

Steifigkeit von Prothesenfüßen für Unterschenkelamputierte

Sonja Klein

Universität Leipzig - Fakultät für Mathematik und Informatik
Augustusplatz 10, 04109 Leipzig - Deutschland

Abstract. Die richtige Steifigkeit bei lower limb Prothesen ist von entscheidender Bedeutung für die Wiederherstellung der Gehfähigkeit und Balance bei Menschen mit Unterschenkelamputation. Eine suboptimale Steifigkeit kann zu Kompensationen und langfristigen Gesundheitsproblemen führen. Die Bestimmung der optimalen Prothesen-Sprunggelenk-Steifigkeit für jeden Nutzer bleibt komplex. Studien untersuchen die Auswirkungen verschiedener Steifigkeiten auf Biomechanik und vergleichen die Präferenzen von Orthopädietechnikern und Prothesenträgern, die oft differieren. Patientenpräferenzen sind konsistent und korrelieren mit Gelenksymmetrie. Bevorzugte Steifigkeit variiert stark nach Aktivität, was variable Prothesen erfordert. Maschinelles Lernen bietet Potential zur automatisierten Präferenzvorhersage. Ziel ist die Verbesserung der Prothesengestaltung zur Leistungsoptimierung.

1 Einleitung

Nach einer Unterschenkelamputation soll der prothetische Fuß das fehlende Sprunggelenk ersetzen [1]. Es ist wichtig, dass diese Prothese möglichst gut die Funktionalität eines anatomischen Fußes ersetzt [2], denn Personen mit Unterschenkelamputationen haben ein energieineffizienten Gang, eine eingeschränkte Mobilität und eine eingeschränkte Gangstabilität [3][4]. Die Prothese muss an die individuellen Bedürfnisse des Nutzers angepasst werden [2]. Dabei spielt die **Steifigkeit einer Prothese** die Schlüsselrolle [5]. 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 [5]. Die individuell richtige Steifigkeit für einen Patienten ist entscheidend für seine Gesamtmobilität und möglicherweise langfristige Gesundheit [5]. 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 [5]. Ein zu nachgiebiger Fuß kann zu einem auffälligen, hörbaren Fußaufschlag in der frühen Gangphase und dem Verlust der vorderen Stütze in der Gangendphase führen [5]. Ganganomalien und Asymmetrien können zu langfristigen Nebenwirkungen wie chronische Rückenschmerzen oder Osteoarthritis führen [5].

2 Verschiedene Prothesentypen für Patienten mit Unterschenkelamputationen

Prothesen haben unterschiedlichen Preisklassen und vielfältige Designs [2]. Einfache **Solid-ankle-cushion-heel (SACH)-Füße** bestehen aus einem massiven Knöchelblock und einem kompressiven Material in der Ferse [2]. 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 [2]. 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 [2]. Der ESAR-Fuß kann die nichtlineare Form der Drehmoment-Winkel-Kurve während der Standphase des Gangs nicht angemessen nachahmen [6]. 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 [6]. Diese sehr unterschiedlichen Aktivitäten benötigen unterschiedliche Steifigkeiten [6]. Um die Steifigkeit anpassen zu können, gibt es quasi-passive Prothesen [6]. 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 [6]. Die Drehmoment-Winkel-Kurve des VSPA-Fußes kann die biomechanischen Eigenschaften des menschlichen Sprunggelenks genauer nachbilden [6]. Der Fuß nutzt eine Blattfeder (ist das das richtige Wort???) variabler Länge und ein nockenbasiertes Getriebe [7]. Ein kleiner, batteriebetriebener Motor kann die Blattfeder und somit die Steifigkeit während der Schwungphase des Ganges anpassen [7].

3 Forschung zur Steifigkeit von Prothesenfüßen

Es ist also wichtig das Design von Prothesen weiter zu erforschen [3] um zu Verstehen wie Prothesen gestaltet werden können, sodass die negativen Auswirkungen einer Unterschenkelamputation möglichst gering bleiben [3].

3.1 Auswirkungen verschiedener Prothesensteifigkeiten auf die Gangbiomechanik und das Gleichgewicht

XTODOX untersuchten 2022 die Stand- und Gehfähigkeit von Patienten mit Unterschenkelamputationen während unterschiedlichen Steifigkeiten im Prothesengelenk [4]. Dabei stellten sie zwei Hypothesen auf [4]. Sie vermuteten ein besseres Gleichgewicht im Stand, bei steiferen Prothesen und eine verbesserte Gangbiomechanik bei weicheren Prothesen [4]. Zur Durchführung der Studie wurde ein Venture-Fuß verwendet, der drei verschiedenen Steifigkeiten durch den Austausch spezifischer Elemente ermöglicht [4]. Die Ergebnisse deuteten

auf eine verbesserte Balance als Folge einer höheren Steifigkeit hin, was die erste Hypothese teilweise bestätigt [4]. Auch die zweite Hypothese wurde teilweise bestätigt, denn die Variation der Steifigkeit hatte signifikante Auswirkungen auf verschiedene Aspekte der Gangbiomechanik, wie die Schrittlänge, die Schrittlängenasymmetrie, die Kinematik und Kinetik und die vertikalen Bodenreaktionskräfte [4]. Diese Erkenntnisse unterstreichen die Notwendigkeit einer Optimierung der Prothesensteifigkeit für die individuellen Bedürfnisse der Patienten [4].

3.2 XXX

XTODOX untersuchten 2014 die Auswirkungen unterschiedlicher Rotationssteifigkeiten im Sprunggelenk einer experimentellen Fuß-Knöchel-Gelenkprothese auf verschiedene Gehparameter [3]. Es wurde eine individuell angefertigte experimentelle Prothese, eine CFAM, verwendet, die eine systematische Variation mechanischer Eigenschaften ermöglichte, während andere Eigenschaften konstant bleiben konnten [3]. Die Ergebnisse der Studie deuten darauf hin, dass die Gehleistung bei Prothesen mit geringerer Dorsalextension (Hebung des Fußes in Richtung Schienbein) Steifigkeit profitieren könnte [3]. 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 [3]. Außerdem führte sie tendenziell zu einer reduzierten maximalen Bodenreaktionskraft während des Gehens, was potenziell vorteilhaft für die Gelenke und das Restglied sein könnte [3]. Zudem führte die geringere Dorsalextension-Steifigkeit zu einem geringeren Energierverbrauch beim Gehen, möglicherweise jedoch ohne klinische Signifikanz [3].

3.3 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 [5]. Forscher stützen ihre Empfehlungen auf biometrische Analysen, während Orthopädietechniker sich auf qualitatives Feedback von Patienten und die visuelle Beurteilung des Ganges stützen [5]. Aus diesem Grund ist eine qualitative hochwertige Analyse der Wahrnehmung wichtig [5]. Patienten sind in der Lage Faktoren wie Komfort der Füße, Leichtgängigkeit der Bewegung, Vertrauen in das Gleichgewicht oder auch die lokale Muskelermüdung wahrzunehmen [5]. Orthopädietechniker können sich neben diesem Feedback auch auf ihre visuelle Einschätzung des Ganges des Patienten und jahrelange Erfahrung stützen [5]. Patienten und Orthopädietechniker hatten in der Regel nicht die gleiche Präferenz [5]. Orthopädietechniker bevorzugten eine höhere Steifigkeit als die Prothesenträger, genauer gesagt um plus 26% [5]. Das könnte darauf hindeuten, dass die Anzeichen für eine zu geringe Steifigkeit visuell deutlich sind [5]. Die Meinungen der Patienten waren erheblich konsistenter, als die der verschiedenen Orthopädietechniker [5]. 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 [5].

3.4 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 [8]. Die Präferenzen eines Patienten folgen aus dessen physiologischen und biomechanischen Wahrnehmungen, einer Vielzahl an messbaren Informationen [8]. 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 [8]. **XToDoX** konnten einiges feststellen [8]. Es gibt eine signifikante nichtlineare Beziehung zwischen Laufbandgeschwindigkeit und bevorzugter Steifigkeit [8]. Die bevorzugte Steifigkeit ist am niedrigsten bei mittleren Geschwindigkeiten und steigt bei langsamerer und schnellerer Geschwindigkeit [8]. Schwerere Patienten bevorzugten außerdem keine höheren Steifigkeiten als leichtere Patienten [8]. Es wurde kein signifikanter linearer Zusammenhang zwischen Gewicht und Steifigkeit gefunden [8]. Der Zusammenhang von Energieverbrauch und Steifigkeit wurde ebenfalls untersucht [8]. Auch hier konnte kein signifikanter linearer oder quadratischer Zusammenhang zwischen Steifigkeit und metabolischer Rate gefunden werden [8]. Die Laufbandgeschwindigkeit hatte jedoch einen signifikanten linearen Einfluss auf den Energieverbrauch [8]. In der selbst gewählte Laufgeschwindigkeit konnten die Autoren ebenfalls einen Zusammenhang zur Steifigkeitspräferenz feststellen [8]. Die Patienten liefen langsamer, wenn die Steifigkeitswerte niedriger waren als bevorzugt [8]. Auch biomechanische Merkmale, wie Gelenkwinkel und Gelenkmomente, wurden untersucht [8]. Dabei konnten zehn Merkmale ohne Zusammenhang, neun Merkmale mit linearem Zusammenhang und sechs Merkmale mit quadratischem Zusammenhang zur Steifigkeit gefunden werden [8]. Eines dieser Merkmale ist die Root-Mean-Square-Differenz des Sprunggelenkwinkels zwischen beiden Beinen, ein Maß für die Bewegungsasymmetrie des Sprunggelenks [8]. Dieses zeigte ein Extremum nahe der bevorzugten Steifigkeit [8]. Daraus kann abgeleitet werden, dass ein Patient die Prothesensteifigkeit auswählt, bei der die Gangbewegung am symmetrischen ist [8]. Patientenpräferenzen sind ein direktes Maß der Patientenwünsche, aber auch ein mit Unsicherheiten behaftetes Maß [8]. 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 [8].

3.5 Bevorzugte Steifigkeit über verschiedene Aktivitäten hinweg

Diese Studie erforscht die bevorzugte Steifigkeit von Prothesenfüßen über fünf verschiedene Aktivitäten hinweg [9]. Auch hier wurde der VSPA-Fuß verwendet, eine quasi-passive Prothese mit variabler Steifigkeit [9]. Die bevorzugte Steifigkeit variierte stark zwischen den verschiedenen Aktivitäten: ebenes Gehen, bergauf gehen, bergab gehen, Treppen steigen und Treppen hinab gehen [9]. Es gab eine durchschnittliche Abweichung von 31.8% der bevorzugten Steifigkeit für ebenes Gehen [9]. Dies macht deutlich, dass Prothesen mit variabler Steifigkeit, die ihr mechanisches Verhalten den verschiedenen Aktivitäten anpassen können, notwendig sind, um die Anforderungen der Patienten zu erfüllen [9].

3.6 Das Vorhersagen von Steifigkeitspräferenzen einer Quasi-passiven Prothese

In den letzten Jahren gab es einige Fortschritte in der Entwicklung von Prothesen [7]. Motorisierte Prothesen versuchen die Defizite herkömmlicher Prothesen zu vermeiden, sind aber teuer, schwer und wenig robust [7]. Quasi-passive Prothesen mit einem kleinen Motor und einer Batterie versuchen einen Kompromiss zwischen der Funktionalität komplexer Systeme und deren Herausforderungen zu finden [7]. Einige neue quasi-passive Prothesen können die Steifigkeit von Schritt zu Schritt anpassen um sie an unterschiedliche Aktivitäten, wie Gehen oder Treppensteigen, anzupassen [7]. Die Steifigkeit muss dabei korrekt abgestimmt werden, um den gewünschten Effekt zu erreichen [7]. Das Konzept der Nutzerpräferenz setzt sich langsam als Steuergröße für assistive Technologien durch [7]. Patienten weisen unterschiedliche, aber konsistente Präferenzen für die Steifigkeit auf [7]. Außerdem konnte gezeigt werden, dass die bevorzugte Steifigkeit die kinematische Symmetrie im Sprunggelenk maximiert [7]. Die Bestimmung der Patientenpräferenzen ist jedoch aufwendig [7]. Aus diesem Grund möchten **XTODOX** diese Präferenzen vorhersagen, anstatt sie experimentell zu erheben [7].

Diese Vorhersagen versuchen die Autoren mit Hilfe eines maschinellen Lernmodells zu generieren [7]. Dieses soll aus biomechanischen Daten Merkmale herausfiltern, aus denen Nutzerpräferenzen abgeleitet werden können [7]. Die Autoren implementierten zwei klassische maschinelle Lernverfahren (ML) und drei Deep Learning (DL) Verfahren und verglichen sie miteinander [7]. Sie analysierten zudem wie sich das Einbeziehen von subjektspezifischen Daten auf die Steifigkeitsvorhersage auswirkt [7]. Und sie verglichen drei Gruppen von biomechanischen Signalen um zu verstehen wie sich die Menge und Art der Daten auf die Schätzgenauigkeit auswirken [7].

In der Studie gingen sieben Versuchspersonen mit Unterschenkelamputation mit Hilfe eines VSPA-Fußes, der eine variable Steifigkeit ermöglicht, auf einem Laufband [7]. Dabei ermittelten die Patienten die bevorzugte Steifigkeit mit Hilfe eines Drehknopfes selbstständig, bevor biomechanische Daten für unterschiedliche Steifigkeit- und Geschwindigkeitskombinationen gesammelt wurden [7]. Die Versuchspersonen erarbeiteten außerdem in drei Geschwindigkeiten ihre

bevorzugte Steifigkeit: die bevorzugte, eine schnellere und eine eine langsamere Geschwindigkeit [7]. Zur Erfassung der biomechanischen Daten wurde eine optische Bewegungserfassung und eine Kraftmessplatte verwendet [7].

Die biomechanischen Daten wurden mit OpenSim nachbearbeitet und analysiert bevor die Algorithmen angewendet wurden [7]. Die Daten wurden außerdem, neben der Aufteilung in Trainingsdaten, Validierungsdaten und Testdaten, auch in Subjekt-unabhängige Daten und subjekt-abhängige Daten unterteilt [7]. Mit Hilfe einer Gittersuche und der Validierungsmenge wurden die Hyperparameter aller Algorithmen vor dem Training abgestimmt, um die Quadratwurzel des mittleren quadratischen Fehlers (RMSE) zwischen der vorhergesagten und der tatsächlichen bevorzugten Steifigkeit zu minimieren [7]. Es wurden zwei klassische ML-Algorithmen implementiert [7]. Der K-Nearest Neighbour-Algorithmus (KNN) macht Vorhersagen basierend auf den Ähnlichkeiten der Daten, genauer gesagt auf Grundlage des gewichteten Durchschnitts der Abstandsfunktion für die K nächsten Punkte [7]. Es wurde die euklidische Abstandsfunktion und ein Nachbarschaftswert von $K=5$ gewählt [7]. Die Support Vector Regression (SVR) bildet die Daten auf eine höhere Dimension ab und sucht dort eine Hyperebene mit optimalen Rändern [7]. Außerdem wurden drei DL-Algorithmen implementiert [7]. bei allen drei DL-Algorithmen wurde die ReLU-Aktivierungsfunktion verwendet [7]. Ein künstliches neuronales Netz (ANN) aus mehreren vollständig verbundenen Schichten ist der erste implementierte DL-Algorithmus [7]. Für den zweiten Algorithmus, ein Convolutional Neural Network (CNN), wurden die Eingabedaten in ein 3D-Format umgewandelt [7]. Der dritte Algorithmus ist ein Long Short-Term Memory (LSTM) Netzwerk [7].

Die Algorithmen hatten einen signifikanten Einfluss auf den RMSE der Vorhersagen [7]. Der RMSE mit den nutzerspezifischen Daten war um 67% niedriger. Die drei DL-Algorithmen hatten einen niedrigeren RMSE als die beiden klassischen ML-Algorithmen, die DL-Algorithmen waren also besser [7]. Der LSTM hatte den niedrigsten RMSE, $13.4\% \pm 7.9\%$ und KNN hatte den höchsten RMSE mit $18.3\% \pm 6.0\%$ [7]. Die durchschnittliche Zeit zum Generieren der Vorhersage der Methoden dieser Arbeit war $1.99 \pm 2.22ms$ [7].

Das Ergebnis dieser Studie ist die Erkenntnis, dass biomechanische Daten mit Deep Learning Modellen effektiv genutzt werden können, um Nutzerpräferenzen mit Trainingsdaten vorhersagen zu können [7]. Das Einbeziehen nutzerspezifischer Trainingsdaten verbesserte die Schätzungen der bevorzugten Steifigkeit des Nutzers signifikant [7]. Damit ergibt sich eine neue, einfachere und praktikablere Methode um die bevorzugte individuelle Prothesensteifigkeit von Patienten zu ermitteln [7]. Die Ansätze dieser Arbeit sind vielversprechend für das Design und die Abstimmung von Roboterprothesen, aber durch den Zeitaufwand für die Vorhersagen limitiert [7]. Zukünftige Arbeiten mit größeren Datensätzen könnten die Leistung und die Generalisierbarkeit der Modelle verbessern [7]. Außerdem ist diese Studie auf die Aktivität Gehen beschränkt und die Untersuchung anderer Aktivitäten ist noch offen [7].

4 Diskussion und Schlussfolgerung

Die Ergebnisse der Verschiedenen Studien haben gezeigt, dass die richtige Steifigkeit für einzelne Patienten wichtig beim Design einer Prothese sind. Lorem ipsum dolor sit amet, consectetur adipiscing elit. Sed do eiusmod tempor incididunt ut labore et dolore magna aliqua. Ut enim ad minim veniam, quis nostrud exercitation ullamco laboris nisi ut aliquip ex ea commodo consequat. Duis aute irure dolor in reprehenderit in voluptate velit esse cillum dolore eu fugiat nulla pariatur. Excepteur sint occaecat cupidatat non proident, sunt in culpa qui officia deserunt mollit anim id est laborum. Curabitur pretium tincidunt lacus. Nulla gravida orci a odio. Nullam varius, turpis et commodo pharetra, est eros bibendum elit, nec luctus magna felis sollicitudin mauris. Class aptent taciti sociosqu ad litora torquent per conubia nostra, per inceptos himenaeos. Curabitur sodales ligula in libero. Sed dignissim lacinia nunc. Curabitur tortor. Pellentesque nibh. Aenean quam. In scelerisque sem at dolor. Maecenas mattis. Sed convallis tristique sem. Proin ut ligula vel nunc egestas porttitor.

References

- [1] 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.
- [2] 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.
- [3] 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.
- [4] 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.
- [5] 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.
- [6] Max K. Shepherd and Elliott J. Rouse. The vspa 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.
- [7] 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.
- [8] 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.
- [9] 2024 10th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob): 1-4 September 2024, Heidelberg, Germany. IEEE, Piscataway, NJ, 2024.