

Seminar Bionanaloge Systeme - Sonja Klein

Abstract. [1] Inhalt: Fassen Sie kurz das Problem fester Prothesensteifigkeit zusammen. Nennen Sie das Ziel Ihrer Arbeit (Zusammenfassung aktueller Forschung zur bevorzugten Sprunggelenksteifigkeit). Stellen Sie die wichtigsten, aus den Quellen abgeleiteten Ergebnisse dar: z.B. dass die bevorzugte Steifigkeit je nach Aktivität variiert, dass Unterschiede zwischen Patient und Prothetist in der Präferenz bestehen, und dass biomechanische Effekte von der Steifigkeit abhängen. Formulieren Sie die zentrale Schlussfolgerung, dass verstellbare Prothesen notwendig sein könnten, um die Anforderungen verschiedener Aktivitäten optimal zu erfüllen und die Patientenzufriedenheit zu erhöhen.

1 Einleitung

Personen mit Amputationen der unteren Extremitäten haben ein energieineffizienten Gang und eine eingeschränkte Mobilität [2]. Es ist daher wichtig, dass eine Prothese möglichst gut die Funktionalität eines anatomischen Fußes ersetzt [3]. Prothesen haben unterschiedlichen Preisklassen und vielfältige Designs [3].

2 Verschiedene Prothesen und Steifigkeit

Einfache **Solid-ankle-cushion-heel (SACH)-Füße** bestehen aus einem massiven Knöchelblock und einem kompressiven Material in der Ferse [3]. Der **single-axis-Fuß** hat besitzt ein mechanisches Gelenk, um ein Sprunggelenk nachzubilden, der **multi-axis-Fuß** hat flexible Elemente und ermöglicht so eine gedämpfte Bewegung in allen Bewegungsebenen und mit dem **flexible-keel-Fuß** wird die Standphase noch durch flexible Elemente im Vorfuß verbessert [3]. Außerdem gibt es **Energy-storing-and-returning (ESAR)-Füße** aus elastischen Materialien, die sich unter Belastung verformen und anschließend wieder in ihre Ursprungsform zurückkehren, wobei die während der Verformung gespeicherte Energie am Ende freigesetzt wird, um den Gangzyklus mit Energie zu versorgen [3].

Es ist wichtig, die Prothese an die Bedürfnisse des Nutzers anzupassen [3]. Dabei spielt die Steifigkeit einer Prothese die Schlüsselrolle [4]. Sie variiert je nach Modell und Kategorie der Prothese und ist wichtig für das Gesamtverhalten des Prothesenfußes, denn sie bestimmt, wie Energie beim Aufprall auf den Boden absorbiert und zurückgegeben wird und wie der Fuß in der terminalen Standphase des Ganges Halt bietet [4]. Die individuell richtige Steifigkeit für einen Patienten ist entscheidend für seine Gesamtmobilität und möglicherweise langfristige Gesundheit [4]. Ein zu steifer Fuß kann zu einer erhöhten Stoßbelastung und einem verlängerten Fersenkontakt während des frühen Stands, einer Überstreckung des Knies während des terminalen Stands und einer verringerten Speicherung und Rückgabe von Energie führen [4]. Ein zu nachgiebiger Fuß

kann zu einem auffälligen, hörbaren Fußaufschlag in der frühen Gangphase und dem Verlust der vorderen Stütze in der Gangendphase führen [4]. Ganganomalien und Asymmetrien können zu langfristigen Nebenwirkungen wie chronische Rückenschmerzen oder Osteoarthritis führen [4].

Der ESAR-Fuß kann die nichtlineare Form der Drehmoment-Winkel-Kurve während der Standphase des Gangs nicht angemessen nachahmen [5]. Außerdem ist die Steifigkeit dieser Prothese für das Gehen auf ebenem Boden optimiert, nicht auf andere Situationen, wie das Auf- und Absteigen von Treppen oder Rampen oder dem Gehen auf unebenem Gelände [5]. Diese sehr unterschiedlichen Aktivitäten benötigen unterschiedliche Steifigkeiten [5]. Um die Steifigkeit anpassen zu können, gibt es quasi-passive Prothesen [5].

Der **Variable Stiffness Prosthetic Ankle (VSPA)**-Fuß ist eine quasi-passive Prothese mit einer nichtlinearen, individuell anpassbaren Drehmoment-Winkel-Kurve, die ihre Gesamtsteifigkeit während der Nutzung in Echtzeit anpassen kann [5]. Die Drehmoment-Winkel-Kurve des VSPA-Fußes kann die biomechanischen Eigenschaften des menschlichen Sprunggelenks genauer nachbilden [5]. Der Fuß nutzt eine Blattfeder (ist das das richtige Wort???) variabler Länge und ein nockenbasiertes Getriebe [6]. Ein kleiner, batteriebetriebener Motor kann die Blattfeder und somit die Steifigkeit während der Schwungphase des Ganges anpassen [6].

3 Forschung zur Steifigkeit von Prothesenfüßen

Es ist also wichtig das Design von Prothesen weiter zu erforschen [2].

3.1 XXX

XTODOX untersuchten 2014 die Auswirkungen unterschiedlicher Rotationssteifigkeiten im Sprunggelenk einer experimentellen Fuß-Knöchel-Gelenkprothese auf verschiedene Gehparameter [2]. Es wurde eine individuell angefertigte experimentelle Prothese, eine CFAM, verwendet, die eine systematische Variation mechanischer Eigenschaften ermöglichte, während andere Eigenschaften konstant bleiben konnten [2]. Die Ergebnisse der Studie deuten darauf hin, dass die Gehleistung bei Prothesen mit geringerer Dorsalextension (Hebung des Fußes in Richtung Schienbein) Steifigkeit profitieren könnte [2]. Die geringere Dorsalextension-Steifigkeit führte zu einer größeren maximalen Dorsalextension des Sprunggelenks und zu einer größeren maximalen Beugung des Kniegelenks der gesunden Seite im Stehen [2]. Außerdem führte sie tendenziell zu einer reduzierten maximalen Bodenreaktionskraft während des Gehens, was potenziell vorteilhaft für die Gelenke und das Restglied sein könnte [2]. Zudem führte die geringere Dorsalextension-Steifigkeit zu einem geringeren Energierverbrauch beim Gehen, möglicherweise jedoch ohne klinische Signifikanz [2].

3.2 Wahrnehmung der optimalen Prothesensteifigkeit von Orthopädietechnikern und Prothesenträgern

Eine weitere Studie von **XTODOX** aus dem Jahr 2020 konzentriert sich auf die Analyse der Wahrnehmungen von Prothesenträgern und Orthopädietechnikern [4]. Forscher stützen ihre Empfehlungen auf biometrische Analysen, während Orthopädietechniker sich auf qualitatives Feedback von Patienten und die visuelle Beurteilung des Ganges stützen [4]. Aus diesem Grund ist eine qualitative hochwertige Analyse der Wahrnehmung wichtig [4]. Patienten sind in der Lage Faktoren wie Komfort der Fußes, Leichtgängigkeit der Bewegung, Vertrauen in das Gleichgewicht oder auch die lokale Muskelermüdung wahrzunehmen [4]. Orthopädietechniker können sich neben diesem Feedback auch auf ihre visuelle Einschätzung des Ganges des Patienten und jahrelange Erfahrung stützen [4]. Patienten und Orthopädietechniker hatten in der Regel nicht die gleiche Präferenz [4]. Orthopädietechniker bevorzugten eine höhere Steifigkeit als die Prothesenträger, genauer gesagt um plus 26% [4]. Das könnte darauf hindeuten, dass die Anzeichen für eine zu geringe Steifigkeit visuell deutlich sind [4]. Die Meinungen der Patienten waren erheblich konsistenter, als die der verschiedenen Orthopädietechniker [4]. Auch wenn die Studie die optimale Steifigkeit nicht bestimmen kann, kann aus dieser Konsistenz jedoch abgeleitet werden, dass das Feedback der Patienten, wenn sie unterschiedliche Steifigkeiten testen können, sehr präzise ist [4].

3.3 Präferenz der Prothesensteifigkeit und ihre Beziehung zu messbaren Parametern

Auch **XToDoX** erkannten die Relevanz von Patientenpräferenzen für die Prothesensteifigkeit und führten 2021 eine Studie durch, um die Beziehungen zwischen der Präferenz der Patienten für die Prothesensteifigkeit und verschiedenen anthropometrischen, metabolischen, biomechanischen und leistungsbasierten Messgrößen zu untersuchen [7]. Die Präferenzen eines Patienten folgen aus dessen physiologischen und biomechanischen Wahrnehmungen, einer Vielzahl an messbaren Informationen [7]. Während der Nutzung des **Variable Stiffness Prosthetic Ankle (VSPA)**-Fußes, der eine variable Steifigkeit während des Gehens ermöglicht, wurden die Gangbiomechanik und der metabolische Energieverbrauch auf einem Laufband analysiert [7]. **XToDoX** konnten einiges feststellen [7]. Es gibt eine signifikante nichtlineare Beziehung zwischen Laufbandgeschwindigkeit und bevorzugter Steifigkeit [7]. Die bevorzugte Steifigkeit ist am niedrigsten bei mittleren Geschwindigkeiten und steigt bei langsamerer und schnellerer Geschwindigkeit [7]. Schwerere Patienten bevorzugten außerdem keine höheren Steifigkeiten als leichtere Patienten [7]. Es wurde kein signifikanter linearer Zusammenhang zwischen Gewicht und Steifigkeit gefunden [7]. Der Zusammenhang von Energierverbrauch und Steifigkeit wurde ebenfalls untersucht [7]. Auch hier konnte kein signifikanter linearer oder quadratischer Zusammenhang zwischen Steifigkeit und metabolischer Rate gefunden werden [7]. Die Laufbandgeschwindigkeit hatte jedoch einen signifikanten linearen Einfluss auf den Energieverbrauch [7]. In der selbst gewählte

Laufgeschwindigkeit konnten die Autoren ebenfalls einen Zusammenhang zur Steifigkeitspräferenz feststellen [7]. Die Patienten liefen langsamer, wenn die Steifigkeitswerte niedriger waren als bevorzugt [7]. Auch biomechanische Merkmale, wie Gelenkwinkel und Gelenkmomente, wurden untersucht [7]. Dabei konnten zehn Merkmale ohne Zusammenhang, neun Merkmale mit linearem Zusammenhang und sechs Merkmale mit quadratischem Zusammenhang zur Steifigkeit gefunden werden [7]. Eines dieser Merkmale ist die Root-Mean-Square-Differenz des Sprunggelenkwinkels zwischen beiden Beinen, ein Maß für die Bewegungsasymmetrie des Sprunggelenks [7]. Dieses zeigte ein Extremum nahe der bevorzugten Steifigkeit [7]. Daraus kann abgeleitet werden, dass ein Patient die Prothesensteifigkeit auswählt, bei der die Gangbewegung am symmetrischen ist [7]. Patientenpräferenzen sind ein direktes Maß der Patientenwünsche, aber auch ein mit Unsicherheiten behaftetes Maß [7]. Die in der Studie identifizierten Korrelationen zwischen Präferenz und biomechanischen und leistungsbezogenen Maßen können genutzt werden, um schnell Design- und Steuerparameter von Fußprothesen auswählen zu können [7].

3.4 XX

[8]

3.5 XX

[9]

3.6 XX

[1]

3.7 Das Vorhersagen von Steifigkeitspräferenzen einer Quasi-passiven Prothese

In den letzten Jahren gab es einige Fortschritte in der Entwicklung von Prothesen [6]. Motorisierte Prothesen versuchen die Defizite herkömmlicher Prothesen zu vermeiden, sind aber teuer, schwer und wenig robust [6]. Quasi-passive Prothesen mit einem kleinen Motor und einer Batterie versuchen einen Kompromiss zwischen der Funktionalität komplexer Systeme und deren Herausforderungen zu finden [6]. Einige neue quasi-passive Prothesen können die Steifigkeit von Schritt zu Schritt anpassen um sie an unterschiedliche Aktivitäten, wie Gehen oder Treppensteigen, anzupassen [6]. Die Steifigkeit muss dabei korrekt abgestimmt werden, um den gewünschten Effekt zu erreichen [6]. Diese Aufgabe ist eine noch offene und wichtige Forschungsfrage [6]. Das Konzept der Nutzerpräferenz setzt sich langsam als Steuergröße für assistive Technologien durch [6]. Patienten weisen unterschiedliche, aber konsistente Präferenzen für die Steifigkeit auf [6]. Außerdem konnte gezeigt werden, dass die bevorzugte Steifigkeit die kinematische Symmetrie im Sprunggelenk maximiert [6]. Die Bestimmung der Patientenpräferenzen ist jedoch aufwendig [6]. Aus diesem Grund möchten **XTODOX**

diese Präferenzen vorhersagen, anstatt sie experimentell zu erheben [6]. Diese Vorhersagen versuchen die Autoren mit Hilfe eines maschinellen Lernmodells zu generieren [6]. Dieses soll aus biomechanischen Daten Merkmale herausfiltern, aus denen Nutzerpräferenzen abgeleitet werden können [6].

Die Autoren implementierten zwei klassische maschinelle Lernverfahren und drei Deep Learning Verfahren und verglichen sie miteinander [6].

Das Ergebnis dieser Studie ist die Erkenntnis, dass biomechanische Daten mit Deep Learning Modellen effektiv genutzt werden können, um Nutzerpräferenzen mit nutzerspezifischen Trainingsdaten vorhersagen zu können [6]. Damit ergibt sich eine neue, einfachere und praktikablere Methode um die bevorzugte individuelle Prothesensteifigkeit von Patienten zu ermitteln [6].

4 Diskussion

5 Schlussfolgerung

References

- [1] *2024 10th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob): 1-4 September 2024, Heidelberg, Germany*. IEEE, Piscataway, NJ, 2024.
- [2] Matthew J. Major, Martin Twiste, Laurence P. J. Kenney, and David 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 (Bristol, Avon)*, 29(1):98–104, 2014.
- [3] Phillip M. Stevens, John Rheinstein, and Shane R. Wurdeman. Prosthetic foot selection for individuals with lower-limb amputation: A clinical practice guideline. *Journal of prosthetics and orthotics : JPO*, 30(4):175–180, 2018.
- [4] Max K. Shepherd and Elliott J. Rouse. Comparing preference of ankle-foot stiffness in below-knee amputees and prosthetists. *Scientific reports*, 10(1):16067, 2020.
- [5] Max K. Shepherd and Elliott J. Rouse. The vsipa foot: A quasi-passive ankle-foot prosthesis with continuously variable stiffness. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 25(12):2375–2386, 2017.
- [6] Varun S. Shetty, Ung Hee Lee, Kimberly A. Ingraham, and Elliott J. Rouse. A data driven approach for predicting preferred ankle stiffness of a quasi-passive prosthesis. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 7(2):3467–3474, 2022.
- [7] Tyler R. Clites, Max K. Shepherd, Kimberly A. Ingraham, Leslie Wontorcik, and Elliott J. Rouse. Understanding patient preference in prosthetic ankle stiffness. *Journal of neuro-engineering and rehabilitation*, 18(1):128, 2021.
- [8] Aude Louessard, Xavier Bonnet, Anita Catapano, and Helene Pillet. Quantification of the influence of prosthetic ankle stiffness on static balance using lower limb prosthetic simulators. *Prosthesis*, 4(4):636–647, 2022.
- [9] Miguel Vaca, Rebecca Stine, Paul Hammond, Michael Cavanaugh, Matthew J. Major, and Steven A. Gard. The effect of prosthetic ankle dorsiflexion stiffness on standing balance and gait biomechanics in individuals with unilateral transtibial amputation. *Journal of prosthetics and orthotics : JPO*, 34(4), 2022.