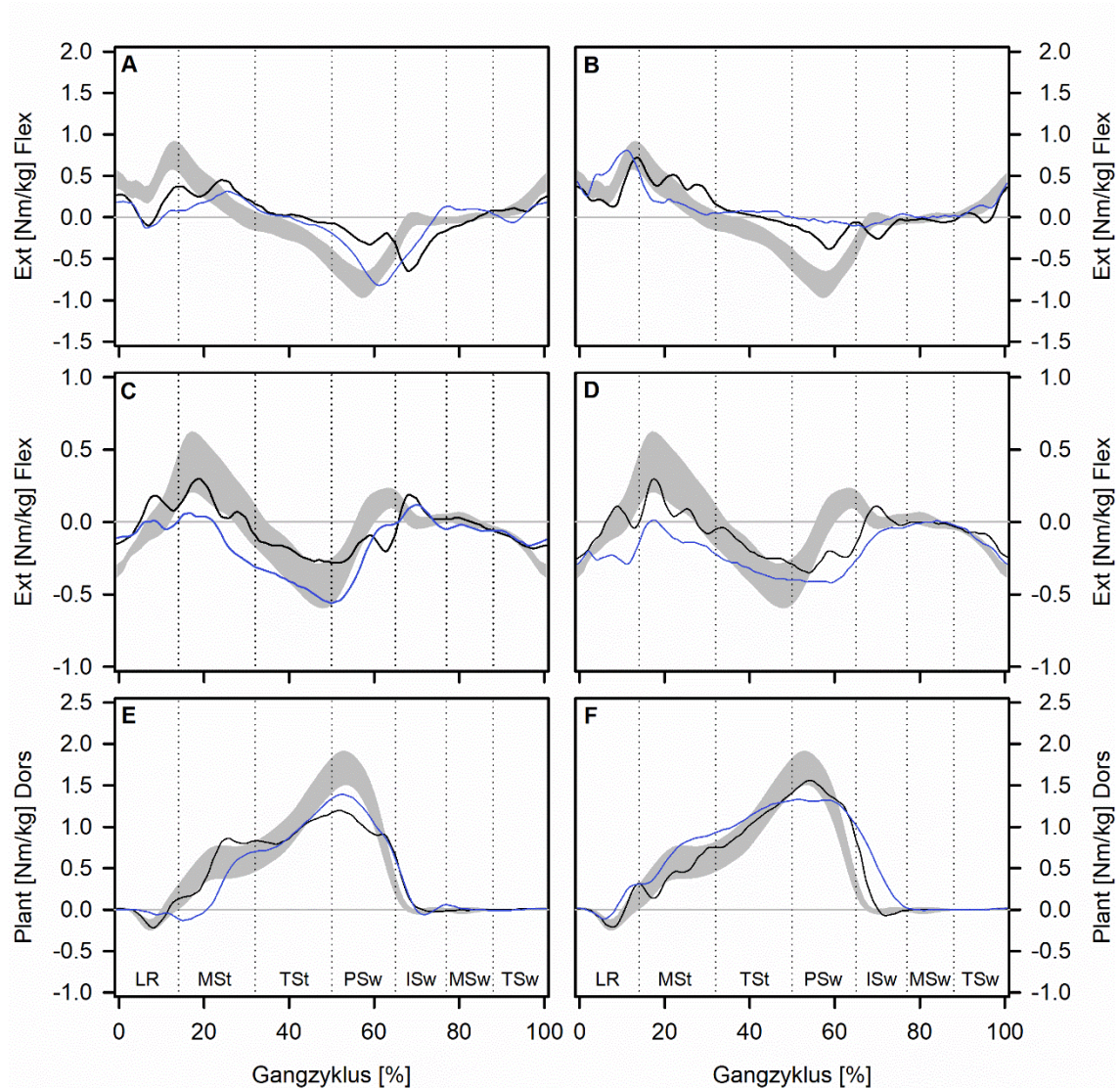


Abb. VI: Kinetik der Hüft- (A+B), Knie- (C+D) und Sprunggelenke (E+F) in Sagittalebene für Patient 04 mit SP (blau) und TOPS (schwarz) zusammen mit dem Normalbereich der Kontrollprobanden (n=50; graue Fläche) beim Gehen in der Ebene. Vertikale Linien kennzeichnen die Phasen des Gangzyklus, d. h. LR, loading response; MSt, mid stance; TSt, terminal stance; PSw, pre swing; ISw, initial swing; MSw, mid swing; TSw, terminal swing.

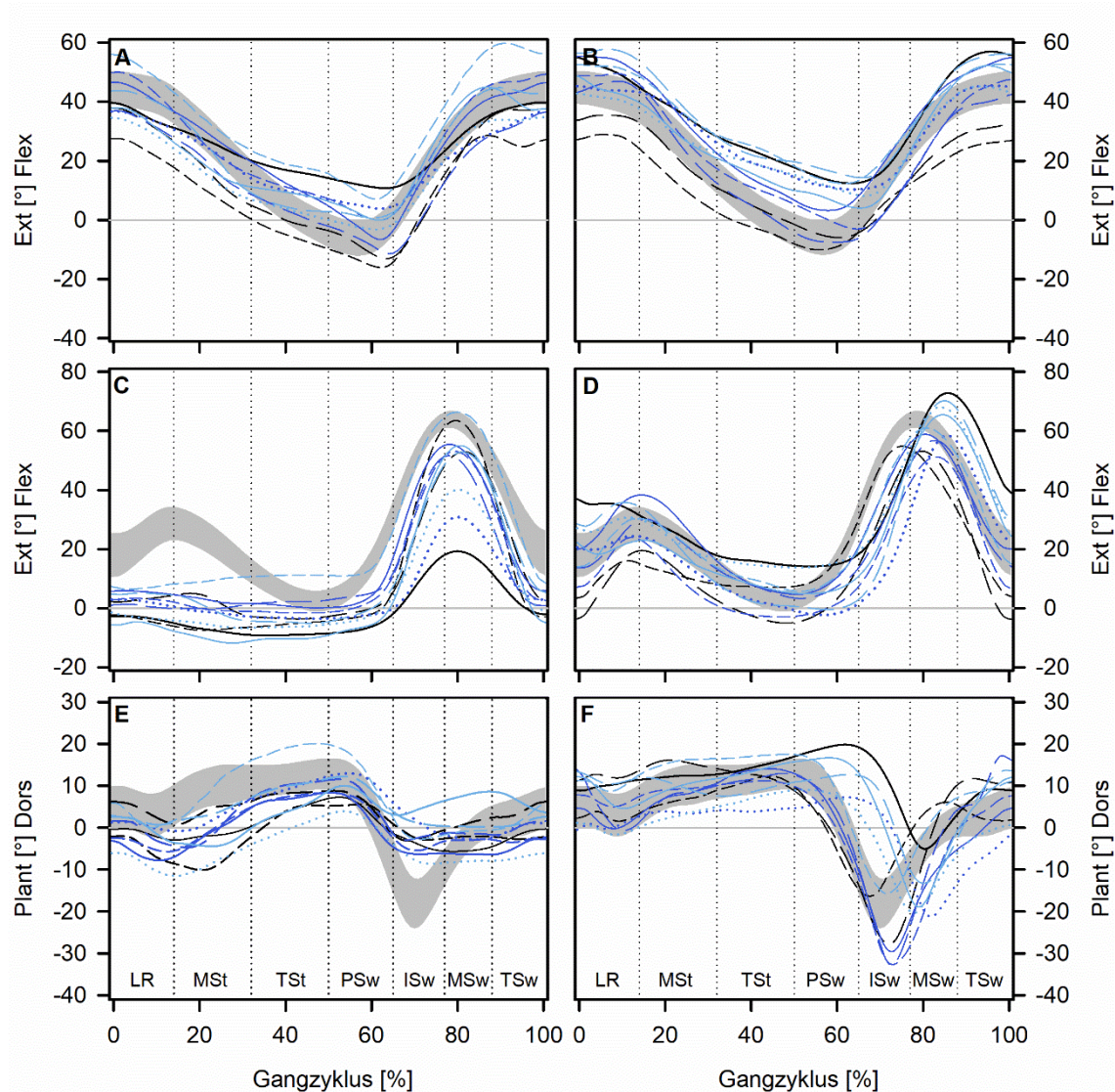


Abb. VII: Kinematik der Hüft- (A+B), Knie- (C+D) und Sprunggelenke (E+F) in Sagittalebene für TFA mit SP (n=11) zusammen mit dem Normalbereich der Kontrollprobanden (n=50; graue Fläche) beim Gehen mit 5° Steigung. Links (A, C, E) zeigt das PB, rechts (B, D, E) zeigt das EB des jeweiligen TFA. Vertikale Linien kennzeichnen die Phasen des Gangzyklus, d. h. LR, loading response; MSt, mid stance; TSt, terminal stance; PSw, pre swing; ISw, initial swing; MSw, mid swing; TSw, terminal swing.

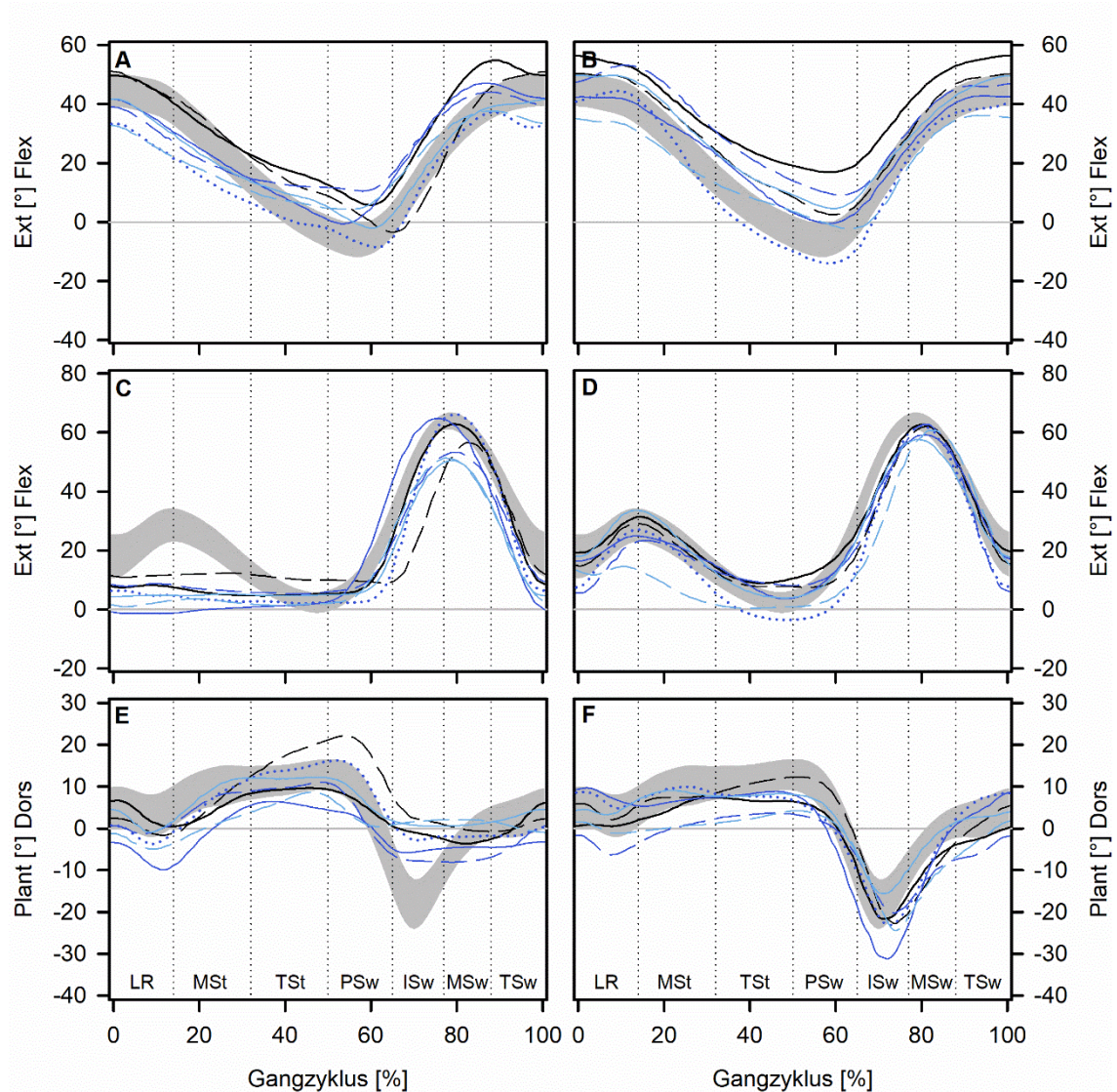


Abb. VIII: Kinematik der Hüft- (A+B), Knie- (C+D) und Sprunggelenke (E+F) in Sagittalebene für TFA mit TOPS (n=7) zusammen mit dem Normalbereich der Kontrollprobanden (n=50; graue Fläche) beim Gehen mit 5° Steigung. Links (A, C, E) zeigt das PB, rechts (B, D, E) zeigt das EB des jeweiligen TFA. Vertikale Linien kennzeichnen die Phasen des Gangzyklus, d. h. LR, loading response; MSt, mid stance; TSt, terminal stance; PSw, pre swing; ISw, initial swing; MSw, mid swing; TSw, terminal swing.

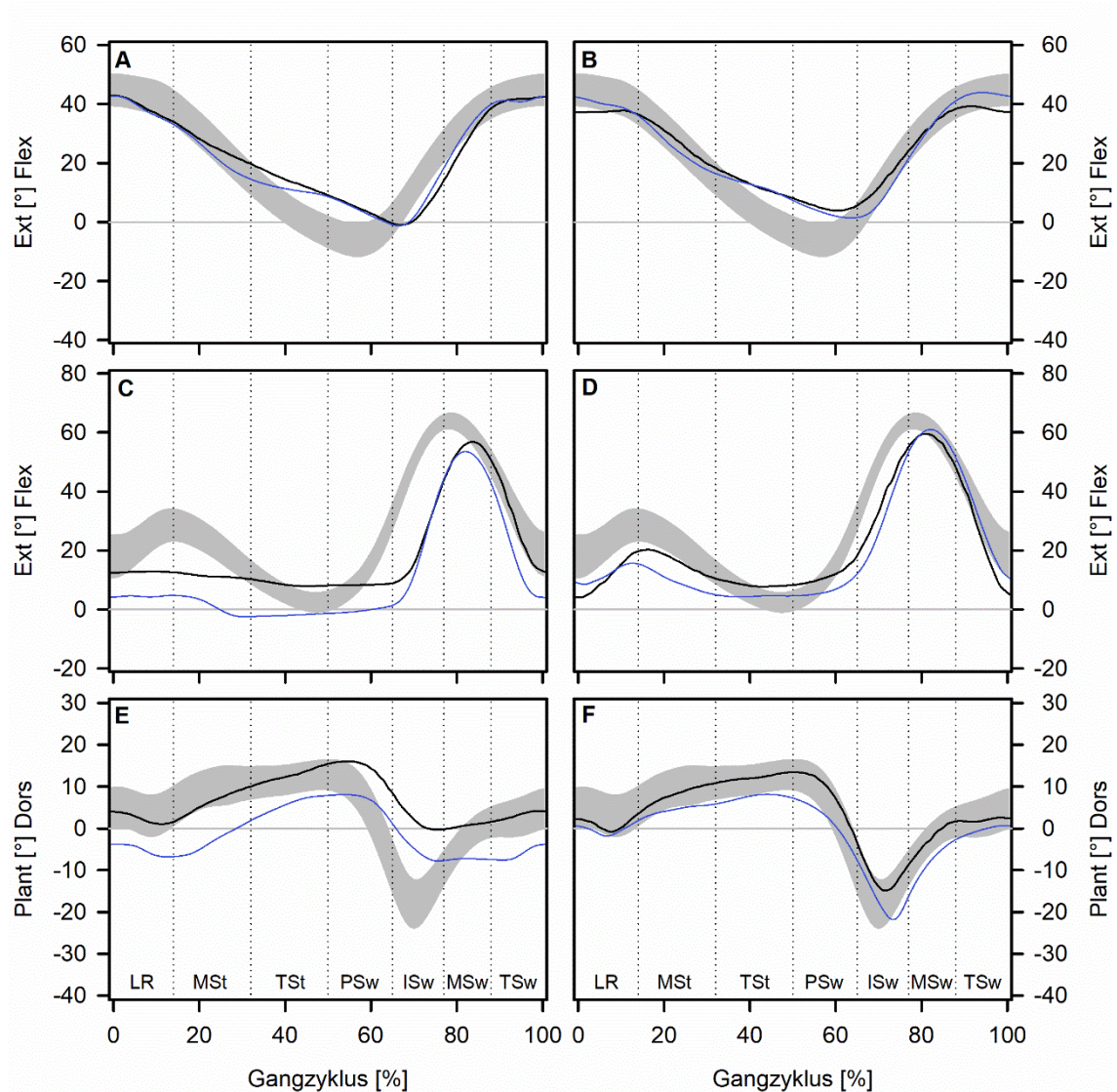


Abb. IX: Kinematik der Hüft- (A+B), Knie- (C+D) und Sprunggelenke (E+F) in Sagittalebene für Patient 04 mit SP (blau) und TOPS (schwarz) zusammen mit dem Normalbereich der Kontrollprobanden (n=50; graue Fläche) beim Gehen mit 5° Steigung. Links (A, C, E) zeigt das PB, rechts (B, D, E) zeigt das EB. Vertikale Linien kennzeichnen die Phasen des Gangzyklus, d. h. LR, loading response; MSt, mid stance; TSt, terminal stance; PSw, pre swing; ISw, initial swing; MSw, mid swing; TSw, terminal swing.

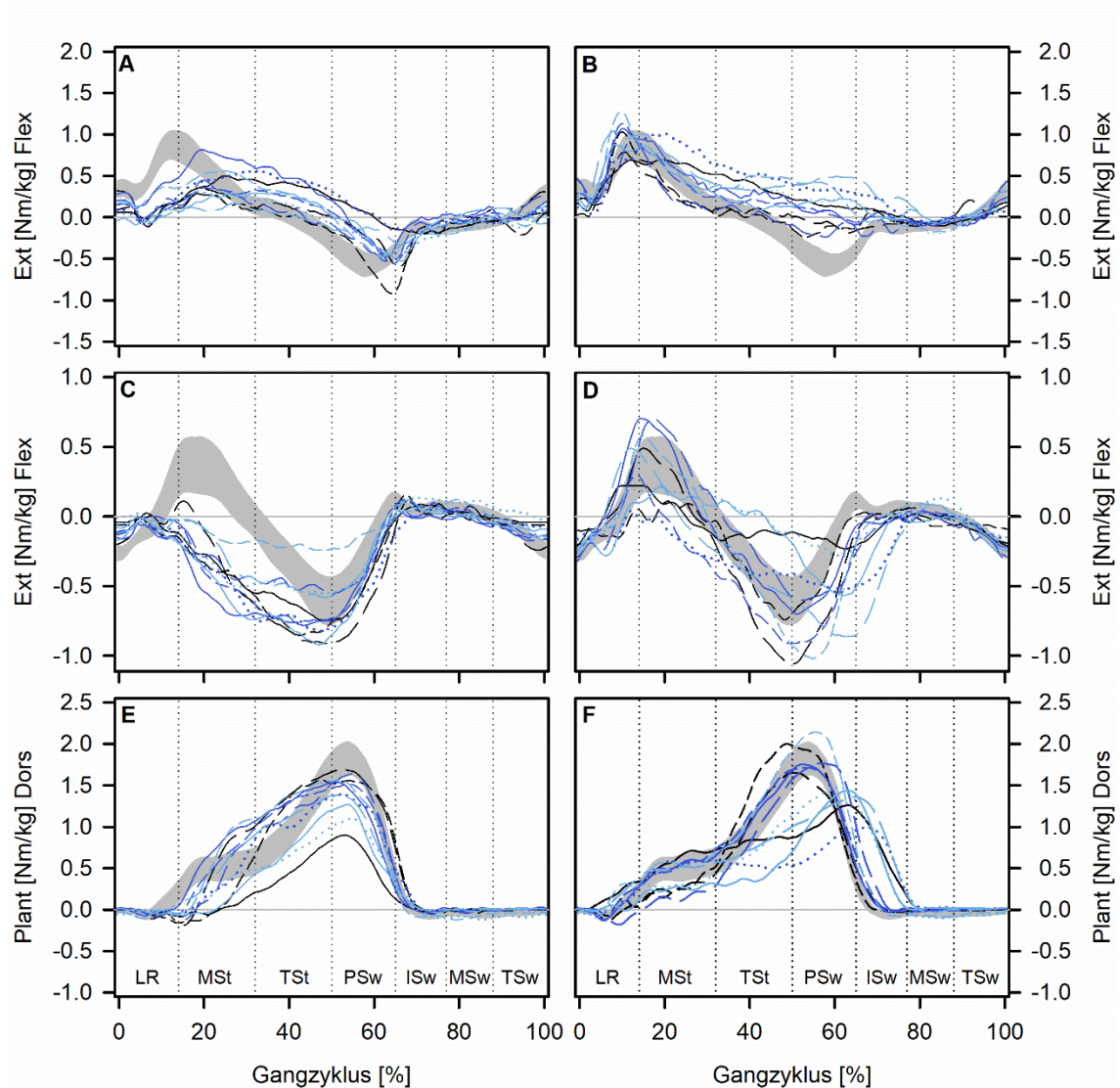


Abb. X: Kinetik der Hüft- (A+B), Knie- (C+D) und Sprunggelenke (E+F) in Sagittalebene für TFA mit SP (n=11) zusammen mit dem Normalbereich der Kontrollprobanden (n=50; graue Fläche) beim Gehen mit 5° Steigung. Links (A, C, E) zeigt das PB, rechts (B, D, F) zeigt das EB des jeweiligen TFA. Vertikale Linien kennzeichnen die Phasen des Gangzyklus, d. h. LR, loading response; MSt, mid stance; TSt, terminal stance; PSw, pre swing; ISw, initial swing; MSw, mid swing; TSw, terminal swing.

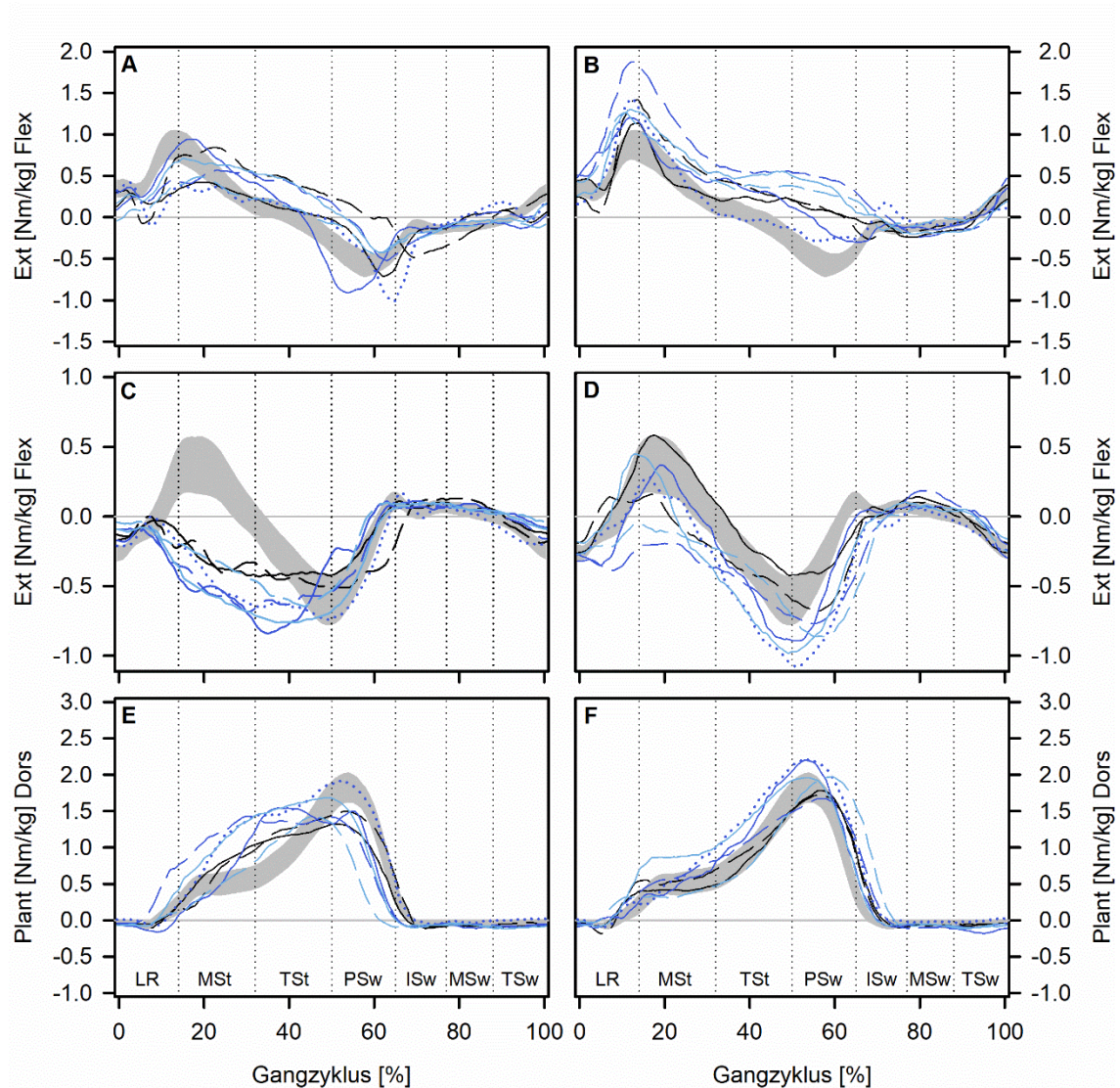


Abb. XI: Kinetik der Hüft- (A+B), Knie- (C+D) und Sprunggelenke (E+F) in Sagittalebene für TFA mit TOPS (n=7) zusammen mit dem Normalbereich der Kontrollprobanden (n=50; graue Fläche) beim Gehen mit 5° Steigung. Links (A, C, E) zeigt das PB, rechts (B, D, F) zeigt das EB des jeweiligen TFA. Vertikale Linien kennzeichnen die Phasen des Gangzyklus, d. h. LR, loading response; MSt, mid stance; TSt, terminal stance; PSw, pre swing; ISw, initial swing; MSw, mid swing; TSw, terminal swing.

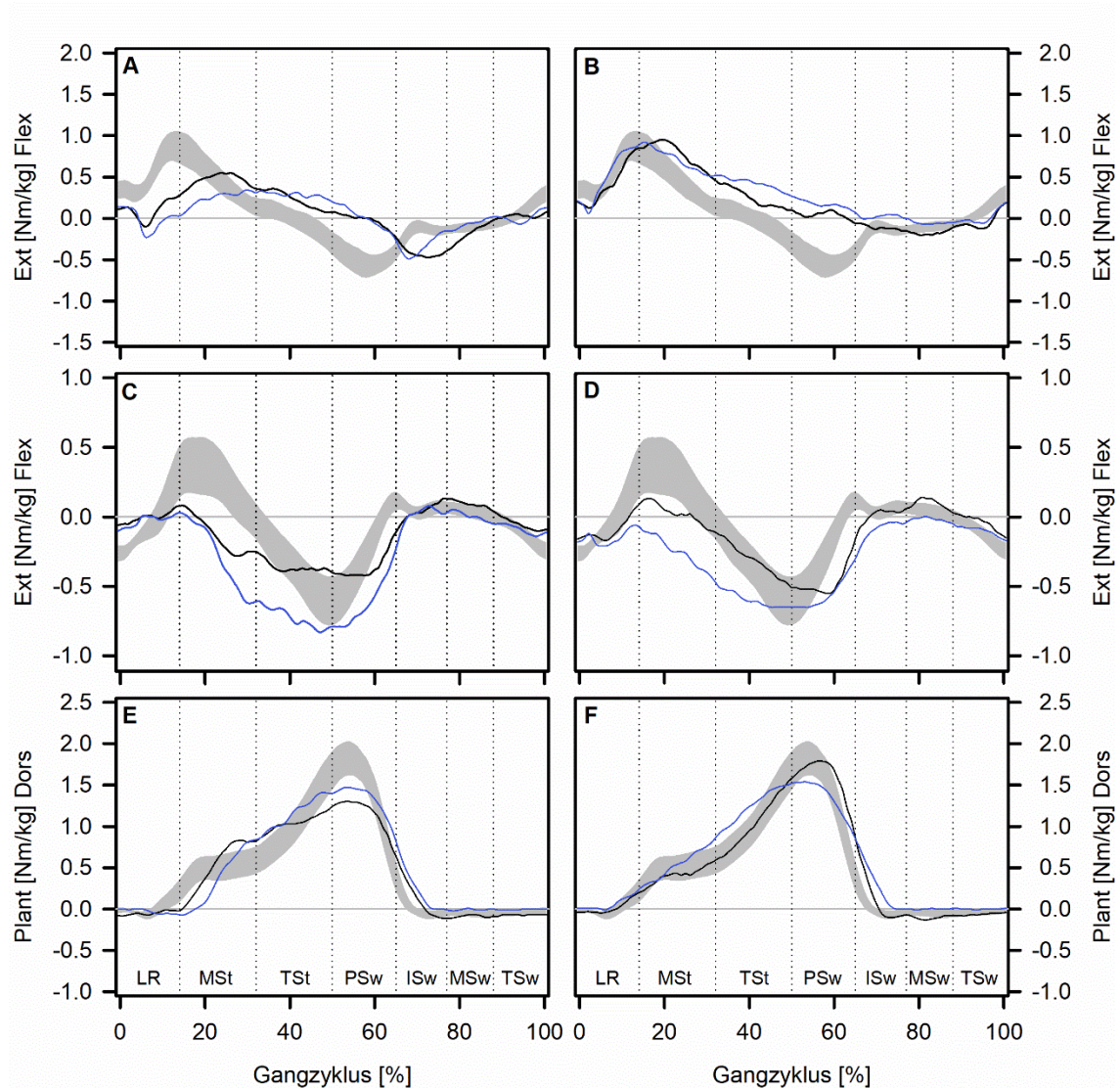


Abb. XII: Kinetik der Hüft- (A+B), Knie- (C+D) und Sprunggelenke (E+F) in Sagittalebene für Patient 04 mit SP (blau) und TOPS (schwarz) zusammen mit dem Normalbereich der Kontrollprobanden (n=50; graue Fläche) beim Gehen mit 5° Steigung. Vertikale Linien kennzeichnen die Phasen des Gangzyklus, d. h. LR, loading response; MSt, mid stance; TSt, terminal stance; PSw, pre swing; ISw, initial swing; MSw, mid swing; TSw, terminal swing.

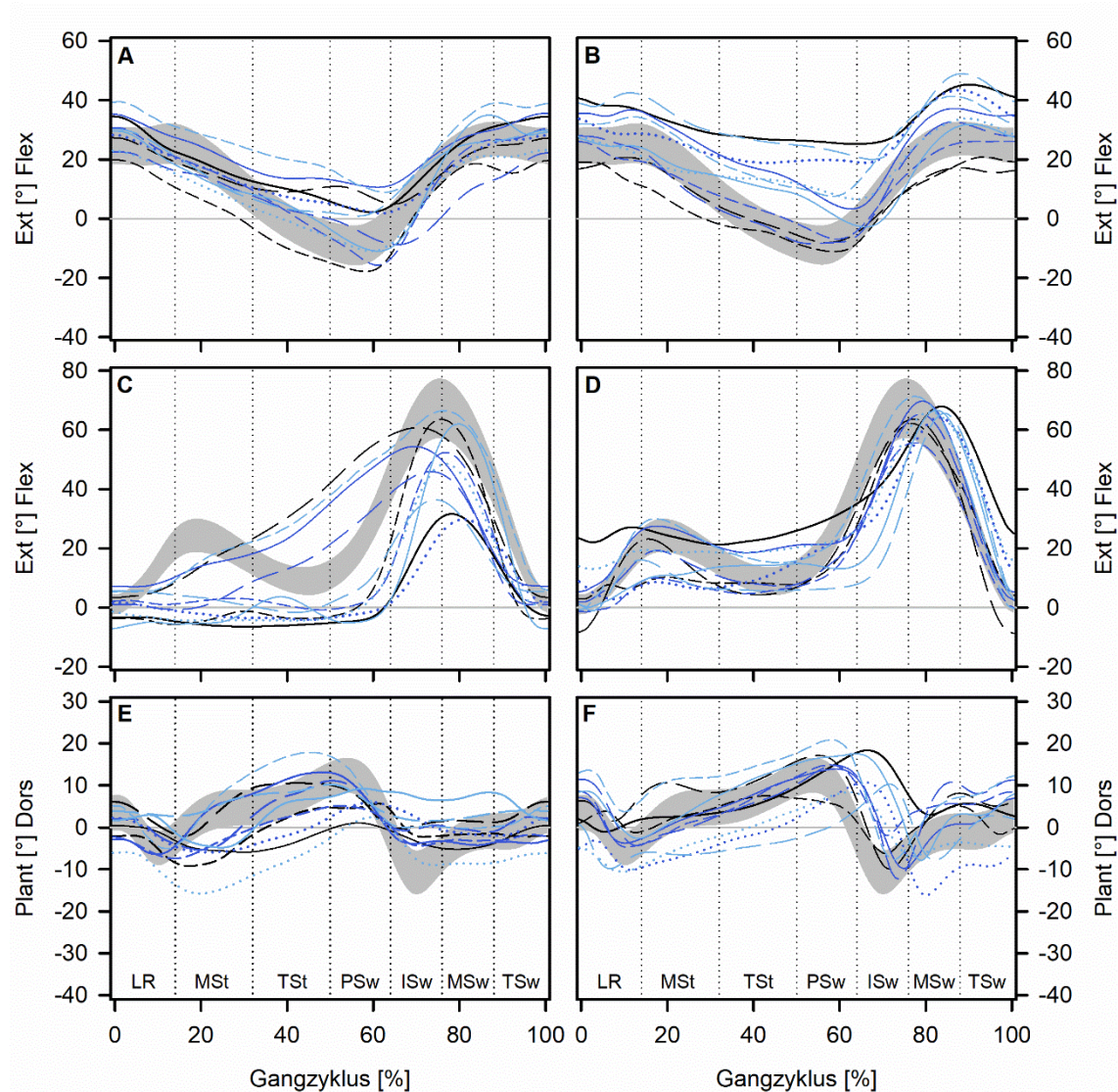


Abb. XIII: Kinematik der Hüft- (A+B), Knie- (C+D) und Sprunggelenke (E+F) in Sagittalebene für TFA mit SP (n=11) zusammen mit dem Normalbereich der Kontrollprobanden (n=50; graue Fläche) beim Gehen mit 5° Gefälle. Links (A, C, E) zeigt das PB, rechts (B, D, E) zeigt das EB des jeweiligen TFA. Vertikale Linien kennzeichnen die Phasen des Gangzyklus, d. h. LR, loading response; MSt, mid stance; TSt, terminal stance; PSw, pre swing; ISw, initial swing; MSw, mid swing; TSw, terminal swing.

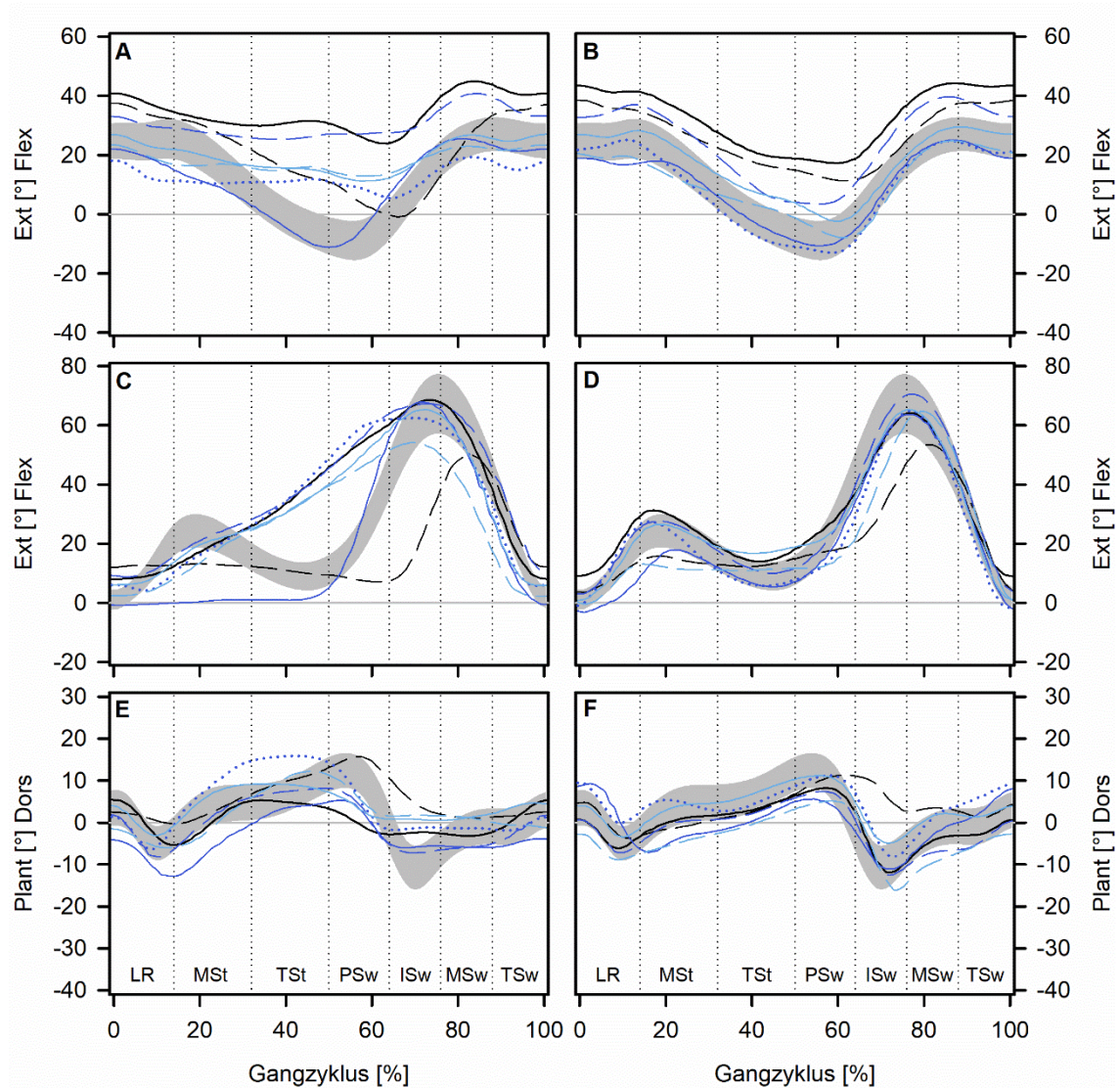


Abb. XIV: Kinematik der Hüft- (A+B), Knie- (C+D) und Sprunggelenke (E+F) in Sagittalebene für TFA mit TOPS (n=7) zusammen mit dem Normalbereich der Kontrollprobanden (n=50; graue Fläche) beim Gehen mit 5° Gefälle. Links (A, C, E) zeigt das PB, rechts (B, D, E) zeigt das EB des jeweiligen TFA. Vertikale Linien kennzeichnen die Phasen des Gangzyklus, d. h. LR, loading response; MSt, mid stance; TSt, terminal stance; PSw, pre swing; ISw, initial swing; MSw, mid swing; TSw, terminal swing.

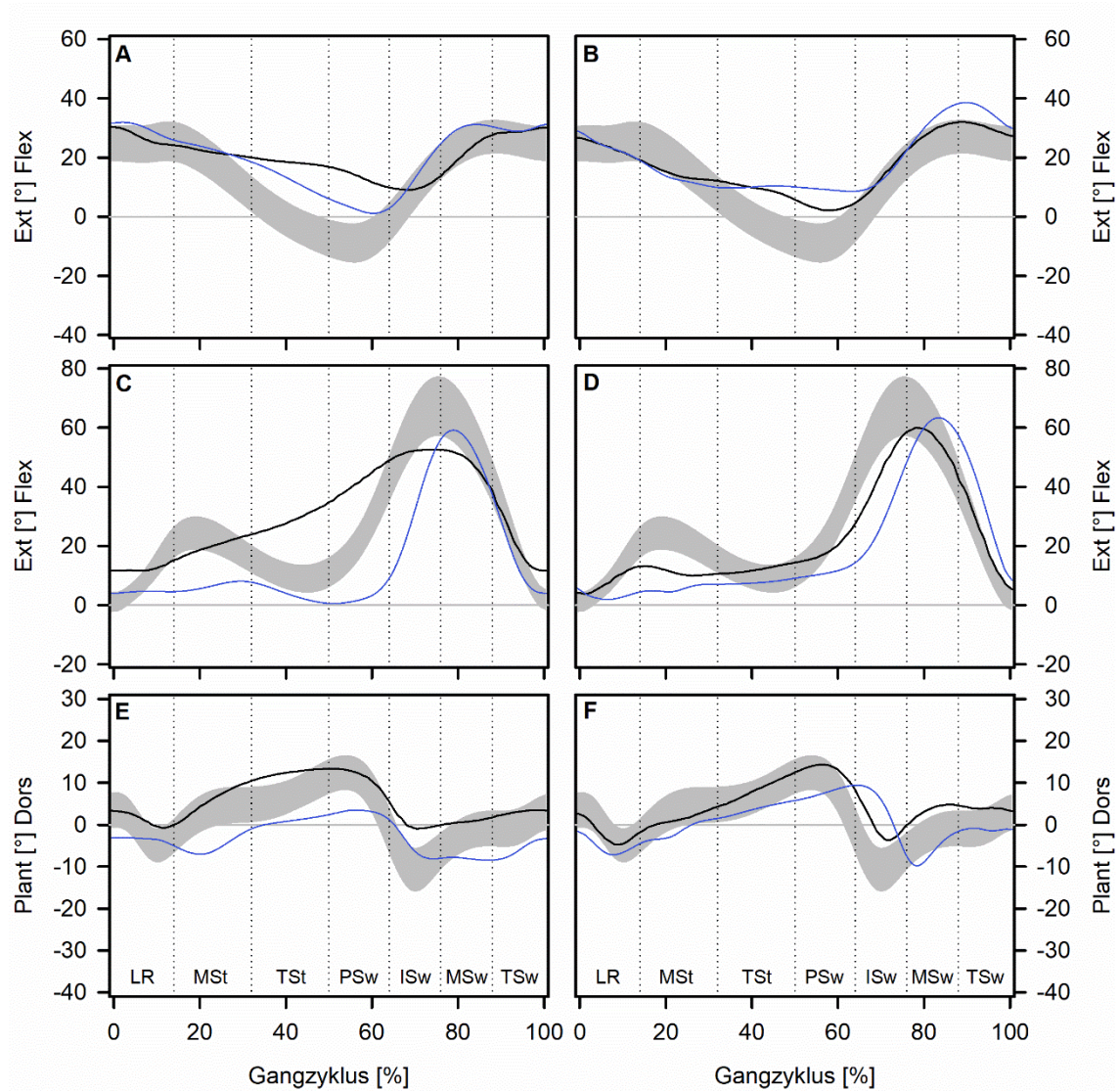


Abb. XV: Kinematik der Hüft- (A+B), Knie- (C+D) und Sprunggelenke (E+F) in Sagittalebene für Patient 04 mit SP (blau) und TOPS (schwarz) zusammen mit dem Normalbereich der Kontrollprobanden (n=50; graue Fläche) beim Gehen mit 5° Gefälle. Links (A, C, E) zeigt das PB, rechts (B, D, E) zeigt das EB. Vertikale Linien kennzeichnen die Phasen des Gangzyklus, d. h. LR, loading response; MSt, mid stance; TSt, terminal stance; PSw, pre swing; ISw, initial swing; MSw, mid swing; TSw, terminal swing.

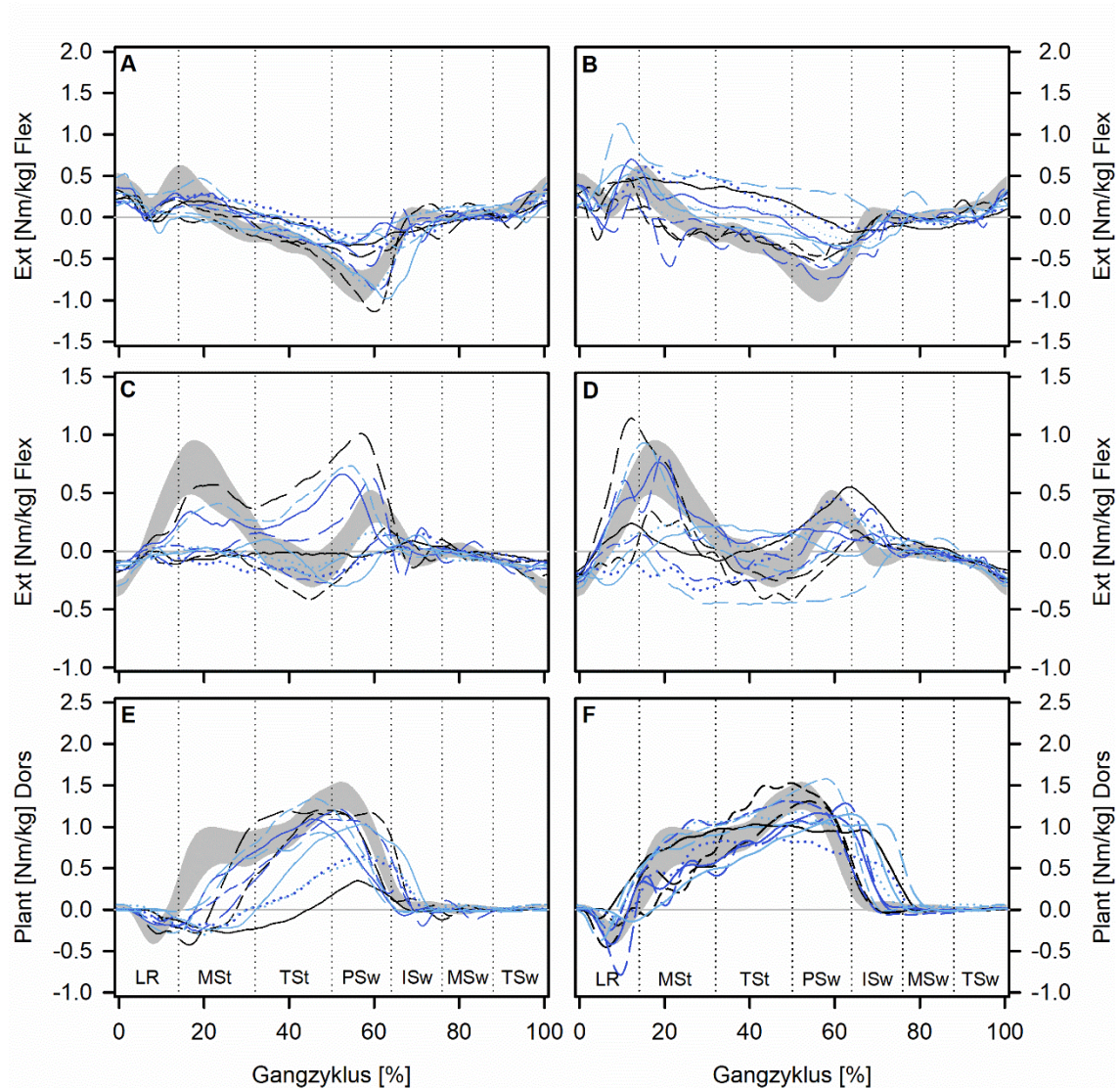


Abb. XVI: Kinetik der Hüft- (A+B), Knie- (C+D) und Sprunggelenke (E+F) in Sagittalebene für TFA mit SP (n=11) zusammen mit dem Normalbereich der Kontrollprobanden (n=50; graue Fläche) beim Gehen mit 5° Gefälle. Links (A, C, E) zeigt das PB, rechts (B, D, E) zeigt das EB des jeweiligen TFA. Vertikale Linien kennzeichnen die Phasen des Gangzyklus, d. h. LR, loading response; MSt, mid stance; TSt, terminal stance; PSw, pre swing; ISw, initial swing; MSw, mid swing; TSw, terminal swing.

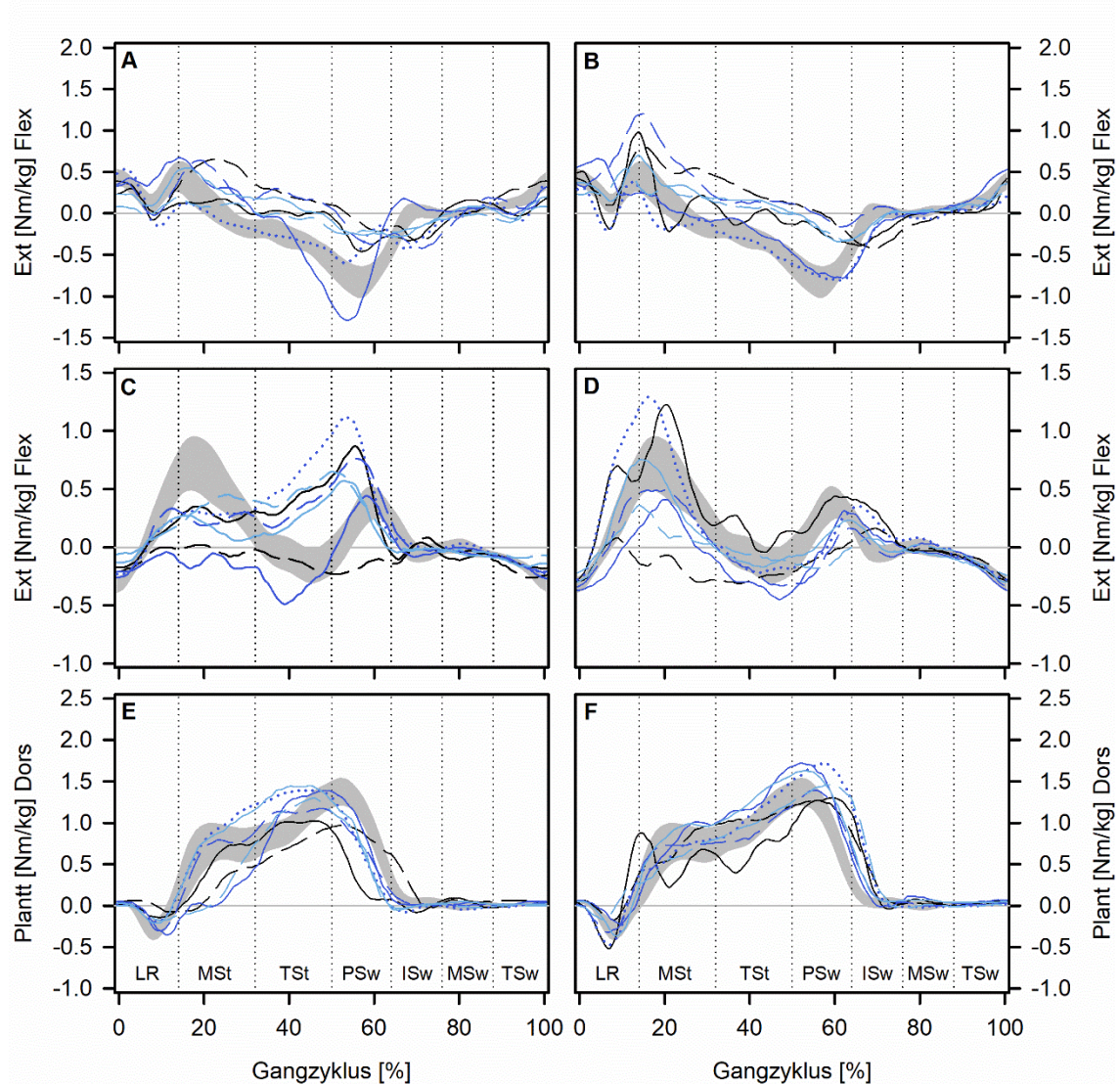


Abb. XVII: Kinetik der Hüft- (A+B), Knie- (C+D) und Sprunggelenke (E+F) in Sagittalebene für TFA mit TOPS (n=7) zusammen mit dem Normalbereich der Kontrollprobanden (n=50; graue Fläche) beim Gehen mit 5° Gefälle. Links (A, C, E) zeigt das PB, rechts (B, D, E) zeigt das EB des jeweiligen TFA. Vertikale Linien kennzeichnen die Phasen des Gangzyklus, d. h. LR, loading response; MSt, mid stance; TSt, terminal stance; PSw, pre swing; ISw, initial swing; MSw, mid swing; TSw, terminal swing.

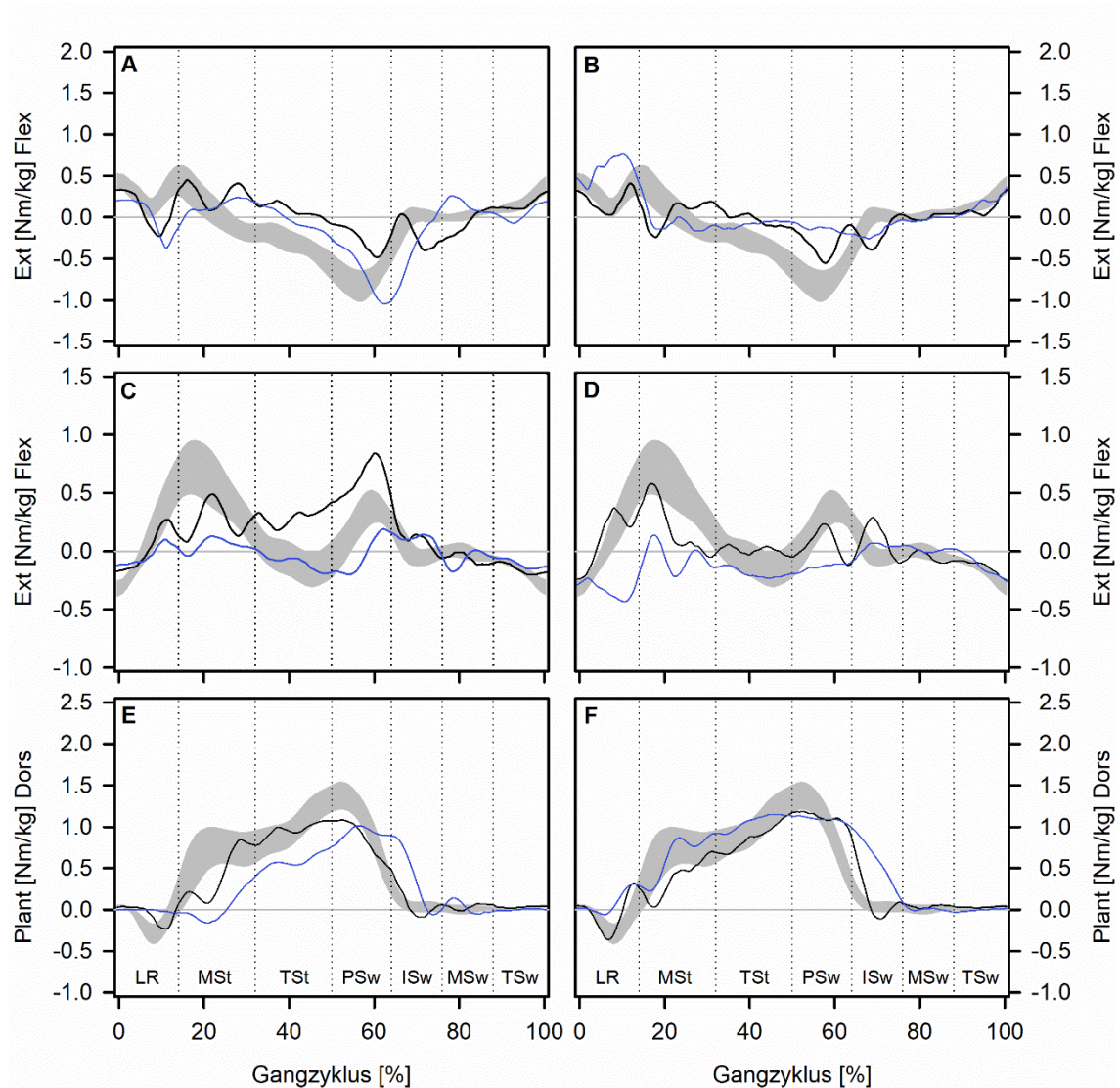


Abb. XVIII: Kinetik der Hüft- (A+B), Knie- (C+D) und Sprunggelenke (E+F) in Sagittalebene für Patient 04 mit SP (blau) und TOPS (schwarz) zusammen mit dem Normalbereich der Kontrollprobanden (n=50; graue Fläche) beim Gehen mit 5° Gefälle. Vertikale Linien kennzeichnen die Phasen des Gangzyklus, d. h. LR, loading response; MSt, mid stance; TSt, terminal stance; PSw, pre swing; ISw, initial swing; MSw, mid swing; TSw, terminal swing.

10 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Mittlmeier sowie Frau Prof. Dr. rer. nat. Fischer für die Vergabe meines Promotionsthemas.

Frau Prof. Dr. rer. nat. Fischer danke ich zudem für die herausragende Betreuung im Rahmen dieser Studie. Die regelmäßigen konstruktiven und humorvollen Konsultationen waren stets eine große Hilfe und Motivation während der Anfertigung dieser Arbeit.

Ich bedanke mich bei Herrn Dipl.-Ing. Frank Feldhege sowie Frau Dipl.-Ing. Katherina Richter für die Unterstützung während der Messungen sowie die Bereitstellung der erhobenen Daten am GRAIL. Herrn OA Dr. med. Thomas Beyer und Herrn Manuel Matthis danke ich ebenfalls für das Mitwirken an dieser Studie.

Friederike Adler und Clemens Eißner danke ich für die Einarbeitung in das Projekt, die Möglichkeit des fachlichen Austausches sowie die zur Verfügung gestellten Daten aus den Messungen vor meiner Mitwirkung am Projekt.

Ein großer Dank gilt zudem allen Patienten und Probanden für die Bereitschaft, an der Studie teilzunehmen.

Von Herzen danke ich meiner Mutter für ihre immerwährende Unterstützung sowie die Ratschläge auf jedem Schritt meines persönlichen und akademischen Werdegangs. Meinem Bruder danke ich ebenfalls dafür, dass er immer an mich geglaubt hat und auf dessen Unterstützung ich stets zählen kann.

Ich danke meinem Freund Lucas für seinen stetigen Rückhalt sowie seine unerschöpfliche Geduld und emotionale Unterstützung während der Fertigstellung dieser Arbeit.

Schließlich danke ich Luisa für die jahrelange herzliche Freundschaft, die stetige Möglichkeit des privaten und fachlichen Austausches sowie das Korrekturlesen dieser Arbeit.

11 Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Katharina Krause
Geburtsdatum/-ort: 05.01.1998 in Rostock

Studium und Schule

2023 – 2024	Promotionsstudium an der Universität Rostock
12/2023	Approbation als Ärztin
09/2019	Beginn Promotion
2016 – 2023	Studium der Humanmedizin an der Universität Rostock
07/2016	Abitur
2008 – 2016	Musikgymnasium Käthe Kollwitz Rostock
2004 – 2008	Werner-Lindemann-Grundschule Rostock

Berufserfahrung und Praktisches Jahr

01/2025 Assistenzärztin in der Abteilung für Neurologie
Vivantes Klinikum im Friedrichshain, Berlin

Praktisches Jahr

07/2023 – 10/2023	Chirurgie, Universitätsmedizin Rostock
03/2023 – 07/2023	Innere Medizin, Berner Reha Zentrum, Heiligenschwendi
11/2022 – 03/2023	Neurologie, Vivantes Klinikum im Friedrichshain, Berlin

Publikationen

Krause K, Richter K, Beyer T, Aschoff HH, Fischer D-C, Mittlmeier T (2022) Elective transfemoral amputation and simultaneous implantation of a transcutaneous osseointegrated prosthesis stem as salvage treatment after knee joint arthrodesis with poor function: A case report. Front Surg 9:918303.

Richter K, **Krause K**, Rotter R, Fischer D-C, Aschoff HH, Mittlmeier T (2022) Funktionelle Rehabilitation nach Oberschenkelamputation: Schaftprothese oder Endo-Exo-Prothese? [Functional rehabilitation after transfemoral amputation: Shaft prosthesis or endo-exo prosthesis?]. Unfallchirurg 125(4):266-274.

Mittlmeier T, Richter K, **Krause K**, Aschoff HH, Fischer D-C (2020) Nach Endo-Exo-Prothetik: neue Wege in der klinischen Ganganalyse. Orthop Rheuma 23(6):28–33.

12 Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich durch eigenhändige Unterschrift, die vorliegende Dissertation selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben. Die aus den Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht. Die Dissertation ist in dieser Form noch keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegt worden.

Rostock, _____

(Abgabedatum)

(Vollständige Unterschrift)