

Universität Rostock



Traditio et Innovatio

Aus der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie
der medizinischen Fakultät der Universität Rostock

Direktor: Prof. Dr. med. Sven Märdian

**Ganganalysen bei Oberschenkelamputierten und gesunden
Probanden am GRAIL: Ergebnisse einer Querschnittsstudie**

Von der Medizinischen Fakultät
der Universität Rostock
genehmigte Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Medizin

Vorgelegt von
Clemens Johannes Gottfried Eißner
geb. am 04.11.1994 in Chemnitz

Rostock 2025

Dekan: Prof. Dr. med. Bernd J. Krause

1. Gutachter: Prof. Dr. med. Thomas Mittlmeier
Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand- und
Wiederherstellungschirurgie, Universitätsmedizin Rostock
2. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Dagmar-Christiane Fischer
Klinik und Poliklinik für Kinder- und Jugendmedizin,
Universitätsmedizin Rostock
3. Gutachter: Prof. Dr. med. Carl Neuerburg
Allgemeine, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie,
Ludwig-Maximilian-Universität München

Datum der Einreichung: 28.01.2025

Datum der Verteidigung: 30.09.2025

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Ursachen einer transfemorale Amputation	1
1.2	Bauteile einer Beinprothese	2
1.3	Klinische Tests und Fragebögen zur Beurteilung der Versorgung	5
1.4	Biomechanische Aspekte des Stehens und Gehens	5
1.4.1	Lastenverteilung während des Gehens	5
1.4.2	Der Gangzyklus	6
1.4.3	Stabilität im Stand	7
1.5	Erfassung der autonomen Mobilität	9
1.5.1	Analyse des Gangbilds	9
2	Ziel der Arbeit	12
3	Probanden und Methoden	13
3.1	Studiendesign	13
3.1.1	Studienuntersuchung	14
3.1.2	Umgang mit den am GRAIL registrierten Daten und statistische Auswertung	17
4	Ergebnisse	19
4.1	Charakteristika der Studienpopulation	19
4.2	Ergebnisse der Ganganalyse	21
4.2.1	Kinematik und Kinetik von Hüft-, Knie und Sprunggelenk gesunder Probanden beim Gehen in der Ebene	21
4.2.2	Kinematik und Kinetik von Hüft-, Knie und Sprunggelenk gesunder Probanden beim Gehen bei geneigtem Laufband	23
4.2.3	Ergebnisse der Ganganalyse bei TFP	25
4.2.3.1	Das Gehen in der Ebene	26
4.2.3.2	Das Gehen bei fünf Grad Steigung bei TFP	28
4.2.3.3	Das Gehen bei fünf Grad Neigung bei TFP	29
4.2.3.4	Unterschiede zwischen TFP und KP bei 5 Grad Steigung	31

4.2.3.5	Unterschiede zwischen TFP und KP bei 5 Grad Neigung	34
5	Diskussion	36
5.1	Studiendesign	37
5.2	Das Gangbild der TFP	41
5.3	Datenverarbeitung	43
5.4	Schwächen der vorliegenden Studie	43
5.5	Limitationen während der Arbeit am GRAIL	44
5.6	Aussichten	45
6	Zusammenfassung	46
7	Thesen	47
8	Verzeichnis	48
8.1	Literaturverzeichnis	48
8.2	Abbildungsverzeichnis	55
8.3	Tabellenverzeichnis	59
8.4	Formelverzeichnis	59
8.5	Abkürzungsverzeichnis	60
9	Anhang	62
10	Danksagung	888
11	Lebenslauf	89
12	Selbstständigkeitserklärung	911

1 Einleitung

Der Verlust eines Beines ist ein - im wahrsten Sinne des Wortes - einschneidendes Erlebnis und birgt für die Betroffenen viele Herausforderungen und Risiken für das physische und psychische Wohlbefinden. Selbst wenn nach der Amputation Schmerzbehandlung und Wundheilung komplikationslos verlaufen, fehlt dauerhaft die Funktion des Beines. Sitzen, das Halten des Gleichgewichts im Einbeinstand und die Gewöhnung an die nur noch eingeschränkt mögliche autonome Fortbewegung (hüpfende Fortbewegung mit Gehstützen) sind die ersten zu überwindenden Hürden, bis nach Anpassung einer Oberschenkelprothese das Gehen wieder neu erlernt werden muss. Das Gehen mit einer Prothese erfordert jedoch 75-100% mehr Energie als die Bewegung mit natürlichen Gliedmaßen (Ettema et al., 2021; Kegel et al., 1980). Sofern mit der Prothese Spaziergänge auf unebenen oder steilen Strecken sowie auf nassen oder gar rutschigen Untergründen überhaupt möglich sind, erfordern diese höchste Aufmerksamkeit und Anstrengungen. Auch unter idealen Bedingungen und nach intensiver Reha bleibt das Sturzrisiko erhöht (Pfefferkorn I, 2013). Die Prothesenversorgung zielt daher darauf ab, dem Träger einen sicheren Stand und das selbstständige Gehen bei möglichst geringem Sturzrisiko unter den für den Träger relevanten Bedingungen zu ermöglichen. Weiterhin sollte das Gehen mit der Prothese möglichst unauffällig sein, das Gangbild also möglichst symmetrisch erscheinen. Einige der oben genannten Anforderungen lassen sich durch die technische Gestaltung der Prothese und insbesondere der Prothesengelenke erfüllen, während der Umgang mit der Prothese durch den Nutzer trainiert werden muss.

1.1 Ursachen einer transfemorale Amputation

In der Vergangenheit und leider auch jetzt waren bzw. sind kriegerische Auseinandersetzungen die häufigste Ursache für den Verlust einer Extremität. (Krueger et al., 2012).

Jenseits von kriegerischen Auseinandersetzungen können Arbeits- und Verkehrsunfälle zu traumatischen Amputationen führen, während maligne Knochentumoren sowie Makro- und Mikroangiopathien, die sich als Folge eines schlecht eingestellten Diabetes mellitus, eines Bluthochdrucks, sowie einer Dyslipoproteinämie oder eines floriden Nikotinabusus entwickeln ebenfalls zu

Amputationen einer Gliedmaße führen können. (Ernst et al., 2021; Walter et al., 2022).

Ungeachtet der Ursache wird zwischen einer Notfall- und einer elektiven bzw. dringlichen Operation unterschieden. Bei der notfallmäßigen Versorgung nach schweren Traumata mit irreparabilem Weichteilschaden und/ oder fulminanten septischen Weichteilinfektionen steht primär die Begrenzung des Schadens (Damage Control) und weniger die später notwendige Prothesenversorgung im Vordergrund. Im Gegensatz dazu werden bei geplanten Amputationen bereits bei der primären Operation und Modellierung des Stumpfes plastische Aspekte berücksichtigt, um eine optimale Prothesenversorgung zu ermöglichen (Schumpelick V., 2017).

In beiden Fällen schließt sich nach Abschluss der chirurgischen Behandlung eine längere Phase zur Rehabilitation an. Ziel der Rehabilitation ist der Umgang mit und die Gewöhnung an eine Oberschenkelprothese als wesentliche Voraussetzung für die Wiedererlangung der autonomen Mobilität. Gehen mit einer Prothese bedeutet, den rhythmischen Wechsel zwischen Schwung- und Standbein neu zu erlernen. Gleichzeitig kann und soll moderne Prothesenbautechnik sowohl die Schwungphase für die Vorwärtsbewegung des Prothesenbeins als auch die Standphase mit dem Wechsel der Bewegung vom Prothesenbein auf das erhaltene Bein und vice versa erleichtern.

1.2 Bauteile einer Beinprothese

Da der nach transfemorale Amputation verbleibende Femurstumpf nicht belastungsstabil ist, wird die Prothese regelhaft mit einem den gesamten Oberschenkelstumpf umfassenden Schaft an den Körper angekoppelt. Über diese Verbindung wird auch die Kraft zur Vorwärtsbewegung des Prothesenbeins übertragen (Bethmann 2020). Weitere Bauteile sind ein künstliches Knie- und Sprunggelenk, der für das sichere Stehen und Gehen unabdingbare Fuß, sowie die Verbindungen zwischen Schaft und Kniegelenk bzw. Knie- und Sprunggelenk/Prothesenfuß. Die Länge der Verbindungsglieder wird sowohl durch die Bauhöhe der künstlichen Gelenke als auch die Länge der zu ersetzenden Gliedmaße definiert. Teilweise werden Versatzstücke integriert, um eine günstigere Gelenkachse zu ermöglichen und Fehlstellungen auszugleichen.

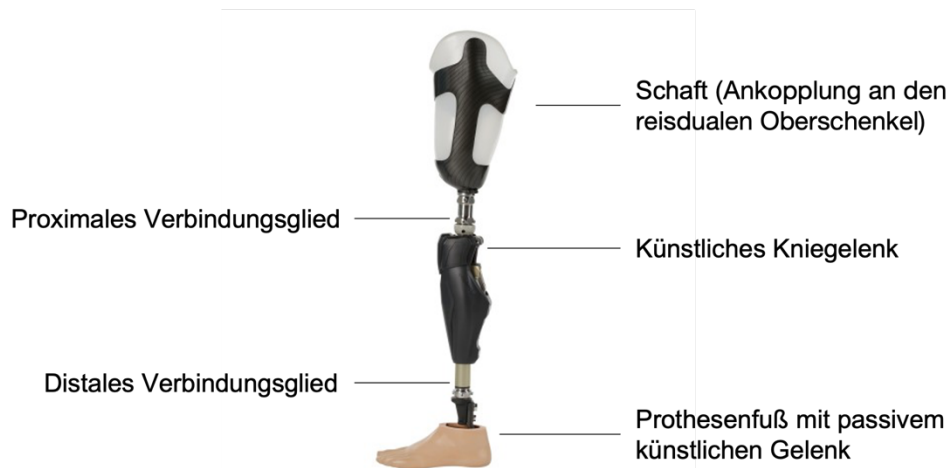


Abb. 1: Seitliche Ansicht einer Oberschenkelprothese mit künstlichem Knie und Fuß/ Sprunggelenk

Quelle: <https://marx-rieger.de/beinprothesen/> (Zugriff am 21.09.2024)

Der Schaft sollte für eine optimale Verbindung zwischen Prothese und Oberschenkelstumpf sowie für eine optimale Kraftübertragung auf die Prothese möglichst eng anliegen. Andererseits gilt es, Einschnürungen des Stumpfes mit daraus folgend gestörter Durchblutung ebenso wie eine Reibung zwischen residualem Oberschenkel und Prothesenschaft zu vermeiden, da sonst die Gefahr von Hautmazerationen zunimmt. Wenn sich das Volumen des Stumpfes im Laufe des Tages bzw. während der Tragezeit der Prothese ändert, wird die Einhaltung der oben genannten Bedingungen schwierig bis unmöglich. Hier können sich Systeme, die es dem Träger ermöglichen, den Sitz des Prothesenschafts individuell anzupassen, positiv auf die Tragedauer der Prothese auswirken. Es ist daher oft üblich, einen Liner als Verbindungselement zwischen Schaft und Stumpf zu verwenden. Meist werden diese aus Silikon gefertigt, um eine bessere Haftung zwischen Schaft und Stumpf zu ermöglichen. Liner mit einem hohen Anteil natürlicher Fasern können zusätzlich Feuchtigkeit aufnehmen und reduzieren somit das Risiko, dass bei vermehrter Transpiration der Oberschenkelstumpf aus dem Prothesenschaft rutscht. Ein zusätzlicher Verriegelungsmechanismus zwischen Liner und Schaft oder ein Vakuumventil am Schaft können ebenfalls zur sicheren Nutzung der Prothese beitragen.

Ein gesundes Kniegelenk ermöglicht als kombiniertes Drehscharniergelenk eine Rollgleitbewegung mit je 3 Freiheitsgraden für Verschiebung- und Drehbewegungen (Bergschmidt et al., 2021) und diese Funktionen muss das künstliche Kniegelenk ersetzen. Dabei soll es sowohl einen sicheren Stand als

auch eine sichere Vorwärtsbewegung ermöglichen. Die technischen Ausführungen reichen von einem einfachen Drehgelenk mit pneumatischem Widerstandskolben bis hin zu einem vollintegrierten mikroprozessorgesteuerten Gelenk, bei dem Beschleunigungs- und Kraftsensoren entsprechend der Anforderungen den Widerstand im Gelenk modulieren. Neben artifiziellen Gelenken mit einem Drehzentrums

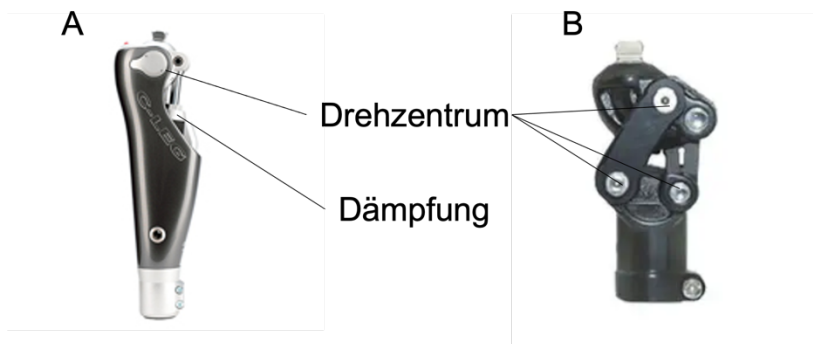


Abb. 2: Darstellung eines mikroprozessorgesteuerten Kniegelenks mit monozentrischem Drehpunkt (A) und eines polyzentrischen Kniegelenks mit insgesamt 3 verketteten Drehzentren (B)
Quelle: (A) <https://www.ottobock.com/de-ch/product/3C88-3~23C98-3>; (B) <https://www.medicalexpo.de/prod/roadrunnerfoot-engineering/product-105938-1003115.html> (Zugriff am 21.09.2024)

(Monozentrik) wurden in den letzten Jahren polyzentrische Gelenke entwickelt, die eine ungewollte Flexion im Stand verhindern (Abb. 2).

Die Verbindungsglieder zwischen Prothesenschaft, künstlichem Kniegelenk und Fuß müssen einerseits Belastungsstabil und andererseits leicht sein. Der Prothesenfuß dient im Wesentlichen dazu, ähnlich einer Feder Energie beim Fersenkontakt und der Abrollbewegung korrekt aufzunehmen und beim Einleiten der Schwungphase wieder abzugeben. Die Ausrichtung von Schaft, Kniegelenk und Prothesenfuß zueinander ist für den Energieaufwand und die Sicherheit des Prothesenträgers entscheidend. Dabei gilt es, die funktionelle Beinachse wiederherzustellen, bei der die passiven Kräfte und Hebelarme so gering wie möglich sind, da die Kraft zur Bewegung nur von Rumpf, Becken und Hüftgelenk übertragen werden kann. Erschwerend kommt hinzu, dass das Fehlen der distalen Muskelansätze sowie die postoperative Narbenbildung mit Atrophie der Muskulatur des Oberschenkelstumpfes zu einer Kontraktur im Hüftgelenk führt. Letzteres begünstigt eine Abduktionsstellung (Poonsiri et al., 2022).

1.3 Klinische Tests und Fragebögen zur Beurteilung der Versorgung

Um die Versorgung von transfemoral amputierten Patienten insbesondere im Hinblick auf die autonome Mobilität und aus Sicht des Patienten zu beurteilen, sind im klinischen Alltag standardisierte Fragebögen etabliert. Hier wird nach der täglichen Tragedauer der Prothese, der zu bewältigenden Gehstrecke sowie den Fähigkeiten zum Gehen auf ungeraden oder unbefestigten Wegen, zur Überwindung von Treppen und nach der Häufigkeit von Stürzen gefragt. Weitere Fragen zielen, ähnlich wie der Bartel-Index, auf die Bewältigung alltäglicher Aufgaben der Selbstfürsorge und Haushaltsführung (Putz et al., 2017).

Zur objektiven Bewertung der Mobilität können prinzipiell funktionelle Tests wie der "Chair-Rising Test" oder der "Timed-Up-and-Go-Test" herangezogen werden (Barry et al., 2014; Herman et al., 2011). Diese sind allerdings primär zur Evaluation des Sturzrisikos bei älteren Menschen bestimmt und für die Beurteilung der Gehfähigkeiten von Amputierten nur bedingt geeignet. Für diese Patientengruppe stehen mit dem AmpPro bzw. AmpNoPro zwei Tests zur Verfügung, welche explizit die Fähigkeiten im Sitzen, Stehen und Gehen von Patienten nach Amputation mit (AMPRO) und ohne Prothesenversorgung (AMPnoPRO) bewerten. Auch hier werden, ähnlich wie bei dem Test von Tinetti, der insbesondere zur Evaluierung des Sturzrisikos für geriatrische Patienten entworfen wurde (Lawton and Brody, 1969), Punkte für den Erfüllungsgrad jeder Aufgabe vergeben und zu einem Gesamtwert addiert. Dabei entspricht ein hoher Punktwert für ein gutes Ergebnis. Solche Tests benötigen zwar mehr Zeit und Platz als der Timed-up-and-Go- oder der Chair-Rising-Test, sie ermöglichen jedoch eine der Situation angepasste und differenzierte Aussage über die autonome Mobilität des Patienten.

Um die bipedale Lokomotion objektiv zu erfassen, sind umfassende Ganganalysen erforderlich.

1.4 Biomechanische Aspekte des Stehens und Gehens

1.4.1 Lastenverteilung während des Gehens

Der aufrechte Gang des Menschen stellt an den muskuloskelettalen Bewegungsapparat besondere Anforderungen. Während des Gehens sorgt die Koordination zwischen neuronalem System, Muskulatur, ligamentären und ossären Strukturen dafür, dass, trotz der auf den Boden gerichteten Gewicht-

, Reibungs- und Trägheitskräfte und dem relativ hoch sitzenden Schwerpunkt des menschlichen Körpers, der Oberkörper auf dem Becken durch eine pendelnde Vorwärtsbewegung der unteren Extremität getragen wird. Die untere Körperhälfte, bestehend aus unteren Extremitäten inklusive des Beckens, führen die eigentliche Fortbewegung aus (Lokomotor) und gewährleistet den sicheren Stand (doppelt und einfach unterstützt).

Die Last der oberen Körperhälfte (der Passagier) und des Schwungbeins wird beim Einbeinstand abgefedert, verteilt und transportiert. Das Becken verbindet Lokomotor und Passagier und ermöglicht individuelle Aktionen des Oberkörpers unabhängig von der Fortbewegung. Der muskuloskelettale Apparat des Passagiers ist so aufgebaut, dass die Muskelaktivität während des Gehens auf ein Minimum reduziert wird, um den Rumpf, die Arme und den Kopf aufrecht zu positionieren. Die Position des Kopfes weist zudem bei der Fortbewegung geringe vertikale und laterale Bewegungen auf und gewährleistet so eine optimale Aufnahme und Verarbeitung audiovisueller Reize. Der Passagier macht ca. 70% der Gesamtmasse aus. (Götz-Neumann, 2016)

Der Lokomotor besteht aus dem Iliosakral-, den Hüft-, Knie, oberen und unterem Sprunggelenk, sowie den Metatarsophalangealgelenken. Die knöchernen Anteile (Pelvis, Femur, Tibia, Fibula, sowie Fuß- und Zehenknochen) dienen als Hebel, um die Kräfte des muskuloligamentären Apparats zu übertragen. Der Lokomotor ist maßgeblich für die Stabilität im Stand und zur Aufrechterhaltung des Körpers trotz Positionsänderungen von Gliedmaßen und Rumpf zuständig. Außerdem generiert er die vorantreibenden und bremsenden Kräfte, um zum einen das Schwungbein zu bewegen und zum anderen den Aufprall des Körpers abzufangen und gleichzeitig eine ökonomische Bewegung zu ermöglichen.

1.4.2 Der Gangzyklus

Der menschliche Gang lässt sich durch einen periodischen Wechsel von Stand- und Schwungbein mit entsprechenden Bewegungsabfolgen der Beine beschreiben (Abb. 3). Zuerst tritt das Referenzbein mit der Ferse auf dem Boden auf (Initial contact) und fängt die Last des Beines sowie einen Teil des Körpergewichtes ab (Stoßdämpfung, Loading response). Dieser Anteil macht etwa 10-12% des gesamten Gangzyklus aus und ist durch einen Doppelstand beider Beine gekennzeichnet. Anschließend wird der Passagier in der weiteren

Standphase (mittlere und terminale Standphase) weiter vorangeschoben, während das kontralaterale Bein nach vorn schwingt (einfach unterstützte Standphase). Bei ca. 50% des Gangzyklus bereitet sich das Referenzbein für die Schwungphase vor (Vorschwungphase), indem es maximal in der Hüfte gestreckt wird und nur noch die Zehen Kontakt mit dem Boden haben. Während das kontralaterale Bein wieder den Boden berührt, sorgt ein erneuter doppelt unterstützter Stand für Stabilität. Mit der Lastenübertragung auf das kontralaterale Bein und Vorbringen des Passagiers schwingt bei etwa 60 – 100% des Gangzyklus das Referenzbein und zunächst maximal gebeugtem und anschließend wieder gestrecktem Kniegelenk nach vorne (Schwungphase). Zusammen mit der Beugung in der Hüfte und Dorsalextension im oberen Sprunggelenk wird das Bein maximal weit nach vorn gebracht, bevor es aufgesetzt wird und der Gangzyklus von neuem beginnt (Götz-Neumann, 2016).

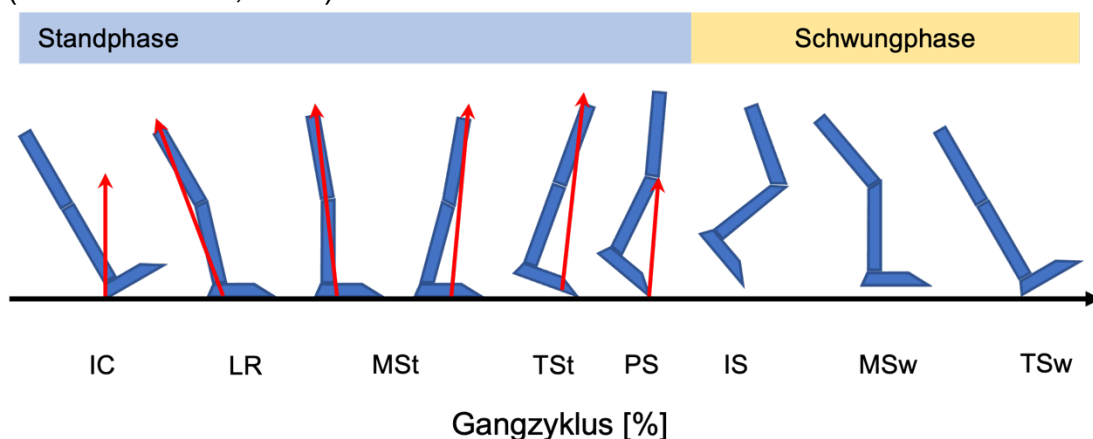


Abb. 3: Schematische Darstellung des Bodenreaktionskraftvektors (roter Pfeil) der unteren Gelenkkette während des Gangzyklus. (IC: Initial Contact; LR: Loading Response; MSt: Mid Stance; TSt: Terminal Stance; PS: Preswing; IS: Initial Swing; MSw: Mid Swing; TSw: Terminal Swing)

1.4.3 Stabilität im Stand

Durch das Körpergewicht wird am Boden eine Gegenkraft erzeugt, welche der Gewichtskraft in Betrag und Größe entgegenwirkt (Reaktionskraft). Dieser Kraftvektor verläuft zum Massezentrum des aufrechtstehenden Menschen, also von der Auftrittsfläche zum Körperschwerpunkt. Der orthogonale Abstand zwischen dem jeweiligen Gelenkzentrum und diesem Vektor entspricht dem

virtuellen Hebelarm, über den die Gewichtskraft des Körpers auf das Gelenk wirkt und senkrecht dazu ein Moment erzeugt.

$$\vec{M} = F \times l$$

Formel 1: M – Moment; F - Gewichtskraft; l - Hebelarm

In der Sagittalebene bedeutet das für das Hüft- oder Kniegelenk eine Momenterzeugung zugunsten einer Extension oder Flexion im jeweiligen Gelenk. Um in einer bestimmten Körperposition ausreichend Stabilität zu gewährleisten, muss durch aktive (Muskelaktivität) und passive Kräfte (ligamentäre Strukturen) ein gleichgroßes entgegengerichtetes Gelenkmoment generiert werden (Hans Albert Richard, 2020).

Während des Gehens ändert sich der Vektor der Bodenreaktionskraft mit Aufkommen und Abfedern des Standbeines und Verlagerung des Körpergewichtes auf das kontralaterale Bein stetig. Um eine ausreichende Stabilität und kontrollierte Gelenkbewegungen zu ermöglichen, wirken diesem sich ständig ändernde externe Gelenkmomente zeitlich exakt abgestimmte Muskelaktivitäten entgegen (internes Moment). Dadurch ist eine sichere und kontrollierte Bewegung im Gelenk gewährleistet (Abb.4 B).

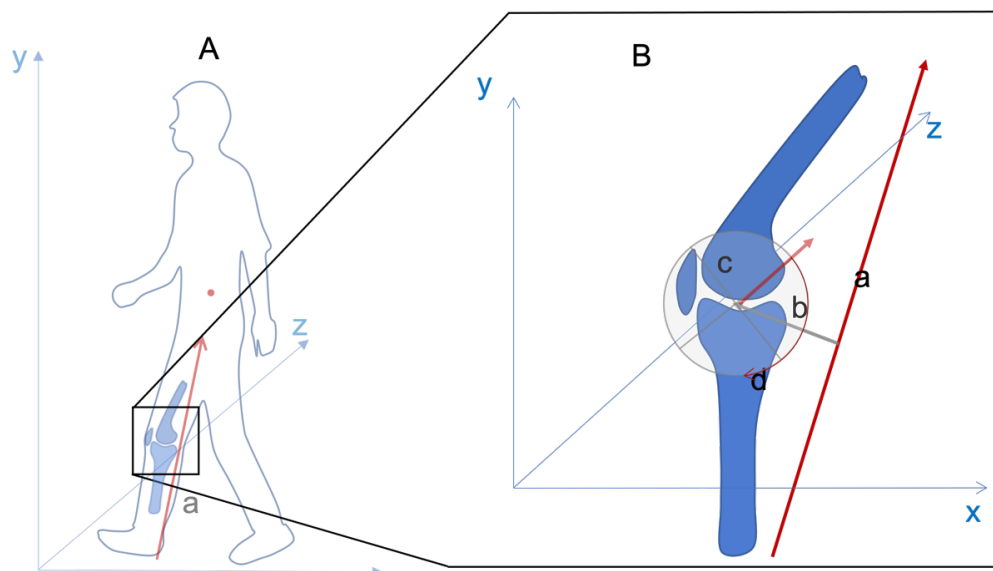


Abb. 4: Darstellung der Bodenreaktionskraft (A) und dem zugehörigen Moment (B) im Kniegelenk. Diese ist zum Körperschwerpunkt (roter Punkt) gerichtet, übt über den virtuellen Hebelarm (b) eine externe Kraft auf das Gelenk aus und generiert ein Gelenkmoment (c), welche senkrecht zum Drehzentrum steht und eine Flexion im Gelenk begünstigt (d).

1.5 Erfassung der autonomen Mobilität

1.5.1 Analyse des Gangbilds

Während deutliche Abweichungen von einem symmetrischen Gangbild (hinken) bereits durch Beobachtung erkennbar sind, lassen sich subtilere Abweichungen nur durch eine apparative Ganganalyse erkennen. Hier reichen die Möglichkeiten von Kraftmessplatten zur Erfassung der Bodenreaktionskräfte über Videoaufnahmen zur Bewegungsanalyse bis hin zu integrierten Systemen, die sowohl die zeit- und orts aufgelöste Registrierung der Bodenreaktionskräfte (Kinetik) als auch ein Motion Tracking (Kinematik) und ggf. auch die Erfassung der neuronalen Ansteuerung durch eine oberflächliche Elektromyographie (EMG) ermöglichen (Engelhardt, 2020). Um die von den Körpersegmenten während des Gehens beschriebenen Bewegungsbahnen zu erfassen, können die Gelenke und die verbindenden Körpersegmente mit Hilfe reflektierender Marker gekennzeichnet werden, um die Position dieser Marker zueinander und während der Bewegung im Raum durch fest installierte Kameras zu erfassen (L. Iuppariello 2017). Die Position dieser Kameras definieren den Raum, um die Position der Extremitäten und Gelenke als Funktion der Zeit erfasst werden können. Dabei können reduziert man das Gelenk auf einen Punkt mit dazwischen befindlichen Segmenten. (Abb. 5)

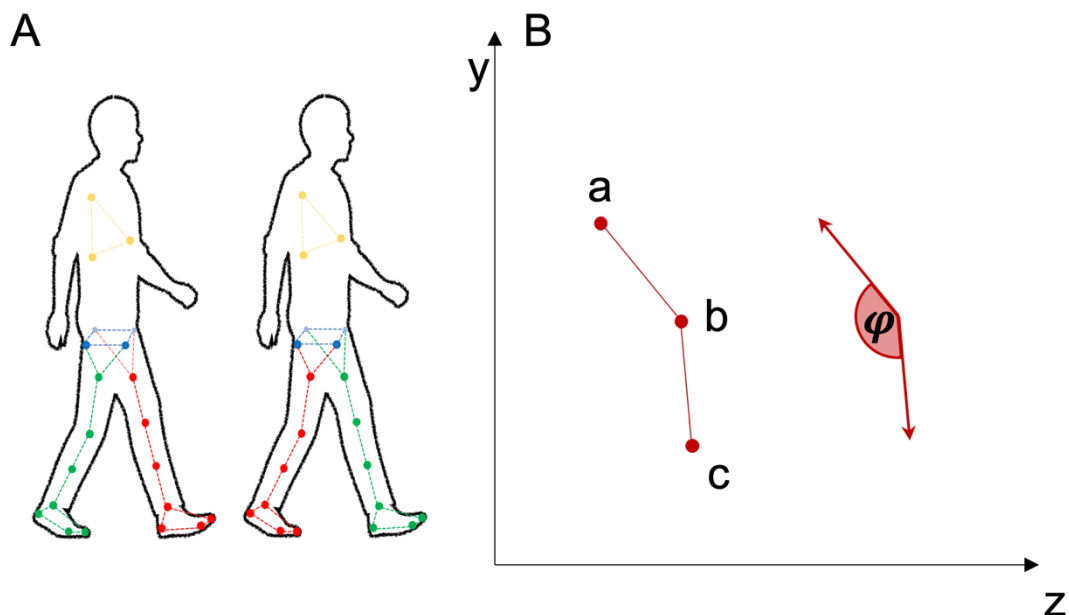


Abb. 5: (A) schematische Darstellung eines Probanden mit dem zugehörigen Vektormodell zur Beschreibung der Kinematik
(B) Reduktion der Gelenkkette von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk

In Abb. 5 lässt sich so ein Winkel φ darstellen, welcher durch die Vektoren $\overrightarrow{ba}$ und $\overrightarrow{bc}$ mit folgender Gleichung beschrieben werden kann:

$$\varphi = \arccos \left(\frac{\overrightarrow{ba} \times \overrightarrow{bc}}{|\overrightarrow{ba}| |\overrightarrow{bc}|} \right)$$

Zur Berechnung der Kinematik werden die Kräfte berücksichtigt, welche eine Änderung des Winkels ermöglichen. Das daraus resultierende Moment entspricht dem Gelenkmoment und steht senkrecht zur Bewegungsebene. Durch Änderung der Muskel und Bodenreaktionskräfte resultieren Änderungen in Richtung und Größe des Gelenkmomentes und somit auch in der Änderung des Gelenkwinkels. Auch Trägheits- und Beschleunigungskräfte wirken auf das Gelenkmoment ein, sodass die genaue Berechnung auf komplexeren biomechanischen Modellen der inversen Dynamik beruht.

(MOTEK) Vor einigen Jahren wurde von der Firma Motek Medical B.V. (Amsterdam, Niederlande) das Gait Real-time Analysis Interactive Lab (GRAIL, Abb.6) entwickelt, das durch Integration der Kraftmessplatten in zwei unabhängig zu steuernde Laufbänder in Kombination mit einem auf fest installierten Kameras basierenden Motion tracking und der Einbindung virtueller Realität sowohl standardisierte dreidimensionale Ganganalysen (3DGA) erlaubt, als auch für Trainings- und Rehabilitationszwecke eingesetzt werden kann.

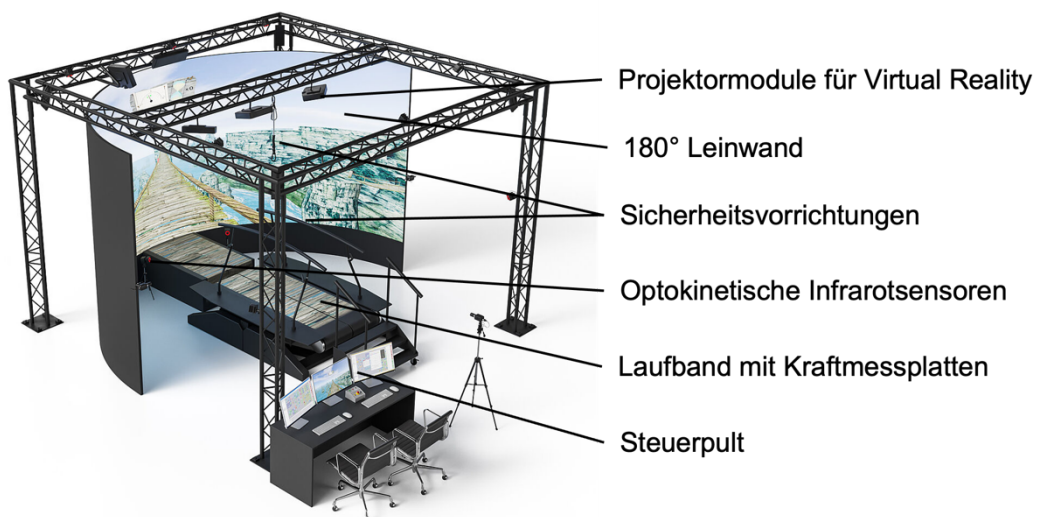


Abb. 6: Schematische Darstellung des GRAIL

Quelle: <https://www.motekmedical.com/solution/grail/#why-this-product> (Zugriff am 22.09.2024)

Erste wissenschaftliche Arbeiten mit dem GRAIL konzentrierten sich auf die Rehabilitation bei Kindern mit Hirnpathologien (Biffi et al., 2017; Biffi et al., 2015). Liu et al. untersuchten spatiotemporale Gangunterschiede bei Patienten mit COPD (Liu et al., 2016; Liu et al., 2017). Andere Arbeitsgruppen wiederum nutzten das GRAIL bei Schlaganfallpatienten, um einerseits Unterschiede im Gangbild in Hinblick auf die Gangstabilität (de Rooij et al., 2021; Gagliardi et al., 2018; Punt et al., 2017; Van Bladel et al., 2023) und andererseits den Trainingseffekt durch die Verwendung virtueller Realität zu untersuchen (De Keersmaecker et al., 2023; de Rooij et al., 2021; Panzeri et al., 2022). Weiterhin konnte gezeigt werden, dass sich bei kognitiver Beanspruchung während des Gehens auf einem Laufband das Gangbild deutlich verändert (Jeschke et al., 2019). Mit der vorliegenden Dissertation wurde das GRAIL erstmals für die Ganganalyse transfemoral amputierter Probanden (TFP) eingesetzt.

2 Ziel der Arbeit

Für Patienten mit einer therapierefraktären peripheren Verschlusskrankheit, einer schweren Angiopathie auf dem Boden eines Diabetes mellitus, aber auch bei schweren Traumata, fulminanten Weichteilinfekten oder Neoplasien stellt eine Oberschenkelamputation als Ultima ratio ein einschneidendes Ereignis dar. Der Verlust eines Beines bedeutet gravierende Einschränkungen der autonomen Mobilität, die nur mit einer gut angepassten Oberschenkelprothese und individuellen Gangschulung wieder hergestellt werden kann.

Während etablierte Fragebögen und "einfache" klinische Tests wie der Timed-up-and-Go oder AmpPro eine subjektive und objektive Einschätzung der autonomen Mobilität und Versorgungsqualität ermöglichen, ist eine detaillierte Beurteilung der Gehfähigkeit und die Identifizierung von subtilen Störungen im Gangbild nur mit der klinischen Ganganalyse möglich.

Das GRAIL (Gait Real-Time Analysis Interactive Lab) bietet die Möglichkeit, auch bei Personen mit eingeschränkter Mobilität Ganganalysen unter standardisierten Bedingungen durchzuführen. Dieses wird sowohl durch die technische Ausrüstung des Ganglabors als auch durch Handläufe zu beiden Seiten des Laufbandes und die Möglichkeit, den Probanden mit einem Klettergurt ohne Einschränkung der Beinbewegungen zu sichern, erreicht.

Ziel dieser Studie war es, das GRAIL erstmals für die Ganganalyse transfemoral amputierter und mit einer Schaftprothese versorgter Probanden einzusetzen und die Befunde mit den Daten gesunder Kontrollprobanden sowie in Relation zur Prothesenversorgung zu vergleichen.

3 Probanden und Methoden

3.1 Studiendesign

Für diese klinisch-experimentelle Studie wurden Probanden, die nach unilateraler transfemorale Amputation (TFP) seit mindestens 6 Monaten regelmäßig eine schaftgeführte Oberschenkelprothese nutzten, rekrutiert. Dazu wurde mit Flyern und Aushängen in lokalen Sanitätshäusern, bei Orthopädietechnikern sowie Kliniken in der Umgebung der UMR auf die Studie hingewiesen. Gesunde Probanden wurden aus dem eigenen Bekanntenkreis rekrutiert (KP).

Die Studie wurde der Ethikkommission an der Medizinischen Fakultät der Universität Rostock angezeigt (A2018-0065) und entsprechend der Deklaration von Helsinki durchgeführt. Alle Probanden wurden ausführlich über den Umfang und Inhalt der Studie aufgeklärt und haben vor Beginn der Studienuntersuchungen schriftlich in die Teilnahme eingewilligt. Für die Teilnahme an der Studie erhielten alle Probanden eine Aufwandsentschädigung in Höhe von 30€ pro Messtermin, für TFP wurden zudem auch die Fahrtkosten übernommen.

Einschlusskriterien

- Alter von mindestens 18 und maximal 75 Jahren
- Unilaterale Oberschenkelamputation und regelhafte Versorgung mit einer Schaftprothese seit min. 6 Monaten bzw.
- anamnestische Unversehrtheit des muskuloskelettalen Systems (Kontrollprobanden)

Ausschlusskriterien

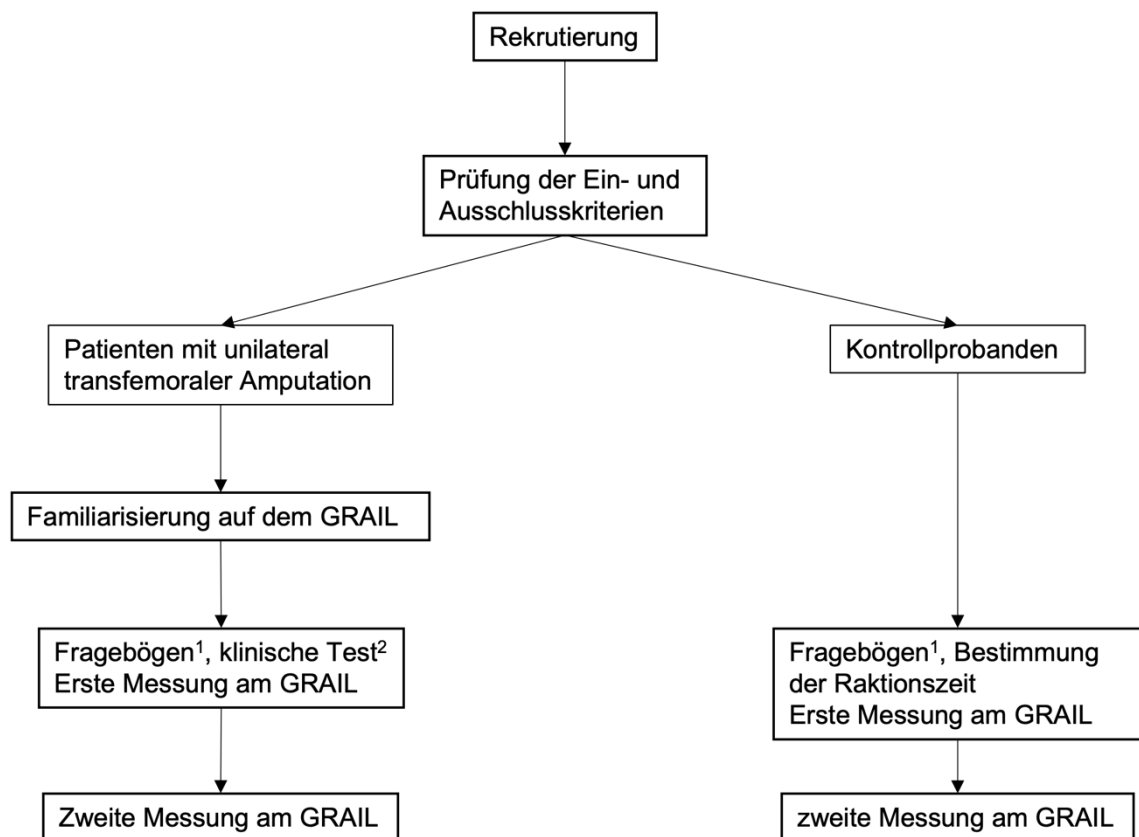
- eingeschränkte Gehfähigkeit
- Keine Einwilligung in die Studienuntersuchungen

Der Studienablauf war für alle Teilnehmer identisch und ist in Abb. 7 schematisch dargestellt. Zusätzlich erfolgten MRT-Untersuchungen beider Oberschenkel zur Quantifizierung des Muskelvolumen (Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Kinder- und Neuroradiologie der Universitätsmedizin Rostock, Direktor: Prof. Dr. med. M.-A. Weber). Dabei wurden bei 13 von 19 TFP Messungen durchgeführt.

3.1.1 Studienuntersuchung

Die gezielte klinische Anamnese und Untersuchung erfolgte anhand standardisierter Erhebungsbögen, die im Rahmen des Heidelberger Prothesenregisters zur subjektiven und objektiven Einschätzung der Versorgungsqualität und

Teilhabe entwickelt wurden (Putz et al., 2017). Dies umfasst auch die Ermittlung des Locomotor capability Index (LCI), ein Scoringssystem zur Bewertung der autonomen Mobilität anhand einer aufsteigenden Skala von eins bis fünf (Franchignoni et al., 2004).



¹ Tinetti, Minimental-Status-Test, PhQ-9-Fragebogen,

² Amputee-Mobility-Predictor-Test, Bestimmung der Reaktionszeit

Abb. 7: Schematische Darstellung des Studiendesigns

Der residuale Oberschenkel wurde hinsichtlich klinisch relevanter Aspekte (Amputationsursache, Amputationsdatum, postoperative Komplikationen, Stumpfverhältnisse, Muskelstatus, Bewegungsumfang und Schmerzen von Herrn M. Mathis (Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie der UMR) beurteilt. Zusätzlich wurden der Mobilitätstest nach Tinetti (Tinetti, 1986) und die deutsche Version des Amputee Mobility Predictor Tools (Gailey et al., 2002) eingesetzt. Beide Tests bewerten die Durchführbarkeit von definierten Bewegungen (Aufstehen, Sitzen, Gehen, Einbeinstand, Gangsymmetrie) anhand einer fünfstufigen Skala. Die kognitiven Fähigkeiten sowie der psychische Zustand wurden anhand der Mini-Mental-Status-Examination (Folstein et al., 1975) bzw. des Patienten-Gesundheitsfragebogens (PHQ9, (Löwe et al., 2004) erfasst.

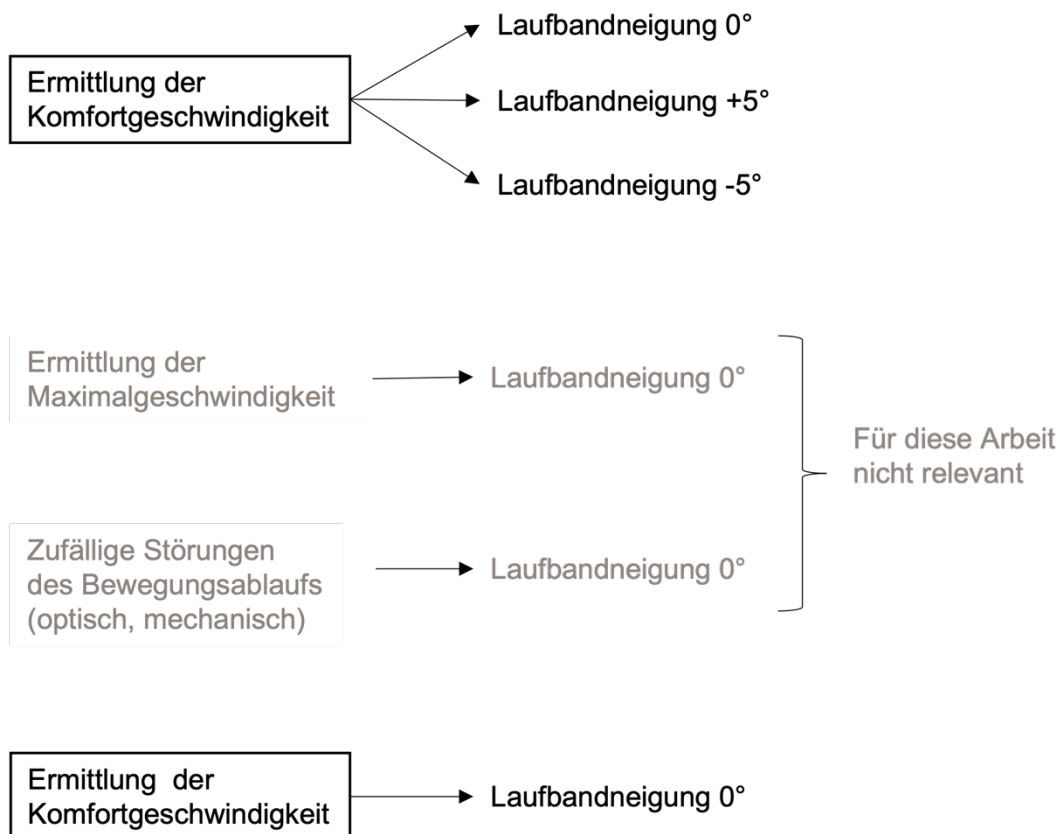


Abb. 8: Schematische Darstellung der Ganganalyse am GRAIL

Alle Ganganalysen erfolgten am GRAIL und wurden in enger Kooperation mit dem Institut für Sportwissenschaften (Direktor: Univ.-Prof. Dr. S. Bruhn) entsprechend dem in Abb.8 dargestellten Protokoll durchgeführt.

Die Probanden trugen enganliegende Sportkleidung, nutzten aber ihre Alltagsschuhe. Für die Erfassung der Gelenk- und Extremitätenbewegung wurden 26 Reflektoren entsprechend dem (HBM, Human Body Model) in definierten anatomischen Lokalisationen an der Kleidung angebracht (Abb.9). Die Positionen dieser Marker wurden durch 8 fest montierten Videokameras zunächst in Neutralstellung der Probanden (T-Pose) registriert und dann kontinuierlich während des Gehens auf dem Laufband in der Sagittal-, Coronar- und Frontalebene registriert und mit einer Frequenz von 60Hz aufgezeichnet (Vicon Motion Systems, Ort, UK). Der Beginn des Gangzyklus wurde als Bodenkontakt mit der Ferse (Initialkontakt) definiert. Allen Probanden wurden identische optische und akustische Eindrücke und damit eine identische virtuelle Umgebung während der Untersuchung vorgespielt, wobei der optische Fluss an die Laufbandgeschwindigkeit gekoppelt wurde, um ein "Eintauchen" in die virtuelle Realität zu ermöglichen. Alle Probanden wurden während der Untersuchungen mit einem Ganzkörpergurt gesichert und zusätzlich konnten bei Bedarf Handläufe genutzt werden.

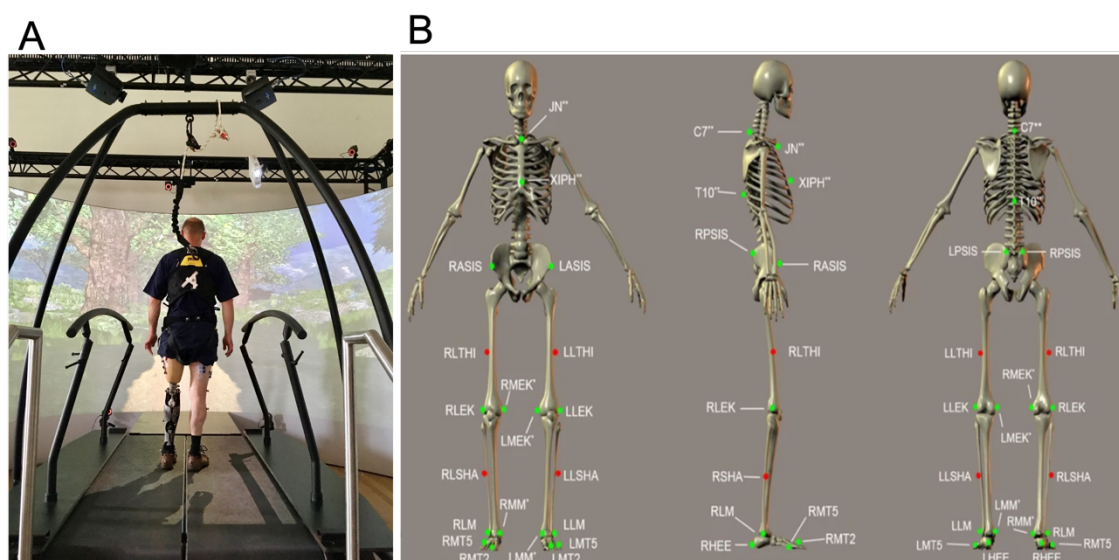


Abb. 9: Repräsentative Messung am GRAIL (A). Die Marker wurden gemäß des offiziellen Modells der Firma MOTTEK angebracht (B)

Quelle (B): <https://knowledge.motekmedical.com/wp-content/uploads/2019/07/HBM2-Reference-Manual-Full-Body.pdf> (Zugriff am 22.09.2024)

Die Komfortgeschwindigkeit wurde in einem standardisierten Verfahren (Abb.9) ermittelt. Die für die Beurteilung von Kinetik und Kinematik der unteren Extremitäten erforderlichen Daten wurden über 30 Sekunden (ca. 20 - 40 Schritte) kontinuierlich und mit einer Auflösung von 60 Hz registriert.

Die bei maximaler Gehgeschwindigkeit sowie die während gezielter Störungen registrierten Daten sowie die unter allen Bedingungen in der Frontal - und Coronarebene registrierten Daten sind Gegenstand weiterer Arbeiten.

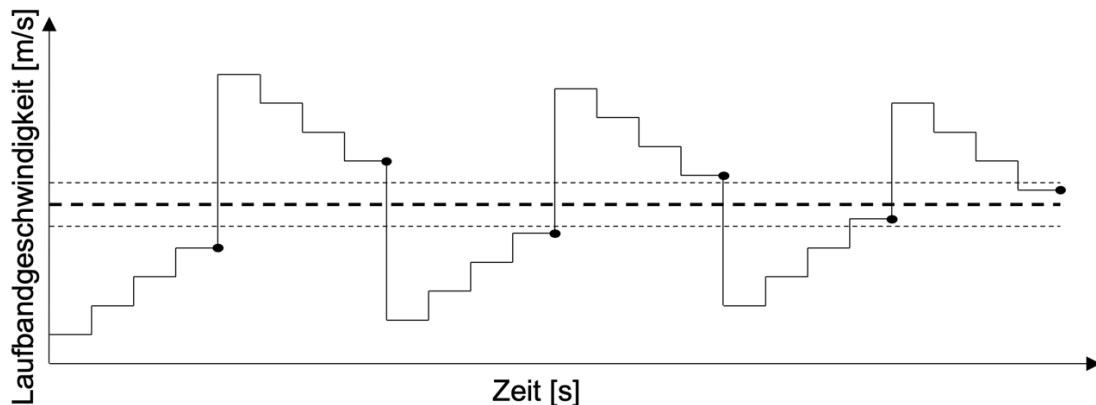


Abb. 10: Ermittlung der Komfortgeschwindigkeit.

Die Laufbandgeschwindigkeit wurde solange stufenweise um 0,1m/s erhöht, bis eine für den Probanden komfortable Geschwindigkeit erreicht war. Anschließend wird die Laufbandgeschwindigkeit um 2m/s erhöht und solange schrittweise um 0,1m/s gedrosselt, bis wiederum der Komfortbereich erreicht wurde. Der Vorgang wurde zweimal wiederholt, um anschließend aus diesem Prozess den Mittelwert individuell als Komfortgeschwindigkeit zu nutzen.

3.1.2 Umgang mit den am GRAIL registrierten Daten und statistische Auswertung

Um die während der Bewegung registrierten Winkel und Momente im Hüft-, Knie- und Sprunggelenk zu beurteilen, wurden diese Daten mit einem in der Arbeitsgruppe entwickelten MATLAB-Tool aus dem Datensatz durch Herrn Dipl.-Ing. Frank Feldhege (Institut für Sportwissenschaften, Leiter Labor Trainingswissenschaften) extrahiert und in Form einer csv. - Datei zur Verfügung gestellt (Feldhege et al. 2021). Die registrierten Bewegungen (ca. 30 Schritte pro Probanden) des rechten und linken Beines bzw. der Hüft-, Knie- und Sprunggelenke wurden relativ zur Schritt- bzw. Bewegungsphase (0-10% des Gangzyklus) ausgerichtet.

Durch das Motion-Capturing-System in Verbindung mit der D-Flow-Software wird die Position aller Marker kontinuierlich in einem dreidimensionalen Koordinatensystem aufgezeichnet. Durch gleichzeitige Berechnung der Daten der Kraftmessplatten kann so eindeutig der Initialkontakt (IC) und Toe off (TO) festgelegt werden. Damit lassen sich die von Kraftmessplatten und optokinetischen Kameras aufgezeichneten Daten auf den Gangzyklus normieren und die spatiotemporalen, kinematischen und kinetischen Kenngrößen erheben. Die Rechenintegrität des GRAIL ist in Abb.11 schematisch dargestellt und bereits durch Dipl.-Ing. F. Feldhege publiziert. Die während der ersten und zweiten Untersuchung unter identischen Bedingungen registrierten Daten wurden für die Auswertung gemittelt und für die graphische Darstellung in SigmaPlot (Version 13, Systat Software Inc, Delaware) übertragen. Zusätzlich wurden die Ergebnisse gesunder Probanden mit den von Bovi et al publizierten Daten verglichen (Bovi et al., 2011). Anthropometrische Daten, klinische Kenngrößen und die Ergebnisse der Fragebögen wurden für die statistische Analyse in das Programm SPSS (Version 27, IBM SPSS Statistics) eingepflegt. In Anbetracht der geringen Gruppengröße werden metrische Daten als Median mit Spannweite angegeben. Für Gruppenvergleiche wurden nicht-parametrische Tests (Mann-Whitney-U-Test: inter-individuelle Vergleiche; Wilcoxon-Test: intraindividuelle Vergleiche) eingesetzt. Alle p-Werte sind zweiseitig und das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt.

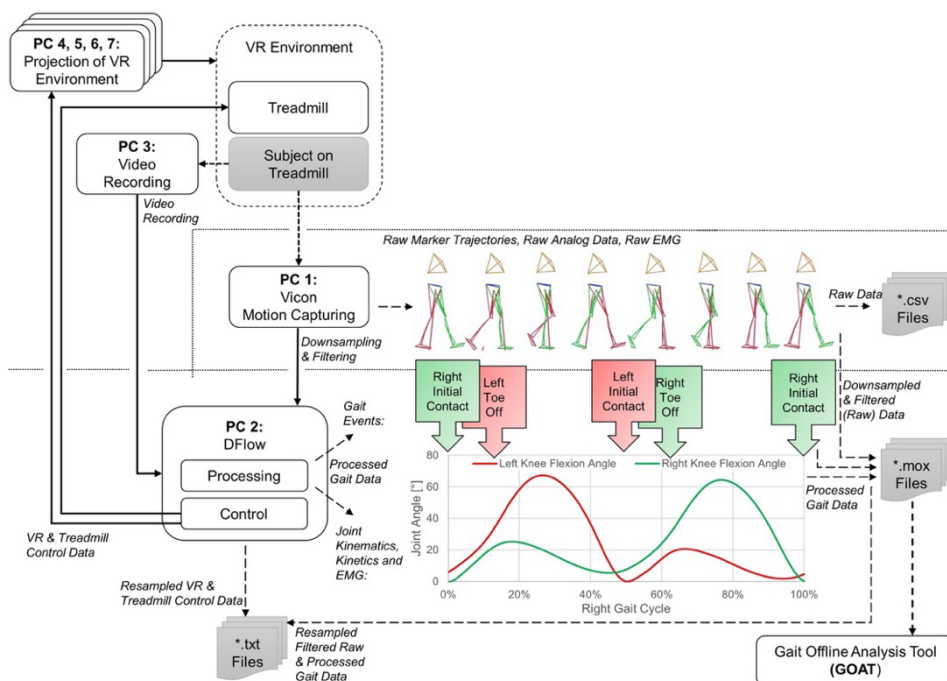


Abb. 11: Verarbeitung der Daten am GRAIL (Feldhege et al., 2021)

4 Ergebnisse

4.1 Charakteristika der Studienpopulation

Zwischen Januar 2018 und Juli 2020 konnten 20 TFP (3f / 17m) und 13 KP (5f / 8m) in die Studie eingeschlossen werden. Keiner der Studienteilnehmer war kognitiv eingeschränkt und es fanden sich keinerlei Hinweise auf Depressivität oder andere affektive Störungen. Auch die Zeit bis zur Reaktion auf optische Reize war bei allen Probanden ähnlich (TFP vs. KP: $471,0 \pm 48,8\text{ms}$ vs. $452,1 \pm 44\text{ms}$, $p = 0,375$). Bei drei der transfemorale amputierten Studienteilnehmer war die Bestimmung der Reaktionszeiten auf Grund technischer Probleme nicht möglich.

Alle Probanden durchliefen die Studienuntersuchungen wie geplant und die Ganganalysen erfolgten an zwei aufeinanderfolgenden Terminen. Das Intervall zwischen den Untersuchungen betrug bei Patienten und Probanden im Median 5 (0 - 49) bzw. 3 (1 - 31) Tage. 19 Probanden der Gruppe TFP nutzten das Angebot zur Familiarisierung am GRAIL. Leider stellte sich erst nach Abschluss der Datenerhebung heraus, dass bei 5 Probanden der Gruppe TFP während des Dateneinzugs technische Probleme aufgetreten sind, die zum Ausschluss dieser Datensätze von der Analyse führten. Die anthropometrischen Charakteristika der in die Auswertung aufgenommenen Studienteilnehmer sind in Tabelle 1 zusammengefasst.

Tab. 1: Anthropometrische Charakteristika (Median / Range) der Probanden

	TFP (2f / 13m)	KP (5f / 8m)
Untersuchungsalter [Jahre]	57 (23 - 68)	33 (23 – 78)
Weiblich	23; 50	54 (23 – 60)
Männlich	60 (27 - 68)	31,5 (25 – 78)
BMI [kg/m ²]	24,7 (19,8 – 29,4)	24,5 (19,6 – 29,0)
Weiblich	20,3; 22,4	26,0 (20,2 – 29,0)
Männlich	25,6 (19,8 – 29,4)	24,0 (19,6 – 24,9)

Ursache der Oberschenkelamputation waren Traumata (n= 7), eine periphere arterielle Verschlusskrankheit (n= 5), aufsteigende Weichteilinfektionen in Folge eines Traumas (n=1) bzw. Knochentumors (n=1) sowie eine Tumorerkrankung (n=1).

Bei 13 TFP (2w, 11m) wurden darüber hinaus das Volumen der Oberschenkelmuskulatur auf der amputierten und der erhaltenen Seite mit Hilfe der MRT bestimmt. Dabei wurde die Untersuchung der erhaltenen Seite auf die Länge des Oberschenkelstumpfes beschränkt. Die klinischen Charakteristika, die Eigenschaften der artifiziellen Kniegelenke sowie die Befunde zur Selbsteinschätzung von Mobilität und Teilhabe (LCI, AmpPro und Tinetti Test) sind in Tab. 2 aufgeführt.

Tab. 2: Charakteristika und Selbsteinschätzung der TFP

	TFA (n = 15)
Alter bei Amputation [Jahre]	24 (14 – 65)
Amputationsseite (re / li)	4 / 11
Dauer der Versorgung [Monate]	70 (7 – 602)
Femurlänge [mm]	258,0 (200,0 – 338,0)
Muskelvolumen	
gesunde Seite [cm ³]	2.650 (1.384 – 4.379)
amputierte Seite [cm ³]	1.302 (341,4 – 1.996)
Prothesentechnik	
Monozentrisches Gelenk	
Mikroprozessor kontrolliert	12
Mechanisch (steuerbar / nicht steuerbar) [§]	2 (1/1)
Polyzentrisches Gelenk [#]	1
maximale Gehstrecke [m]	2.000 (500 – 6.000)
Prothesen-Tragezeit pro Tag [h]	16 (8 – 18)
Mobilitätsgrad	
Grad 4 / Grad 3	11 / 4
LCI [0 – 59]	56 (49 – 59)
AMPPro [0 – 47]	43 (40 – 46)
Tinetti [0 – 28]	26 (23 – 28)

§ Mechanische Kniegelenksprothesen mit / ohne Steuerung des Widerstandstandes.

Polyzentrische Kniegelenksprothese mit mechanischer Steuerung.

4.2 Ergebnisse der Ganganalyse

Alle Probanden konnten das vorgesehene Studienprotokoll ohne Probleme absolvieren. Für jeden Probanden standen vier Datensätze zur Beschreibung der sagittalen Gelenkwinkel (Kinematik) und Momente (Kinetik) von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk während des Gehens in der Ebene (jeweils vor und nach Absolvierung des Studienprotokolls) sowie jeweils zwei Datensätze, um die Auswirkungen von Neigung und Steigung zu beschreiben, zur Verfügung. Alle Aufgaben wurden mit der individuellen Komfortgeschwindigkeit ausgeführt.

4.2.1 Kinematik und Kinetik von Hüft-, Knie und Sprunggelenk gesunder Probanden beim Gehen in der Ebene

Bei gesunden Probanden stimmen Kinematik und Kinetik des linken und rechten Beines sowie die zu den Bedingungen "Ebene 1" und "Ebene 2" erhobenen Befunde sehr gut überein. Der Vergleich mit publizierten Referenzwerten zeigte für die Bewegung im Sprunggelenk in Stand- und Schwungphase eine deutliche Verschiebung der Winkel bzw. Momente in Relation zum Gangzyklus. Für Hüft- und Kniegelenk fällt eine geringfügige Phasenverschiebung (ca. 5-6%) ohne nennenswerte Abweichung hinsichtlich Flexion oder Extension auf (Abb.12).

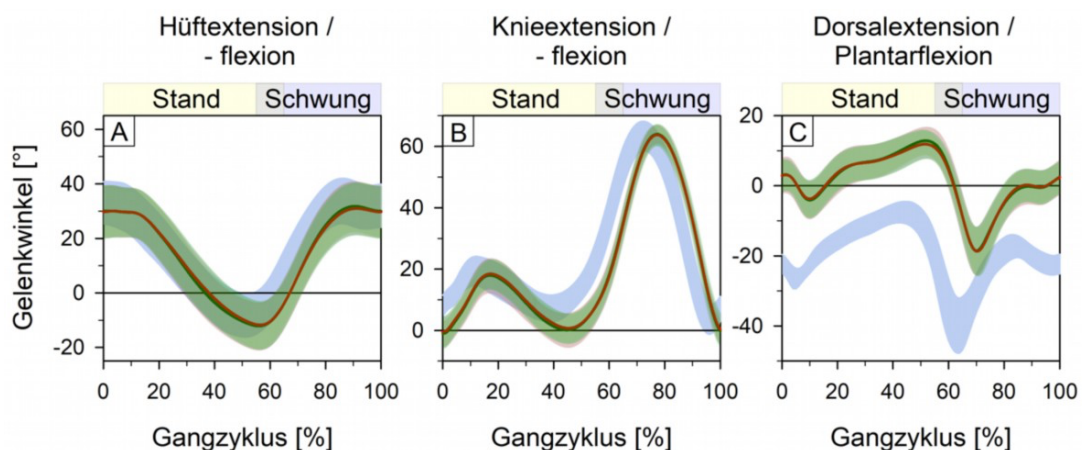


Abb. 12: Mittelwerte und Standardabweichung der Kinematik vom rechten (rot) bzw. linken (grün) Hüft-(A), Knie-(B) und Sprunggelenk (C) während des Gehens. Der von Bovi et al ermittelte Referenzbereich ist hellblau hinterlegt.

In Tab. 3 sind die Mittelwerte (Ebene 1, Ebene 2 sowie rechtes und linkes Bein) der von uns gemessenen Gelenkwinkel den publizierten Daten gegenübergestellt.

Tab. 3: Gelenkwinkel der Kontrollprobanden und die von Bovi et al publizierten Referenzwerte.

	Kontroll- probanden	Bovi et al. (2011)
maximale Hüftstreckung [°]		
Ebene 1	-13 (-30 - 7)	-8 (-16 - 0)
ROM der Hüftextension und -flexion [°]		
Ebene 1	45 (33 - 62)	42 (42 - 43)
maximale Knieflexion [°]		
Ebene 1	65 (55 - 71)	63 (59 - 68)
ROM der Knieextension und -flexion [°]		
Ebene 1	64 (56 - 76)	56 (56 - 57)
Maximale Plantarflexion [°]		
Ebene 1	13 (5 - 22)	-35 (-44 - -26)
ROM der Dorsalextension und Plantarflexion [°]		
Ebene 1	32 (18 - 45)	28 (22 - 34)

Die oben erwähnte Phasenverschiebung zwischen unseren Daten und den Referenzwerten findet sich auch in der Kinetik (Abb.13) wieder.

Diese Abweichungen in Bezug auf Lage und Amplitude von Maxima und Minima sind am ehesten auf die unterschiedliche Geometrie der Messplätze bzw. abweichende Positionierung der Marker zurückzuführen. Daher haben wir die Befunde der TFP relativ zu den von uns erhobenen Befunden der Kontrollgruppe (KP) beurteilt.

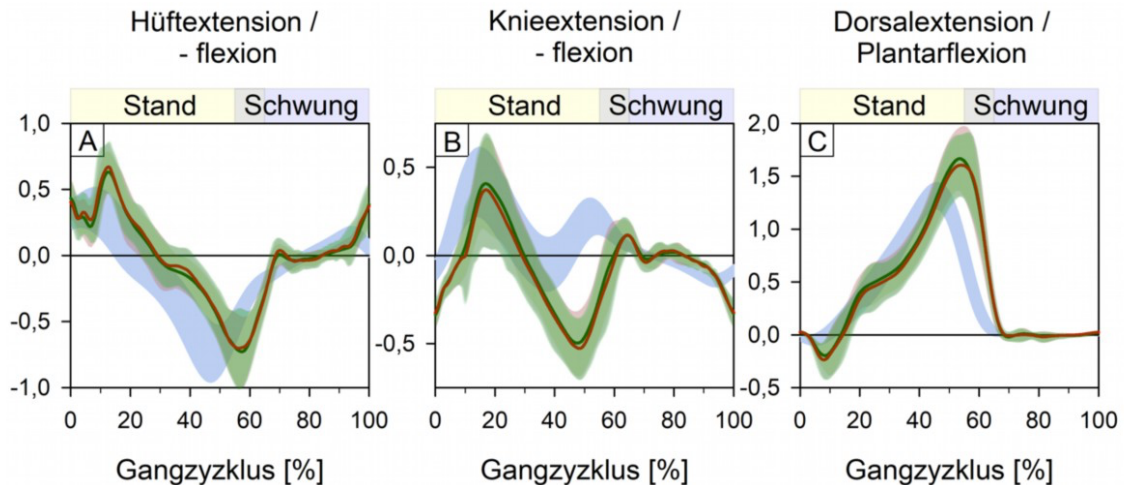


Abb. 13: Mittelwerte und Standardabweichung der Kinetik vom rechten (rot) bzw. linken (grün) Hüft-(A), Knie-(B) und Sprunggelenk (C) während des Gehens. Der von Bovi et al ermittelte Referenzbereich ist hellblau hinterlegt.

4.2.2 Kinematik und Kinetik von Hüft-, Knie und Sprunggelenk gesunder Probanden beim Gehen bei geneigtem Laufband

Abb. 14 und 15 zeigen, wie sich Kinematik und Kinetik der Hüft-, Knie- und OSG- Flexion bzw. -Extension in der Sagittalebene bei geneigtem Laufband verändert. Bei fünf Grad Steigung nimmt der Bewegungsumfang im Hüftgelenk gegenüber dem Gehen in der Ebene zu, während es bei fünf Grad Neigung abnimmt. Beim Kniegelenk kann bei fünf Grad Steigung bereits eine Flexion während des Initialkontaktes und der mittleren Standphase beobachtet werden, während die Extensionsbewegung in der terminalen Standphase bei fünf Grad Neigung geringer ist als beim Gehen bei fünf Grad Steigung oder in der Ebene. Bei fünf Grad Steigung zeigt sich im OSG während der Standphase eine ausgeprägtere Dorsalextension, während bei fünf Grad Neigung in der Schwungphase eine geringere Plantarflexion zu beobachten ist.

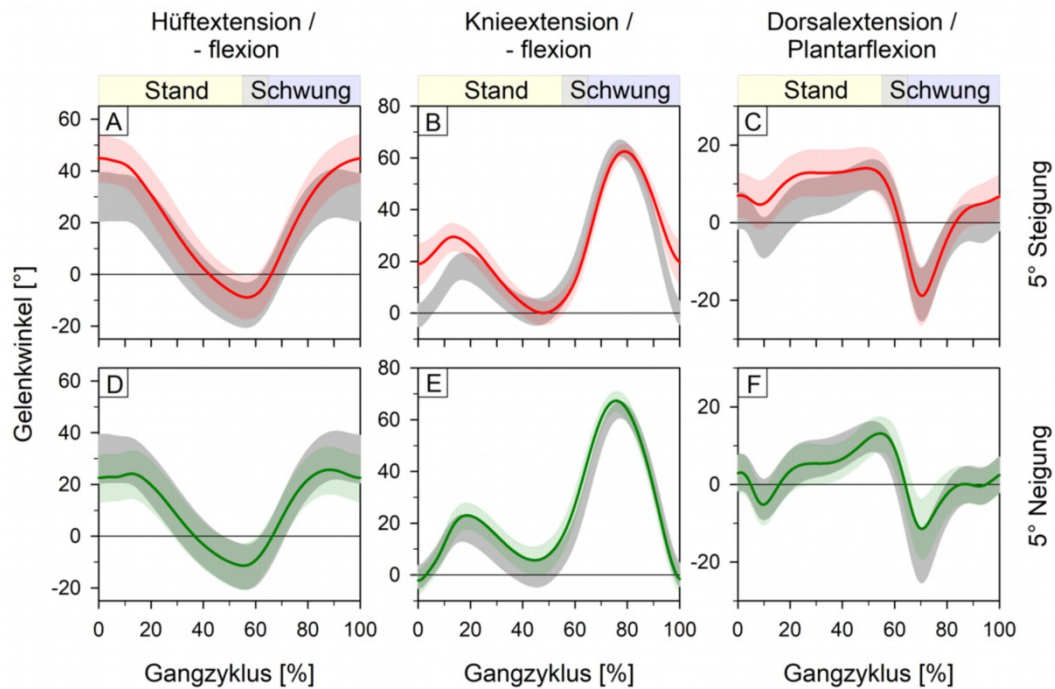


Abb. 14: Mittelwerte und Standardabweichung der Kinematik bei den KP bei verändertem Neigungswinkel (0° - grau, +5° rot [A-C] und -5° grün [D-F]) für Hüft-(A,D), Knie-(B,E) und Sprunggelenk (C,F) während des Gehens. Extension < 0°; Flexion > 0°

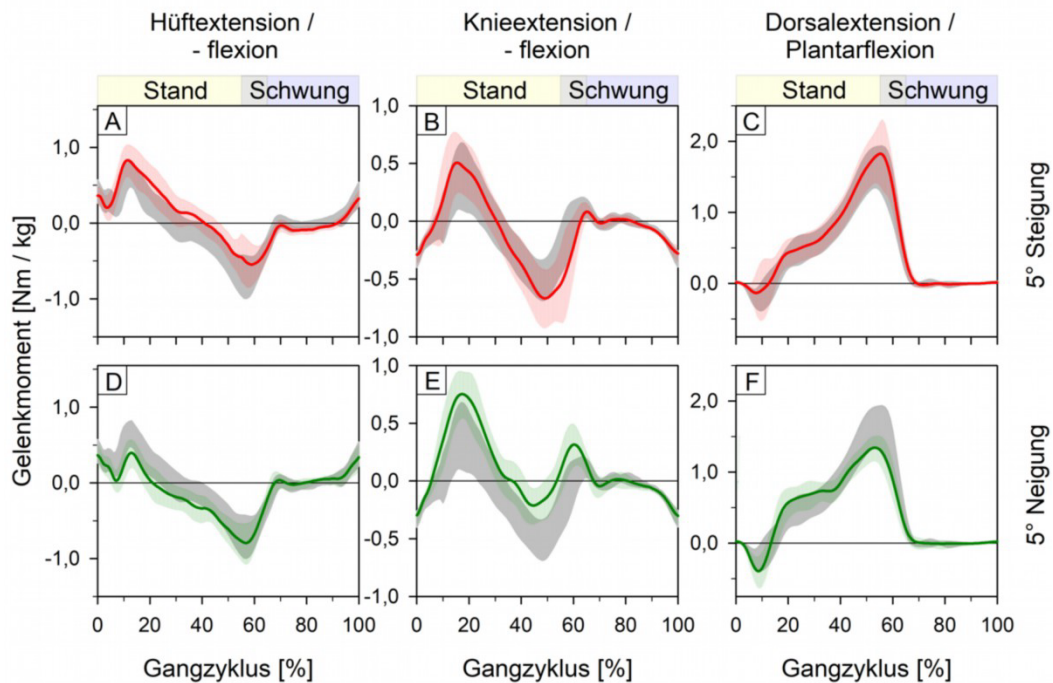


Abb. 145: Mittelwerte und Standardabweichung der Kinetik bei den KP bei verändertem Neigungswinkel (0° - grau, +5° rot [A-C] und -5° grün [D-F]) für Hüft-(A,D), Knie-(B,E) und Sprunggelenk (C,F) während des Gehens. Extension < 0°; Flexion > 0°

4.2.3 Ergebnisse der Ganganalyse bei TFP

Alle Probanden waren in der Lage, die Ganganalyse bei ebenem (0°) und geneigtem (+ / - 5°) Laufband ohne Nutzung des Handlaufs zu absolvieren.

Tab.4 fasst die Mediane mit zugehörigem Bereich bei maximaler Extension bzw. Flexion der beteiligten Gelenke zusammen.

Tab. 4: Mediane (Minima - Maxima) der Gelenkwinkel aller TFP und KP hinsichtlich der maximalen Hüftstreckung, Knieflexion in Schwung- und Standphase, sowie der Range of Motion (ROM)

	TFP		KP
	Prothesenseite	Kontralaterale Seite	
maximale Hüftstreckung [°]			
±0°	-8 (-28 - 4)*	-4 (-19 - 20)*	-13 (-28 - 8)
+5°	-1 (-22 - 11)*	3 (-14 - 21)*	-9 (-26 - 11)
-5°	-4 (-30 - 16)	0 (-12 - 25)	-10 (-28 - 9)
ROM [§] der Hüftextension und -flexion [°]			
±0°	44 (32 - 55)*	39 (27 - 52)*	44 (33 - 56)
+5°	45 (29 - 57)	43 (31 - 51)	54 (40 - 66)
-5°	33 (17 - 57)	32 (19 - 49)	37 (27 - 52)
maximale Knieflexion [°]			
±0°	59 (41 - 70) [#]	62 (52 - 75)	64 (57 - 70)
+5°	54 (19 - 66) ^{#*}	60 (51 - 73)*	63 (58 - 70)
-5°	57 (28 - 69)*	65 (54 - 77)*	68 (57 - 74)
ROM [§] der Knieextension und -flexion [°]			
±0°	61 (45 - 72) [#]	58 (51 - 73)	64 (52 - 75)
+5°	56 (28 - 70)	57 (48 - 72)	63 (53 - 74)
-5°	53 (34 - 57) [#]	55 (44 - 76)	62 (49 - 74)
Maximale Knieflexion in der Belastungsantwort [°]			
±0°	2 (-8 - 11)*	16 (6 - 30)*	18 (7 - 25)
+5°	2 (-8 - 10)*	24 (14 - 38)*	30 (20 - 40)
-5°	3 (-9 - 31)*	17 (3 - 28)*	24 (9 - 33)
ROM [#] der Dorsalextension und Plantarflexion [°]			
±0°	11 (10 / 12)*	24 (10 / 26)*	33 (19 / 45)
+5°	12 (7 / 18)*	26 (3 / 45)*	35 (24 / 51)
-5°	10 (6 / 17)*	16 (8 / 33)*	26 (12 / 44)

*signifikanter Unterschied zwischen kontralateraler und Prothesenseite (p<0,05)

[#]signifikanter Unterschied gleicher Seite zwischen ebenem und geneigtem Laufband (p<0,05)

[§] ROM: Range of Motion = |Min - Max|

4.2.3.1 Das Gehen in der Ebene

Die Kinematik und Kinetik von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk während des Gehens in der Ebene vor und nach Absolvierung des Studienprotokolls sind für die Gruppe der TFP in Abb.16 dargestellt.

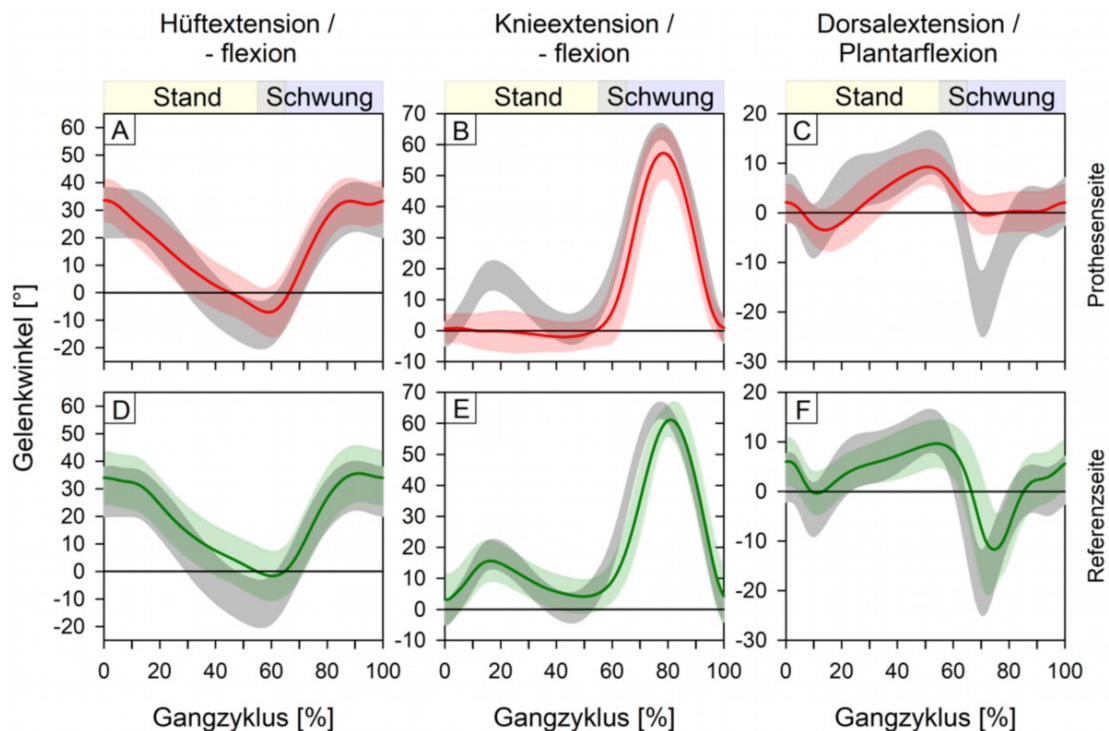


Abb. 16: Mittelwerte und Standardabweichung der Gelenkwinkel (A-F) von Hüft- (A, D), Knie- (B, E) und Sprunggelenk (C, F) für das Prothesenbein (rot; A, B, C) und das erhaltene Bein (grün; D, E, F). Die Befunde der Kontrollprobanden sind als graues Band dargestellt. Extension $< 0^\circ$; Flexion $> 0^\circ$

Während der Gewichtsübernahme (0-12% des Gangzyklus) verbleibt das Hüftgelenk des erhaltenen Beines in der flektierten Stellung, die Hüftextension des Prothesenbeins wird früher eingeleitet als bei der erhaltenen und Referenzseite. Dabei zeigt sich ein deutlicher Verlust des Flexionsmoments im Vergleich zur Kontrolle bzw. zum kontralateralen Bein (Abb.17). Aufgrund der Flexionssperre der Knieprothesen bleibt das künstliche Gelenk ungebeugt. Damit verbleibt der Körpervektor nahe dem Gelenkdrehzentrum, sodass kein Flexionsmoment entsteht. Die Kipphebel-Bewegung der Ferse bzw. des Fersenersatzes lässt sich sowohl beim Prothesenfuß als auch beim kontralateralen Fuß sowie bei den Kontrollen wiederfinden. Das mit der Plantarflexion einhergehende Gelenkmoment zeigt dabei eine größere Varianz unter den TFP.

Während des Einbeinstands (12-50% des Gangzyklus) wird die Hyperextension im Hüftgelenk nur im Prothesenbein erreicht. In dieser Phase wechselt das Flexionsmoment in ein Extensionsdrehmoment, das beim gesunden Bein geringer ist als beim Prothesenbein. Die künstlichen Kniegelenke verbleiben weiterhin in Flexionssperre, während die gesunde Seite gestreckt wird. Da sich der Körpervektor im Verlauf weiter vor das Drehzentrum bewegt, resultiert für beide Seiten ein ähnlich großes Extensionsdrehmoment. Die Belastung auf dem Prothesenfuß, aber auch auf dem kontralateralen Fuß bewegt sich im Verlauf weiter Richtung Vorfuß bis zur Fußspitze. Die Federspannkraft der Fußprothese erlaubt somit eine ähnliche Dorsalextension wie auf der kontralateralen Seite. Dabei entwickelt sich ein vergleichbares Extensionsdrehmoment.

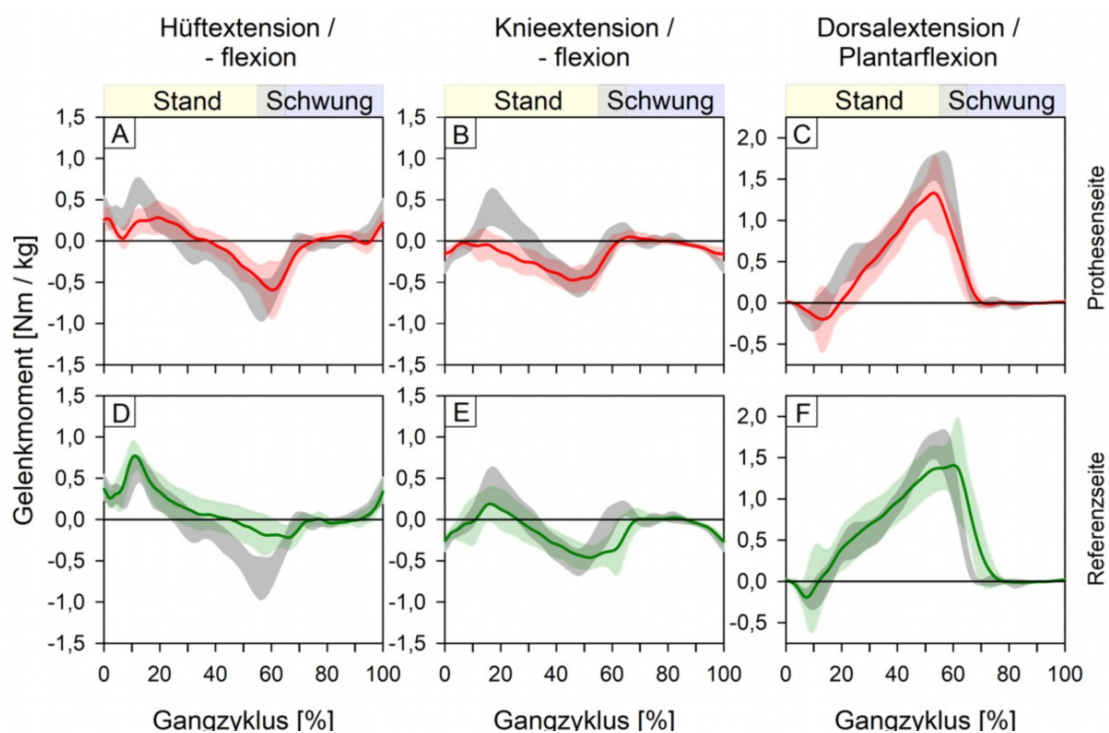


Abb. 157: Mittelwerte und Standardabweichung für Gelenkmomente (A-F) von Hüft- (A, D), Knie- (B, E) und Sprunggelenk (C, F) für das Prothesenbein (rot; A, B, C) und des erhaltenen Beins (grün; D, E, F). Die Befunde der Kontrollprobanden sind als graues Band dargestellt. Extension < 0°; Flexion > 0°

Während der Schwungbeinvorwärtsbewegung (50-100%) wird die Hüfte auf beiden Seiten ähnlich weit gebeugt und erreicht in der mittleren Schwungphase ihr Flexionsmaximum. In der terminalen Schwungphase bildet sich durch die Trägheitskräfte des Prothesenbeines ein kurzes Extensionsdrehmoment, welches sich beim kontralateralen Bein nicht zeigt. Alle Kniegelenke erfahren

eine ähnlich große Knieflexion und -extension. Allerdings ist das Flexionsdrehmoment in der Vorschwungphase bei Oberschenkelamputierten geringer als bei den Kontrollen. Zusätzlich zeigt sich ein kleineres Extensionsdrehmoment am künstlichen Kniegelenk in der terminalen Schwungphase, welches normalerweise von der schnellen Tibia-Vorwärtsbewegung erzeugt wird. Durch die Gewichtsentslastung nimmt der Prothesenfuß wieder seine ursprüngliche Position ein, während auf kontralateraler Seite durch aktive Plantarflexion die Kniegelenksflexion unterstützt wird. Das Drehmoment erreicht zunächst sein Maximum, welches am Prothesenfuß kleiner, aber größere Abweichung aufzeigt.

4.2.3.2 Das Gehen bei fünf Grad Steigung bei TFP

Der Vergleich der Gangkurven beim Bergaufgehen im gegenüber dem Gehen in der Ebene zeigt, dass sich eine Gradänderung des Laufbands in Kinematik und Kinetik der sagittalen Bewegungskurven widerspiegelt (Abb. 18 und 19).

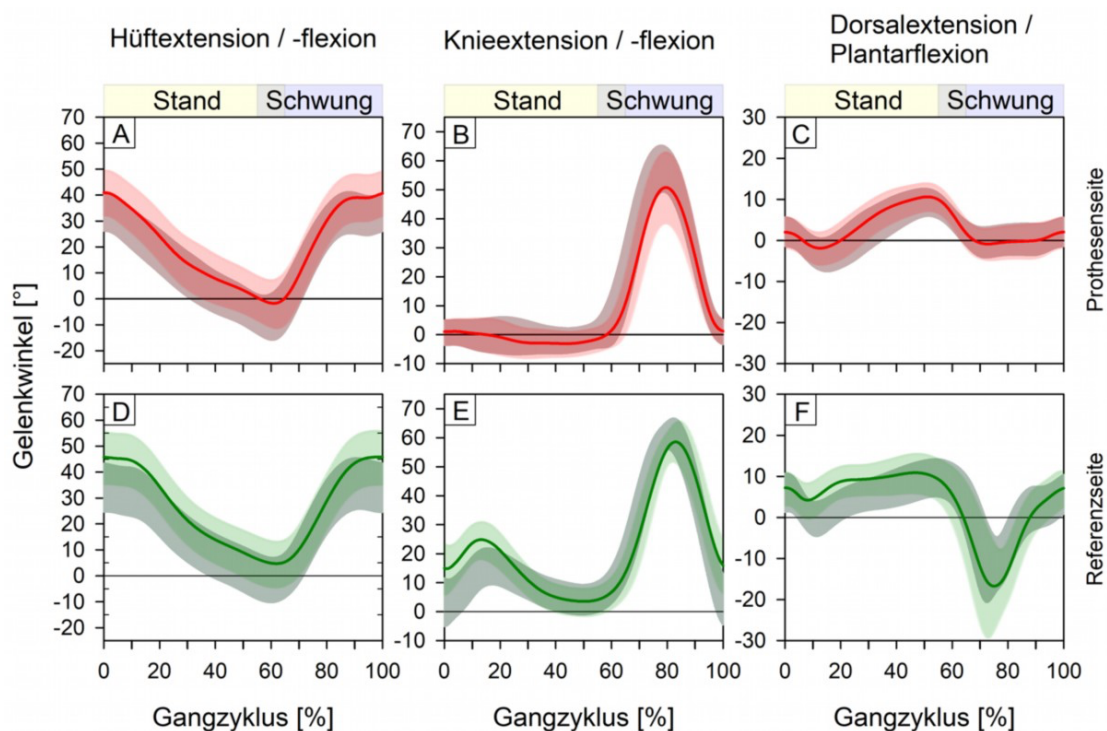


Abb. 168: Mittelwerte und Standardabweichung beim Gehen über das +5° geneigte Laufband für die Gelenkwinkel (A-F) von Hüft- (A, D), Knie- (B, E) und Sprunggelenk (C, F) für das Prothesenbein (rot; A, B, C) und das erhaltene Bein (grün; D, E, F). Die Referenz-Befunde der KFP beim Gehen über das ebene Laufband sind rot-grau (A,B,C) bzw. grün-grau (D,E,F) unterlegt. Extension < 0°; Flexion > 0°

Das Hüftgelenk wird also mehr gebeugt und weniger gestreckt. Bei der Knieflexion tritt das Bewegungsmaximum später und fällt auf der Prothesenseite kleiner aus. Insbesondere das Flexionsmaximum der künstlichen Kniegelenkprothesen ist signifikant kleiner im Vergleich zum Gehen auf dem ebenen Laufband (Tab. 4). Hingegen wird das kontralaterale Kniegelenk bei der Loading response stärker gebeugt. Das OSG auf der erhaltenen Seite wird während der mittleren Standphase weniger und beim Heel-off mehr gebeugt. An der Bewegungskurve des Prothesenfußes lassen sich keine Unterschiede feststellen

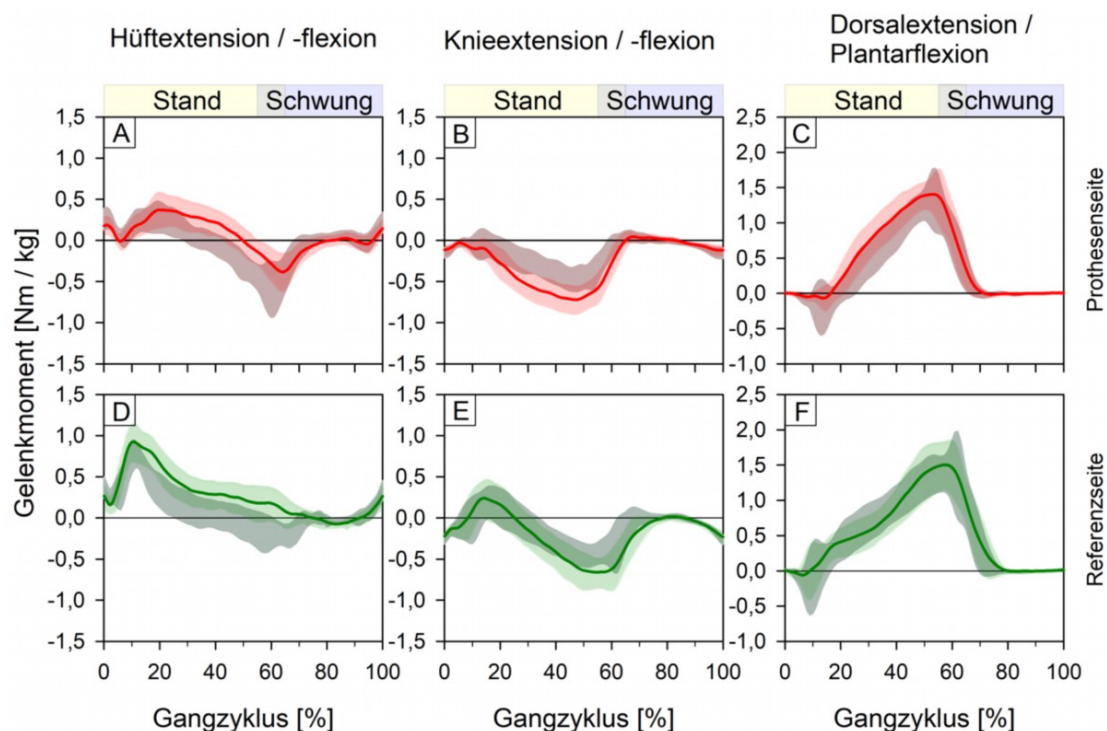


Abb.19: Mittelwerte und Standardabweichung beim Gehen über das +5° geneigte Laufband für die Gelenkmomente (A-F) von Hüft- (A, D), Knie- (B, E) und Sprunggelenk (C, F) für das Prothesenbein (rot; A, B, C) und das erhaltene Bein (grün; D, E, F). Die Referenz-Befunde der KFP beim Gehen über das ebene Laufband sind rot-grau (A,B,C) bzw. grün-grau (D,E,F) unterlegt.
Extension < 0°; Flexion > 0°

4.2.3.3 Das Gehen bei fünf Grad Neigung bei TFP

Beim Bergabgehen lassen sich teilweise zum Gehen in der Ebene bzw. bei ansteigendem Laufband komplementäre Veränderungen in der Kinematik und Kinetik der sagittalen Bewegungskurven feststellen (Abb. 20 und 21).

Die Range of motion ist insbesondere bei der Hüftextensions-/ Flexionsbewegung der Prothesenseite kleiner. Die künstlichen Kniegelenke weisen sehr variierende Gelenkbewegungen während der Standphase auf. Auf der kontralateralen Seite wird das Kniegelenk während der terminalen Standphase weniger gestreckt. Das künstliche, aber auch das kontralaterale Kniegelenk verbleibt also während der gesamten Standphase in einer gebeugten Position. Dieser Unterschied zeigt sich auch in den Kurven der Gelenkmomente (Abb. 21 B und E). Das OSG der erhaltenen Seite zeigt gegensätzlich zum Gehen bei fünf Grad Steigung stärkere Dorsalextension und kleinere Plantarflexion.

An der Bewegungskurve des Prothesenfußes lassen sich keine Unterschiede feststellen.

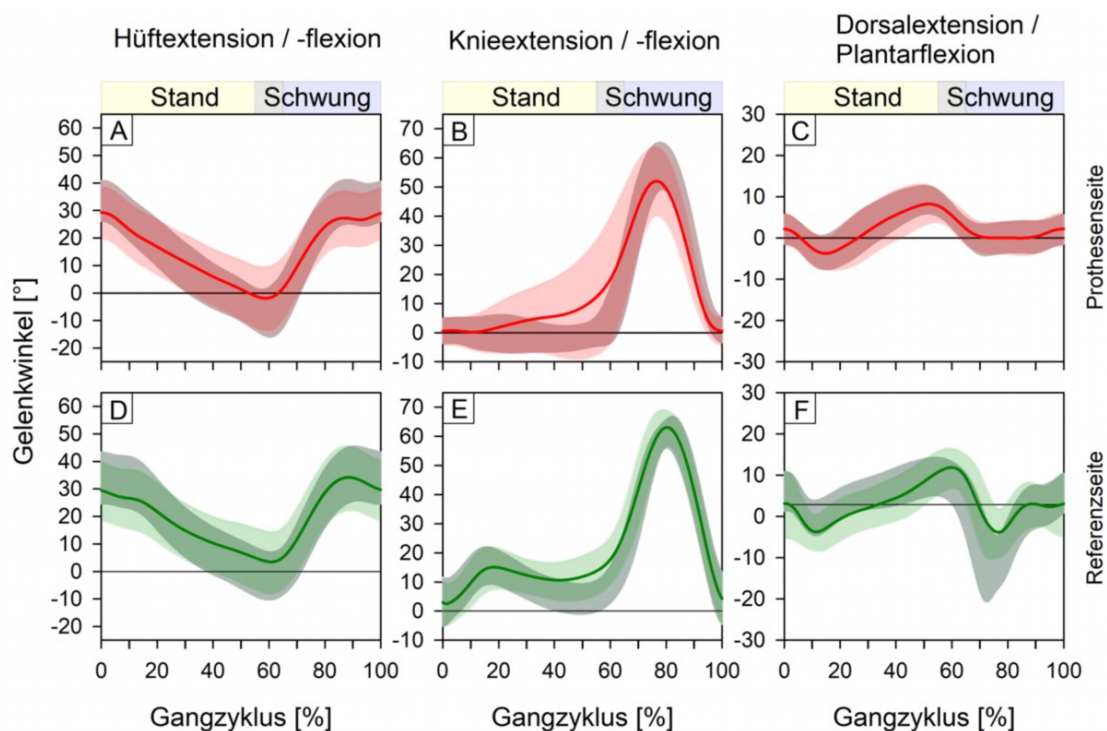


Abb. 170: Mittelwerte und Standardabweichung beim Gehen über das -5° geneigte Laufband für die Gelenkwinkel (A-F) von Hüft- (A, D), Knie- (B, E) und Sprunggelenk (C, F) für das Prothesenbein (rot; A, B, C) und das erhaltene Bein (grün; D, E, F). Die Referenz-Befunde der KFP beim Gehen über das ebene Laufband sind rot-grau (A,B,C) bzw. grün-grau (D,E,F) unterlegt.
Extension $< 0^\circ$; Flexion $> 0^\circ$

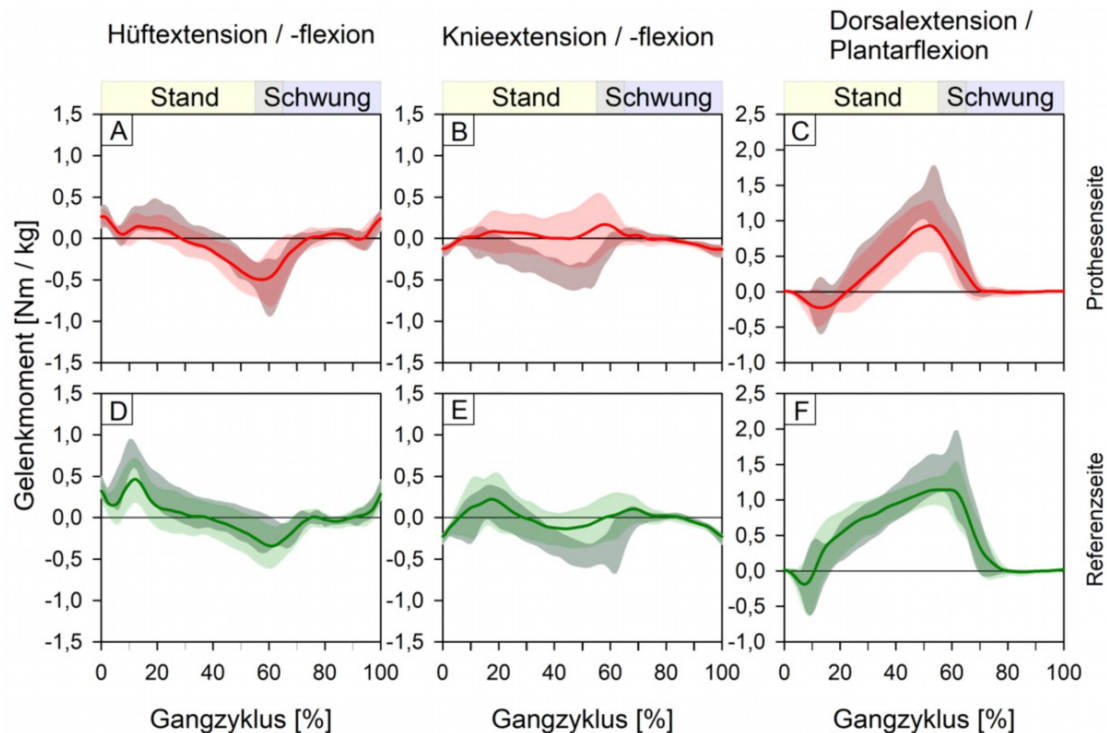


Abb. 181: Mittelwerte und Standardabweichung beim Gehen über das -5° geneigte Laufband für die Gelenkmomente (A-F) von Hüft- (A, D), Knie- (B, E) und Sprunggelenk (C, F) für das Prothesenbein (rot; A, B, C) und das erhaltene Bein (grün; D, E, F). Die Referenz-Befunde der KFP beim Gehen über das ebene Laufband sind rot-grau (A,B,C) bzw. grün-grau (D,E,F) unterlegt.
Extension < 0°; Flexion > 0°

4.2.3.4 Unterschiede zwischen TFP und KP bei 5 Grad Steigung

Abb. 22 und 23 zeigen, wie sich Kinematik und Kinetik der Hüft-, Knie- und OSG- Flexion bzw. -Extension in der Sagittalebene beim Gehen bei fünf Grad Steigung gegenüber KP verändern.

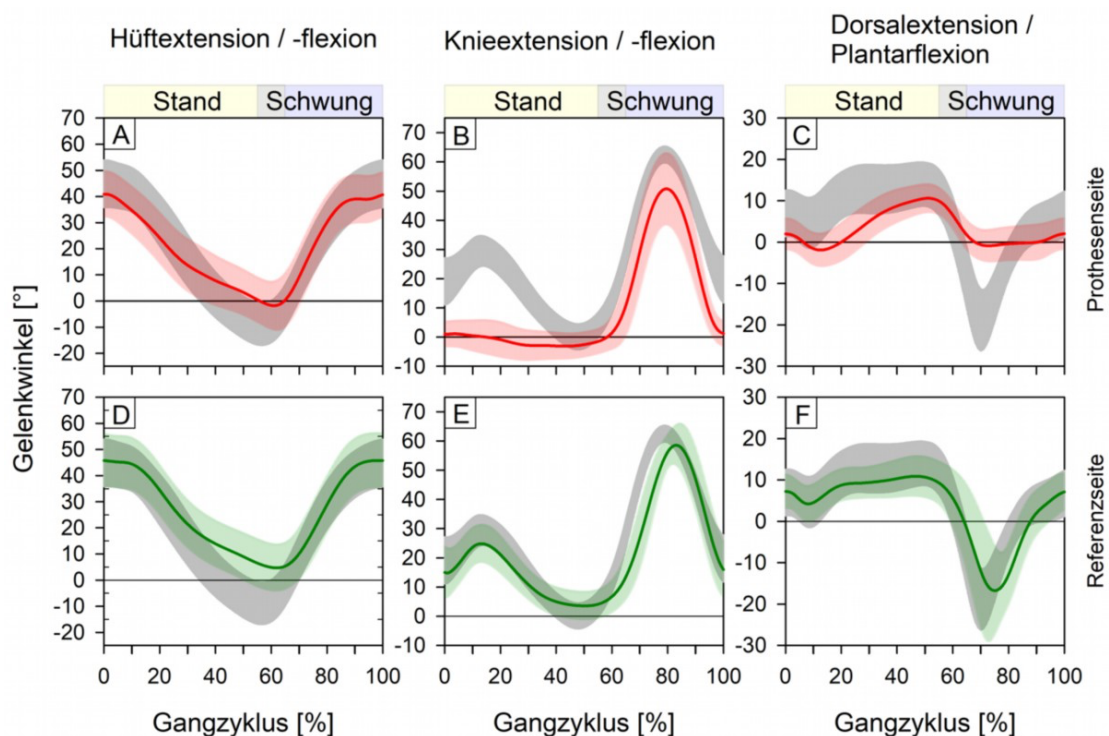


Abb. 22: Mittelwerte und Standardabweichung für Gelenkwinkel (A-F) von Hüft- (A, D), Knie- (B, E) und Sprunggelenk (C, F) für das Prothesenbein (rot; A, B, C) und des erhaltenen Beins (grün; D, E, F). Die Befunde der Kontrollprobanden sind als graues Band dargestellt. Extension $< 0^\circ$; Flexion $> 0^\circ$

Der Initialkontakt wird während der Gewichtsübernahme (0-12%) sowohl bei den Patienten als auch bei den Kontrollen mit einer stärkeren Hüftflexion eingeleitet. Dementsprechend ist auch das Flexionsdrehmoment auf der kontralateralen Seite größer. Abgesehen vom künstlichen Kniegelenk tritt das kontralaterale Bein genau wie bei den Kontrollen in vorflektierter Stellung auf. Aufgrund des um fünf Grad geneigten Laufbandes ist die Bewegung durch den Kipphebel geringer. Zusätzlich ist der gesunde Fuß weiter extendiert. Die Hyperextension wird während des Einbeinstands (12-50%) im Gegensatz zu den Kontrollprobanden bei den Patienten nicht bzw. kaum erreicht. Das Extensionsdrehmoment der gesunden Seite wird dabei nur unzureichend aufgebaut. Das kontralaterale Knie wird wie bei den Kontrollen aus einer stärkeren Beugung heraus bis zur Neutra-Null-Stellung gestreckt. Zusätzlich wird das Extensionsdrehmoment bei allen größer als auf ebener Gehstrecke. Beim gesunden Fuß wird das OSG schon während der mittleren Standphase weiter dorsal extendiert und wird im Verlauf nur unmerklich weiter gestreckt.

Das dabei entstehende Extensionsdrehmoment ist größer als beim Gehen auf ebener Strecke.

Während der Schwungbeinvorwärtsbewegung (50-100%) erfährt das Hüftgelenk eine größere Flexion als beim Gehen auf ebener Strecke. Beim künstlichen Kniegelenk fällt eine geringere maximale Knieflexion auf. Während sich das Bewegungsausmaß kaum vom Gehen auf ebener Strecke unterscheidet, zeigt sich hier ein höheres Maximum des Extensionsdrehmoments.

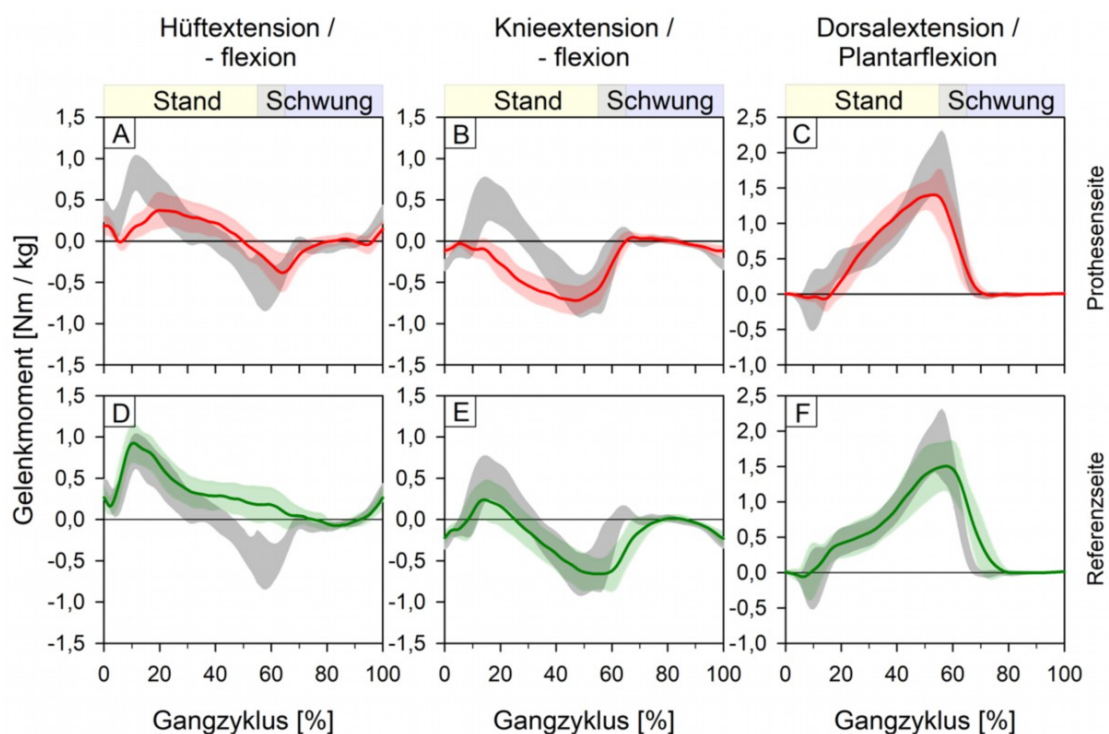


Abb. 193: Mittelwerte und Standardabweichung für Gelenkmomente (A-F) von Hüft- (A, D), Knie- (B, E) und Sprunggelenk (C, F) für das Prothesenbein (rot; A, B, C) und des erhaltenen Beins (grün; D, E, F). Die Befunde der Kontrollprobanden sind als graues Band dargestellt. Extension $< 0^\circ$; Flexion $> 0^\circ$

4.2.3.5 Unterschiede zwischen TFP und KP bei 5 Grad Neigung

Abb. 24 und 25 zeigen, wie sich Kinematik und Kinetik der Hüft-, Knie- und OSG- Flexion bzw. -Extension in der Sagittalebene beim Gehen bei fünf Grad Neigung gegenüber KP verändern.

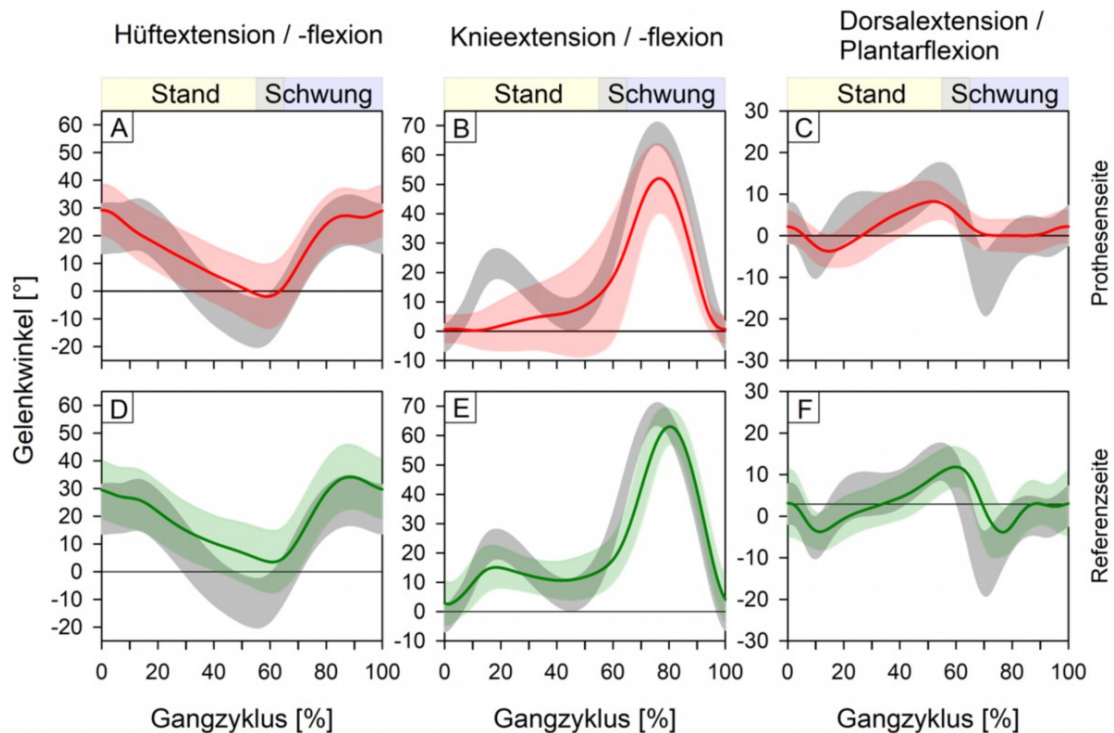


Abb. 204: Mittelwerte und Standardabweichung für Gelenkwinkel (A-F) von Hüft- (A, D), Knie- (B, E) und Sprunggelenk (C, F) für das Prothesenbein (rot; A, B, C) und des erhaltenen Beins (grün; D, E, F). Die Befunde der Kontrollprobanden sind als graues Band dargestellt. Extension < 0°; Flexion > 0°

Die Gewichtübernahme (0-12%) wird sowohl bei den Patienten als auch bei den Kontrollen mit einer geringeren Hüftflexion eingeleitet. Das gesunde Kniegelenk ist im Vergleich zum Bergaufgehen deutlich gestreckt. Die Kipphebelbewegung ist sowohl bei den TFP als auch bei den KP durch eine größere Plantarflexion des gesunden Fußes gekennzeichnet.

Während des Einbeinstands (12-50%) wird eine Hyperextension im Hüftgelenk bei den Patienten nicht bzw. kaum erreicht. Dabei wird ein geringeres Gelenkmoment auf der kontralateralen Seite generiert. Das gesunde Knie wird aus einer stärkeren Beugung heraus bis zur Neutral-Null-Stellung gestreckt. Zusätzlich wird das Extensionsdrehmoment bei allen größer als auf ebener Gehstrecke. Beim gesunden Fuß wird das OSG schon während der mittleren Standphase weiter dorsal extendiert und wird nur unmerklich im weiteren

Verlauf gestreckt. Das dabei entstehende Extensionsdrehmoment ist größer als beim Gehen auf ebener Strecke.

Während der Schwungbeinvorwärtsbewegung (50-100%) weist das Hüftgelenk eine weitere Flexion als beim Gehen auf ebener Fläche. Das Maximum der Knieflexion ist beim künstlichen Kniegelenk geringer. Während sich das Bewegungsausmaß kaum vom Gehen auf ebener Strecke unterscheidet, ist das Maximum des Extensionsdrehmoments größer.

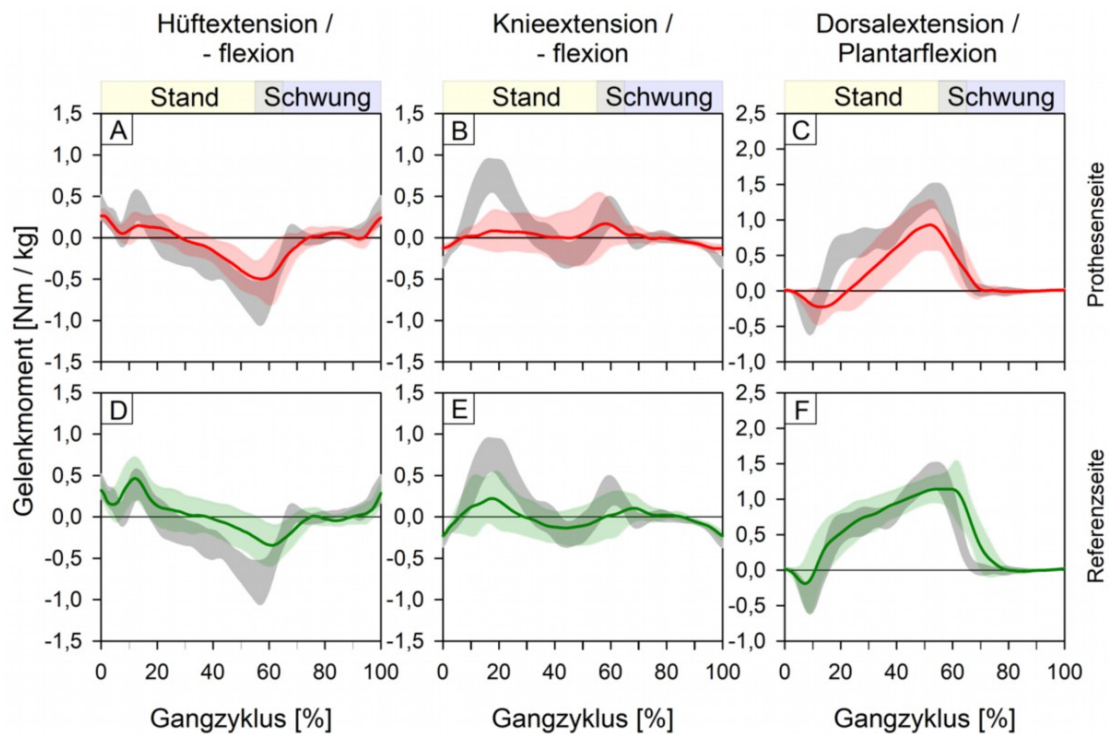


Abb. 215: Mittelwerte und Standardabweichung für Gelenkmomente (A-F) von Hüft- (A, D), Knie- (B, E) und Sprunggelenk (C, F) für das Prothesenbein (rot; A, B, C) und des erhaltenen Beins (grün; D, E, F). Die Befunde der Kontrollprobanden sind als graues Band dargestellt. Extension $< 0^\circ$; Flexion $> 0^\circ$

5 Diskussion

In dieser Studie wurde erstmals das GRAIL für eine 3-dimensionale Ganganalyse bei transfemoral amputierten Probanden eingesetzt. Parallel dazu wurde eine Gruppe Gesunder untersucht, da für das GRAIL zum Zeitpunkt dieser Studie keine Referenzwerte vorlagen. Alle Probanden durchliefen ein identisches Studienprotokoll und konnten die gestellten Aufgaben, Gehen in der Ebene sowie auf einem um 5° auf- bzw. abwärts geneigten Laufband mit individuell definierter Komfortgeschwindigkeit, problemlos und ohne Nutzung des Handlaufs erfüllen.

Die unter diesen Bedingungen in der Sagittalebene registrierten Bewegungsbahnen von Hüfte, Knie- und Sprunggelenk (Kinematik) und den zugehörigen Momenten (Kinetik) wurden zur Beurteilung des Gangbildes herangezogen.

In der Regel wird für eine dreidimensionale Ganganalyse eine definierte Gangstrecke mit Kraftmessplatten unterlegt und der Proband wird gebeten, auf dieser Strecke auf und abzugehen. Die auf einer solchen Teststrecke notwendigen Richtungswechsel bedeuten immer wieder eine Störung des Bewegungsablaufes. Um Veränderungen des Gangbildes als Reaktion auf die Eigenschaften des Untergrunds (Unebenheiten, Rampen oder Stufen) zu erfassen, sind entweder weitere Teststrecken oder ein Umbau der vorhandenen Teststrecken erforderlich. Vor diesem Hintergrund bietet das GRAIL nicht nur flexible und standardisierbare Untersuchungsbedingungen, sondern erlaubt durch die Sicherung der Probanden durch Handläufe und/oder einen Sicherungsgurt auch die Untersuchung vulnerabler Gruppen. Dennoch ist für Probanden ohne Laufbänderfahrung das Gehen auf einem Laufband eine artifizielle Situation und dieses kann, ebenso wie das Bewusstsein für die Tatsache, dass das Gangbild beurteilt wird, zu einer Verzerrung der Analyse führen. Probanden können sich mehr oder weniger anstrengen, um das Resultat entsprechend positiv oder negativ zu beeinflussen.

Das GRAIL bietet die Möglichkeit, eine virtuelle Realität zu erzeugen und den Probanden in seiner Konzentration auf den Prozess des Gehens zu „stören“ bzw. von der Laborsituation abzulenken. Damit wird der Proband eher sein typisches Gangbild zeigen.

Allerdings ist der Umgang mit dem GRAIL keinesfalls selbsterklärend und ohne Unterstützung durch geschulte Ingenieure nahezu unmöglich. Dieses betrifft sowohl die Steuerung und Abstimmung der Geschwindigkeiten von Laufband

und Hintergrundbildern zur Erzeugung der virtuellen Realität als auch den synchronisierten Einzug der Daten von Kraftmessplatten und das Motion tracking. Auch die Auswertung der Daten ist ohne die Zusammenarbeit mit Ingenieuren und / oder Informatikern undenkbar. Um die Bewegungen von Hüfte, Knie und Sprunggelenk in drei Ebenen zu erfassen, werden die Positionen von 26 Markern (2 für Rumpf, 4 für Hüfte und Becken, je 2 für Oberschenkel, Kniegelenk, Sprunggelenk und Vorfuß, je 1 für Unterschenkel, und Ferse) mit einer Frequenz von 60Hz erfasst, während der Proband etwa 30 Schritte (ca. 25-35 sec) geht. Die pro Schritt und relativ zum Gangzyklus registrierten Positionen der Gelenke (Winkel, Kräfte) werden gemittelt. Angesichts dieser Datenmenge je Proband wurden in dieser Arbeit nur die Befunde in der Sagittalebene berücksichtigt.

5.1 Studiendesign

Die vorliegende Studie wurde unmittelbar nach Installation und Inbetriebnahme des GRAIL im Institut für Sportwissenschaften der Universität Rostock konzipiert. Die Untersuchung gesunder Kontrollen diente daher auch dazu, einerseits Erfahrungen mit dem GRAIL zu sammeln und andererseits durch Vergleich mit den von Bovi et al publizierten Daten die Validität der eigenen Messungen zu beurteilen (Bovi et al., 2011). Dieser Vergleich zeigte in der Sagittalebene eine grundsätzliche Übereinstimmung der Bewegungsbahnen von Hüft-, Knie- und Sprunggelenken. Die unübersehbaren, aber dennoch geringfügigen Phasenverschiebung bei Kinematik und Kinetik von Hüft- und Kniegelenk sowie Abweichungen im Ausmaß von Dorsalextension und Plantarflexion des Fußes, sind wahrscheinlich auf geringfügige Unterschiede in der Erfassung von Beginn (toe off) und Ende (heel on) des Schrittes und auf die Positionierung der für das Motion tracking verantwortlichen Marker am Fuß zurückführen. Diese Marker werden zwar an anatomisch definierten Positionen (Landmarken) angebracht, allerdings ist die Identifizierung dieser Landmarken stark von der Erfahrung des Untersuchers abhängig (Drevelle et al., 2014; Moro et al., 2022; Yang and Park, 2024). Wir haben uns daher dafür entschieden, die Daten unserer Kontrollprobanden für die Beurteilung des Gangbildes der TFPs heranzuziehen.

Als die vorliegende Arbeit konzipiert wurde, gab es nur wenige Berichte zur vollinstrumentierten dreidimensionalen Ganganalyse bei TFP (Tab.5).

Abgesehen von dem per se hohen Aufwand für eine dreidimensionale Ganganalyse ist eine Studie mit transfemoral amputierten Probanden aus verschiedenen Gründen herausfordernd. Die Gruppe der TFP ist relativ klein, die Krankengeschichten sind ebenso wie die Versorgung sehr individuell und das Risiko, dass es während der Analyse zu Stürzen kommt, ist nicht zu vernachlässigen (Kark et al., 2016).

Wir konnten 15 Probanden mit unilateraler transfemorale Amputation und einer seit mindestens 6 Monaten bestehenden Prothesenversorgung für diese Studie rekrutieren. Neben Unterschieden in der Amputationshöhe, den Weichteilverhältnissen und dem genutzten Prothesentyp, unterscheiden sich die Probanden insbesondere hinsichtlich der initialen Gangschulung zum Gehen mit der Prothese. Je nach Intervall zwischen Amputation mit Prothesenversorgung und Studienuntersuchung ist davon auszugehen, dass sich die initiale Rehabilitation und Gangschulung unterscheidet und sich im alltäglichen Umgang mit der Prothese spiegelt. Auch die mechanischen Eigenschaften des artefiziellen Kniegelenks wirken sich auf das Gangbild aus und nicht zuletzt ist auch der Einfluss des Prothesenfußes zu bedenken. Letzterem haben wir in der vorliegenden Studie keine Aufmerksamkeit geschenkt, da hier nicht sportliche Höchstleistungen, sondern das sichere Gehen unter alltäglichen Bedingungen im Mittelpunkt standen. Summa summarum lässt sich aus dieser heterogenen Gruppe nicht „Das Gangbild“ des Oberschenkelamputierten Patienten ableiten. Umso wichtiger ist es, jeden einzelnen Probanden zu betrachten (s. Anlage).

In allen Fällen ist die Exoprothese direkt mit einem Schaft an den Oberschenkelstumpf angekoppelt und die Vorwärtsbewegung nur durch eine ausreichend große Hüftbeugung bei ausgestrecktem Prothesenbein möglich. Die künstlichen Kniegelenke der Prothesen sind so ausgelegt, dass sie entweder Mikroprozessor-gesteuert oder mechanisch dem Rotationsmoment, das bei Belastung, also in der Standphase entsteht, entgegenwirken. Aufgrund dieser Besonderheit unterscheidet sich das Gangbild der TFP sowohl im Hinblick auf spatiotemporale Parameter (Castigia et al. 2020; Uchytíl et al. 2013; Alsancak et al. 2019), als auch mit Blick auf Kinematik und Kinetik von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk.

Autor (Jahr)	Studieninhalt	Ergebnisse
Uchytíl, et al. (2014)	N = 8 spatiotemporale Daten zum Vgl. zw. bionischen und mechanischem Kniegelenk	Bionische KG zeigt mehr mehr Übereinstimmung mit Ctr bei spatiotemporaler Betrachtung Ctr als mechanische KG
Drevelle et al. (2014)	N = 17 Kinematik und Kinetik des kontralateralen OSG und KG zur Quantifizierung des Vaulting (kompensatorische Plantarflexion im OSG während MS)	Vaulting führt zu höherem Moment im OSG der gesunden Seite während MS mit Folgekompensationen im Kniegelenk
Morgenroth et al. (2014)	N = 14 MRT kontralaterales KG + 3DGA, ob Korrelation zw. Gangbild und KG-Degenerationen bestehen	Kniebelastung der gesunden Seite ist bei TFAs höher mit erheblichem Risiko für sekundäre degenerative KG-Erkrankungen
Bell et al. (2013)	N = 26 3DGA und Oberschenkelstumpflänge 1. Vgl. zw. Stumpfverhältnissen mit Gangparametern 2. Einfluss Stumpflänge und Kontrakturstellung auf Spatiotemporale und kinematische Daten	- Längerer Stumpf = schnellere Gehgeschwindigkeit - Patienten mit kürzerem Stumpf zeigen größeres Bewegungsausmaß auf Hüft-, Becken- und Rumpfebene - Ganggeschwindigkeit korreliert mit der mediolateralen Auslenkung des bCoM (Abkürzung irgendwo erklärt?)
Kendell et al. (2016)	N = 11 Kraftmessplatten TFP unter variierenden Gangbedingungen	Ausgleichbelastungen und Gegenregulationen erfolgen über das intakte Bein
Kark et al. (2016)	N = 8 3DGA, GDI, 6MWT, Timed up and GO, Schrittlänge Vor- und Nachteile der klinischen Tests	GDI korreliert mit klinischen Assessments und Fragebögen
Highsmith et al. (2016)	N = 20 3DGA zum Vgl. Von Genium und C-Leg	Genium vs. C-Leg: Kniemoment beim Genium symmetrischer als beim Abwärtsgehen
Prinsen et al. (2017)	N = 9 Vollinstr. 3DGA zum Vgl. zw. NMPK und Rheo Knee	Rheo Knee weniger Vaulting bei langsamerer Geschwindigkeit
Villa et al. (2017)	N = 17 3DGA bei TFP, TTP und Ctr für Gangstrategien bei geneigter Oberfläche	Kompensationsbewegungen und Vaulting nehmen bei geneigten Rampen zu

Autor (Jahr)	Studieninhalt	Ergebnisse
Sturk et al. (2018)	N = 10 VI3DGA Unterschiede zwischen TFP mit unterschiedlichen Mobilitätslevel (K3 vs K4)	- K3 langsamer und größere Schritte als K4 - Rumpf-Beschleunigung als auffälligster Unterscheidungs-Parameter - Unterschiede werden bei Neigung und Perturbationen größer
Müßig et al (2019)	N = 20 3DGA Variabilität der Kinematik von Rumpf- und Beckenbewegung auf unterschiedlichem Untergrund	Variabilität der Rumpf- und Becken- Kinematik der TFAs waren bei unebener und geneigter Strecke signifikant höher als bei Ctr
Alsancak et al (2019)	N = 8 3DGA von MPK und NMPK	Beckenrotation und -Seitwärtsbewegung war bei NMPK negativ beeinflusst
Castigia et al. (2020)	N = 40 3DGA Unterschiede zwischen TFP und Ctr nach STD und Kinematik	Schräge Beckenbewegung korreliert mit R-Step (Regeneration mechanischer Energy)
Persine et al. (2023)	N = 20 3DGA Anpassung des Gangbilds von TFP an geneigte Oberfläche	- TFP laufen asymmetrischer - Beide zeigen Anpassungsmechanismen bei 10°Neigung - Größter Symmetrieabweichung während 2. Doppelstand
Persine et al (2024) - Gait Posture	N = 21 3DGA Unterschiede in Gelenkmomenten und -Energie bei TFP	- MPKs zeigen eine niedrigere Höhe des internen Abduktionsmoments - Anpassungsmechanismen in der Sagittalebene sind abhängig von der Gehgeschwindigkeit

Tab. 5: Auflistung der wissenschaftlichen Arbeiten über instrumentierte Ganganalysen bei TFP.

5.2 Das Gangbild der TFP

Während die Analyse der spatiotemporalen Parameter bei den hier untersuchten Probanden Gegenstand einer separaten Auswertung ist, zeigen sich in der grafischen Darstellung von Kinematik und Kinetik deutliche Unterschiede zwischen TFP und KP.

Kinematik und Kinetik von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk gesunder Probanden weisen nur eine geringe intra- und inter-individuelle Streuung auf. Im Gegensatz dazu finden sich große Unterschiede sowohl zwischen Prothese und erhaltenem Bein als auch innerhalb der Gruppe der TFP. Diese Unterschiede betreffen insbesondere die Gelenk- und Momentmaxima von Hüft-, Kniegelenk und OSG in der Sagittalebene. Die absoluten Werte für Maxima und Minima der Gelenkwinkel unterscheiden sich zwischen Prothesenseite und erhaltenem Bein deutlich. Weiterhin unterscheiden sich die Zeitpunkte, zu dem die Schwungphase des Prothesenbeins eingeleitet wird. Dieses wird besonders deutlich, wenn man die Eigenschaften des Kniegelenks berücksichtigt.

Die Gangkurven der TFPs zeigen insbesondere Abweichungen in der Symmetrie mit größeren interindividuellen Unterschieden gegenüber den Kontrollprobanden. Zum einen zeigt sich eine unterschiedliche Kinematik und Kinetik in der Prothesenbewegung, zum anderen treten Verzögerungen in der Kinematik und Kinetik auf der kontralateralen Seite auf, welche auf eine kompensatorische Verlängerung der Standphase hinweisen. Diese Interpretation wird auch in anderen Arbeiten vorgeschlagen (Dreville et al., 2014; Persine et al., 2023). Momente und Bewegungsausmaß der erhaltenen Seite sind in der Regel größer als auf der amputierten Seite. Diese auch in anderen Studien beschriebenen Veränderungen in der Gangsymmetrie werden mit einem erhöhten Risiko für degenerative Erkrankungen assoziiert.

Das Gangbild spricht für Gangunsicherheit des TFP und einen erhöhten Energieaufwand. Diese Eigenschaften zeigen sich in erheblichen Abweichungen vom physiologischen Gangbild und treten nochmals deutlicher beim Gehen auf der geneigten Ebene zu Tage. Hier nimmt der Bewegungsumfang beider Seiten ab, woraus geringere externe Gelenkmomente resultieren. Damit sind auch geringere Kräfte erforderlich, um diesen Gelenkmomenten entgegenzuwirken und eine sichere und stabile Bewegung zu ermöglichen. Beim Bergabgehen fällt auf, dass der Bewegungsumfang der TFPs während der mittleren und terminalen Standphase bei der Flexionsbewegung der Knieprothese erheblich variiert.

Diese Bewegungsabweichung betrifft ausschließlich Probanden, die mit dem Genium-Knie (MPK) versorgt sind. Bei einigen dieser Patienten ist die klassische Flexionssperre ausgeschaltet, wodurch es bei der Vorverlagerung des Schwerpunktes zum allmählichen Flektieren im Prothesengelenkzentrum auf dem geneigten Laufband kommt. Interessanterweise zeigen diese Patienten keine kompensatorische Verzögerung der Gegenseite. Ein solcher Befund wurde auch von Highsmith et al. erhoben (Highsmith et al., 2016). Die Autoren dieser Studie empfehlen diese Funktion des Prothesenbeins insbesondere für sehr gut trainierte und geübte Nutzer, da für ein symmetrischeres Gangbild geringerer Kompensationsmechanismen der gesunden Seite erforderlich sind.

Einen weiteren und bereits von der Arbeitsgruppe von Drevelle et al. untersuchter Aspekt ist das Vaulting. Dieser Vorgang beschreibt eine wippende Plantarflexion im OSG während der mittleren Standphase des gesunden Beines, um den Toe off der Prothesenseite positiv zu unterstützen. Dieses Phänomen ließ sich lediglich bei einem Patienten sicher nachweisen. Bei zwei weiteren Patienten lag es möglicherweise vor.

Um die Frage zu klären, ob sich bestimmte kompensatorische Bewegungsmuster bei TFP häufen, ist die Untersuchung eines größeren und hinsichtlich der klinischen Voraussetzungen homogenere Patientengruppe angezeigt. Stumpfbeschaffenheit, die Amputationsursache, Nebenerkrankungen, allgemeine Belastbarkeit und Prothesenversorgung sowie die Versorgungsdauer beeinflussen die Gehfähigkeiten und den Gangzyklus in unterschiedlichem Maße (Bell et al., 2013; Heitzmann et al., 2020; Ranz et al., 2017; Sturk et al., 2018). Wie groß der Einfluss einzelner Faktoren auf das Gangbild schließlich ist, lässt sich nicht genau sagen. Die Oberschenkelschaftprothese kann die physiologische Gelenkkette nicht ersetzen, sondern lediglich die bipedale Lokomotion durch Optimierung biomechanischer Aspekte energieeffizienter gestalten. Am Ende ist das Ergebnis von den individuellen Gegebenheiten und von der Motivation zum Training im Umgang mit der Prothese abhängig. Ein nahezu symmetrischer Gang sollte nicht das einzige Ziel sein (Götz-Neumann, 2016). Vielmehr muss die Oberschenkelschaftprothese dem Träger eine sichere, bipedale Fortbewegung bei minimalem Sturzrisiko ermöglichen. Darüber hinaus sollte die Prothese möglichst leicht sein, um Kraft und Energieaufwand für das Vorschwingen des Beines zu minimieren und so das Risiko für degenerative

Erkrankungen der erhaltenen Hüfte sowie des kontralateralen Beines zu senken (Morgenroth et al., 2014).

5.3 Datenverarbeitung

Eine der größten Herausforderungen der 3-dimensionalen Ganganalyse und dem damit einhergehenden umfassenden Datensatz ist es, diesen auf charakteristische Kenngrößen zu reduzieren und damit den Weg zu quantitativen und statistisch belastbaren Gruppenvergleichen zu öffnen. Dazu wurden in der Vergangenheit der Gilette Gait Index (GGI), der Gait Deviation Index (GDI) und der Gait Profile Score (GPS) vorgeschlagen (Baker et al., 2009; McMulkin and MacWilliams, 2015; Schutte et al., 2000; Schwartz and Rozumalski, 2008). Sowohl der GGI als auch der GDI beruhen auf einer Hauptkomponentenanalyse. Im Falle des GGI werden 16 spatiotemporale kinematische und kinetische Parameter herangezogen, aus denen durch eine Hauptkomponenten Analyse ein Index gebildet wird, der die Abweichung vom Normbereich definiert. Für den GDI wird aus den relativ zum Gangzyklus registrierten acht kinematischen Parametern der Becken und Hüftbewegungen in allen drei Ebenen, der Knieflexion und -Extension, der Dorsalextension und Plantarflexion im Sprunggelenk und der Fußprogression durch die Hauptkomponentenanalyse ein Satz unabhängiger Charakteristika abgeleitet. Die Interpretation dieses reduzierten Datensatzes erfordert den Vergleich mit unter gleichen Bedingung erstellten und identisch behandelten Daten gesunder Kontrollen. Allerdings muss die Zahl der Kontrollprobanden hinreichend groß sein, um belastbare Aussagen zu erhalten. Der GDI ist zwar zur Detektion von Gangpathologien eignet, erlaubt aber keine Aussage darüber, an welcher Stelle des Bewegungsapparates Probleme lokalisiert ist.

5.4 Schwächen der vorliegenden Studie

Wesentliche Limitationen dieser Studie sind nicht nur die geringe Zahl der Probanden, sondern auch die großen Unterschiede zwischen den Probanden. Das Studienprotokoll sah vor, dass alle Probanden die Möglichkeit zur Familiarisierung mit der Untersuchung am GRAIL angeboten wurde, bevor die für die Auswertung relevanten Messungen an zwei separaten Terminen erfolgten. Zwischen den Terminen am GRAIL sollte eine ausreichende Ruhephase eingehalten werden, um Artefakte durch Ermüdung zu vermeiden. Das erforderte allerdings seitens der Probanden, unabhängig von der

Gruppenzugehörigkeit, eine hohe Motivation. Tatsächlich erwies sich die Rekrutierung der Probanden, trotz Aufwandsentschädigung und Übernahme von Fahrt- und/oder Hotelkosten für transfemorale amputierte Probanden als außerordentlich schwierig. Einerseits sind die TFPs sehr an Informationen zu ihrer Gehfähigkeit und an der Optimierung der Prothesenversorgung interessiert, andererseits steht der extreme Aufwand, der für die Analyse am GRAIL notwendig ist, dem entgegen. Dennoch konnten wir 15 Probanden mit unilateraler Oberschenkelamputation und einer seit mindestens 6 Monaten bestehenden Prothesenversorgung für diese Studie aus einem Umkreis von ca. 200km rekrutieren.

5.5 Limitationen während der Arbeit am GRAIL

Die Arbeiten mit dem GRAIL stellen sich in vielerlei Hinsicht herausfordernd dar. Die reproduzierbare und exakte Positionierung der Marker ist entscheidend für die korrekte Erfassung des Gangzyklus und die Ableitung von Kinematik und Kinetik. Für die richtige Positionierung der Marker ist die exakte Bestimmung der anatomischen Landmarken essenziell. Individuelle Unterschiede, beispielsweise durch anatomische Gegebenheiten oder ungünstige Weichteilverhältnisse erschweren es, die Position von Trochanter und Gelenkpunkten zu ertasten. Die Marker-gestützte Aufzeichnung einer dreidimensionalen Gelenkdarstellung stellt immer eine Approximation der wirklichen Gelenkanatomie dar. Eine exakte Bestimmung des Gelenkzentrums am Menschen ist mit dieser Untersuchungsmethode nicht möglich.

Zudem kann die Haftung der Marker durch vermehrte Transpiration reduziert und die Positionen der Marker durch Kleidungsstücke verdeckt und fehlerhaft detektiert werden.

Weitere potenzielle Fehlerquellen ergeben sich durch das GRAIL selbst. Die komplexe Technik erfordert die regelmäßige Synchronisierung der Hard- und Software. Die Datenextraktion und -Synchronisation auf das entsprechende Gangereignis ist komplex und wurde mithilfe eines MATLAB-Skripts ermöglicht (Feldhege et al., 2021). Dabei müssen die unterschiedlichen Positionen der verschiedenen Markerpunkte vom Motion-Capturing des Vicon-Systems sowie der Bodenreaktionskräfte des Laufbands über die D-Flow-Software entsprechend gefiltert und verarbeitet werden, sodass die spatiotemporalen, kinematischen und kinetischen Daten auf die gleiche Zeitachse bzw. des Gangzyklus bezogen werden und als csv.-, mox.- oder txt.- Dateien extrahiert

werden können. Dabei wirken sich bereits geringfügige Abweichungen vom Nullpunkt (Basislinie) auf die Berechnung der kinetischen Daten aus.

Darüberhinaus war die Aufzeichnungsdauer durch den begrenzten Arbeitsspeicher auf einen Zeitraum von maximal 6min limitiert.

5.6 Aussichten

Mit dieser Studie konnte gezeigt werden, dass vollinstrumentierte Ganganalysen an TFP mit unterschiedlicher Prothesenversorgung möglich sind. Es gilt auch die Daten der koronaren und transversalen Ebene der Gelenkkette sowie des Rumpfes auszuwerten und eine ausreichend große Zahl ganggesunder Probanden zu untersuchen und aus beiden Datensätzen den GDI für die TFP zu berechnen.

Ein weiterer Aspekt ergibt sich, wenn gezielte klinische Fragestellungen in Hinblick der Ganganalyse bei TFP gestellt werden. Insbesondere durch den Einzug alternativer operativer Verfahren, wie der osseointegrierten endoprothetischen Versorgung von transfemoral amputierten Patienten, können neue Unterschiede und Outcomes untersucht werden und zu einer Verbesserung der Versorgungsqualität von TFP beitragen.

6 Zusammenfassung

In dieser Studie wurden das Gangbild von Probanden nach unilateraler transfemorale Amputation mithilfe des GRAIL, einer vollinstrumentierten dreidimensionalen Ganganalyse unter Nutzung von virtueller Realität untersucht. Wir konnten zunächst anhand einer Gruppe von 13 Kontrollprobanden zeigen, dass die mit GRAIL erhobenen Daten valide sind und haben diese als Referenz für die Analyse des Gangbildes der TFP herangezogen.

Es zeigte sich, dass das Gangbild der TFP deutlich von dem der Kontrollen abweicht und diese Abweichungen betreffen sowohl das erhaltene Bein als auch das Prothesenbein.

Die Abweichung der Gangkurven nimmt beim Gehen auf dem um fünf Grad abwärts geneigten Laufband zu. Bei der intraindividuellen Betrachtung der Gangkurven konnten wir zeigen, dass Abweichungen des Gangbildes von der „Norm“ stark variieren und multifaktoriell begründet liegen. Es lassen sich darüber hinaus verschiedene kompensatorische Bewegungsmuster wie beispielsweise das Vaulting oder das Yielding nachweisen, welche bereits in anderen Studien veröffentlicht wurden. Dennoch bedarf es wesentlich mehr Probanden, um nähere Aussagen darüber treffen zu können, als auch die Auswertung weiterer Gangparameter. Das Gangbild des transfemoral amputierten Probanden mit Exoprothesenschaft-Versorgung wird man jedoch so nicht abbilden können.

7 Thesen

Die vollinstrumentierte Ganganalyse, wie durch das GRAIL, bietet eine umfangreiche Untersuchungsmöglichkeit des individuellen Gangbilds und lässt aufgrund seines Aufbaus und Messweise Rückschlüsse über Gangpathologien deren Genese zu.

Das GRAIL bietet für unilateral transfemoral Amputierte reliable Daten zur vollinstrumentierten Ganganalyse unter standardisierbaren und sicheren Bedingungen.

Das GRAIL weist vergleichbare Daten in Kinematik und Kinetik bei Ganggesunden auf wie in anderen Studien bereits beschrieben wurde.

Das Gangbild des unilateral transfemoral amputierten Probanden weist interindividuelle und intraindividuelle Unterschiede hinsichtlich der Kinematik und Kinetik der Sagittalebene von Hüft-, Knie- und oberem Sprunggelenk auf.

Die in dieser Arbeit herausgearbeiteten individuellen Unterschiede im Gangbild liegen multifaktoriell in den Charakteristika der körperlichen Konstitution, den Komorbiditäten, des Trainingszustandes, der Prothesentechnik und der Amputations- und Stumpfverhältnisse begründet.

In der individuellen Ganganalyse lassen sich unterschiedlich stark ausgeprägte kompensatorische Bewegungsmuster bei den transfemoral amputierten Probanden feststellen und mit dem GRAIL detektieren.

Weitere Parameter können und sollten durch die Verwendung des GRAILs erhoben werden sowie mit aktuellen publizierten Untersuchungen verglichen werden.

Das GRAIL bietet für transfemoral Amputierte weitere Einsatzmöglichkeiten insbesondere in der Rehabilitationsmedizin aufgrund seiner Sicherheitsvorkehrungen.

8 Verzeichnis

8.1 Literaturverzeichnis

- Alsancak, S., et al., 2021. The effects of domestic mechanical knee joints on pelvic motion in transfemoral amputees. *Disabil Rehabil Assist Technol* 16(5): 446-452.
- Baker, R., McGinley, J.L., Schwartz, M.H., Beynon, S., Rozumalski, A., Graham, H.K., Tirosh, O., 2009. The Gait Profile Score and Movement Analysis Profile. *Gait & Posture* 30, 265-269.
- Barry, E., Galvin, R., Keogh, C., Horgan, F., Fahey, T., 2014. Is the Timed Up and Go test a useful predictor of risk of falls in community dwelling older adults: a systematic review and meta- analysis. *BMC Geriatrics* 14, 14.
- Bell, J.C., Wolf, E.J., Schnall, B.L., Tis, J.E., Tis, L.L., Potter, B.K., 2013. Transfemoral amputations: the effect of residual limb length and orientation on gait analysis outcome measures. *J Bone Joint Surg Am* 95, 408-414.
- Bergschmidt, P., Darowski, M., Bonacker, J., Leubert, N., Kebbach, M., Mittelmeier, W., 2021. Biomechanik des endoprothetisch versorgten Kniegelenks, *AE-Manual der Endoprothetik*, pp. 1-23.
- Biffi, E., Beretta, E., Cesareo, A., Maghini, C., Turconi, A.C., Reni, G., Strazzer, S., 2017. An Immersive Virtual Reality Platform to Enhance Walking Ability of Children with Acquired Brain Injuries. *Methods Inf Med* 56, 119-126.
- Biffi, E., Beretta, E., Diella, E., Panzeri, D., Maghini, C., Turconi, A.C., Strazzer, S., Reni, G., 2015. Gait rehabilitation with a high tech platform based on virtual reality conveys improvements in walking ability of children suffering from acquired brain injury, 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), pp. 7406-7409.

-
- Bovi, G., Rabuffetti, M., Mazzoleni, P., Ferrarin, M., 2011. A multiple-task gait analysis approach: Kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult subjects. *Gait & Posture* 33, 6-13.
- Castiglia, S. F., et al., 2020. Pelvic obliquity as a compensatory mechanism leading to lower energy recovery: Characterization among the types of prostheses in subjects with transfemoral amputation. *Gait Posture* 80: 280-284.
- De Keersmaecker, E., Van Bladel, A., Zaccardi, S., Lefeber, N., Rodriguez-Guerrero, C., Kerckhofs, E., Jansen, B., Swinnen, E., 2023. Virtual reality-enhanced walking in people post-stroke: effect of optic flow speed and level of immersion on the gait biomechanics. *J Neuroeng Rehabil* 20, 124.
- de Rooij, I.J.M., van de Port, I.G.L., Punt, M., Abbink-van Moorsel, P.J.M., Kortsmit, M., van Eijk, R.P.A., Visser-Meily, J.M.A., Meijer, J.G., 2021. Effect of Virtual Reality Gait Training on Participation in Survivors of Subacute Stroke: A Randomized Controlled Trial. *Phys Ther* 101.
- Drevelle, X., Villa, C., Bonnet, X., Loiret, I., Fode, P., Pillet, H., 2014. Vaulting quantification during level walking of transfemoral amputees. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 29, 679-683.
- Engelhardt, M.G., Casper, J., Nehrer, S., Stefan, 2020. Diagnostische Verfahren und Untersuchungstechniken (II), Das Sportlerknie. Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart.
- Ernst, J., Stinus, H., Greitemann, B., Lehmann, W., 2021. Amputationen im Oberschenkelbereich, *Orthopädie und Unfallchirurgie*, pp. 1-11.
- Ettema, S., Kal, E., Houdijk, H., 2021. General estimates of the energy cost of walking in people with different levels and causes of lower-limb amputation: a systematic review and meta-analysis. *Prosthet Orthot Int* 45, 417-427.
- 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.
-

-
- Folstein, M.F., Folstein, S.E., McHugh, P.R., 1975. "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psychiatr Res* 12, 189-198.
- Franchignoni, F., Orlandini, D., Ferriero, G., Moscato, T.A., 2004. Reliability, validity, and responsiveness of the locomotor capabilities index in adults with lower-limb amputation undergoing prosthetic training. *Arch Phys Med Rehabil* 85, 743-748.
- Gagliardi, C., Turconi, A.C., Biffi, E., Maghini, C., Marelli, A., Cesareo, A., Diella, E., Panzeri, D., 2018. Immersive Virtual Reality to Improve Walking Abilities in Cerebral Palsy: A Pilot Study. *Ann Biomed Eng* 46, 1376-1384.
- Gailey, R.S., Roach, K.E., Applegate, E.B., Cho, B., Cuniffe, B., Licht, S., Maguire, M., Nash, M.S., 2002. The amputee mobility predictor: an instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate. *Arch Phys Med Rehabil* 83, 613-627.
- Götz-Neumann, K., 2016. *Gehen verstehen*, 4. Auflage ed. Thieme.
- Hans Albert Richard, G.K., 2020. *Biomechanik*, 2. Auflage ed. Springer Vieweg.
- Heitzmann, D.W.W., Leboucher, J., Block, J., Gunther, M., Putz, C., Gotze, M., Wolf, S.I., Alimusaj, M., 2020. The influence of hip muscle strength on gait in individuals with a unilateral transfemoral amputation. *PLoS One* 15, e0238093.
- Herman, T., Giladi, N., Hausdorff, J.M., 2011. Properties of the 'timed up and go' test: more than meets the eye. *Gerontology* 57, 203-210.
- Highsmith, M.J., Kahle, J.T., Wernke, M.M., Carey, S.L., Miro, R.M., Lura, D.J., Sutton, B.S., 2016. Effects of the Genium Knee System on Functional Level, Stair Ambulation, Perceptive and Economic Outcomes in Transfemoral Amputees. *Technol Innov* 18, 139-150.
-

-
- Jeschke, A.M., de Groot, L.E., van der Woude, L.H.V., Oude Lansink, I.L.B., van Kouwenhove, L., Hijmans, J.M., 2019. Gaze direction affects walking speed when using a self-paced treadmill with a virtual reality environment. *Hum Mov Sci* 67, 102498.
- Kark, L., Odell, R., McIntosh, A.S., Simmons, A., 2016. Quantifying prosthetic gait deviation using simple outcome measures. *World J Orthop* 7, 383-391.
- Kendell, C., et al., 2016. Gait adaptations of transfemoral prosthesis users across multiple walking tasks. *Prosthet Orthot Int* 40(1): 89-95.
- Kegel, B., Webster, J.C., Burgess, E.M., 1980. Recreational activities of lower extremity amputees: a survey. *Arch Phys Med Rehabil* 61, 258-264.
- Krueger, C.A., Wenke, J.C., Ficke, J.R., 2012. Ten years at war: comprehensive analysis of amputation trends. *J Trauma Acute Care Surg* 73, S438-444.
- L. Iuppariello , P.B., M. Cesarelli , S. Esposito , M.Nespoli , L.Foggia, F.Clemente, 2017. New Measurement Techniques for Gait Analysis: The Grail experience. 22nd IMEKO TC4 International Symposium & 20th International Workshop on ADC Modelling and Testing Supporting World Development Through Electrical & Electronic Measurements IASI, Romania.
- Lawton, M.P., Brody, E.M., 1969. Assessment of older people: self-maintaining and instrumental activities of daily living. *Gerontologist* 9, 179-186.
- Liu, W.Y., Meijer, K., Delbressine, J.M., Willems, P.J., Franssen, F.M., Wouters, E.F., Spruit, M.A., 2016. Reproducibility and Validity of the 6-Minute Walk Test Using the Gait Real-Time Analysis Interactive Lab in Patients with COPD and Healthy Elderly. *PLoS One* 11, e0162444.
- Liu, W.Y., Spruit, M.A., Delbressine, J.M., Willems, P.J., Franssen, F.M.E., Wouters, E.F.M., Meijer, K., 2017. Spatiotemporal gait characteristics in patients with COPD during the Gait Real-time Analysis Interactive Lab-based 6-minute walk test. *PLoS One* 12, e0190099.
-

-
- Löwe, B., Kroenke, K., Herzog, W., Gräfe, K., 2004. Measuring depression outcome with a brief self-report instrument: sensitivity to change of the Patient Health Questionnaire (PHQ-9). *J Affect Disord* 81, 61-66.
- McMulkin, M.L., MacWilliams, B.A., 2015. Application of the Gillette Gait Index, Gait Deviation Index and Gait Profile Score to multiple clinical pediatric populations. *Gait & Posture* 41, 608-612.
- Morgenroth, D.C., Medverd, J.R., Seyedali, M., Czerniecki, J.M., 2014. The relationship between knee joint loading rate during walking and degenerative changes on magnetic resonance imaging. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 29, 664-670.
- Moro, M., Marchesi, G., Hesse, F., Odone, F., Casadio, M., 2022. Markerless vs. Marker-Based Gait Analysis: A Proof of Concept Study. *Sensors (Basel)* 22.
- Müßig, J. A., et al., 2019. Variability in trunk and pelvic movement of transfemoral amputees using a C-leg system compared to healthy controls. *Hum Mov Sci* 68: 102539.
- Panzeri, D., Genova, C., Poggi, G., Strazzer, S., Biffi, E., 2022. Visual Feedback and Virtual Reality in Gait Rehabilitation of Hemiparetic Children and Teenagers after Acquired Brain Injury: A Pilot Study. *Children (Basel)* 9.
- Persine, S., Simoneau-Buessinger, E., Charlate, F., Bassement, J., Gillet, C., Decoufour, N., Leteneur, S., 2023. Transfemoral amputees adapt their gait during cross-slope walking with specific upper-lower limb coordination. *Gait Posture* 105, 171-176.
- Persine, S., et al., 2024. Kinetic adaptations of the intact limb in transfemoral amputees using a microprocessor prosthetic knee. *Gait Posture* 108: 170-176.
- Pfefferkorn I, S.B., 2013. Was ist anders bei transfemorale Prothetik für geriatrische Patienten? *Orthopädie Technik* 64 (10), 26–34.
-

-
- Poonsiri, J., Dijkstra, P.U., Geertzen, J.H.B., 2022. Fitting transtibial and transfemoral prostheses in persons with a severe flexion contracture: problems and solutions - a systematic review. *Disabil Rehabil* 44, 3749-3759.
- Prinsen, E. C., et al., 2017. The influence of a user-adaptive prosthetic knee across varying walking speeds: A randomized cross-over trial. *Gait Posture* 51: 254-260.
- Punt, M., Bruijn, S.M., Roeles, S., van de Port, I.G., Wittink, H., van Dieën, J.H., 2017. Responses to gait perturbations in stroke survivors who prospectively experienced falls or no falls. *J Biomech* 55, 56-63.
- Putz, C., Alimusaj, M., Heitzmann, D.W.W., Götze, M., Wolf, S.I., Block, J., 2017. Exo-Prothesenregister. *Trauma und Berufskrankheit* 20, 145-150.
- Ranz, E.C., Wilken, J.M., Gajewski, D.A., Neptune, R.R., 2017. The influence of limb alignment and transfemoral amputation technique on muscle capacity during gait. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 20, 1167-1174.
- Schumpelick V., K.R., Stumpf M., 2017. Oberschenkelamputation - Schritt für Schritt, Orthopädie und Unfallchirurgie - up2date, 4. ed. Thieme, pp. 525–529.
- Schutte, L.M., Narayanan, U., Stout, J.L., Selber, P., Gage, J.R., Schwartz, M.H., 2000. An index for quantifying deviations from normal gait. *Gait & Posture* 11, 25-31.
- Schwartz, M.H., Rozumalski, A., 2008. The Gait Deviation Index: a new comprehensive index of gait pathology. *Gait Posture* 28, 351-357.
- Sturk, J.A., Lemaire, E.D., Sinitski, E., Dudek, N.L., Besemann, M., Hebert, J.S., Baddour, N., 2018. Gait differences between K3 and K4 persons with transfemoral amputation across level and non-level walking conditions. *Prosthet Orthot Int* 42, 626-635.
-

-
- Tinetti, M.E., 1986. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J Am Geriatr Soc* 34, 119-126.
- Uchytíl J, Jandacka D, Zahradník D, Farana R, Janura M. Temporal-spatial parameters of gait in transfemoral amputees: Comparison of bionic and mechanically passive knee joints. *Prosthet Orthot Int*. 2014 Jun;38(3):199-203.
- Van Bladel, A., De Ridder, R., Palmans, T., Van der Looven, R., Cambier, D., 2023. Comparing spatiotemporal gait parameters between overground walking and self-paced treadmill walking in persons after stroke. *Disabil Rehabil* 45, 1016-1021.
- Villa, C., et al., 2017. Cross-Slope and Level Walking Strategies During Swing in Individuals With Lower Limb Amputation. *Arch Phys Med Rehabil* 98(6): 1149-1157.
- Walter, N., Alt, V., Rupp, M., 2022. Lower Limb Amputation Rates in Germany. *Medicina (Kaunas)* 58.
- Yang, J., Park, K., 2024. Improving Gait Analysis Techniques with Markerless Pose Estimation Based on Smartphone Location. *Bioengineering (Basel)* 11.

8.2 Abbildungsverzeichnis

- Abb. 1:** Seitliche Ansicht einer Oberschenkelchaftprothese mit künstlichem Knie und Fuß/ Sprunggelenk Quelle: <https://marx-rieger.de/beinprothesen/> (Zugriff am 21.09.2024) 3
- Abb. 2:** Darstellung eines mikroprozessorgesteuerten Kniegelenks mit monozentrischem Drehpunkt (A) und eines polyzentrischen Kniegelenks mit insgesamt 3 verketteten Drehzentren (B) Quelle:
(A) <https://www.ottobock.com/de-ch/product/3C88-3~23C98-3;>
(B) <https://www.medicalexpo.de/prod/roadrunnerfoot-engineering/product-105938-1003115.html> (Zugriff am 21.09.2024) 4
- Abb. 3:** Schematische Darstellung des Bodenreaktionskraftvektors (roter Pfeil) der unteren Gelenkkette während des Gangzyklus. (IC: Initial Contact; LR: Loading Response; MSt: Mid Stance; TSt: Terminal Stance; PS: Preswing; IS: Initial Swing; MSw: Mid Swing; TSw: Terminal Swing) 7
- Abb. 4:** Darstellung der Bodenreaktionskraft (A) und dem zugehörigen Moment (B) im Kniegelenk. Diese ist zum Körperschwerpunkt (roter Punkt) gerichtet, übt über den virtuellen Hebelarm (b) eine externe Kraft auf das Gelenk aus und generiert ein Gelenkmoment (c), welche senkrecht zum Drehzentrum steht und eine Flexion im Gelenk begünstigt (d). 8
- Abb. 5:** (A) schematische Darstellung eines Probanden mit dem zugehörigen Vektormodell zur Beschreibung der Kinematik (B) Reduktion der Gelenkkette von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk 9
- Abb. 6:** Schematische Darstellung des GRAIL Quelle: <https://www.motekmedical.com/solution/grail/#why-this-product> (Zugriff am 22.09.2024) 10
- Abb. 7:** Schematische Darstellung des Studiendesigns 14
- Abb. 8:** Schematische Darstellung der Ganganalyse am GRAIL 15

Abb. 9:	Repräsentative Messung am GRAIL (A). Die Marker wurden gemäß des offiziellen Modells der Firma MOTTEK angebracht (B) Quelle (B): https://knowledge.motekmedical.com/wp-content/uploads/2019/07/HBM2-Reference-Manual-Full-Body.pdf (Zugriff am 22.09.2024)	16
Abb. 10:	Ermittlung der Komfortgeschwindigkeit. Die Laufbandgeschwindigkeit wurde solange stufenweise um 0,1m/s erhöht, bis eine für den Probanden komfortable Geschwindigkeit erreicht war. Anschließend wird die Laufbandgeschwindigkeit um 2m/s erhöht und solange schrittweise um 0,1m/s gedrosselt, bis wiederum der Komfortbereich erreicht wurde. Der Vorgang wurde zweimal wiederholt, um anschließend aus diesem Prozess den Mittelwert individuell als Komfortgeschwindigkeit zu nutzen.	17
Abb. 11:	Verarbeitung der Daten am GRAIL (Feldhege et al., 2021)	18
Abb. 12:	Mittelwerte und Standardabweichung der Kinematik vom rechten (rot) bzw. linken (grün) Hüft-(A), Knie-(B) und Sprunggelenk (C) während des Gehens. Der von Bovi et al ermittelte Referenzbereich ist hellblau hinterlegt.	21
Abb. 13:	Mittelwerte und Standardabweichung der Kinetik vom rechten (rot) bzw. linken (grün) Hüft-(A), Knie-(B) und Sprunggelenk (C) während des Gehens. Der von Bovi et al ermittelte Referenzbereich ist hellblau hinterlegt.	23
Abb. 14:	Mittelwerte und Standardabweichung der Kinematik bei den KP bei verändertem Neigungswinkel (0° - grau, +5° rot [A-C] und -5° grün [D-F]) für Hüft-(A,D), Knie-(B,E) und Sprunggelenk (C,F) während des Gehens. Extension < 0°; Flexion > 0°	24
Abb. 15:	Mittelwerte und Standardabweichung der Kinetik bei den KP bei verändertem Neigungswinkel (0° - grau, +5° rot [A-C] und -5° grün [D-F]) für Hüft-(A,D), Knie-(B,E) und Sprunggelenk (C,F) während des Gehens. Extension < 0°; Flexion > 0°	24

-
- Abb. 16:** Mittelwerte und Standardabweichung der Gelenkwinkel (A-F) von Hüft- (A, D), Knie- (B, E) und Sprunggelenk (C, F) für das Prothesenbein (rot; A, B, C) und das erhaltene Bein (grün; D, E, F). Die Befunde der Kontrollprobanden sind als graues Band dargestellt. Extension $< 0^\circ$; Flexion $> 0^\circ$ 26
- Abb. 17:** Mittelwerte und Standardabweichung für Gelenkmomente (A-F) von Hüft- (A, D), Knie- (B, E) und Sprunggelenk (C, F) für das Prothesenbein (rot; A, B, C) und des erhaltenen Beins (grün; D, E, F). Die Befunde der Kontrollprobanden sind als graues Band dargestellt. Extension $< 0^\circ$; Flexion $> 0^\circ$ 27
- Abb. 18:** Mittelwerte und Standardabweichung beim Gehen über das $+5^\circ$ geneigte Laufband für die Gelenkwinkel (A-F) von Hüft- (A, D), Knie- (B, E) und Sprunggelenk (C, F) für das Prothesenbein (rot; A, B, C) und das erhaltene Bein (grün; D, E, F). Die Referenz-Befunde der KFP beim Gehen über das ebene Laufband sind rot-grau (A,B,C) bzw. grün-grau (D,E,F) unterlegt. Extension $< 0^\circ$; Flexion $> 0^\circ$ 28
- Abb. 19:** Mittelwerte und Standardabweichung beim Gehen über das $+5^\circ$ geneigte Laufband für die Gelenkmomente (A-F) von Hüft- (A, D), Knie- (B, E) und Sprunggelenk (C, F) für das Prothesenbein (rot; A, B, C) und das erhaltene Bein (grün; D, E, F). Die Referenz-Befunde der KFP beim Gehen über das ebene Laufband sind rot-grau (A,B,C) bzw. grün-grau (D,E,F) unterlegt. Extension $< 0^\circ$; Flexion $> 0^\circ$ 29
- Abb. 20:** Mittelwerte und Standardabweichung beim Gehen über das -5° geneigte Laufband für die Gelenkwinkel (A-F) von Hüft- (A, D), Knie- (B, E) und Sprunggelenk (C, F) für das Prothesenbein (rot; A, B, C) und das erhaltene Bein (grün; D, E, F). Die Referenz-Befunde der KFP beim Gehen über das ebene Laufband sind rot-grau (A,B,C) bzw. grün-grau (D,E,F) unterlegt. Extension $< 0^\circ$; Flexion $> 0^\circ$ 30
-

-
- Abb. 21:** Mittelwerte und Standardabweichung beim Gehen über das -5° geneigte Laufband für die Gelenkmomente (A-F) von Hüft- (A, D), Knie- (B, E) und Sprunggelenk (C, F) für das Prothesenbein (rot; A, B, C) und das erhaltene Bein (grün; D, E, F). Die Referenz-Befunde der KFP beim Gehen über das ebene Laufband sind rot-grau (A,B,C) bzw. grün-grau (D,E,F) unterlegt. Extension < 0°; Flexion > 0° 31
- Abb. 22:** Mittelwerte und Standardabweichung für Gelenkwinkel (A-F) von Hüft- (A, D), Knie- (B, E) und Sprunggelenk (C, F) für das Prothesenbein (rot; A, B, C) und des erhaltenen Beins (grün; D, E, F). Die Befunde der Kontrollprobanden sind als graues Band dargestellt. Extension < 0°; Flexion > 0° 32
- Abb. 23:** Mittelwerte und Standardabweichung für Gelenkmomente (A-F) von Hüft- (A, D), Knie- (B, E) und Sprunggelenk (C, F) für das Prothesenbein (rot; A, B, C) und des erhaltenen Beins (grün; D, E, F). Die Befunde der Kontrollprobanden sind als graues Band dargestellt. Extension < 0°; Flexion > 0° 33
- Abb. 24:** Mittelwerte und Standardabweichung für Gelenkwinkel (A-F) von Hüft- (A, D), Knie- (B, E) und Sprunggelenk (C, F) für das Prothesenbein (rot; A, B, C) und des erhaltenen Beins (grün; D, E, F). Die Befunde der Kontrollprobanden sind als graues Band dargestellt. Extension < 0°; Flexion > 0° 34
- Abb. 25:** Mittelwerte und Standardabweichung für Gelenkmomente (A-F) von Hüft- (A, D), Knie- (B, E) und Sprunggelenk (C, F) für das Prothesenbein (rot; A, B, C) und des erhaltenen Beins (grün; D, E, F). Die Befunde der Kontrollprobanden sind als graues Band dargestellt. Extension < 0°; Flexion > 0° 35

8.3 Tabellenverzeichnis

Tab. 1:	Anthropometrische Charakteristika (Median / Range) der Probanden	19
Tab. 2:	Charakteristika und Selbsteinschätzung der TFP	20
Tab. 3:	Gelenkwinkel der Kontrollprobanden und die von Bovi et al publizierte Referenzwerte.	23
Tab. 4:	Mediane (Minima - Maxima) der Gelenkwinkel aller TFP und KP hinsichtlich der maximalen Hüftstreckung, Knieflexion in Schwung- und Standphase, sowie der Range of Motion (ROM)	25
Tab. 5:	Auflistung der wissenschaftlichen Arbeiten über instrumentierte Ganganalysen bei TFP.	40

8.4 Formelverzeichnis

Formel 1:	M – Moment; F - Gewichtskraft; l - Hebelarm	8
Formel 2:	Winkel φ zwischen Vektor $\vec{ba}$ und $\vec{bc}$ kann als dessen Cosinus aus dem Quotienten dessen Skalarproduktes sowie der Multiplikation beider Vektorbeträge geschrieben werden.	10

8.5 Abkürzungsverzeichnis

AMP	Amputee Mobility Predictor
aHT	arterieller Hypertonus
Ctr	Kontrollprobanden
CoP	Centre of Pressure
CPS	chronisches Schmerzsyndrom
DLP	Dislipoproteinämie
DM	Diabetes mellitus
EMG	Elektromyografie
F	Kraft
GGI	Gillette Gait Index
GDI	Gait Deviation Index
GPS	Gait Profile Score
GRAIL	Gait Realtime Analysis Interactive Lab
HG	Hüftgelenk
HT	Hypothyreose
HTEP	Hüft-Totalendoprothese
IC / I	Initial Contact/ Initialkontakt (früher Toe off)
IS	Initial Swing (frühe Schwungphase)
KG	Kniegelenk
Kg	Kilogramm
KP	Kontrollprobanden
I	Hebelarmlänge
li	links
LR / L	Loading Response (Lastenübernahme)
M	Moment
Max	Maximum
Med	Median
Min	Minimum
MPK	Mikroprozessor gesteuertes Kniegelenk
MS	Mid Stance (Mittlere Standphase)
MSw	Mid Swing (mittlere Schwungphase)
N	Anzahl an Studienteilnehmern
NM	Newtonmeter
NMPK	Nicht Mikroprozessor gesteuertes Kniegelenk
MW	Mittelwert

OS	Oberschenkel
OSG	Oberes Sprunggelenk
pAVK	periphere arterielle Verschlusskrankheit
phQ9	Patient Health Questionnaire-9
PS	Pre Swing (Vorschwungphase)
re	rechts
ROM	Range of Motion
s	Sekunde
SD	Standardabweichung
STD	Spatiotemporale Daten
StP	Standphase
t	Zeit
TFP	transfemoral amputierte Probanden
TSt	Terminal Stance (mittlere Standphase)
TSw	Terminal Swing (terminale Schwungphase)
VI3DGA	voll instrumentierte dreidimensionale Ganganalyse
VR	virtuelle Realität
3DGA	dreidimensionale Ganganalyse
6MWT	six-minute-walk-test
%	Prozent
°	Grad
<	kleiner
>	größer

Verlaufseinschätzung

Probandenpseudonym: _____.

5. Gehen über virtuelle Hindernisse:

A. Wie körperlich anstrengend empfanden Sie Ihrer Meinung nach diese Aufgabe??

nicht an-
strengend 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 maximale
Anstrengung

B. Wie gut konnten Sie Ihrer Meinung nach diese Aufgabe erfüllen?

nicht
erfüllbar 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 sehr gut erfüllbar

6. Gehen bei Perturbationen (Störereignissen):

A. Wie körperlich anstrengend empfanden Sie Ihrer Meinung nach diese Aufgabe?

nicht an-
strengend 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 maximale
Anstrengung

B. Wie gut konnten Sie Ihrer Meinung nach diese Aufgabe erfüllen?

nicht
erfüllbar 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 sehr gut erfüllbar

7. Komfortgeschwindigkeit:

A. Wie körperlich anstrengend empfanden Sie Ihrer Meinung nach diese Aufgabe?

nicht an-
strengend 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 maximale
Anstrengung

B. Wie gut konnten Sie Ihrer Meinung nach diese Aufgabe erfüllen?

nicht
erfüllbar 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 sehr gut erfüllbar

Scan Datum/ Kürzel _____ / _____

Teil A – Patient

Einleitung

Als begleitende Dokumentation zu unserer Sprechstunde bitten wir Sie folgenden Fragebogen gewissenhaft und vollständig aus zu füllen. Sollten sich Fragen ergeben sprechen Sie uns bitte an.

Angaben zur Person

P1	Adressaufkleber	☐ Erstvorsteller ☐ Wiedervorsteller ID: _____ SAP _{Pat} : _____ Telefonnummer: _____
P2	Behandelnder Arzt (Name, Anschrift):	

Versorgungsrelevante Nebenerkrankungen

Sind Ihnen folgenden Erkrankungen bekannt?

P3	Herz/ Kreislauferkrankung (z.B. Bluthochdruck)	☐ nein ☐ ja → spezifisch:
	Stoffwechselerkrankung (z.B. Diabetes)	☐ nein ☐ ja → spezifisch:
	Arthrose	☐ nein ☐ ja → spezifisch:
	Endoprothesen (z.B. künstliches Hüftgelenk)	☐ nein ☐ ja → spezifisch:
	Eingeschränkte Wahrnehmung	☐ nein ☐ ja → spezifisch:
	Sonstiges:	

Angaben zu Therapie und Versorgung

P4	Sind Sie derzeit in physiotherapeutischer Behandlung?	☒ nein ☒ ja → Was wird gemacht?
	☐ Kräftigung/Dehnen ☐ Gehschule ☐ Lymphdrainage ☒ Sonstiges:	
P5	Hatten Sie bereits eine prothetische Versorgung?	
	☐ nein ☐ ja → bitte farbig markierte Fragen zusätzlich beantworten →	seit: Monat/Jahr: /
P6	Ist im Rahmen der prothetischen Versorgung eine Gehschule erfolgt?	☒ nein ☒ ja →
	Ort:	Monat/Jahr: /
P7	Verwenden Sie derzeit eine Prothese?	☐ ja ☐ eingeschränkt → ☐ nein, gar nicht → warum?
	Problem:	Problem besteht seit Monat/Jahr /

Angaben zur Mobilität, Lebensraum

Umfeld und Mobilität

P8	Welche Verkehrsmittel nutzen Sie derzeit ?	
	☐ PKW Selbstfahrer	☐ ich werde gefahren (Taxi, Familie) ☐ öffentliche Verkehrsmittel
	☐ Mofa/ Motorrad	☐ Fahrrad ☐ Sonstige: _____
P9	Benutzen Sie derzeit zur Fortbewegung zusätzliche Hilfsmittel?	
	☐ nein ☐ ja → Bitte geben Sie an in welchen Situationen:	
	☐ Gehstock → _____	☐ links, ☐ rechts, ☐ beidseitig
	☐ Unterarmgehstütze → _____	☐ links, ☐ rechts, ☐ beidseitig
	☐ Rollator → _____	
	☐ Rollstuhl → _____	
	☐ Sonstige → _____	
P10	Tragen Sie weitere orthopädische Hilfsmittel? ☐ nein ☐ ja →	
	spezifisch: _____	
P11	Wie viele Treppenstufen müssen sie täglich überwinden? _____ Stufen (Wohnung/Arbeit/etc. pro Etage ca. 12 Stufen)	
	Besteht die Möglichkeit alternativ einen Aufzug zu nutzen? ☐ nein ☐ ja	
P12	Bitte versuchen Sie zu schätzen:	
	Mit meiner Prothese kann ich derzeit am Stück _____ Meter ohne Pause gehen.	
	Mit meiner Prothese kann ich derzeit am Stück _____ Minuten ohne Pause gehen.	
	Insgesamt trage ich meine Prothese derzeit _____ Stunden pro Tag	
P13	Gehen Sie derzeit mehrmals wöchentlich auf unebenem Gelände ☐ nein ☐ ja	
	Gehen Sie derzeit mehrmals wöchentlich auf Schrägen und Rampen? ☐ nein ☐ ja	
P14	Sind Sie innerhalb der letzten 4 Wochen mit Ihrer Prothese gestolpert? ☐ nein ☐ ja →	
	wie oft? _____ in welcher Situation? _____	
P15	Sind Sie innerhalb der letzten 4 Wochen mit Ihrer Prothese gestürzt? ☐ nein ☐ ja →	
	wie oft? _____ in welcher Situation? _____	

Versorgungsrelevante Begleitumstände

P16	Können Sie Ihren Haushalt uneingeschränkt führen?	☐ ja	☐ nein →
	Bekommen Sie zusätzliche Unterstützung durch Angehörige oder z.B. Pflegedienst	☐ nein	☐ ja →
P17	Wobei bekommen Sie Hilfe?	☐ Besorgungen	☐ Hausarbeit
		☐ Kochen	☐ Körperpflege
		☐ Sonstiges _____	
	Wie häufig?	☐ gelegentlich	☐ wöchentlich
		☐ mehrmals wöchentlich	☐ täglich
P18	Sind Sie pflegebedürftig?	☐ nein	☐ ja → Pflegestufe:
	Leben Sie alleine?	☐ ja	☐ nein →
P19	Müssen Sie in Ihrem Haushalt Kinder unter 16 Jahren versorgen?	☐ nein	☐ ja
	Müssen Sie in Ihrem Haushalt Pflegebedürftige versorgen?	☐ nein	☐ ja

Aktivitäten

P20	Welche Aktivitäten üben Sie wie häufig aus?						
		nie	gelegentlich	wöchentlich	mehrmals wöchentlich	täglich	keine Angaber
	Einkaufen	☐	☐	☐	☐	☐	☐
	Putzen	☐	☐	☐	☐	☐	☐
	Gartenarbeit	☐	☐	☐	☐	☐	☐
	Kinderbetreuung	☐	☐	☐	☐	☐	☐
	Radfahren	☐	☐	☐	☐	☐	☐
	Spaziergänge	☐	☐	☐	☐	☐	☐
	*Sport	☐	☐	☐	☐	☐	☐
	*Sonstiges (z.B. Hobby)	☐	☐	☐	☐	☐	☐
	*Sport = _____ *Sonstiges/Hobby etc. = _____						
P21	Sind Sie derzeit berufstätig/ Azubi/ Schüler/ Student?						
	☐ nein →	☐ Rentner	☐ Frührentner	☐ Krankschreibung	☐ Sonstiges		
	☐ ja →	ausgeübter Beruf/Ausbildung: _____					
	Welche körperlichen Anforderungen stellt Ihre berufliche Tätigkeit?						
	Tätigkeit ist vorwiegend:	☐ stehend	☐ gehend	☐ sitzend	☐ sitzend im Kfz		
		☐ Tragen von Lasten, Heben		☐ Sonstiges:			

LCI

Locomotor Capability Index/Index zur Funktionalität mit Prothese

Bitte ausfüllen wenn sie derzeit eine Prothese tragen

Würden Sie sagen, dass Sie heute in der Lage sind, die folgenden Aktivitäten MIT IHRER PROTHESE auszuüben?
Bitte kreuzen Sie das Feld an, welches Ihre Fähigkeit am besten beschreibt.

Aktivität mit Prothese	Nein	Ja, wenn mir jemand hilft	Ja, wenn jemand in meiner Nähe ist	Ja, alleine, mit Gehhilfen	Ja, alleine, ohne Gehhilfen
von einem Stuhl aufstehen	☐	☐	☐	☐	☐
im Haus Gehen	☐	☐	☐	☐	☐
draußen auf ebenen Gelände gehen	☐	☐	☐	☐	☐
Stufen herauf gehen <u>mit</u> Handlauf	☐	☐	☐	☐	☐
Stufen herunter gehen <u>mit</u> Handlauf	☐	☐	☐	☐	☐
einen Bordstein rauf steigen	☐	☐	☐	☐	☐
einen Bordstein runter steigen	☐	☐	☐	☐	☐
P22 BAS					
einen Gegenstand vom Boden aufheben	☐	☐	☐	☐	☐
vom Boden aufstehen (z. B. nach einem Sturz)	☐	☐	☐	☐	☐
draußen auf unebenem Gelände gehen (z. B. Gras, Schotter)	☐	☐	☐	☐	☐
draußen bei schlechtem Wetter gehen (z. B. Schnee, Regen, Eis)	☐	☐	☐	☐	☐
ein paar Stufen <u>ohne</u> Handlauf rauf gehen	☐	☐	☐	☐	☐
ein paar Stufen <u>ohne</u> Handlauf runter gehen	☐	☐	☐	☐	☐
Gehen und dabei etwas in den Händen tragen	☐	☐	☐	☐	☐
P23 AAS					
P24 TS					
die Prothese an und ausziehen	☐	☐	☐	☐	☐
Einbeinstand auf der erhaltenen Seite	☐	☐	☐	☐	☐
alternierend treppab gehen mit Handlauf	☐	☐	☐	☐	☐
ins Auto ein- und aussteigen	☐	☐	☐	☐	☐
P25 HDS					

primär verwendete Gehhilfe: _____ ☐rechts, ☐links, ☐beidseits

Abschließende Einschätzung

P26	Bitte kreuzen Sie zutreffendes an:																							
	☐ Ich bewege mich Zuhause mit geringer Gehdauer und geringer Gehstrecke auf ebenem Untergrund.																							
	☐ Ich kann kleine Unebenheiten wie Bordsteine und einzelne Treppenstufen überwinden.																							
	☐ Ich kann mich auch Draußen mit unterschiedlichen Gehgeschwindigkeiten länger fortbewegen, Hindernisse überwinden und bin insgesamt wenig eingeschränkt.																							
	☐ Ich habe neben dem normalen Gehen im Alltag besondere Anforderungen z. B. für sportliche Aktivitäten an die Prothese.																							
P27	Wie sicher fühlen Sie sich mit Ihrer derzeitigen Prothese? auf einer Skala von 1 bis 10 (0= absolut unsicher, 10= absolut sicher)	Bemerkung:																						
	<table border="0"> <tr> <td>0</td><td>1</td><td>2</td><td>3</td><td>4</td><td>5</td><td>6</td><td>7</td><td>8</td><td>9</td><td>10</td> </tr> <tr> <td>☐</td><td>☐</td><td>☐</td><td>☐</td><td>☐</td><td>☐</td><td>☐</td><td>☐</td><td>☐</td><td>☐</td><td>☐</td> </tr> </table>	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10														
☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐														
P28	Wie zufrieden sind Sie mit der derzeitigen Prothese? auf einer Skala von 1 bis 10 (0= absolut unzufrieden, 10= absolut zufrieden)	Bemerkung:																						
	<table border="0"> <tr> <td>0</td><td>1</td><td>2</td><td>3</td><td>4</td><td>5</td><td>6</td><td>7</td><td>8</td><td>9</td><td>10</td> </tr> <tr> <td>☐</td><td>☐</td><td>☐</td><td>☐</td><td>☐</td><td>☐</td><td>☐</td><td>☐</td><td>☐</td><td>☐</td><td>☐</td> </tr> </table>	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10														
☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐														
P29	Wie zufrieden sind Sie mit Ihrer derzeitigen Schaftpassform/ Tragekomfort ? auf einer Skala von 1 bis 10 (0= absolut unzufrieden, 10= perfekt)	Bemerkung:																						
	<table border="0"> <tr> <td>0</td><td>1</td><td>2</td><td>3</td><td>4</td><td>5</td><td>6</td><td>7</td><td>8</td><td>9</td><td>10</td> </tr> <tr> <td>☐</td><td>☐</td><td>☐</td><td>☐</td><td>☐</td><td>☐</td><td>☐</td><td>☐</td><td>☐</td><td>☐</td><td>☐</td> </tr> </table>	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10														
☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐														
P30	In welchen Situationen wünschen Sie sich eine Verbesserung?)																							
	☐ auf ebenem Untergrund ☐ auf Treppen ☐ mit dem Auto																							
	☐ auf unebenem Grund ☐ auf Schrägen ☐ mit dem Fahrrad																							
	Sonstiges:																							
P31	Welche Zielvorstellung haben Sie? Bitte beschreiben Sie:																							

heutiges Datum: _____ Unterschrift _____

Vielen Dank für das Ausfüllen des Fragebogens!

Scan Datum/ Kürzel _____/_____

Teil B Arzt/TO

Angaben zur Person

O1 Grund der Vorstellung: _____

☐ Erstvorsteller ☐ Wiedervorsteller **Adressaufkleber**

O2 Größe: _____ m Gewicht: _____ kg (☐ mit / ☐ ohne Prothese) Fußlänge: _____ cm

Angaben zur Amputation

O3 Bei doppelseitiger Amputation bitte 2 getrennte Bögen ausfüllen ☐ beidseitig

Amputiert seit: Tag/Monat/Jahr _____ / _____ / _____ Seite: ☐ rechts ☐ links

O4 Amputationshöhe ☐ US ☐ OS ☐ Knieex. ☐ Hüftex. ☐ Hemipelv.
☐ Fuß: _____ ☐ Sonstiges: _____

spezifisch:

O5 Ursache ☐ Trauma ☐ Tumor ☐ Sepsis/Infektion ☐ Diabetes ☐ pAVK
☐ sonst. Vaskuläre Ursache ☐ Sonstiges: _____

spezifisch:
(z. B. was war primär, was sekundäre Ursache z.B. Infektion n. Endoprothese)

O6 Wo wurde die Amputation durchgeführt? ☐ im Haus ☐ andere Stelle:

O7 gab es Revisionen? ☐ nein ☐ ja → ☐ weichteilig ☐ knöchern
spezifisch: ☐ im Haus ☐ andere Stelle Monat/Jahr _____ / _____

Kraft und Beweglichkeit

O8 **betroffene Seite**
Hüfte Ex/Flex Bewegungseinschränkung? ☐ nein ☐ ja → Ex/0/Flex: _____ / _____ / _____
ARO/IRO Bewegungseinschränkung? ☐ nein ☐ ja → ARO/0/IRO: _____ / _____ / _____
(ARO/IRO nur für Amp. höhe US, Fuß)

O9 **betroffene Seite:**
Knie Ex/Flex Bewegungseinschränkung? ☐ nein ☐ ja → Ex/0/Flex: _____ / _____ / _____
(nur für Amp. höhe US, Fuß)
Bandinstabilität? ☐ nein ☐ ja → ☐ Kollateral- ☐ Kreuzbänder

O10 **betroffene Seite:**
OSG Ex/Flex Bewegungseinschränkung? ☐ nein ☐ ja → Ex/0/Flex: _____ / _____ / _____

O11 **betroffene Seite:**
Muskelstatus ☐ voll ☐ reduziert → ☐ aufgehoben → Muskelgruppe: _____
Kraftgrad n. MRC (0-5): _____

O12 **Besonderheiten**
kontralateral: ☐ keine ☐ Kraftdefizit ☐ Bewegungseinschränkungen ☐ Fehlstellung
☐ Fußheberschwäche ☐ Ulkus ☐ Amputation ☐ Sonstige
spezifisch: _____

Seite 1 von 4

Stumpfverhältnisse

O13	Stumpfform	☐ zylindrisch	☐ konisch	☐ birnenförmig	☐ typisch (gemäß Amp. Höhe z.B.Knieex, Chopart)
		☐ a-typisch: _____			
O14	Stumpflänge (relativ zur kontralat. Seite)	☐ kurz	☐ mittel	☐ lang	☐ typisch (gemäß Amp. Höhe z.B.Knieex, Chopart)
		knöchern: _____ cm		weichteilig: _____ cm	
O15	Knochenende	☐ prominent	☐ nicht prominent	☐ Sonstiges _____	
O16	Endkontakt	☐ belastungsfähig	☐ kontaktfähig	☐ nicht kontaktfähig	
O17	Weichteildeckung	☐ gering	☐ adäquat	☐ übermäßig	
O18	Weichteilzustand	☐ muskulös	☐ normal	☐ atrophiert	
O19	Ödem:	☐ nein	☐ ja, leicht	☐ ja, ausgeprägt	
	Volumenschwankungen	☐ nein	☐ ja		
O20	Amputationsnarbe	☐ verheilt	☐ eingezogen	☐ verschieblich	☐ mit Knochen verwachsen
		☐ nicht verheilt	☐ instabil	☐ verdichtetes Narbengewebe	
O21	Hautzustand:	☐ zusätzliche Narben	☐ Meshgraft	Hautbarriere intakt? ☐ ja ☐ nein	
	Hautfarbe:	☐ unauffällig	☐ auffällig	Beschreibung siehe O22	
	Sensibilität:	☐ unauffällig	☐ vermindert	☐ vermehrt	
	Temperatur:	☐ unauffällig	☐ warm	☐ kalt	
O22	weitere Auffälligkeiten:	☐ keine	☐ Rötung	☐ Druckstelle	☐ Scheuerstelle ☐ Ulcus
		☐ Randknoten	☐ Polödem	☐ Fistel	☐ Neurom ☐ Infekt
		☐ weitere Prominenzen		☐ Sonstiges	
	Beschreibung/Lokalisation/Ursache: _____				
O23	Bemerkungen (Röntgenbefund/ sonst. Bildgebung/ Labor/ etc.): _____				

Schmerzen

O24	Schmerzen am Stumpf:	☐ nein	☐ ja→	
		spezifisch: _____		
O25	Phantomschmerzen:	☐ nein	☐ ja→	derzeit Medikamente/Therapie ? ☐ nein ☐ ja →
		spezifisch: _____		
O26	Phantomgefühl:	☐ nein	☐ ja→	spezifisch: _____
O27	Sonstige Schmerzen: (allgemein)	☐ nein	☐ ja→	spezifisch: _____

Angaben zur Mobilität, Lebensraum

Bitte Fragen aus Patienten Bogen „Umfeld Mobilität und Aktivitäten +LCI“ bei der Einteilung berücksichtigen

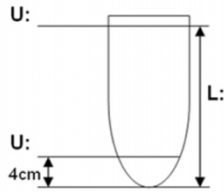
O28	aktuell ermittelter Mobilitätsgrad: ☐ mob.1 ☐ 1+ ☐ mob.2 ☐ 2+ ☐ mob.3 ☐ 3+ ☐ mob. 4
O29	Einschätzung des zu erwartenden Mobilitätsgrad: ☐ mob.1 ☐ 1+ ☐ mob.2 ☐ 2+ ☐ mob.3 ☐ 3+ ☐ mob.4
	Begründung:

Angaben zur derzeitigen Versorgung

O30	☐ Definitivversorgung ☐ Interimsversorgung ☐ Probeversorgung ☐ keine Angaben		
O31	Prothese erstellt von:	Monat /Jahr: /	Gewicht:
O32	Schafttechnik/ Schaftgestaltung:		
O33	Liner: ☐ nein ☐ ja spezifisch: Größe: Strümpfe: ☐ nein ☐ ja spezifisch: (wann?, Anzahl, Art)		
O34	Endkontakt: ☐ voll ☐ teilweise spezifisch:		
O35	Passform: ☐ gut ☐ mangelhaft spezifisch:		
O36	korrekte Prothesenlänge: ☐ ja ☐ nein spezifisch:		
O37	Fußpassteil: Größe/Kat.:	Kniepassteil:	
	Hüftpassteil:	weitere Funktionsbauteile: (z. B. Drehadapter, etc.)	
O38	Kosmetik:		
O39	Bemerkung/Sonstiges:		

O40	Fotodokumentation ☐ LASAR-Fotos ☐ Schaft-Fotos ☐ Stumpfstellung im Raum (aufrechter Stand) ☐ Stumpf-Fotos ☐ Sonstiges: !!Achtung LASAR Dokumentation unter 50/50 Belastung!!	statischer Aufbau LASAR: <table border="1"> <tr> <td colspan="2">sagittal</td> </tr> <tr> <td>Referenzpunkt:</td> <td>ant (+) post. (-)</td> </tr> <tr> <td> </td> <td> </td> </tr> <tr> <td> </td> <td> </td> </tr> <tr> <td colspan="2">frontal</td> </tr> <tr> <td>Referenzpunkt:</td> <td>med (+) lat. (-)</td> </tr> <tr> <td> </td> <td> </td> </tr> <tr> <td> </td> <td> </td> </tr> </table>	sagittal		Referenzpunkt:	ant (+) post. (-)					frontal		Referenzpunkt:	med (+) lat. (-)				
sagittal																		
Referenzpunkt:	ant (+) post. (-)																	
frontal																		
Referenzpunkt:	med (+) lat. (-)																	

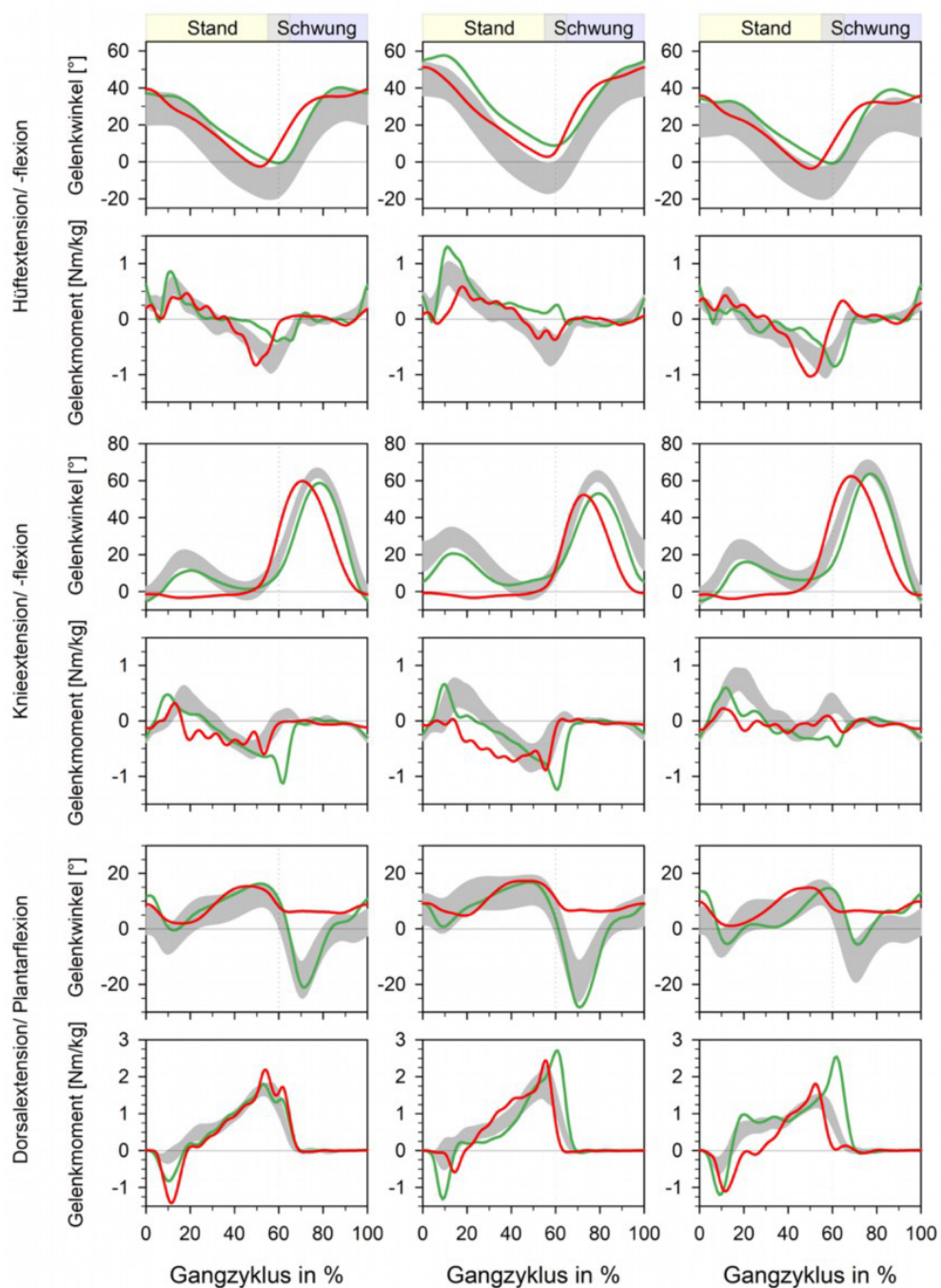
Angaben zur geplanten Versorgung/ zum weiteren Vorgehen

O41	☐ Definitivversorgung ☐ Interimsversorgung ☐ Probeversorgung ☐ keine Angaben		
O42	Schafttechnik/ Schaftgestaltung:		
O43	Endkontakt:	☐ voll ☐ teilweise	
O44	Bekannte Unverträglichkeiten/Allergien:	☐ nein ☐ ja → spezifisch: _____	
O45	Liner ☐ nein ☐ ja → Größe: _____ Anschluss: _____ spezifisch: _____		
			
O46	Fußpassteil:	Größe/Kat.	Kniepassteil:
	Hüftpassteil:	Kosmetik:	besondere Bauteile: (z. B. Drehadapter, etc.)
O47	Bemerkung/Sonstiges:		

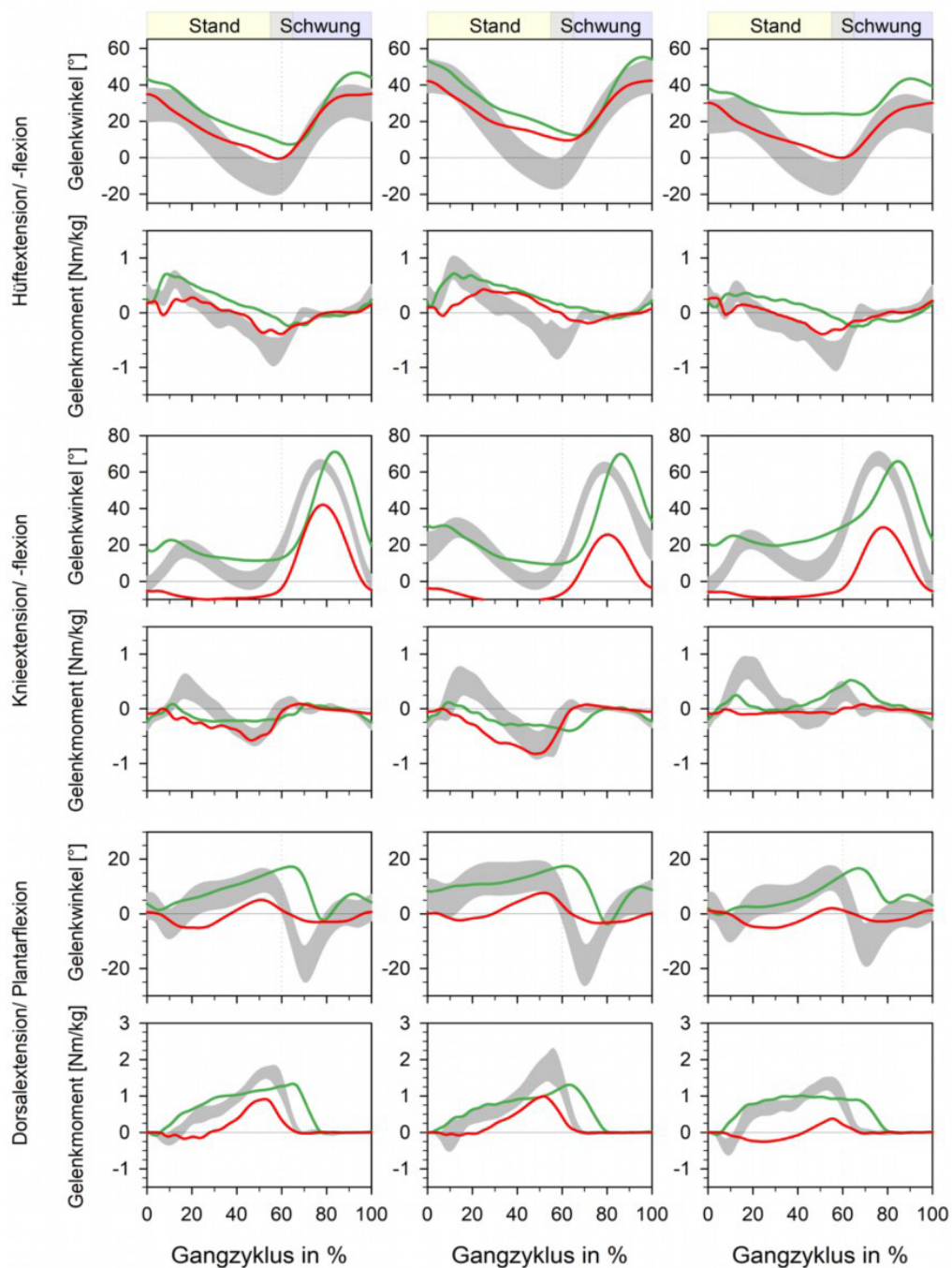
Zusammenfassende Beurteilung

O48	Prothesenversorgung möglich? ☐ ja ☐ nein → spezifisch: _____
O49	weitere Hilfsmittel/ Therapiemaßnahmen indiziert? ☐ nein ☐ ja → spezifisch: _____
O50	Stumpfrevision indiziert? ☐ nein ☐ ja → spezifisch: _____
O51	Verordnung ausgestellt? ☐ nein ☐ ja → spezifisch: _____
O52	weiteres Procedere:
O53	T ReEval: (bitte hier Ereignis /Zeitpunkt zur nächsten Erhebung definieren)
O54	Daten erhoben Datum/ Name/ Name _____ / _____ / _____

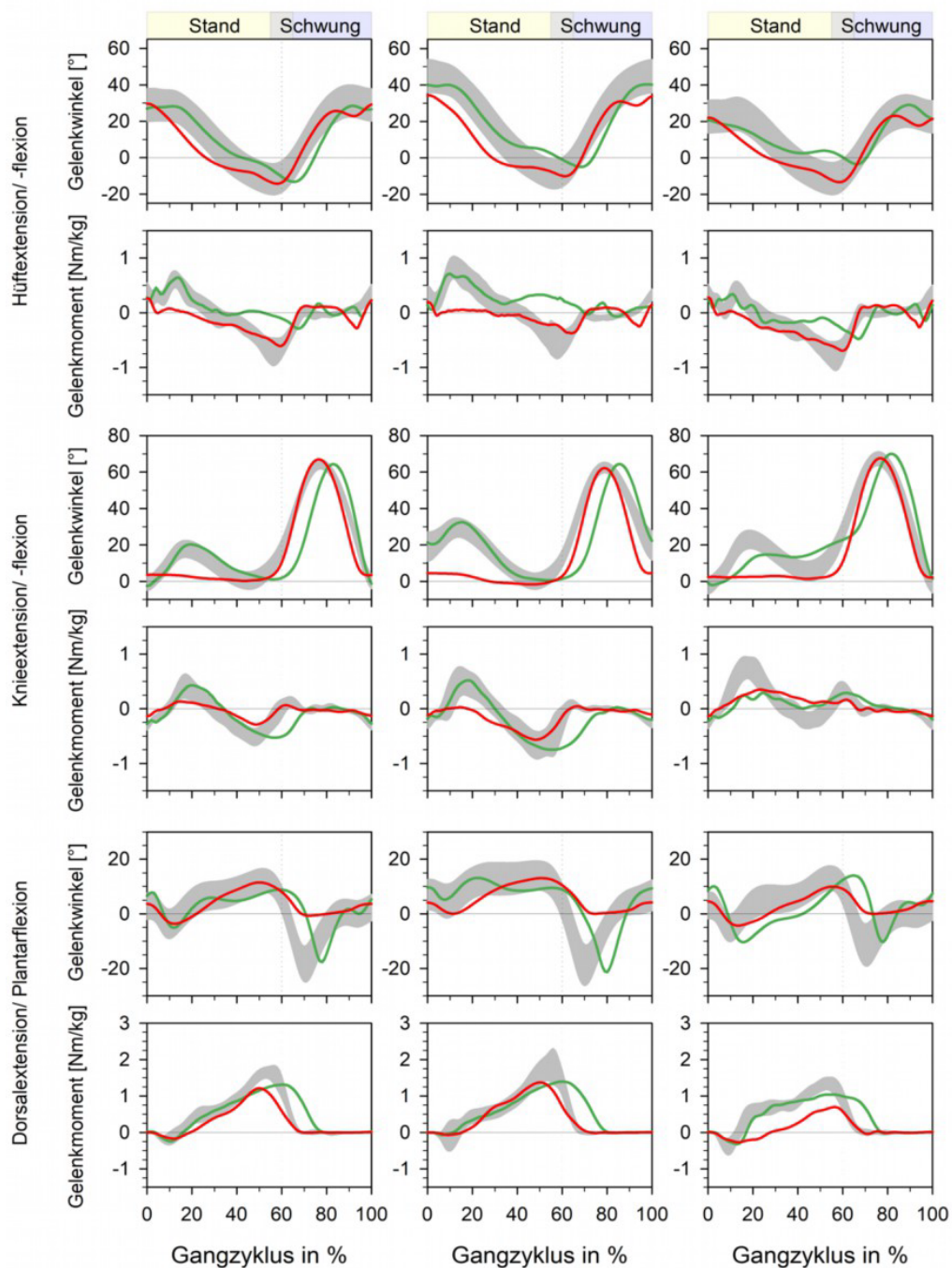
Patient:	001 (w, 50y)	Prothesentechnik:	Genium
BMI:	20,3 kg/m ²	Prothesenpassform:	mangelhaft
Amputationsalter:	14y	korrekte Prothesenlänge:	ja
Nebenerkrankungen:	aHT	Schafttechnik:	Vollkontakt
Beinlänge (li/re):	91cm / 90cm	Mobilitätsgrad:	3
Stumpflänge:	mittel	AMP / Tinetti:	42P. / 28
Weichteildeckung:	adäquat	Gehstrecke:	1000m
Volumenschwankung:	ja	Tragezeit:	16h
Schmerzen:	Phantomsz.		



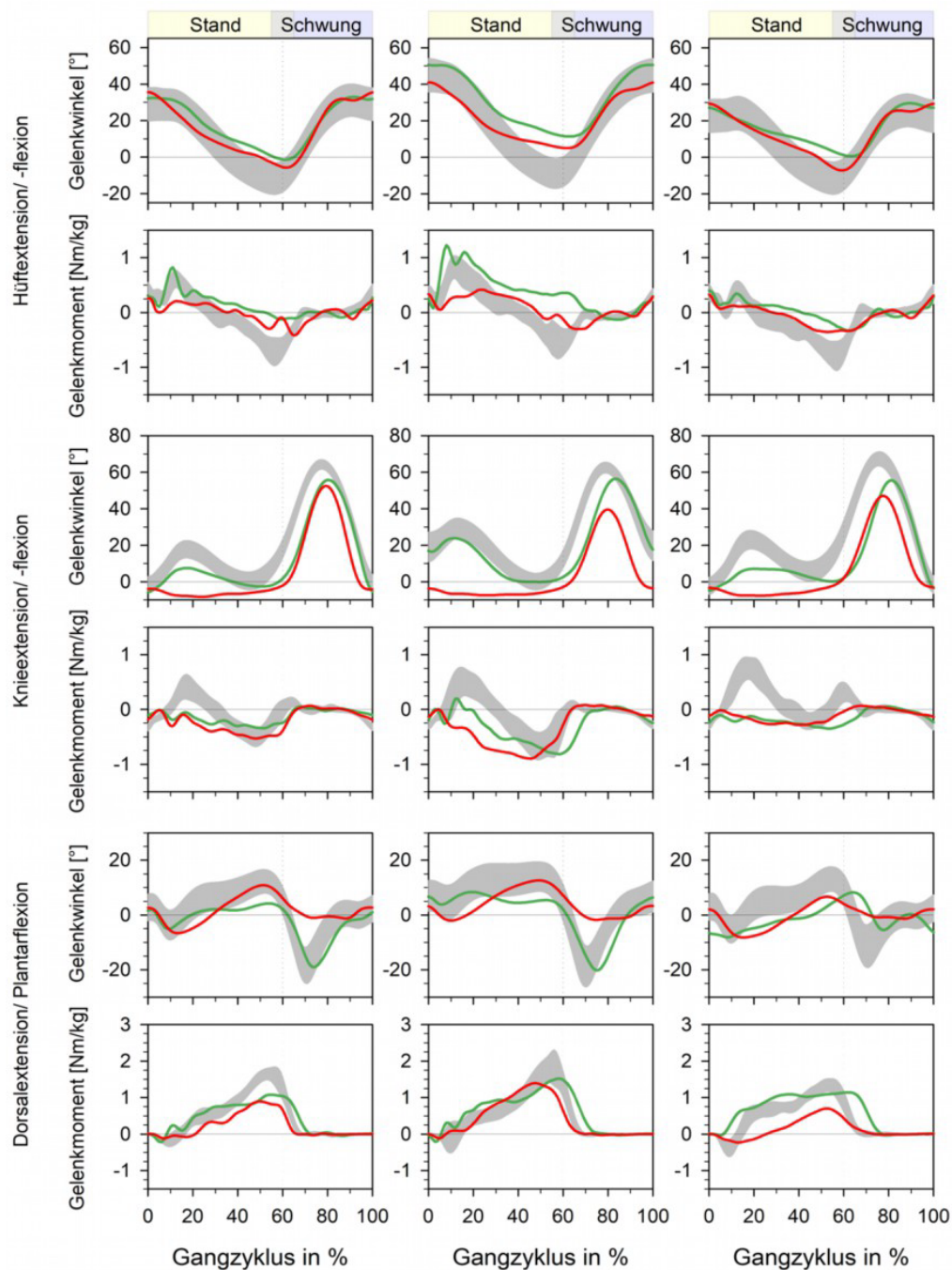
Patient:	002 (m, 60y)	Prothesentechnik:	C-Leg
BMI:	29,4 kg/m ²	Prothesenpassform:	mangelhaft
Amputationsalter:	58y	korrekte Prothesenlänge:	zu kurz
Nebenerkrankungen:	pAVK	Schafttechnik:	Vollkontakt
Beinlänge (li/re):	80cm / 84cm	Mobilitätsgrad:	4
Stumpflänge:	mittel	AMP / Tinetti:	43P. / 26
Weichteildeckung:	adäquat	Gehstrecke:	700m
Volumenschwankung:	nein	Tragezeit:	16h
Schmerzen:	Phantomschmerz		



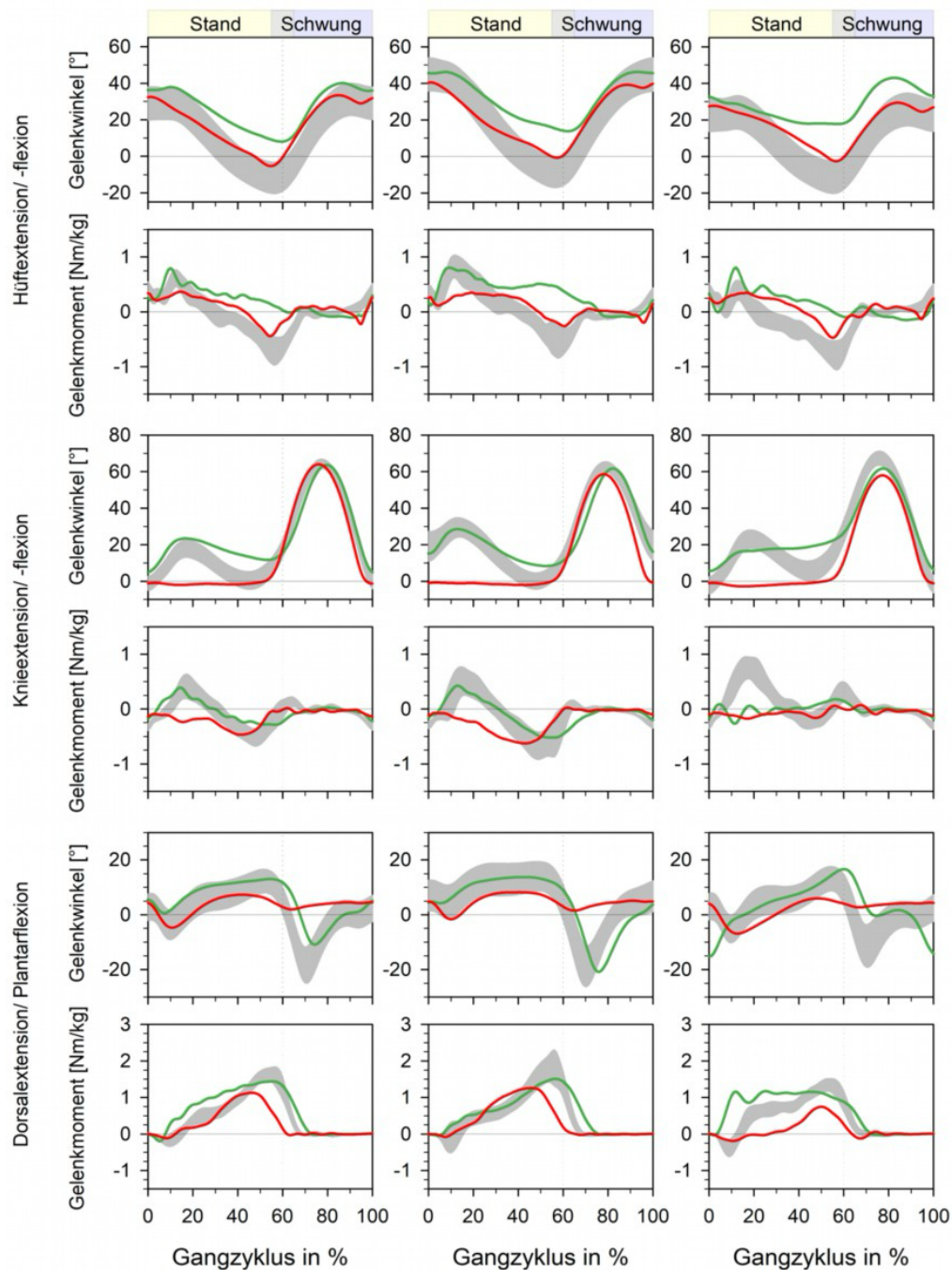
Patient:	003 (m, 57y)	Prothesentechnik:	Total Knee
BMI:	28,7 kg/m ²	Prothesenpassform:	gut
Amputationsalter:	17y	korrekte Prothesenlänge:	ja
Nebenerkrankungen:	aHT, Coxarthrose re.	Schafttechnik:	Vollkontakt
Beinlänge (li/re):	91cm / 93cm	Mobilitätsgrad:	3
Stumpflänge:	kurz	AMP / Tinetti:	41P. / 26
Weichteildeckung:	adäquat	Gehstrecke:	2000m
Volumenschwankung:	nein	Tragezeit:	13h
Schmerzen:	Panthom-, Hüftsschmerz		



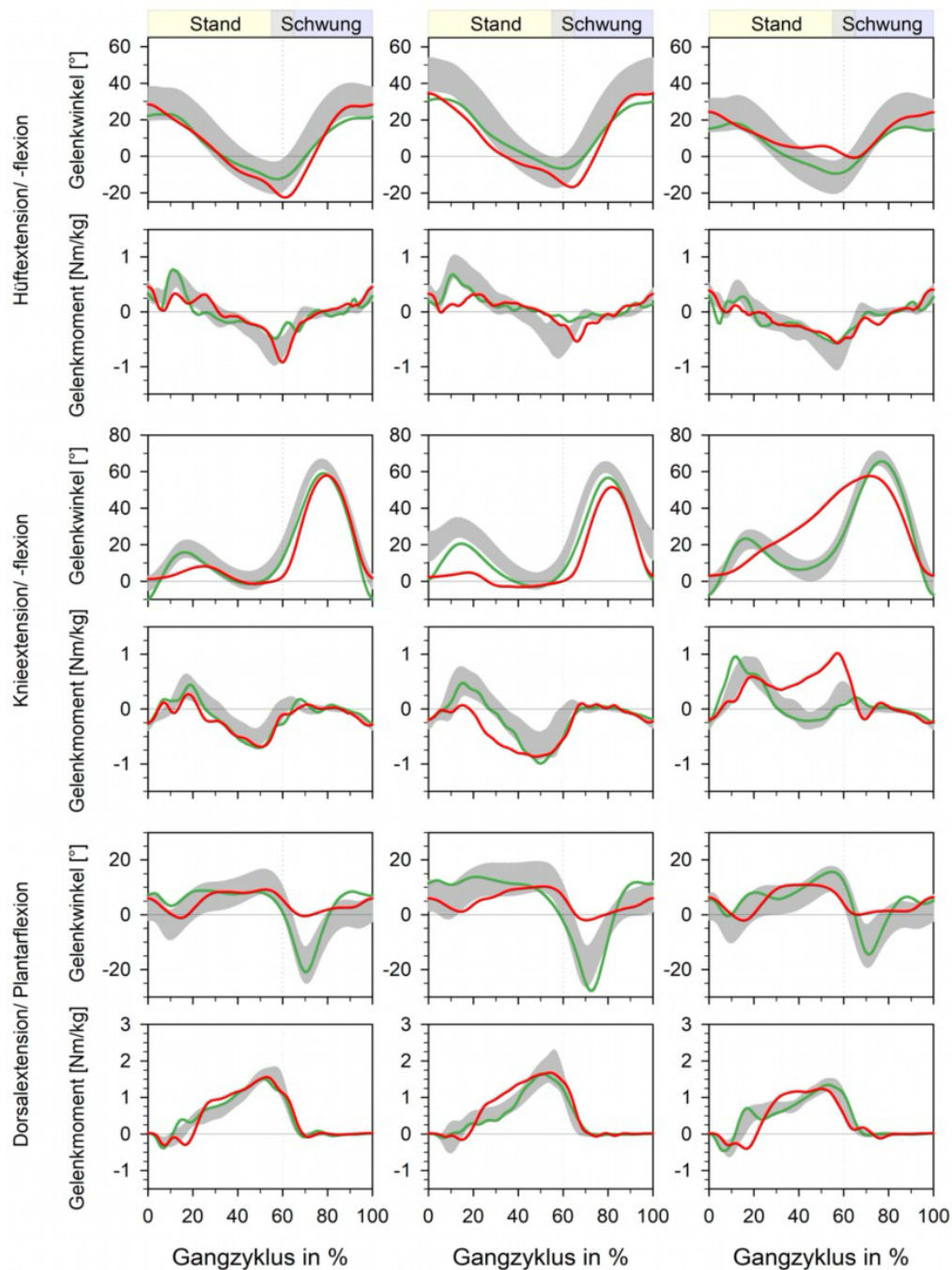
Patient:	004 (m,65y)	Prothesentechnik:	3R80
BMI:	28,4 kg/m ²	Prothesenpassform:	gut
Amputationsalter:	19y	korrekte Prothesenlänge:	ja
Nebenerkrankungen:	art. HT, Z.n. HTEP re.	Schafttechnik:	Vollkontakt
Beinlänge (li/re):	96cm / 97cm	Mobilitätsgrad:	4
Stumpflänge:	kurz	AMP / Tinetti:	43P. / 24
Weichteildeckung:	adäquat	Gehstrecke:	1000m
Volumenschwankung:	ja	Tragezeit:	16h
Schmerzen:	Schmerzen am Stumpf		



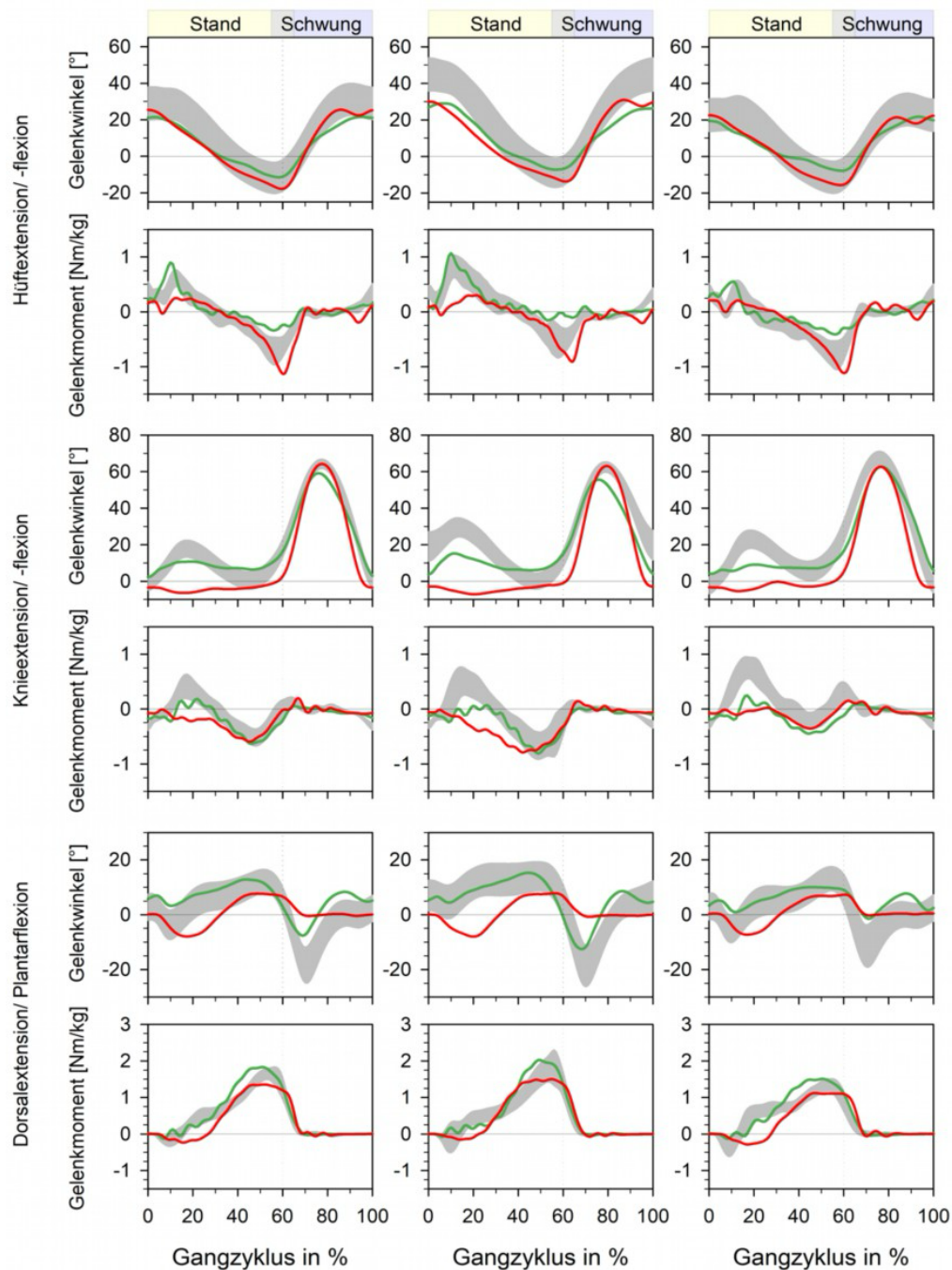
Patient:	005 (m,67y)	Prothesentechnik:	Holzprothese
BMI:	25,9 kg/m ²	Prothesenpassform:	mangelhaft
Amputationsalter:	17y	korrekte Prothesenlänge:	zu kurz
Nebenerkrankungen:		Schafttechnik:	Teilkontakt
Beinlänge (li/re):	86cm / 88cm	Mobilitätsgrad:	4
Stumpflänge:	mittel	AMP / Tinetti:	44P. / 25
Weichteildeckung:	adäquat	Gehstrecke:	1000m
Volumenschwankung:	nein	Tragezeit:	18h
Schmerzen:	Schmerzen am Stumpf		



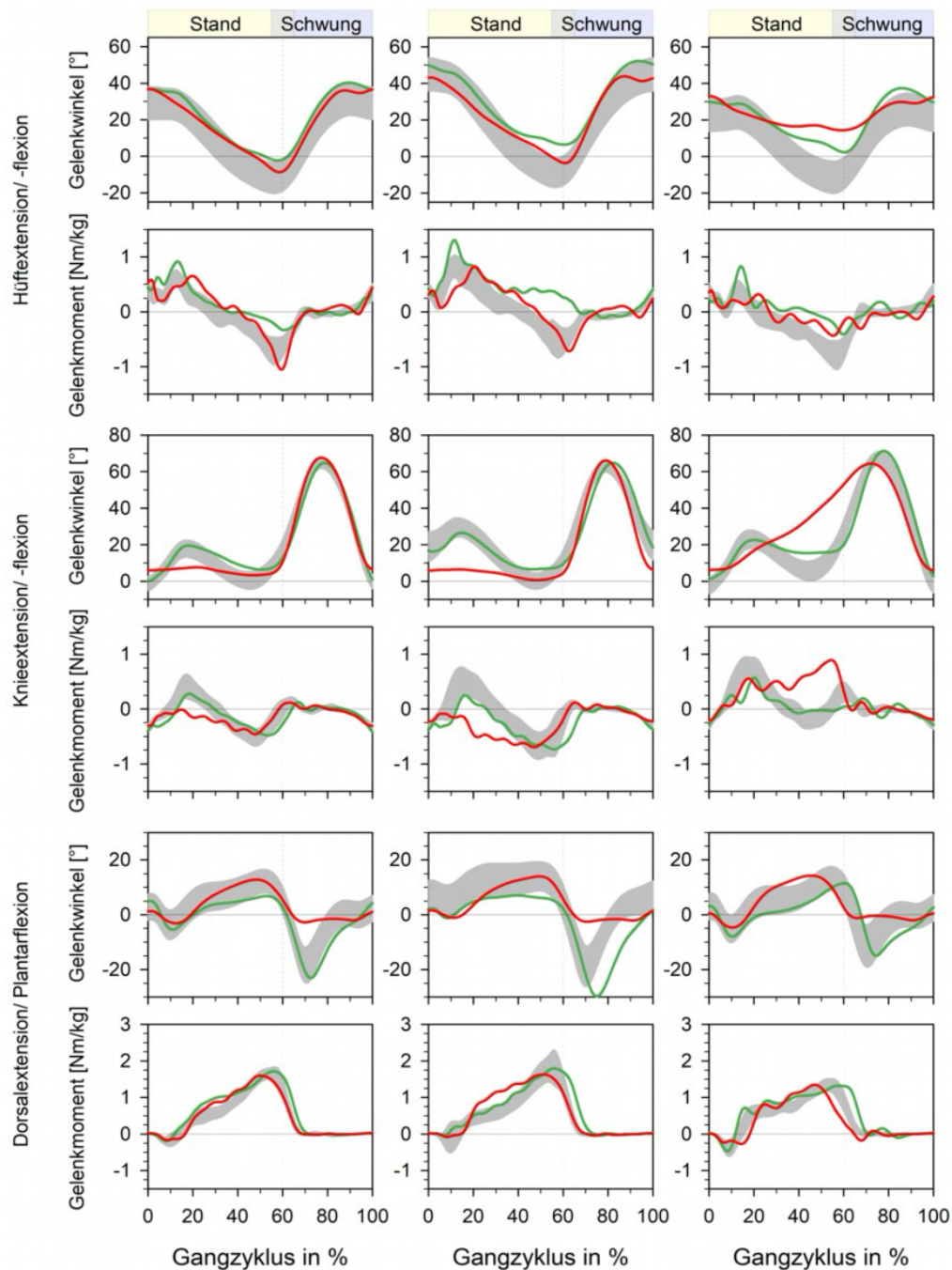
Patient:	006 (m,27y)	Prothesentechnik:	Genium
BMI:	24,5 kg/m ²	Prothesenpassform:	ja
Amputationsalter:	24y	korrekte Prothesenlänge:	gut
Nebenerkrankungen:		Schafttechnik:	Vollkontakt
Beinlänge (li/re):	93cm / 92cm	Mobilitätsgrad:	4
Stumpflänge:	zu lang	AMP / Tinetti:	46P. / 28
Weichteildeckung:	adäquat	Gehstrecke:	3000m
Volumenschwankung:	ja	Tragezeit:	16h
Schmerzen:	keine		



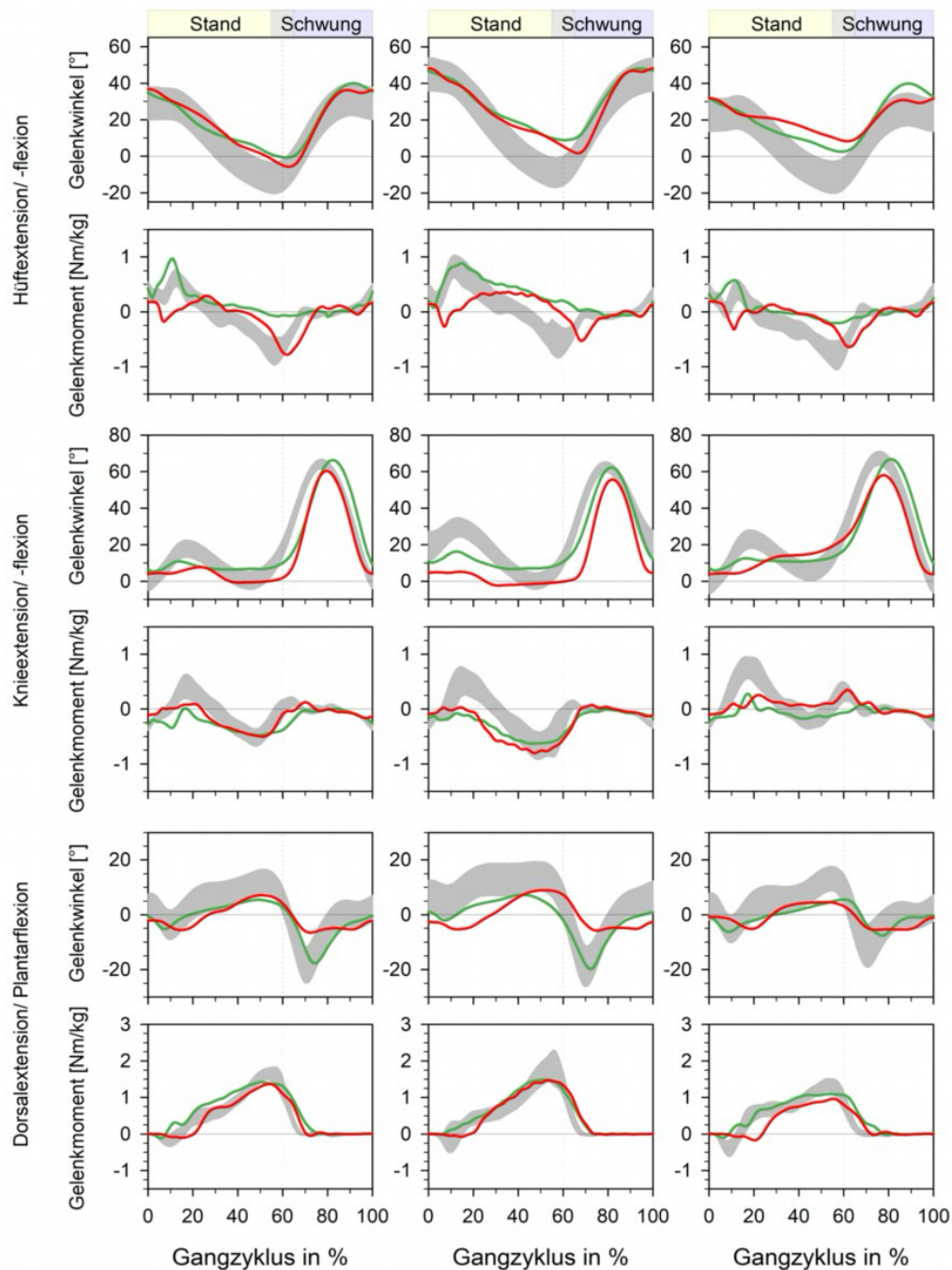
Patient:	007 (m,52y)	Prothesentechnik:	C-Leg
BMI:	19,8 kg/m ²	Prothesenpassform:	gut
Amputationsalter:	52y	korrekte Prothesenlänge:	zu kurz
Nebenerkrankungen:		Schafttechnik:	Vollkontakt
Beinlänge (li/re):	94cm / 95cm	Mobilitätsgrad:	4
Stumpflänge:	zu lang	AMP / Tinetti:	43P. / 27
Weichteildeckung:	adäquat	Gehstrecke:	k. A. m.
Volumenschwankung:	ja	Tragezeit:	14h
Schmerzen:	keine		



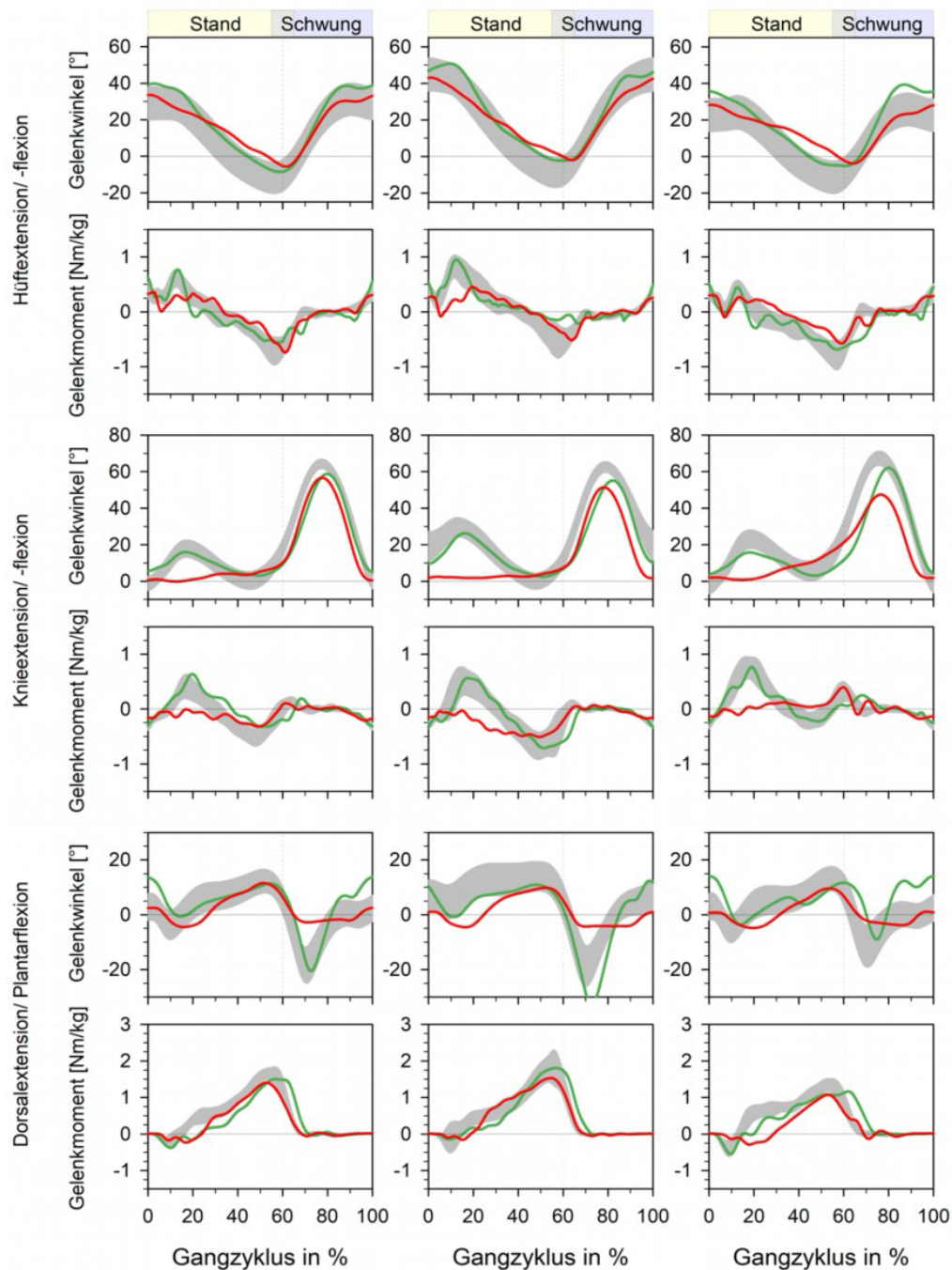
Patient:	008 (m,49y)	Prothesentechnik:	Genium
BMI:	27,2 kg/m ²	Prothesenpassform:	gut
Amputationsalter:	20y	korrekte Prothesenlänge:	ja
Nebenerkrankungen:	art. HT	Schafttechnik:	Vollkontakt
Beinlänge (li/re):	95cm / 95cm	Mobilitätsgrad:	4
Stumpflänge:	mittel	AMP / Tinetti:	44P. / 26
Weichteildeckung:	adäquat	Gehstrecke:	4000m
Volumenschwankung:	ja	Tragezeit:	16h
Schmerzen:	Phantomschmerz		



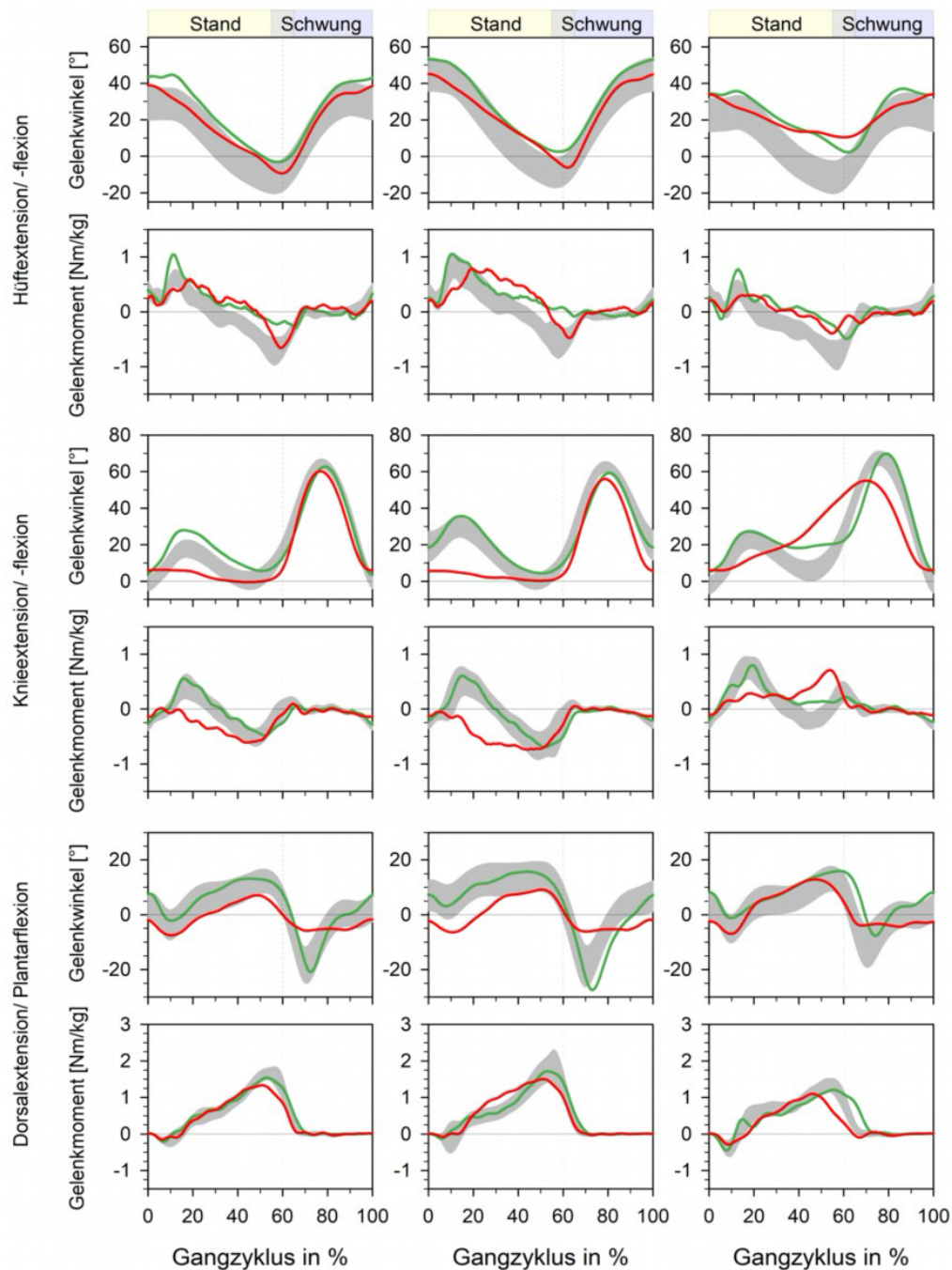
Patient:	009 (m,46y)	Prothesentechnik:	Genium
BMI:	22,8 kg/m ²	Prothesenpassform:	gut
Amputationsalter:	44y	korrekte Prothesenlänge:	ja
Nebenerkrankungen:		Schafttechnik:	Vollkontakt
Beinlänge (li/re):	103cm / 104cm	Mobilitätsgrad:	4
Stumpflänge:	mittel	AMP / Tinetti:	43P. / 26
Weichteildeckung:	adäquat	Gehstrecke:	500
Volumenschwankung:	ja	Tragezeit:	8h
Schmerzen:	Schmerzen am Stumpf		



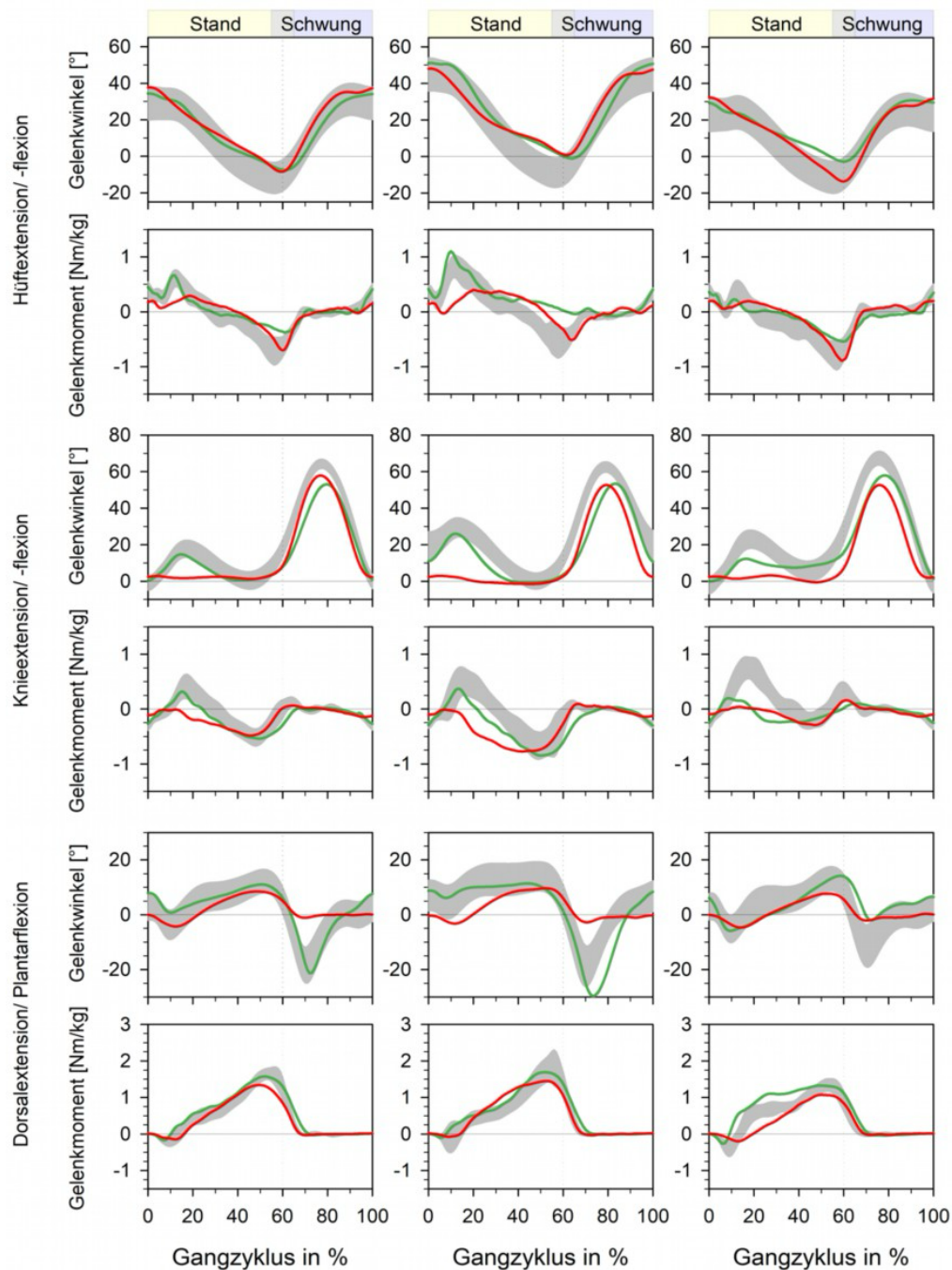
Patient:	010 (w,23y)	Prothesentechnik:	Genium
BMI:	22,4kg/m ²	Prothesenpassform:	gut
Amputationsalter:	17y	korrekte Prothesenlänge:	ja
Nebenerkrankungen:		Schafttechnik:	Vollkontakt
Beinlänge (li/re):	94cm / 97cm	Mobilitätsgrad:	4
Stumpflänge:	zu kurz	AMP / Tinetti:	45P. / 27
Weichteildeckung:	adäquat	Gehstrecke:	
Volumenschwankung:	nein	Tragezeit:	15h
Schmerzen:	keine		



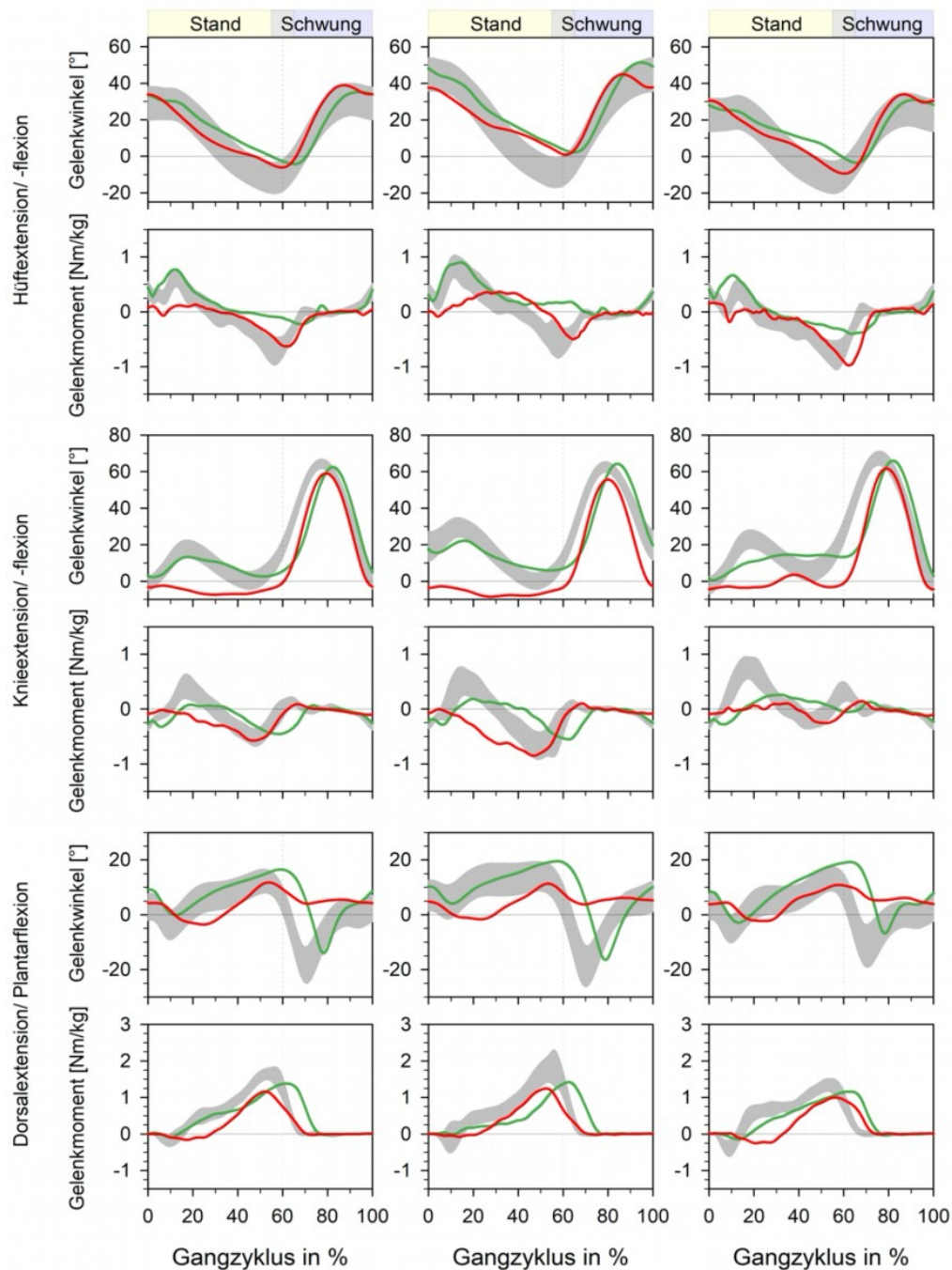
Patient:	011 (m,32y)	Prothesentechnik:	Genium
BMI:	24,1 kg/m ²	Prothesenpassform:	gut
Amputationsalter:	16y	korrekte Prothesenlänge:	ja
Nebenerkrankungen:	Z.n. Humerusfraktur	Schafttechnik:	Vollkontakt
Beinlänge (li/re):	84cm / 82cm	Mobilitätsgrad:	4
Stumpflänge:	zu lang	AMP / Tinetti:	45P. / 28
Weichteildeckung:	adäquat	Gehstrecke:	5000m
Volumenschwankung:	nein	Tragezeit:	18h
Schmerzen:	keine		



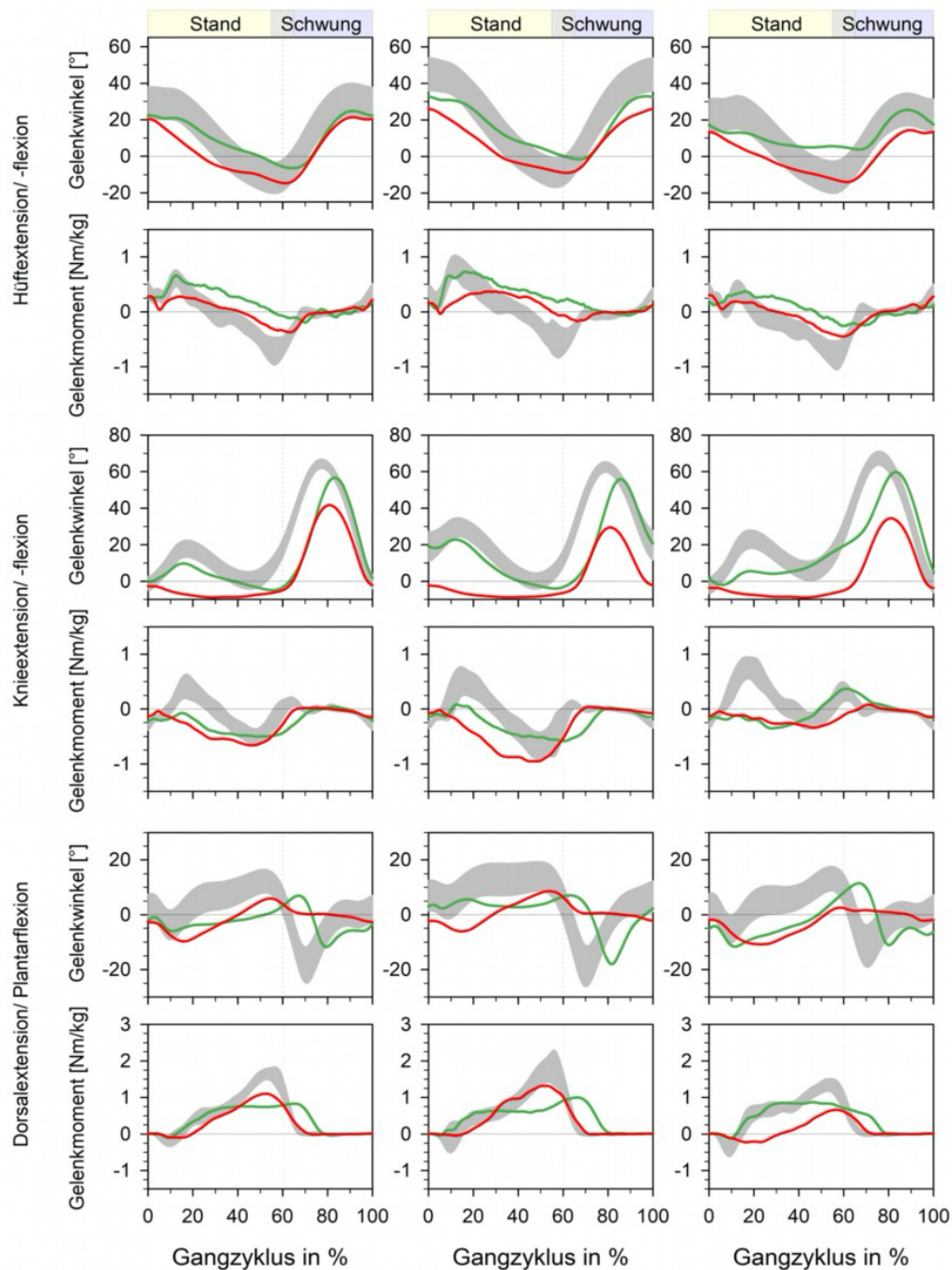
Patient:	012 (m,63y)	Prothesentechnik:	Genium
BMI:	25,6 kg/m ²	Prothesenpassform:	gut
Amputationsalter:	49y	korrekte Prothesenlänge:	ja
Nebenerkrankungen:	art. HT, pAVK	Schafttechnik:	Vollkontakt
Beinlänge (li/re):	93,5cm / 94,5cm	Mobilitätsgrad:	4
Stumpflänge:	mittel	AMP / Tinetti:	45P. / 27
Weichteildeckung:	adäquat	Gehstrecke:	6000m
Volumenschwankung:	nein	Tragezeit:	16h
Schmerzen:	keine		



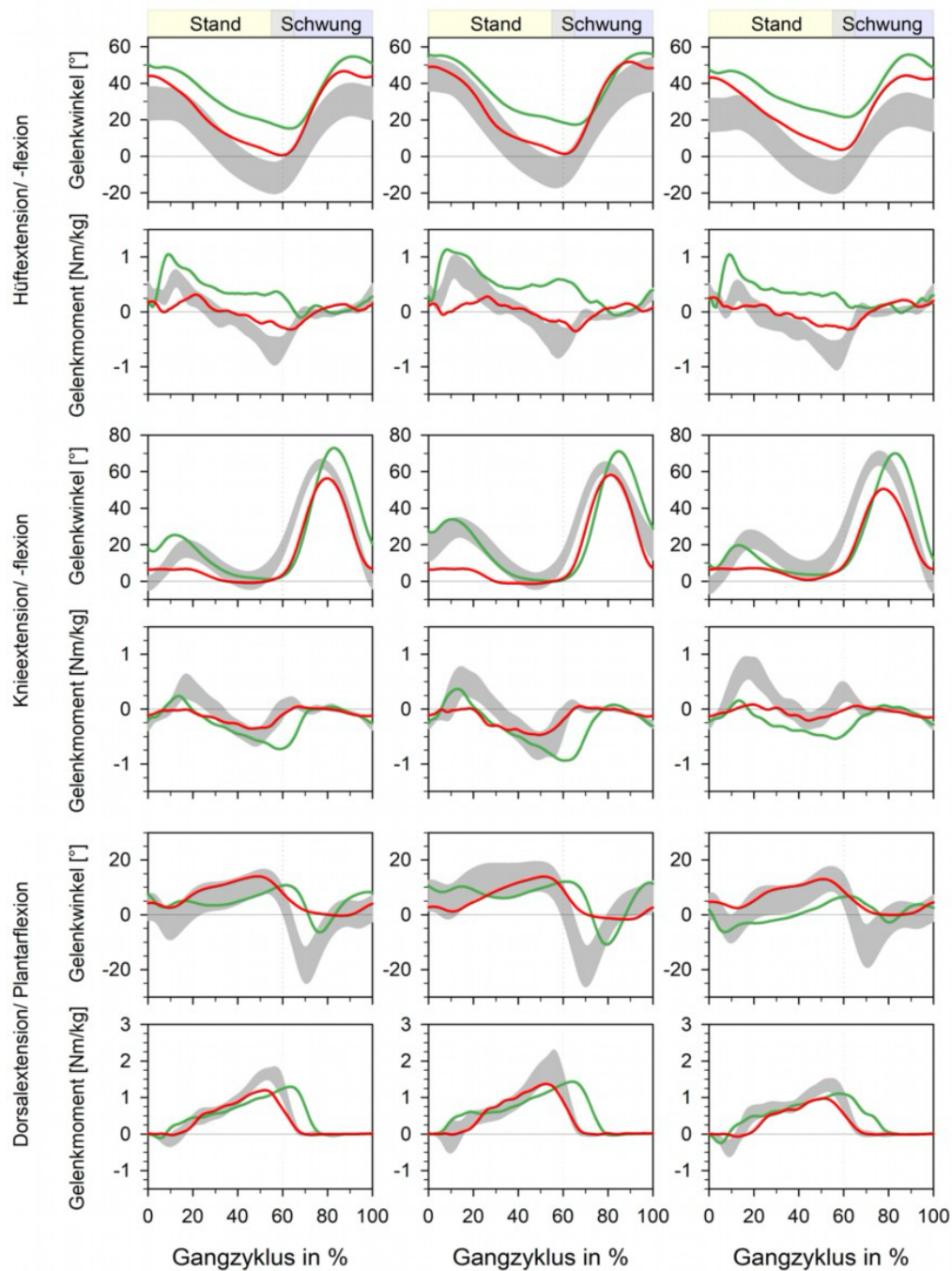
Patient:	013 (m,67y)	Prothesentechnik:	C-Leg
BMI:	24,1 kg/m ²	Prothesenpassform:	gut
Amputationsalter:	65y	korrekte Prothesenlänge:	ja
Nebenerkrankungen:	Dm, aHT, pAVK, DLP, HT	Schafttechnik:	Vollkontakt
Beinlänge (li/re):	87cm / 86,5cm	Mobilitätsgrad:	3
Stumpflänge:	mittel	AMP / Tinetti:	40P. / 23
Weichteildeckung:	adäquat	Gehstrecke:	3000m
Volumenschwankung:	nein	Tragezeit:	8h
Schmerzen:	keine		



Patient:	014 (m,68y)	Prothesentechnik:	C-Leg
BMI:	24,7 kg/m ²	Prothesenpassform:	gut
Amputationsalter:	62y	korrekte Prothesenlänge:	ja
Nebenerkrankungen:	DM, aHT, CPS, DLP	Schafttechnik:	Vollkontakt
Beinlänge (li/re):	100,5cm / 102,5cm	Mobilitätsgrad:	3
Stumpflänge:	mittel	AMP / Tinetti:	42P. / 24
Weichteildeckung:	adäquat	Gehstrecke:	2500
Volumenschwankung:	ja	Tragezeit:	11h
Schmerzen:	keine		



Patient:	015 (m,60y)	Prothesentechnik:	Genium
BMI:	24,7 kg/m ²	Prothesenpassform:	gut
Amputationsalter:	59y	korrekte Prothesenlänge:	zu lang
Nebenerkrankungen:	DLP, CPD, Reflux	Schafttechnik:	Vollkontakt
Beinlänge (li/re):	92cm / 89cm	Mobilitätsgrad:	4
Stumpflänge:	mittel	AMP / Tinetti:	43P. / 24
Weichteildeckung:	adäquat	Gehstrecke:	1500
Volumenschwankung:	ja	Tragezeit:	13h
Schmerzen:	Phantomschmerz		



10 Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. Thomas Mittlmeier für die Möglichkeit der Promotion in der Abteilung für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie der Universitätsmedizin Rostock sowie für die wissenschaftliche und finanzielle Unterstützung dieser Dissertation mit vielseitigen Anregungen.

Mein besonderer Dank gilt Frau Prof. Dr. rer. nat. Dagmar-Christiane Fischer für ihre unermüdliche Hilfsbereitschaft, Ideen und Anregungen sowie Organisation und Unterstützung. Insbesondere danke ich herzlich für die maßgebliche Beteiligung bei der Vergabe und Formulierung des Dissertationsthemas.

Prof. Dr. Sven Bruhn möchte ich herzlich danken für die aufschlussreiche Zusammenarbeit, insbesondere für die Bereitstellung der Räumlichkeiten des Ganglabors und der unkomplizierten Nutzung des GRAILS.

Ich danke Herrn Dip. Ing. Frank Feldhege sowie Frau Dipl. Ing. Katharina Richter für die hilfreiche Zusammenarbeit sowie für die professionelle Bedienung und Datenbearbeitung des GRAIL.

Mein Dank gilt Herrn Manuel Matthis für dessen zeitliche Entbehrungen der klinischen Charakterisierung der transfemoral amputierten Patienten.

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. Marc-André Weber, Herrn Dr. med. Thomas Beyer und der radiologischen Abteilung der Universitätsmedizin Rostock für die gute Zusammenarbeit, die die zusätzliche Einschließung der magnetresonanztomografischen Untersuchung der Weichteil- und Stumpfverhältnisse ermöglichten.

Mein aufrichtiger Dank gilt allen Probanden, die an dieser Studie teilgenommen haben. Ohne ihre Neugierde, ihren körperlichen Einsatz und zeitliche Entbehrungen wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Frau Friederike Adler, einer geschätzten Kommilitonin bzw. Kollegin und Freundin, sowie Frau Katharina Krause danke ich ganz herzlich für ihr Engagement, Unterstützung und gute Zusammenarbeit.

Von ganzem Herzen danke ich meinen guten und treuen Freunden und meiner Familie, insbesondere meinen Eltern und meiner Schwester, die mir dieses Studium ermöglicht haben und mich zu jeder Zeit unterstützt, aufgebaut und an mich geglaubt haben.

11 Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Clemens Johannes Gottfried Eißner

Anschrift:

Geburtsdatum/ -ort: 04.11.1994 in Chemnitz

Staatsangehörigkeit: deutsch

Telefon:

E-Mail:

Familie:

Schulbildung

2001 - 2005 Makarenko-Grundschule in Chemnitz

2005 - 2014 Georgius- Agricola-Gymnasium in Chemnitz

Abschluss (incl. großem Latinum) mit Abitur

2011 - 2012 Auslandsjahr an der Collège Sturgeon Heights
Collegiate in Winnipeg, Kanada

Studium

10/2014 - 11/2020 Studium der Humanmedizin an der Universitätsmedizin
Rostock

12/2020 Approbation als Arzt

Beruf

Seit 05/2021 Fachweiterbildung für Viszeralchirurgie als
Assistenzarzt der Klinik und Poliklinik für Allgemein-,
Viszeral-, Gefäß-, Thorax- und
Transplantationschirurgie (Direktor: Prof. Dr. med. C.
Schafmayer)

Interessen

Berg-, Wasser- und Radsport sowie Musik

Sprachliche Fertigkeiten

Englisch (verhandlungssicher)

Spanisch (Grundkenntnisse)

Promotion

Seit 10/2017 Promotion in der Klinik für Unfall-, Hand und Wiederherstellungschirurgie (Prof. Dr. med. Th. Mittmeier) und der AG Experimentelle Pädiatrie (Prof. Dr. rer. nat. D.-C. Fischer) „Ganganalysen bei Oberschenkelamputierten und gesunden Probanden am GRAIL: Ergebnisse einer Querschnittsstudie“

Poster und Veröffentlichungen

Müller K, Meyer L, Lehmann M, Schmidt O. Das Gangbild des Oberschenkelamputierten: Eine Untersuchung zur Ganganalyse unter Verwendung virtueller Realität“. Poster im Rahmen einer Informationsveranstaltung für Orthopädietechniker und Patienten; Deutsche Gesellschaft für Wehrmedizin und Wehrpharmazie e. V., 3. Endo-Exo Patiententreffen, 13.-14.06.2019, Berlin

Fischer DC, Feldhege F, Mattis M, Adler F, Eißner C, Mittlmeier Th. (2020) Das Gangbild von Oberschenkelamputierten: eine Untersuchung zur Ganganalyse unter Verwendung virtueller Realität. Orthopädie-Technik 04/2020, 42-47.

Adler F, Fischer DC, Eißner C, Feldhege F, Bruhn S, Mittlmeier T (2021) Ganganalyse transfemorale-amputierter Patienten mit dem Gait-Realtime-Analysis-Interactive-Lab (GRAIL), Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU), 10/2021

Mittlmeier Th, Rotter R, Adler F, Eißner C, Fischer DC, Aschoff HH. (2020) Transkutane osseointegrierte Prothesensysteme: Amputationen – (nicht mehr ganz) neue Techniken. Orthopädie&Rheuma 04/2023, 22-28.

Philipp M, Alwafai E, Eißner C, Schafmayer C (2025) Nachsorge und Folgeoperationen nach bariatrischer Chirurgie – Bericht aus dem Adipositaszentrum
Ärzteblatt MV 01/2025, 6-10.

12 Selbstständigkeitserklärung

Ich versichere eidesstattlich durch eigenhändige Unterschrift, dass ich die Arbeit selbstständig und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Stellen, die wörtlich oder sinngemäß aus Veröffentlichungen entnommen sind, habe ich als solche kenntlich gemacht.

Die Arbeit ist noch nicht veröffentlicht und ist in gleicher oder ähnlicher Weise noch nicht als Studienleistung zur Anerkennung oder Bewertung vorgelegt worden. Ich weiß, dass bei Abgabe einer falschen Versicherung die Prüfung als nicht bestanden zu gelten hat.

Rostock

28.01.2025

(Abgabedatum)



(Vollständige Unterschrift)