

Bevorzugte Knöchelsteifigkeit einer Prothese mit variabler Steifigkeit bei fünf Aktivitäten

Nicholas J. Pett^{(1) (./2) (./3)}, Nundini D. Rawal^{(1) (./2) (./3)}, Varun S. Shetty^{(1) (./3)}, Leslie Wontorcik⁴, Elliott J. Rouse^{(1) (./2) (./3)}

Zusammenfassung- Bei den gängigen Knöchel-Fuß-Prothesen handelt es sich um Carbon-Composite-Federn, die ihre Mechanik nicht variieren können, um den biomechanischen Anforderungen der verschiedenen Aktivitäten gerecht zu werden. Diese fehlende Anpassungsmöglichkeit führt zu Beschwerden und Ausgleichsbewegungen, die letztlich die Mobilität und Lebensqualität von Menschen mit Amputation beeinträchtigen. Neue Knöchelprothesen mit variabler Steifigkeit haben das Potenzial, dieses Problem zu lösen, indem sie ihre Steifigkeit zwischen verschiedenen Aktivitäten intelligent verändern. Es jedoch eine offene Frage, welche Steifigkeit für jeden Benutzer und jede Aktivität angemessen ist. Eine mögliche Strategie besteht darin, die Steifigkeit an die bevorzugten Einstellungen des Trägers anzupassen. Prothesenträger sind sensibel und wählen ihre bevorzugten Steifigkeitseinstellungen konsequent aus. Bisherige Arbeiten konzentrierten sich jedoch in erster Linie auf ebenes Gehen; eine detaillierte Analyse der bevorzugten Steifigkeitsvariationen bei verschiedenen Aktivitäten blieb bisher unerforscht. In dieser vorläufigen Studie haben wir die bevorzugte Knöchelsteifigkeit von vier Teilnehmern mit Unterschenkelamputation bei fünf verschiedenen Aktivitäten quantifiziert. Die bevorzugten Steifigkeitseinstellungen variierten erheblich zwischen den einzelnen Aktivitäten. Im Durchschnitt der Teilnehmer unterschied sich die bevorzugte Knöchelsteifigkeit bei den verschiedenen Aktivitäten um 31,8 % der bevorzugten Steifigkeit beim ebenen Gehen. Dieser Unterschied spiegelt Veränderungen in der Steifigkeit wider, die bis zu vier Kategorien von kommerziellen Prothesen umfassen. Darüber hinaus variierte die Kinematik des Prothesenknöchels je nach Aktivität und Steifigkeit, wobei die durchschnittliche maximale Dorsalflexion beim Gehen in der Steigung bis zu 15,3° betrug. Die Unterschiede in der bevorzugten Steifigkeit bei verschiedenen Aktivitäten in Verbindung mit den entsprechenden Änderungen in der Kinematik unterstreichen das Potenzial der Benutzerpräferenz und ihre Auswirkungen auf Prothesen mit variabler Steifigkeit.

I. EINFÜHRUNG

Eine Herausforderung für die Breitenwirkung moderner Prothesen ist ihre Fähigkeit, den biomechanischen Anforderungen unterschiedlicher Aktivitäten gerecht zu werden. Unterschiedliche Aktivitäten, wie z. B. Treppensteigen oder schräges Gehen, erfordern unterschiedliche Anstrengungen und Bewegungen der unteren Gliedmaßen [1], [2]. Die Standardversorgung für Menschen mit Unterschenkelamputation besteht aus passiven Prothesen [3], [4], den so genannten ESR-Füßen (Energy Storage and Return), die eine feste Mechanik haben, die nach der Herstellung nicht angepasst werden kann (oder durch die Verwendung von Kunststoffkeilen [5] leicht verändert werden kann). Dadurch sind Menschen mit Amputationen gezwungen, eine feste Prothesenmechanik zu verwenden, ohne Rücksicht auf die biomechanischen Anforderungen der jeweiligen Aktivität. Die ungeeignete Mechanik kann zum Teil für die Mobilitätsprobleme dieser Menschen verantwortlich sein. Zu den häufigen Defiziten gehören eine asymmetrische Gangbiomechanik [6], [7], Ausgleichsbewegungen

[6], [8], und eine größere Anstrengung beim Gehen [9], [10]. Folglich sind über 60 % der Unterschenkelamputierten "nicht ausreichend aktiv" [11]. Diese eingeschränkte Mobilität mindert die Lebensqualität und führt häufig zu Folgeerkrankungen wie Herzkrankungen und Depressionen [12]-[14]. Ein wichtiger Teil der Lösung für diese Herausforderungen ist die Weiterentwicklung intelligenter Prothesen, die ihr mechanisches Verhalten an die sich ständig verändernden biomechanischen Anforderungen des gesellschaftlichen Lebens anpassen können.

Es wird eine neue Klasse von Prothesen entwickelt, die eine schrittweise Variation der Steifigkeit des Prothesenknöchels ermöglichen; diese Art von Prothese erlaubt eine manuelle oder automatische Anpassung der Steifigkeit zwischen Schritten oder Aktivitäten. Zu den ersten dieser Prothesen gehörte ein quasi passiver pneumatischer Fuß, der während der Dorsalflexion Energie in einem Pneumatikzylinder speicherte und seine Gleichgewichtslage über ein Magnetventil einstellen konnte [15]. Dieses Design wurde durch den Prothesenfuß mit variabler Steifigkeit (VSPA-Fuß) abgelöst, bei dem ein nockenbasiertes Getriebe und eine einfach gelagerte Blattfeder mit einer einstellbaren Stützposition zur Modulation der Knöchelsteifigkeit verwendet werden [16]. Der Fuß mit variabler Steifigkeit von Glanzer und Adamczyk verwendet ein ähnliches Prinzip mit einem einstellbaren Drehpunkt und einer Blattfeder [17]. Der von Lecomte et al. entwickelte Knöchel mit variabler Steifigkeit basiert ebenfalls auf einer Blattfeder mit einstellbarer Stütze, aber die Feder ist vertikal angebracht, und diese Knöchel-Einheit kann an einem handelsüblichen ESR-Fuß befestigt werden [18]. Der von Heremans et al. entwickelte ELSA-Fuß verwendet ein arretierbares, in der Steifigkeit verstellbares paralleles elastisches Element (Nylonseil); eine verstellbare Klemme moduliert die Seillänge und damit die Steifigkeit [19]. Erst kürzlich haben Rogers-Bradley et al. eine Prothese entwickelt, die diskrete Steifigkeitsanpassungen durch Arretierung der Relativbewegung zwischen verschiedenen Kombinationen paralleler Blattfedern ermöglicht [20]. Obwohl die spezifische Umsetzung und der verfügbare Steifigkeitsbereich variieren, besteht das grundlegende Ziel dieser Technologien darin, die Steifigkeit der Prothese zu individualisieren, um sie bestmöglich an unterschiedliche Nutzer und Aktivitäten anzupassen.

Um die Steifigkeit dieser neuen Prothesen intelligent anpassen zu können, müssen wir über Kriterien verfügen, nach denen die optimale Steifigkeit ausgewählt werden kann. Die quantifizierte Benutzerpräferenz hat sich in jüngster Zeit als potenzielles "Metakriterium" erwiesen, das in einem klinischen Umfeld schnell bewertet werden kann und eine Alternative zu zeit-, geräte- und arbeitsintensiven Zielvorgaben darstellt [21]-[23]. Für Prothesen mit variabler Steifigkeit ist die Benutzerpräferenz ein praktikables Kriterium, das die Interaktion zwischen Arzt und Patient erleichtert [21]-[23] und auf der bestehenden Kommunikation im Rahmen des Verschreibungsprozesses aufbaut. Darüber hinaus hat sich die Präferenz aufgrund ihrer nachgelagerten biomechanischen Auswirkungen als vielversprechend erwiesen. Unter

¹Neurobionics Lab, Universität von Michigan, Ann Arbor, 48109, USA

²Fakultät für Maschinenbau, Universität von Michigan, Ann Arbor, 48109, USA

³Abteilung für Robotik, Universität von Michigan, Ann Arbor, 48109, USA (npett@umich.edu,)ejrouse@umich.edu

⁴Abteilung für Physikalische Medizin und Rehabilitation, Michigan Medicine, University of Michigan Orthotics and Prosthetics Center, Ann Arbor, MI, 48104, USA

Insbesondere wurde nachgewiesen, dass die kinematische Symmetrie im Sprunggelenk bei der von den Benutzern bevorzugten Steifigkeit am größten war [22].

Abstrakte Wahrnehmungen wie Komfort, Leichtgängigkeit und Gleichgewicht lassen sich mit herkömmlichen Messmethoden nur schwer optimieren [21]-[23]; die Benutzerpräferenz ermöglicht es dem Träger, diese Ziele in Einklang zu bringen, was zu einem Prothesenverhalten führt, das auf den Träger und seine Aktivität zugeschnitten ist. Wenn die Nutzer ihre Präferenzen zuverlässig angeben, können Kliniker bei der Bewertung potenzieller Prothesen mehr Gewicht auf ihre Angaben legen. Frühere Forschungen haben gezeigt, dass Benutzer bei der Bewertung der von ihnen bevorzugten Prothesensteifigkeit konsistenter sind als Kliniker [24], was das Potenzial des Systems weiter unterstreicht.

Die Präferenz des Benutzers hat sich zwar als vielversprechend für die Auswahl der Prothesensteifigkeit erwiesen, aber die bisherigen Arbeiten haben hauptsächlich die Metrik beim Gehen auf ebenem Boden untersucht. Es gibt einige Hinweise darauf, dass die bevorzugte Steifigkeit bei Steigungen und Treppen variiert [16], [25], und dass eine Änderung der Steifigkeitseinstellungen kinematische [16], [26] oder metabolische [27] Vorteile bringen kann. Eine Lücke bleibt bei der formalen Quantifizierung der bevorzugten Knöchelsteifigkeit bei nicht ebenen Aktivitäten. Angesichts der Tatsache, dass diese Aktivitäten einen beträchtlichen Teil der Fortbewegung in der Gesellschaft [28], ist es wichtig, diese Lücke zu schließen. Mit diesen Informationen können die bevorzugten Steifigkeitswerte von Personen verwendet werden, um die Einstellungen von Prothesen mit variabler Steifigkeit in anzupassen, wenn erkannt wird, dass der Träger zu einer neuen Aktivität übergegangen ist. In dieser vorläufigen Studie verwenden wir den VSPA-Fuß, um die bevorzugte Knöchel-Fuß-Steifigkeit von vier Personen mit Unterschenkelamputation beim ebenen Gehen, beim Gehen auf einer geneigten Rampe, beim Gehen auf einer abfallenden Rampe, beim Treppensteigen und beim Treppenabstieg zu messen. Wir messen, wie die bevorzugte Steifigkeit des Prothesenfußes mit der Aktivität variiert, und untersuchen die damit verbundenen Veränderungen in der Knöchelkinematik. Aufgrund der bekannten Unterschiede in der Biomechanik zwischen verschiedenen Bewegungsaktivitäten [1], [2] gehen wir davon aus, dass es signifikante Unterschiede in der bevorzugten Knöchelsteifigkeit zwischen verschiedenen Aktivitäten gibt. Wir gehen davon aus, dass Veränderungen, die größer sind als die Wahrnehmungsschwelle (d. h. die gerade noch wahrnehmbare Differenz, 7,7 % [21]), klinisch bedeutsam wären.

II. METHODEN

A. Experimenteller Aufbau

1) *VSPA-Fuß*: Dieses Experiment wurde mit dem Variable-Stiffness Prosthetic Ankle-Foot (VSPA-Fuß, ursprünglich beschrieben in Shepherd and Rouse, 2017, und verwendet in mehreren anderen Studien über Prothesen mit variabler Steifigkeit [16], [21], [22], [24]) durchgeführt. Der VSPA-Fuß verwendet eine Blattfeder aus Titan mit einem nockenbasierten Getriebe und einer motorgetriebenen einfachen Stütze, die zwischen den Schritten neu positioniert werden kann, um eine automatische Anpassung der Knöchelsteifigkeit während der Fortbewegung zu ermöglichen.

Das Gerät verfügt über ein anpassbares Nockenprofil innerhalb des nockenbasierten Getriebes, mit dem ein gewünschtes Drehmoment-Winkel-Verhältnis am Sprunggelenk erreicht werden kann; in dieser Arbeit haben wir eine Nocke mit einem linearen Drehmoment-Winkel-Verhältnis verwendet, mit dem ein Steifigkeitsbereich von 200 bis 1060 Nm erreicht werden kann (Abb. 1). Die Verwendung einer linearen Drehmoment-Winkel-Kurve ermöglicht einen direkteren Vergleich mit früheren VSPA-Fußstudien [21], [22], [24] und ermöglicht eine unkomplizierte Angabe der Gelenksteifigkeit.

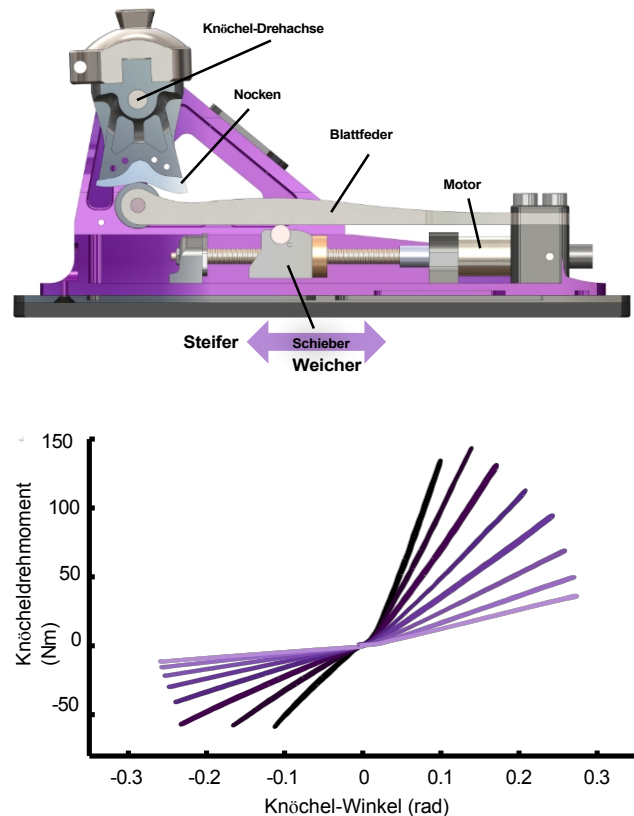


Abb. 1. Der VSPA-Fuß ermöglicht eine variable Steifigkeit des Sprunggelenks durch eine Blattfeder und ein nockenbasiertes Getriebe. Durch Veränderung der Position der Stütze unter der Blattfeder (d. h. des Schiebers) kann die Drehmoment-Winkel-Kurve verschoben werden, um die Steifigkeit des Sprunggelenks zu erhöhen oder zu verringern. Die hier zu sehende lineare Drehmoment-Winkel-Beziehung (unten) wird durch das Nockenprofil bestimmt, das vor der Herstellung programmiert werden kann.

Die in dieser Arbeit angegebenen nominalen Steifigkeitswerte beziehen sich auf die Dorsalflexionssteifigkeit der Vorrichtung. Das Verhältnis von Plantarflexionssteifigkeit zu Dorsalsteifigkeit in dieser Nocke beträgt 1:3, was mit früheren Arbeiten [21], [22], [24] übereinstimmt. Die Wahl einer geringeren Plantarflexionssteifigkeit ergab sich aus dem Feedback von Prothesenträgern und der Minimierung des "Fußklatschens" der Prothese.

Aufgrund des für die Steifigkeitsanpassung verwendeten Motors mit geringer Leistung soll der VSPA-Fuß seine Steifigkeit während der Schwungphase des Gangs anpassen, wenn die Feder unbelastet ist. Für diese Studie haben wir einen Bayes'schen Gangzustandsschätzer implementiert, der auf der Arbeit von Medrano et al. basiert, um die Stand- und Schwungphase beim ebenen, ansteigenden und abfallenden Gehen zu identifizieren [29]. Dieser Schätzer verwendet einen erweiterten Kalman-Filter, der die Echtzeit-Fußorientierung in der Sagittalebene von einer Inertialmesseinheit (IMU) nutzt (siehe Abschnitt Mechatronik). Die Echtzeit-Gangphaseninformationen wurden mit Hilfe der IMU-Messungen und eines Gangmodells gewonnen, das mit zuvor gesammelten biomechanischen VSPA-Fußdaten von Clites et al. trainiert wurde [22], [29]. Für den Treppenauf- und -abstieg wurde eine heuristische Schwungerkennung auf der Grundlage von Knöchelwinkeln und Fußgeschwindigkeit verwendet.

Das Design des VSPA-Fußes erleichtert Studien zur Benutzererfahrung. Die schrittweise Einstellung der Knöchelsteifigkeit des VSPA-Fußes ermöglicht es dem Träger, nahtlos eine Reihe von mechanischen Verhaltensweisen der Prothese zu erleben, wodurch die Unannehmlichkeiten des An- und Ablegens mehrerer Geräte entfallen. Durch diesen effizienten Übergang zwischen den verschiedenen mechanischen Verhaltensweisen wird die Zeit zwischen den einzelnen Optionen minimiert, so dass die Benutzer ihre Präferenzen schneller erkennen können. Darüber hinaus ist der VSPA-Fuß leicht (1,1 kg), vergleichbar mit einigen kommerziellen ESR-Füßen (0,5 bis 0,9 kg [30]-[32]) und leichter als neue mikroprozessorgesteuerte Fußgelenke (z. B. Ottobock Meridium, 1,3 kg ohne Fußschale [33]).

2) *Teilnehmer:* Vier Personen mit einseitiger Unterschenkelamputation (2 Männer, 2 Frauen) nahmen an dieser Studie teil. Das Alter der Teilnehmer reichte von 35 bis 70 Jahren ($51,8 \pm 14,4$) und das Gewicht von 83,4 bis 108,8 kg ($93,0 \pm 11,7$). Alle Teilnehmer mussten in der Lage sein, in der Gemeinschaft zu gehen, und zwar auf der Grundlage der von ihnen selbst in einem Fragebogen vor der Untersuchung angegebenen Mobilität. Darüber hinaus waren die Teilnehmer mindestens neun Monate nach der Amputation und hatten keine Verletzungen, die den Gang beeinträchtigten oder sie daran hinderten, bis zu 15 Minuten lang ununterbrochen zu gehen. Jeder Teilnehmer gab vor der Tests eine schriftliche, informierte Einwilligung. Diese Studie an Menschen wurde Institutional Review Board der University of Michigan Medical School genehmigt.

3) *Gewöhnung an die Laborumgebung und die Prothese:* Der VSPA-Fuß wurde jedem Teilnehmer von einem zertifizierten Orthopädietechniker angepasst, und die Ausrichtung wurde durch Gehen über den Boden eingestellt, wie es in der Klinik Standard ist. Die Teilnehmer hatten Zeit, sowohl mit ihrer eigenen Prothese als auch mit dem VSPA-Fuß auf dem Laufband zu laufen, um sich mit der Einstellung und dem neuen Gerät vertraut zu machen. Die formellen Tests begannen erst, als die Teilnehmer bestätigten, dass sie sich an die neue Prothese gewöhnt hatten.

B. Bevorzugte Steifigkeit

Während der bevorzugten Steifigkeitsprüfung trugen die Teilnehmer einen elektronischen Drehknopf an einem Gürtel um die . Durch Drehen Skala konnte der Träger die Steifigkeit des VSPA-Fußes einstellen. Der Drehknopf konnte stufenlos gedreht werden und hatte keinen absoluten Bezugspunkt, so dass die Teilnehmer keine bestimmte Ausrichtung identifizieren konnten, die mit ihrer bevorzugten Steifigkeit korrelierte. An den Extremen des Steifigkeitsbereichs des VSPA-Fußes konnte die Skala zwar gedreht werden, die Steifigkeit war jedoch gesättigt. Die Teilnehmer konnten den Drehknopf an jedem Punkt des Gangzyklus verstellen, und die Steifigkeit wurde während der nächsten identifizierten Schwungphase geändert. Die Bedienung des Einstellrads wurde vor Test mit den Teilnehmern besprochen, bis sie die Funktionsweise klar verstanden hatten.

Die Präferenztests bestanden aus fünf Aktivitäten, die sich über ebenes Gehen, Gehen mit Steigung, Gehen mit Gefälle und schließlich Treppensteigen und -absteigen erstreckten. Die Reihenfolge der Aktivitäten war für alle Teilnehmer aufgrund praktischer Aspekte bei der Durchführung der Studie festgelegt. Für jede Aktivität wurden die Teilnehmer gebeten, sieben Versuche zur Ermittlung ihrer Präferenzen durchzuführen. Nach jedem Versuch wurde die Ausgangssteifigkeit neu eingestellt, um zu verhindern, dass der Benutzer das gleiche Muster der Einstellung wiederholt. Die Treppentests wurden an einem separaten Tag durchgeführt, um die Auswirkungen

der Ermüdung der Teilnehmer¹. Als Sicherheitsvorkehrung legten die Teilnehmer während der Tests auf dem Laufband einen Sicherheitsgurt an und gingen während der Treppentests in Begleitung eines Mitglieds des Forschungsteams mit einem Gehgurt.

Nachdem der Aufbau abgeschlossen war und die Teilnehmer verstanden hatten, wie man die Steifigkeit des VSPA-Fußes einstellt, wurde für jede Aktivität der folgende Prozess durchgeführt:

1) *Identifizierung der bevorzugten Gehgeschwindigkeit:* Bei jeder laufbandbasierten Aktivität (ebenes, ansteigendes und abschüssiges Gehen) gingen die Teilnehmer in einem festen, selbst gewählten Tempo. Diese Entscheidung wurde getroffen, um mit der Literatur [22] übereinzustimmen und um die Studie für eine breitere Population von Gehfähigen zu ermöglichen. Das Laufband wurde zunächst auf eine Geschwindigkeit eingestellt, die auf den Angaben der Teilnehmer zu ihrer eigenen Mobilität basierte. Der Teilnehmer ging dann und wies das an, die Geschwindigkeit entweder zu erhöhen oder zu verringern, bis die bevorzugte Geschwindigkeit gefunden war. Dieser Vorgang dauerte in der Regel 30 bis 90 Sekunden für gleichmäßiges Gehen und war bei nachfolgenden Aktivitäten schneller. Die Treppentests wurden auf einer statischen Treppe durchgeführt, um die Sicherheit und das Wohlbefinden der Teilnehmer bei dieser Aktivität zu gewährleisten.

2) *Auswahl der Präferenz:* Sobald die Gehgeschwindigkeit festgelegt war, führten die Teilnehmer die angegebene Fortbewegungsaktivität durch, während sie die Steifigkeit der Prothese mit dem Drehknopf einstellten. Den Teilnehmern wurde eine Anfangssteifigkeit vorgeschrieben, und sie wurden dann ermutigt, bei jedem Versuch den gesamten Steifigkeitsbereich von "unangenehm weich" bis "unangenehm steif" zu erkunden. Sie wurden mündlich informiert, wenn sie die maximale oder minimale Steifigkeit erreicht hatten. Die Identifizierung der Präferenzen erfolgte in Eigenregie, so dass die Teilnehmer die Steifigkeitseinstellungen so lange erkunden konnten, wie sie wollten (die durchschnittliche Zeit bis zur Konvergenz betrug $53,7 \pm 22,8$ Sekunden). Wenn der Teilnehmer äußerte, dass er seine bevorzugte Steifigkeit gefunden hatte, wurde das Laufband gestoppt, und der individuelle Präferenzversuch war beendet. Jeder Teilnehmer schloss sieben Versuche zur Ermittlung der Präferenzen für jede Aktivität erfolgreich ab, mit Ausnahme von Teilnehmer 1, der aufgrund einer von ihm angegebenen Komplikation nur sechs Versuche mit der Steigung absolvierte. Die Teilnehmer durften sich zwischen den Versuchen so lange wie gewünscht ausruhen, um Ermüdung zu vermeiden.

Für jede Fortbewegungsaktivität wurde für den ersten Versuch eine Startsteifigkeit vorgegeben. Beim ebenen Gehen war diese Anfangssteifigkeit die mittlere bevorzugte Steifigkeit für ebenes Gehen bei einem selbst gewählten Tempo, die aus Clites et al. 2021 ($634,4 \text{ Nm}$) [22]. Beim Gehen mit Steigung und Gefälle war die Ausgangssteifigkeit die mittlere bevorzugte Steifigkeit des Teilnehmers aus seinen ebenen Gehversuchen. Für den Treppenaufstieg und -abstieg war die erste Steifigkeit des Teilnehmers die mittlere bevorzugte Steifigkeit aus den Versuchen mit ansteigendem bzw. abfallendem Gehen. In den folgenden Versuchen für jede Aktivität wurde die Anfangssteifigkeit pseudozufällig um $\pm 25\%$ von der bevorzugten Steifigkeit des vorherigen Versuchs erhöht. In einigen Fällen überstieg diese Neuzuteilung die maximale Steifigkeit des Schraubstocks, in diesem Fall wurde die Anfangssteifigkeit als Maximum festgelegt.

¹Dies ist ein Beispiel für die praktischen Überlegungen, die zu der festen Reihenfolge der Aktivitäten geführt haben. Die Versuche für den Treppenauf- und -abstieg mussten gleichzeitig stattfinden, und sie wurden auf einen separaten Tag gelegt, um Auswirkungen der Ermüdung zu begrenzen.

C. Aktivitäten zur Fortbewegung

1) *Ebenes Gehen:* Die grundlegenden Benutzerpräferenzen wurden auf einem ebenen Laufband mit geteiltem Gürtel (Bertec, Columbus, OH, USA) ermittelt. So konnten die Teilnehmer zunächst ihre bevorzugte Knöchelsteifigkeit bei einer Aktivität erkunden, mit der sie am meisten Erfahrung hatten. Während aller Aktivitäten durften sich die Teilnehmer an den Handläufen festhalten, wenn sie dies wünschten.

2) *Gehen mit Steigung und Gefälle:* Die Steigungs- und Gefälligkeitstests wurden auf dem Laufband mit einer Neigung von $4,7^\circ$ durchgeführt. Diese Neigung wurde als der maximale Winkel gewählt, den das Laufband erreichen konnte, ohne den ADA-Grenzwert für eine Laufneigung (1:12, ca. $4,76^\circ$) zu überschreiten [34]. Durch die Verwendung einer Neigung, die Menschen mit Amputation in der Gemeinschaft wahrscheinlich antreffen werden, lassen sich unsere Ergebnisse leichter außerhalb des Labors umsetzen.

3) *Treppenaufstieg und -abstieg:* Die Treppentests wurden auf einer großen, mehrläufigen Treppe im Ford Motor Company Robotics Building (2505 Hayward St., University of Michigan, Ann Arbor, MI, 48109, USA) durchgeführt. Diese Treppe besteht aus 6 Läufen mit 19 Stufen im ersten Lauf und 12 Stufen in den folgenden Läufen. Jede Stufe hat eine Höhe von 178 mm und eine Tiefe von 305 mm. Die Teilnehmer wurden ermutigt, so viele Läufe wie nötig zu benutzen, um eine Vorliebe für den Auf- oder Abstieg zu entwickeln, und wurden gebeten, die Steifigkeit des Geräts nicht zu verändern oder das Gefühl des Geräts zu berücksichtigen, während sie die Landungen zwischen den aufeinander folgenden Läufen überquerten. Im Allgemeinen wurden die Präferenzen nach 1 bis 2 Treppenläufen ermittelt. Um die Tests so effizient wie möglich abzuschließen und die Ermüdung der Teilnehmer zu begrenzen, fuhren die Teilnehmer mit 2 bis 3 aufeinanderfolgenden Versuchen bergauf (die Anzahl hing davon ab, wie viele Läufe die Person zur Auswahl ihrer Präferenz nutzte), bevor sie umkehrten, um 2-3 aufeinanderfolgende Versuche für den Abstieg zu absolvieren. Nach der Auswahl einer Präferenz für einen Versuch hielten die Teilnehmer bei der nächsten Landung an, um sich auszuruhen und das Forschungsteam die Startsteifigkeit für den nächsten Versuch festlegen zu lassen. Dieser Wechsel von Auf- und Abstieg wurde fortgesetzt, bis sieben Versuche für jede Aktivität abgeschlossen waren. Die Verwendung einer statischen Treppe gewährleistete, dass die Teilnehmer bei Bedarf an jeder Stelle anhalten konnten, was ihren Komfort erhöhte und die Art und Weise, wie sie die Treppe im Alltag begehen, genauer widerspiegelte. Alle Teilnehmer hielten sich auf der Treppe mit einer Hand am Handlauf fest (Abb. 2).

D. Mechatronik

Für die Steuerung des VSPA-Fußes wurden mehrere mechatronische Systeme eingesetzt. Wie bereits erwähnt, lieferte eine IMU (Modell: 3DM-CX5-AR, MicroStrain, Williston, VT, USA) Daten mit 190 Hz über UART mit 115,2 kBaud; die IMU war am starren Rahmen des VSPA-Fußes befestigt und wurde für die Schätzung des Gangzustands verwendet. Der Motor zur Betätigung der einfachen Stütze unter der Blattfeder wurde über zwei parallel geschaltete Bürstenmotor-Treiber gesteuert (Modell: BD65496MUV, ROHM Semiconductor, Kyoto, Japan). Ein absoluter magnetischer 14-Bit-Winkler (Modell: AS5048B, AMS, Premstätten, Österreich) wurde verwendet, um die Position der Skala zu verfolgen, während die Teilnehmer die Steifigkeitseinstellungen erprobten. Der Winkel des Zifferblatts wurde mit 190 Hz über I²C-Kommunikation erfasst, und

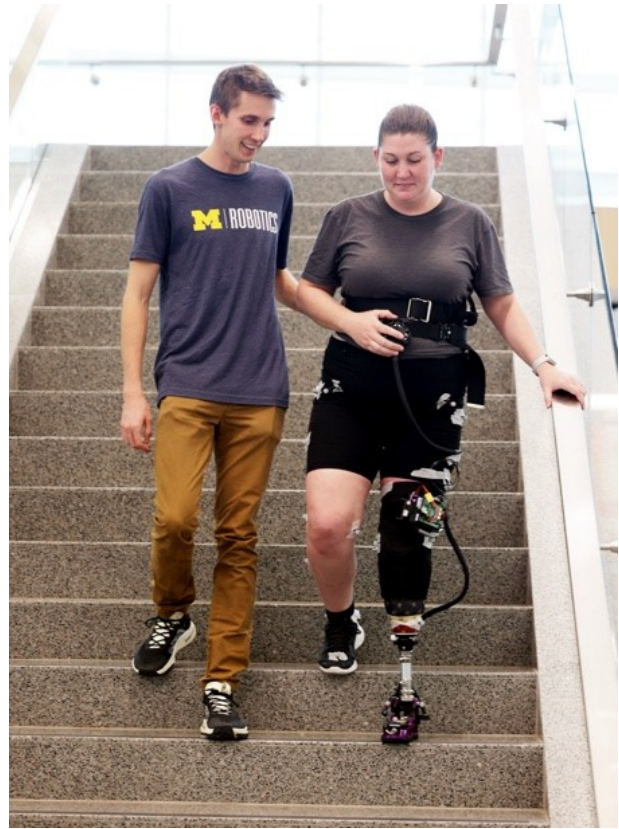


Abb. 2. Ein Versuch zur Präferenz des Treppenabstiegs. Die Teilnehmerin steigt die Treppe hinunter, begleitet von einem Forscher, der sich an ihrem Gehgurt festhält. Während des Abstiegs dreht sie den Drehknopf, der eine Schiebbewegung auslöst, um die Steifigkeit der Knöchelprothese zwischen den Stufen zu verändern.

wird linear auf die Position des Schiebers abgebildet, um die Steifigkeit der Prothese zu steuern.

Zusätzlich zur Steuerung des Fußes wurden während aller Versuche kinematische Daten des Prothesenknöchels aufgezeichnet, um die Beziehung zwischen Kinematik und bevorzugter Steifigkeit bei verschiedenen Aktivitäten zu untersuchen. Ein identischer magnetischer Winkelgeber, der auf der Knöchelrotationsachse des VSPA-Fußes positioniert war, wurde verwendet, um kinematische Daten des Knöchels mit 190 Hz über PC-Kommunikation aufzuzeichnen. Der Nullwinkel wurde als der durchschnittliche Winkel des VSPA-Fußes während der Schwungphase definiert. Die Knöchel-Encoder- und IMU-Daten wurden mit einem Savitzky-Golay-Filter zweiter Ordnung mit einer Fensterlänge von zehn Abtastwerten nachbearbeitet. Alle Datenanalysen wurden in MATLAB (MathWorks, Natick, MA, USA) und Python durchgeführt.

Diese Systeme wurden alle über einen Einplatinencomputer (Modell: Raspberry Pi 4B, Raspberry Pi Foundation, Cambridge, UK) betrieben, mit dem das Forschungsteam über eine SSH-Verbindung aus der Ferne kommunizieren konnte. Eine kundenspezifische Leiterplatte bildete die Schnittstelle zwischen den Sensoren und dem Einplatinencomputer. Diese beiden Platinen befanden sich in einem additiv gefertigten Gehäuse (Material: Onyx, Markforged, Waltham, MA, USA) und wurden auf dem Prothesenschaft des Teilnehmers befestigt (siehe Abb. 2). Das gesamte elektronische Modul, einschließlich der Platinen und Sensoren, wurde mit einem Lithium-Polymer-Akku (11,1 V, 1300 mAh) betrieben.

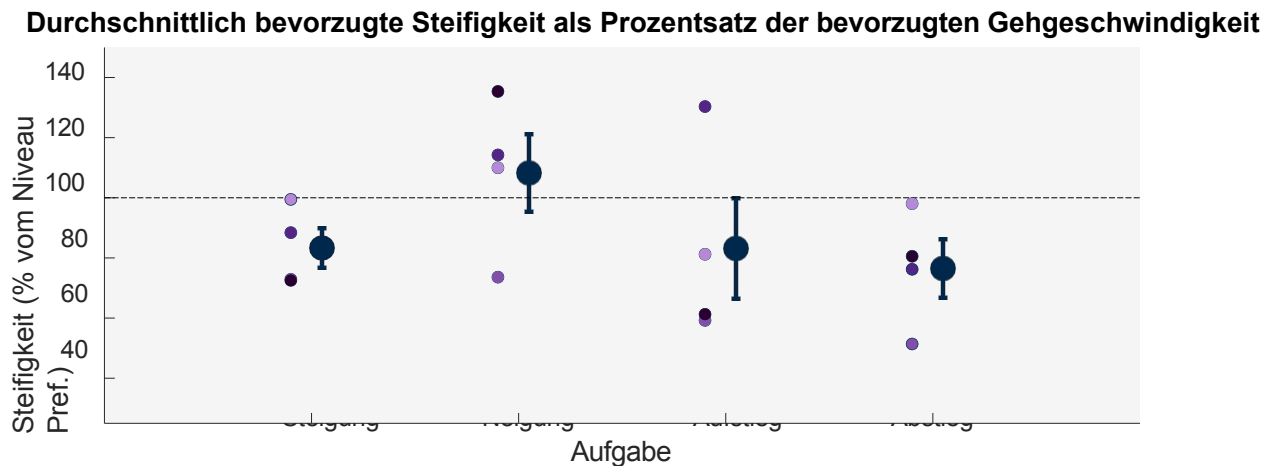
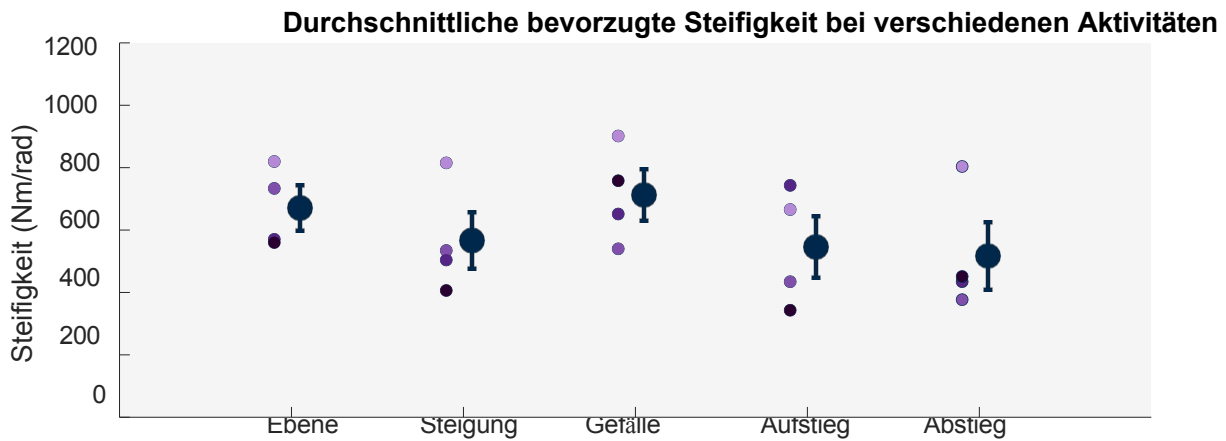


Abb. 3. Durchschnittliche bevorzugte Knöchelsteifigkeit für jede der fünf Fortbewegungsaktivitäten (oben) und normalisierte bevorzugte Knöchelsteifigkeit beim Gehen in der Ebene für die Aktivitäten Steigung, Gefälle, Aufstieg und Abstieg (unten). In beiden Diagrammen stellen die violetten Punkte die durchschnittliche bevorzugte Steifigkeit der einzelnen Teilnehmer für jede der fünf Aktivitäten dar (jede Farbe steht für einen anderen Teilnehmer), während die größeren blauen Punkte den Durchschnitt zwischen den Teilnehmern mit Standardfehlerbalken darstellen. Die normalisierte bevorzugte Knöchelsteifigkeit beim Gehen in der Ebene betrug $83,3 \pm 6,5$ % für die Steigung, $108,3 \pm 12,8$ % für das Gefälle, $83,0 \pm 16,5$ % für den Aufstieg und $76,6 \pm 9,6$ % für den Abstieg.

(Modell: Nano-Tech 1300mAh 25-50C, Turnigy Power Systems, Hongkong). Die zur Steuerung des VSPA-Fußes verwendete Software wurde in Python 3.9 geschrieben.

III. ERGEBNISSE

A. Bevorzugte Steifigkeit

Im Durchschnitt betrug die bevorzugte Knöchelsteifigkeit beim Gehen mit Steigung, beim Gehen mit Gefälle, beim Treppenaufstieg und beim Treppenabstieg jeweils

messbar anders als die Präferenzen für ebenes Gehen.

ing. Die durchschnittlich bevorzugte Knöchelsteifigkeit war am größten bei

Gehen mit Gefälle ($712,8 \pm 81,6 \frac{\text{Nm}}{\text{rad}}$), gefolgt von ebenen Gehen ($670,9 \pm 70,8 \frac{\text{Nm}}{\text{rad}}$),

Treppenaufstieg ($546,6 \pm 96,8 \frac{\text{Nm}}{\text{rad}}$), und Treppenabstieg ($516, \pm 107,6 \frac{\text{Nm}}{\text{rad}}$).

Im Vergleich zum ebenen Gehen bevorzugten die Probanden im Durchschnitt $8,3$ % steifere Einstellungen beim Gehen mit Gefälle und bevorzugten eine weniger steife Einstellung beim Gehen in der Steigung, beim Treppenaufstieg und beim Treppenabstieg um $16,7$ %, $17,0$ % und $23,4$ %, bzw. (Abb. 3).

Die Präferenzen für die Knöchelsteifigkeit variierten zwischen den Teilnehmern innerhalb einer Aktivität stark, während die Präferenzen innerhalb der einzelnen Aktivitäten im Allgemeinen gleich blieben. Die Präferenzen der Teilnehmer stimmten bei einigen Aktivitäten stärker überein als bei anderen. Die geringsten Unterschiede gab es beim ebenen Gehen, wo der mittlere Unterschied in der bevorzugten Steifigkeit zwischen zwei Teilnehmern $157,0 \pm 95,9 \frac{\text{Nm}}{\text{rad}}$ betrug. Wir beobachteten eine größere Varianz der Steifigkeitspräferenzen beim Gehen mit Gefälle (mittlerer Unterschied von $198,6 \pm 98,7 \frac{\text{Nm}}{\text{rad}}$), beim Gehen mit Steigung - ($209,6 \pm 145,9 \frac{\text{Nm}}{\text{rad}}$), Treppenabstieg ($216,2 \pm 185,2 \frac{\text{Nm}}{\text{rad}}$),

und Treppensteigen ($238,6 \pm 131,0 \frac{\text{Nm}}{\text{rad}}$). Innerhalb eines Teilnehmers, einige Personen waren in ihren Präferenzen beständiger.

Die Teilnehmer 1-3 hatten innerhalb der Teilnehmer Koeffizienten von Variation (CV) zwischen $6,0$ % und $18,0$ % für alle Tätigkeiten,

während Teilnehmer 4 für einzelne Aktivitäten CV-Werte von bis zu $32,0$ % aufwies. Der mittlere Lebenslauf innerhalb der Teilnehmer über alle Aktivitäten hinweg betrug $14,0 \pm 3,7$ %.

Zusätzlich zu den Abweichungen bei der Vorzugssteifigkeit

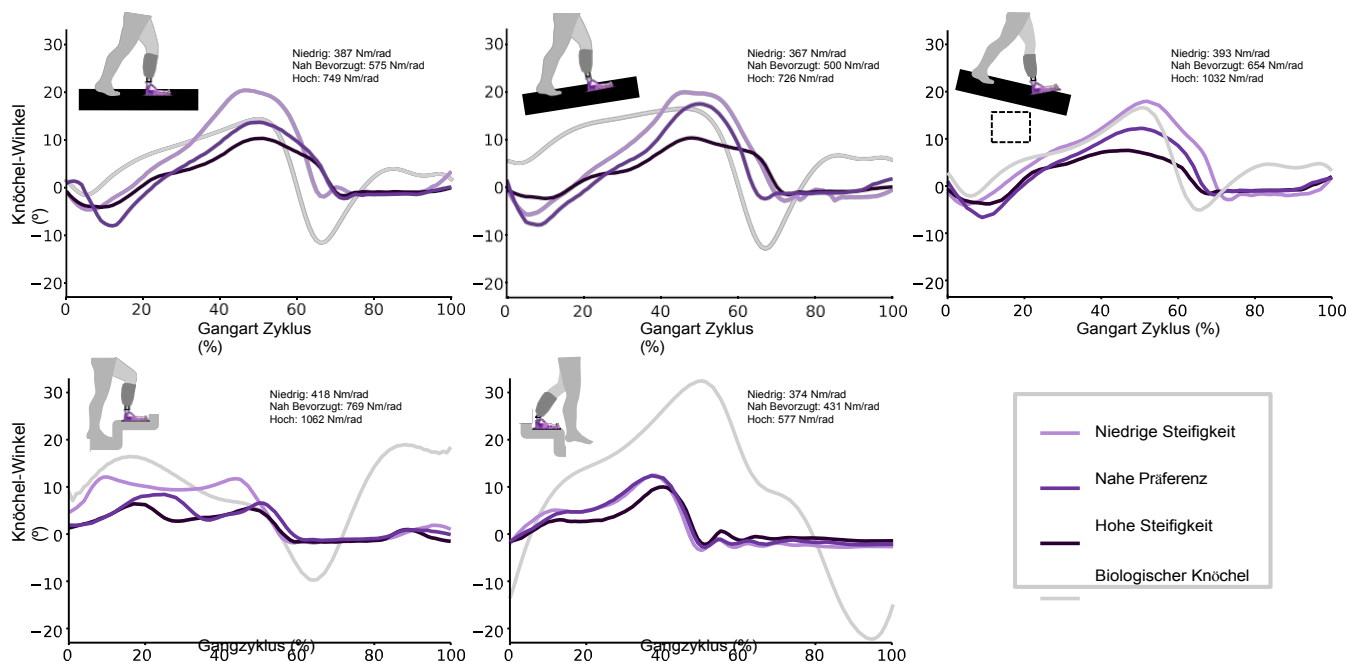


Abb. 4. Knöchelwinkel über alle fünf getesteten Aktivitäten für einen repräsentativen Teilnehmer (Teilnehmer 2). Die violetten Linien zeigen den Verlauf des Knöchelwinkels für Gangzyklen unter, nahe und über der bevorzugten Steifigkeit für jede Aktivität; die graue Linie zeigt den durchschnittlichen biologischen Knöchelwinkel [35]. Bei allen Aktivitäten stand der Bewegungsumfang des Teilnehmers im umgekehrten Verhältnis zur Steifigkeit des Prothesenknöchels.

zwischen den Aktivitäten variierte auch die Konsistenz der Präferenzauswahl mit der Aktivität. Als Gruppe waren die vier Teilnehmer beim Treppenabstieg am wenigsten konsistent, mit einem mittleren CV innerhalb der Teilnehmer von $17,6 \pm 10,4\%$. Es folgten der Treppenaufstieg ($15,3 \pm 6,3\%$), das Gehen mit Gefälle ($13,5 \pm 3,4\%$) und das Gehen in der Ebene ($11,7 \pm 4,9\%$). Die Präferenzen für die Knöchelsteifigkeit beim Gehen mit Steigung waren am konsistentesten mit einem mittleren CV innerhalb der Teilnehmer von $11,7 \pm 4,3\%$.

B. Kinematik und Ganggeschwindigkeit

Bei der Knöchelkinematik waren deutliche Unterschiede zwischen den verschiedenen Fortbewegungsaktivitäten zu erkennen. Die durchschnittliche Spitzen-Dorsalflexion des Sprunggelenks variierte bei den verschiedenen Aktivitäten, wobei die höchste durchschnittliche Dorsalflexion beim Gehen in der Steigung ($15,3 \pm 3,8^\circ$) beobachtet wurde, gefolgt vom Gehen in der Ebene ($14,1 \pm 3,1^\circ$), beim Gehen im Gefälle ($13,6 \pm 4,4^\circ$) und beim Treppenabstieg ($12,2 \pm 5,6^\circ$). Die geringste durchschnittliche Spitzendor-siflexion wurde beim Treppensteigen beobachtet ($10,2 \pm 2,3^\circ$). Diese Variabilität der Spitzen-Dorsalflexion zwischen den einzelnen Aktivitäten ist für einen repräsentativen Teilnehmer (Teilnehmer 2) in Abb. 4 dargestellt.

Selbst gewählte Geschwindigkeiten für ebenes, ansteigendes und abschüssiges Gehen wurden ermittelt, um das Tempo für jede Aktivität festzulegen. Die von den Teilnehmern selbst gewählten Geschwindigkeiten waren am schnellsten auf ebenem Boden ($0, \pm 0,20 \frac{m}{s}$) und am langsamsten beim Gehen mit Steigung ($0,57 \pm 0,16 \frac{m}{s}$), wenn man den Durchschnitt aller Teilnehmer betrachtet. Die mittlere selbst gewählte Geschwindigkeit beim Gehen mit Rückwärtsgang betrug $0,68 \pm 0,20 \frac{m}{s}$.

IV. DISKUSSION

A. Implikationen der Ergebnisse

Ziel dieser vorläufigen Studie war es, die Präferenzen von Unterschenkelamputierten in Bezug auf die Knöchelsteifigkeit zu untersuchen.

unterschiedliche, gemeinsame Aktivitäten. Zu diesem Zweck nutzten wir den VSPA-Fuß, eine Prothese mit variabler Steifigkeit, die es den Probanden ermöglicht, die Steifigkeit der Prothese zwischen den einzelnen Schritten anzupassen. Vier Teilnehmer mit einseitiger Unterschenkelamputation wurden rekrutiert, um in einem konstanten, selbst gewählten Tempo auf ebenen, geneigten und abschüssigen Laufbändern zu gehen. Außerdem sollten sie eine statische Treppe hinauf- und hinabsteigen. Für jede dieser Aktivitäten wählten die Teilnehmer sieben ihre bevorzugte Prothesensteifigkeit. Wir präsentieren erste Ergebnisse zu den Präferenzen der Probanden und den damit verbundenen kinematischen Veränderungen bei verschiedenen Aktivitäten, die mit dem Gehen mit einer Prothese mit variabler Steifigkeit einhergehen.

Prothesenträger bevorzugten bei verschiedenen Aktivitäten eine unterschiedliche Steifigkeit des Knöchel-Fußes, was den Bedarf an Prothesen verdeutlicht, die ihr mechanisches Verhalten kontinuierlich variieren können. Die mittlere bevorzugte Steifigkeit variierte bei den verschiedenen Aktivitäten erheblich; der größte Unterschied bestand zwischen dem Gehen in der Ebene und dem Treppensteigen, wo sich die Präferenzen um $31,8\%$ der bevorzugten Steifigkeit beim Gehen in der Ebene unterschieden. Die Unterschiede in der bevorzugten Knöchelsteifigkeit zwischen ebenem Gehen und allen anderen Aktivitäten überstiegen den Wahrnehmungsschwellenwert von $7,7\%$. Das Überschreiten dieser Schwelle bedeutet, dass die Prothese

Nutzer können feststellen, dass sich ihre Füße "zu steif" oder "zu weich"

für andere Aktivitäten als das Gehen auf ebenem Boden. Diese Ergebnisse sollten im Zusammenhang mit den bestehenden kommerziellen Knöchel-Fuß-Prothesen untersucht werden. Die Änderungen der bevorzugten Steifigkeit bei verschiedenen Aktivitäten würden Änderungen der Prothesen-"Kategorie" erforderlich machen, einem vom Hersteller zugewiesenen numerischen Wert, der die Steifigkeit der Prothese grob darstellt. Typischerweise,

Prothesenträger können nur eine einzige Prothese mit festen Kategorie verwenden, die auf der Grundlage des Gewichts, des Aktivitätsniveaus und der Vorlieben des Nutzers ausgewählt wird. Nach Angaben von Womac et al. entspricht eine Erhöhung um eine Einheit auf diesen Skalen im Durchschnitt einer Veränderung der maximalen Steifigkeit um 12,5 % [5]. Der bereits erwähnte Unterschied von 31,8 % zwischen Gehen und Treppensteigen deutet also darauf hin, dass Menschen mit Amputation im Durchschnitt Prothesen bevorzugen würden, die sich bei diesen beiden Aktivitäten um 2 bis 3 Steifigkeitsklassen unterscheiden. Bei der Untersuchung der bevorzugten Steifigkeit innerhalb der einzelnen Personen betrug die durchschnittliche Differenz zwischen der am meisten und der am wenigsten steifen Aktivität $51,4 \pm 18,7\%$ bevorzugten Steifigkeit für ebenes Gehen ($329,0 \pm 75,9 \frac{\text{Nm}}{\text{rad}}$).

Dieser Unterschied entspricht einer Veränderung von etwa vier Prothesenkategorien. Diese deutlichen Unterschiede unterstreichen Potenzial von Prothesen, die in der Lage sind, die Steifigkeit je nach Aktivität und Benutzer zu variieren. Herkömmliche ESR-Prothesen, die von Natur aus auf eine einzige Steifigkeitskategorie beschränkt sind, können diese Anforderung nicht erfüllen. Darüber hinaus unterstreicht die breite Variation der bevorzugten Steifigkeit zwischen verschiedenen Aktivitäten den Bedarf an Prothesen mit variabler Steifigkeit und einem großen Steifigkeitsbereich. Unsere Ergebnisse stimmen mit früheren Studien überein, in denen die vom Benutzer bevorzugte Prothesensteifigkeit beim Gehen untersucht wurde. Die durchschnittliche bevorzugte Knöchelsteifigkeit wurde in dieser Studie für ebenes Gehen ermittelt,

$670,9 \frac{\text{Nm}}{\text{rad}}$, ist vergleichbar, aber größer als der von Shepherd et al. ($504,0 \frac{\text{Nm}}{\text{rad}}$) und Clites et al. ($634,4 \frac{\text{Nm}}{\text{rad}}$) bei

selbstgewählte Gehgeschwindigkeit) [21], [22]. Darüber hinaus deutet der mittlere Variationskoeffizient (VK) innerhalb der Teilnehmer auf konsistentere Gehrpräferenzen in dieser Studie hin ($11,7 \pm 4,9\%$) im Vergleich zum VK, der von Shepherd et al., 2017, ermittelt wurde ($14,0 \pm 1,7\%$) [21], aber weniger konsistent als von Shepherd et al., 2020 ($5,6 \pm 1,2$) [24]. Frühere Untersuchungen zur bevorzugten Steifigkeit bei Rampen und Treppen haben ergeben, dass die Nutzer bei nicht ebenen Aktivitäten weichere Einstellungen bevorzugen [16] und dass die bevorzugte Steifigkeit bei Steigungen von Person zu Person stark variiert [25]. Diese Unterschiede sind wahrscheinlich auf inhärente Variationen der Benutzerpräferenzen sowie auf die kleinen Stichprobengrößen zurückzuführen. Weitere Forschungen sind erforderlich, um die große Bandbreite der Präferenzen von Prothesenträgern zu erfassen.

Änderungen der VSPA-Fußsteifigkeit gingen mit Änderungen der Knöchelkinematik einher, die die Mobilität verbessern können. Wenn die Steifigkeit des VSPA-Fußes weicher eingestellt war, vergrößerte sich der Bewegungsumfang des Gelenks. Dies ermöglichte den Benutzern, bei verschiedenen Aktivitäten unterschiedliche kinematische Muster zu erreichen. Im Durchschnitt aller Teilnehmer betrug der maximale Unterschied in der Spitzen-Dorsalflexion des Sprunggelenks zwischen den Aktivitäten $5,2^\circ$ (Treppensteigen und schräges Gehen). Dieser Unterschied ist bemerkenswert, da er 31,2 % des mittleren Bewegungsumfanges über alle Teilnehmer und Aktivitäten entspricht. Bei ebenem, ansteigendem und abfallendem Gehen stand die bevorzugte Knöchelsteifigkeit in umgekehrtem Verhältnis zum maximalen Dorsalflexionswinkel, wenn die Teilnehmer die Prothese mit ihrer bevorzugten Steifigkeit verwendeten. Diese Beziehung stimmte auch überein mit

²So war beispielsweise die bevorzugte Steifigkeit von Teilnehmer 3 beim Gehen in der Ebene am höchsten und beim Treppensteigen am niedrigsten. Diese beiden bevorzugten Steifigkeitswerte unterschieden sich um 74,1 % der bevorzugten Steifigkeit beim Gehen in der Ebene (eine Rohdifferenz von $415,1 \frac{\text{Nm}}{\text{rad}}$).

Beobachtungen von Major et al. und Ármannsdóttir et al. [26], [27]. Interessanterweise erstreckte sich dieses Ergebnis nicht auf den Treppenauf- und -abstieg. Bei Treppenaktivitäten wiesen die Teilnehmer sowohl die geringste Knöcheldorsalflexion als auch die geringste bevorzugte Knöchelsteifigkeit auf. Dies könnte auf die unterschiedlichen biomechanischen Anforderungen von Treppenaktivitäten im Vergleich zu anderen Gehübungen zurückzuführen sein. Der Einfluss der Steifigkeit auf die Knöchelkinematik sowie die unterschiedlichen kinematischen Anforderungen der verschiedenen Aktivitäten zeigen, wie wichtig es ist, intelligente Prothesen zu entwickeln, die ihr mechanisches Verhalten kontinuierlich anpassen können.

B. Beschränkungen

Der VSPA-Fuß hat mehrere einzigartige Eigenschaften, die sich auf sein mechanisches Verhalten auswirken, was möglicherweise die Präferenzen der Benutzer beeinflusst hat. Er hat eine flache Unterseite mit einer 10 mm dicken Schicht aus Schuhsohlenmaterial (*SolFlex-Krepp*, Shore-A-Durometer 50-55, SoleTech, Nahant, MA, USA) für die Traktion, eine Entscheidung, die mit der Literatur übereinstimmt [21], [22], [24]. Er wurde während der Tests ohne Kosmetika oder Schuhe getragen. Diese Entscheidungen schränken die Nachgiebigkeit ein und gewährleisten gleichbleibende Bedingungen für jeden Teilnehmer; die meisten Teilnehmer sprachen jedoch die mangelnde Nachgiebigkeit im Fersenbereich als eine Eigenschaft des Geräts an, die sie nicht als angenehm empfanden. Wir haben auch nicht die Länge der Prothese zu ändern, um den unterschiedlichen

Länge der intakten Füße der Probanden. Unstimmigkeiten in der Prothesenausrichtung und das Vorhandensein von geringem Spiel im Knöchelgelenk (weniger als $1,5^\circ$) könnten ebenfalls die bevorzugte Steifigkeit und die Knöchelkinematik beeinflussen.

Abgesehen von der Prothese selbst könnten auch einige Aspekte des Versuchsprotokolls die Ergebnisse beeinflusst haben. Die Teilnehmer entschieden sich durchweg dafür, sich mit einer Hand an einem Handlauf festzuhalten, während sie mit der anderen Hand den Drehknopf verstellten. Dies war im Interesse der Sicherheit und Stabilität der Teilnehmer erlaubt. Es ist unklar, ob die Verwendung des Handlaufs einen bedeutenden Einfluss auf die Präferenz hatte; es ist jedoch erwähnenswert, dass die meisten Teilnehmer angaben, dass sie in ihrem täglichen wann immer möglich Handläufe verwenden. Darüber hinaus gingen die Teilnehmer nur mit einer einzigen, relativ geringen Steigung für Steigungs- und . Dies war auf praktische Beschränkungen der Zeit für jede Studiensitzung zurückzuführen; die spezifische Steigung wurde wegen ihrer Anwendbarkeit auf das Gehen in der Gemeinschaft gewählt. Extremere Steigungen, die die Unterschiede in der bevorzugten Steifigkeit im Vergleich zum Gehen auf ebenem Boden verstärken könnten, sollten in zukünftigen Arbeiten untersucht werden. Es ist auch möglich, dass eine zufällige Abfolge der Aktivitäten die Ergebnisse beeinflusst hätte, aber dies war aufgrund praktischer Erwägungen im Zusammenhang mit der Zeitplanung und der Ermüdung der Teilnehmer nicht durchführbar. Außerdem konnte sich der Benutzer aufgrund der kurzen Zeitspanne, in der jede Person beobachtet wurde, nur bedingt an den VSPA-Fuß gewöhnen. Mehrere Teilnehmer äußerten den Wunsch, das Gerät mit nach Hause zu nehmen, damit sie sich über mehrere Tage mit dem VSPA-Fuß vertraut machen konnten. Es ist unklar, wie sich eine längere Eingewöhnungszeit auf die Präferenzen der Benutzer auswirken würde; dies sollte in zukünftigen Arbeiten untersucht werden.

V. SCHLUSSFOLGERUNG

Diese vorläufige Arbeit zeigt, dass die bevorzugte Knöchelsteifigkeit der Prothese bei einseitig unterschenkelamputierten Probanden je nach Fortbewegungsaktivität erheblich variiert. Die Unterschiede in der Präferenz spiegeln die unterschiedliche Kinematik der verschiedenen Aktivitäten sowie weniger quantifizierbare Attribute des Benutzerkomforts und des Gleichgewichts wider. Diese Unterschiede unterstreichen den grundsätzlichen Bedarf an einem variablen Steifigkeitsverhalten in Knöchel-Fußprothesen. Außerdem variierten die Vorlieben und die Sensibilität der einzelnen Teilnehmer, was die Notwendigkeit einer stärkeren Individualisierung des Prothesenverhaltens unterstreicht. Wir glauben, dass biomechanische Analysen in Zukunft die zugrunde liegenden Faktoren aufdecken können, die die Präferenzen der Benutzer bei verschiedenen Aktivitäten und Personen beeinflussen.

ANERKENNTNIS

Die Autoren möchten sich bei allen Teilnehmern bedanken, die großzügig ihre Zeit für die Teilnahme an dieser Studie geopfert haben, sowie beim Orthotics and Prosthetics Center der University of Michigan für die klinische Unterstützung. Die Autoren möchten auch Dr. Leo Medrano für seine Anleitung bei der Implementierung des Gangzustandsschätzers, Herrn Nikko Van Crey für seine Unterstützung bei der Hardware und Frau Emily Klinkman für ihre Hilfe bei der Datenerfassung danken.

REFERENZEN

- [1] T. Lencioni, I. Carpinella, M. Rabuffetti, A. Marzegan, and M. Ferrarin, "Human kinematic, kinetic and emg data during different walking and stair ascending and descending tasks," *Scientific data*, vol. 6, no. 1, p. 309, 2019.
- [2] J. Camargo, A. Ramanathan, W. Flanagan, and A. Young, "A comprehensive, open-source dataset of lower limb biomechanics in multiple conditions of stairs, ramps, and level-ground ambulation and transitions," *Journal of Biomechanics*, vol. 119, p. 110320, 2021.
- [3] P. F. Pasquina, P. R. Bryant, M. E. Huang, T. L. Roberts, V. S. Nelson, and K. M. Flood, "Advances in amputee care," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 87, no. 3, S. 34-43, 2006.
- [4] P. M. Stevens, J. Rheinstein, and S. R. Wurdeman, "Prosthetic foot selection for individuals with lower-limb amputation: a clinical practice guideline," *Journal of Prosthetics and Orthotics*, vol. 30, no. 4, p. 175, 2018.
- [5] N. D. Womac, R. R. Neptune, and G. K. Klute, "Stiffness and energy storage characteristics of energy storage and return prosthetic feet," *Prosthetics and orthotics international*, vol. 43, no. 3, pp. 266-275, 2019.
- [6] J. Perry and J. M. Burnfield, *Gait analysis: normal and pathological function*, 2nd ed. SLACK, 2010.
- [7] J. Dingwell, B. Davis und D. Frazder, "Use of an instrumented treadmill for real-time gait symmetry evaluation and feedback in normal and trans-tibial amputee subjects," *Prosthetics and orthotics international*, vol. 20, no. 2, pp. 101-110, 1996.
- [8] H. B. Skinner und D. J. Effeney, "Gait analysis in amputees," *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, Bd. 64, Nr. 2, S. 82- 89, 1985.
- [9] N. Molen, "Energy/speed relation of below-knee amputees walking on a motor-driven treadmill," *Internationale Zeitschrift für angewandte Physiologie einschließlich Arbeitsphysiologie*, vol. 31, no. 3, pp. 173-185, 1973.
- [10] R. L. Waters, J. Perry, D. Antonelli und H. Hislop, "Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputation," *JBJS*, vol. 58, no. 1, pp. 42-46, 1976.
- [11] J. Langford, M. P. Dillon, C. L. Granger, and C. Barr, "Physical activity participation among individuals with lower limb amputation," *Disability and rehabilitation*, vol. 41, no. 9, pp. 1063-1070, 2019.
- [12] V. Johnson, S. Kondziela, and F. Gottschalk, "Pre and post-amputation mobility of trans-tibial amputees: correlation to medical problems, age and mortality," *Prosthetics and orthotics international*, vol. 19, no. 3, pp. 159-164, 1995.
- [13] M. Asano, P. Rushton, W. C. Miller, and B. A. Deathe, "Predictors of quality of life among individuals who have a lower limb amputation," *Prosthetics and orthotics international*, vol. 32, no. 2, pp. 231-243, 2008.
- [14] P. McKechnie und A. John, "Anxiety and depression following traumatic limb amputation: a systematic review", *Injury*, Bd. 45, Nr. 12, pp. 1859-1866, 2014.
- [15] J. D. Lee, L. M. Mooney, and E. J. Rouse, "Design and characterization of a quasi-passive pneumatic foot-ankle prosthesis," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 25, no. 7, pp. 823-831, 2017.
- [16] M. K. Shepherd und E. J. Rouse, "The vsipa foot: A quasi-passive ankle-foot prosthesis with continuously variable stiffness," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 25, no. 12, pp. 2375-2386, 2017.
- [17] E. M. Glanzer und P. G. Adamczyk, "Design and validation of a semi-active variable stiffness foot prosthesis," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 26, no. 12, pp. 2351- 2359, 2018.
- [18] C. Lecomte, A. L. A'rmannsdottir, F. Starker, H. Tryggvason, K. Briem, and S. Brynjolfsson, "Variable stiffness foot design and validation," *Journal of Biomechanics*, vol. 122, p. 110440, 2021.
- [19] F. Heremans, S. Vijayakumar, M. Bouri, B. Dehez, and R. Ronsse, "Bio-inspired design and validation of the efficient lockable spring ankle (elsa) prosthesis," in *2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*. IEEE, 2019, pp. 411-416.
- [20] E. Rogers-Bradley, S. H. Yeon, C. Landis, and H. M. Herr, "Design and evaluation of a quasi-passive variable stiffness prosthesis for walking speed adaptation in people with transtibial amputation," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2023.
- [21] M. K. Shepherd, A. F. Azocar, M. J. Major, and E. J. Rouse, "Amputee perception of prosthetic ankle stiffness during locomotion," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 15, no. 1, pp. 1-10, 2018.
- [22] T. R. Clites, M. K. Shepherd, K. A. Ingraham, L. Wontorcik, und E. J. Rouse, "Understanding patient preference in prosthetic ankle stiffness," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 18, no. 1, pp. 1-16, 2021.
- [23] K. A. Ingraham, M. Tucker, A. D. Ames, E. J. Rouse, and M. K. Shepherd, "Leveraging user preference in the design and evaluation of lower-limb exoskeletons and prostheses," *Current Opinion in Biomed-Engineering*, p. 100487, 2023.
- [24] M. K. Shepherd und E. J. Rouse, "Comparing preference of ankle-foot stiffness in below-knee amputees and prosthetists," *Scientific reports*, vol. 10, no. 1, p. 16067, 2020.
- [25] A. L. A'rmannsdottir, C. Lecomte, E. Lemaire, S. Brynjolfsson, und K. Briem, "Perceptions and biomechanical effects of varying prosthetic ankle stiffness during uphill walking: Eine Fallserie", *Gait & Posture*, Bd. 108, S. 354-360, 2024.
- [26] A. L. A'rmannsdottir, C. Lecomte, S. Brynjolfsson, und K. Briem, "Task dependent changes in mechanical and biomechanical measures result from manipulating stiffness settings in a prosthetic foot," *Clin-Biomechanics*, vol. 89, p. 105476, 2021.
- [27] M. J. Major, M. Twiste, L. P. Kenney, und D. Howard, "The effects of prosthetic ankle stiffness on ankle and knee kinematics, prosthetic limb loading, and net metabolic cost of trans-tibial amputee gait," *Clinical biomechanics*, vol. 29, no. 1, pp. 98-104, 2014.
- [28] B. Srisuwan und G. K. Klute, "Locomotor activities of individuals with lower limb amputation," *Prosthetics and orthotics international*, vol. 45, no. 3, p. 191, 2021.
- [29] R. L. Medrano, G. C. Thomas, C. G. Keais, E. J. Rouse, und R. D. Gregg, "Real-time gait phase and task estimation for controlling a powered ankle exoskeleton on extremely uneven terrain," *IEEE Transactions on Robotics*, 2023.
- [30] "Triton". [Online]. Verfügbar unter: <https://www.ottobock.com/en-us/product/1C60>
- [31] "Hauptkatalog Prothetik", *Ossur*, 2023.
- [32] "Hipro." [Online]. Verfügbar unter: <https://us.proteor.com/feet/hipro/>
- [33] "Meridium." [Online]. Verfügbar unter: <https://www.ottobock.com/en-us/product/1B1-2>
- [34] "Leitfaden zu den ada-Standards". [Online]. Verfügbar unter: <https://www.access-board.gov/ada/guides/chapter-4-ramps-and-curb-ramps/>
- [35] E. Reznick, K. R. Embry, R. Neuman, E. Bolivar-Nieto, N. P. Fey, und R. D. Gregg, "Lower-limb kinematics and kinetics during continuously varying human locomotion" (Kinematik und Kinetik der unteren Gliedmaßen bei kontinuierlich variierender menschlicher Fortbewegung), *Scientific Data*, Vol. 8, No. 1, S. 282, 2021.