

Optimale Steifigkeit von Prothesenfüßen bei Unterschenkelamputationen

Sonja Klein

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

Zusammenfassung. Eine optimale Steifigkeit einer Unterschenkelprothese ist entscheidend für die Mobilität und Gesundheit von Patienten mit Unterschenkelamputation. Die Vielfalt der Prothesenfüße ist groß, und es gibt mittlerweile sogar Prothesen, die die Steifigkeit während des Gehens anpassen können. Die optimale Steifigkeit ist jedoch individuell und schwer zu bestimmen. Orthopädietechniker nutzen das Feedback ihrer Patienten und ihre visuelle Beurteilung. Dies ist jedoch aufwendig und für eine Anwendung in motorisierten Prothesen ungeeignet. Das Ziel dieser Arbeit ist es, einen Einblick in die Forschung zur optimalen Steifigkeit zu geben. Dabei werden insbesondere die Rolle der Patientenpräferenzen und das Potenzial maschineller Lernverfahren zur Vorhersage dieser Präferenzen betrachtet.

1 Einleitung

Nach einer Unterschenkelamputation soll der prothetische Fuß den fehlenden Fuß ersetzen [1] und möglichst gut die Funktionalität eines anatomischen Fußes nachbilden [2]. Dies ist wichtig, denn Personen mit Unterschenkelamputation haben einen energieineffizienten Gang, eine eingeschränkte Mobilität und eine eingeschränkte Gangstabilität [3]. Die Prothese muss an die individuellen Bedürfnisse des Nutzers angepasst werden [2], und die Steifigkeit einer Prothese spielt dabei die Schlüsselrolle [4]. Sie variiert je nach Modell und ist wichtig für das Gesamtverhalten der Prothese, 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]. Sie 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 chronischen Rückenschmerzen oder Osteoarthritis führen [4]. Aus diesem Grund möchte diese Arbeit eine Übersicht über die aktuelle Forschung zur Bestimmung der optimalen Prothesensteifigkeit geben. Dabei geben wir zunächst einen kleinen Überblick über die Vielfalt der Prothesenfüße, bevor wir uns der Forschung widmen und die Bedeutung der Steifigkeitspräferenzen der Patienten erläutern und eine vielversprechende Arbeit zur Vorhersage dieser Präferenzen mit Hilfe von maschinellen Lernverfahren vorstellen.

2 Verschiedene Typen von Unterschenkelprothesen

Prothesen gibt es in unterschiedlichen Preisklassen und vielfältigen Designs [2]. Einfache Solid-Ankle-Cushion-Heel-Füße (SACH-Füße) bestehen aus einem massiven Knöchelblock und einem sich zusammendrückenden Material in der Ferse [2]. Der Single-Axis-Fuß hat ein mechanisches Gelenk, um ein Sprunggelenk nachzubilden, der Multi-Axis-Fuß ermöglicht mit Hilfe von flexiblen Elementen eine gedämpfte Bewegung, und mit dem Flexible-Keel-Fuß wird die Standphase noch durch flexible Elemente im Vorfuß verbessert [2]. Außerdem gibt es Energy-Storing-And-Returning-Füße (ESAR-Füße) aus elastischen Materialien, die sich unter Belastung verformen und anschließend wieder in ihre Ursprungsform zurückkehren [2]. Die während der Verformung gespeicherte Energie wird am Ende freigesetzt, um den Gangzyklus mit Energie zu versorgen [2]. Der ESAR-Fuß kann die nichtlineare Form der Drehmoment-Winkel-Kurve während der Standphase des Gangs jedoch nicht angemessen nachahmen [5]. Außerdem ist seine Steifigkeit für das Gehen in der Ebene optimiert, nicht jedoch auf das Auf- und Absteigen von Treppen oder Rampen oder das Gehen auf unebenem Gelände [5]. Diese Aktivitäten benötigen unterschiedliche Steifigkeiten [5]. Um die Steifigkeit anpassen zu können, gibt es quasi-passive Prothesen [5].

Der Variable-Stiffness-Prosthetic-Ankle-Fuß (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]. Sie kann die biomechanischen Eigenschaften des menschlichen Sprunggelenks genauer nachbilden [5]. Der Fuß nutzt eine Blattfeder variabler Länge, einnockenbasiertes Getriebe [6]. Ein kleiner, batteriebetriebener Motor kann die Blattfeder und somit die Steifigkeit während der Schwungphase des Ganges anpassen [6]. Es gibt außerdem Forschung zu motorisierten Prothesen [6]. Diese 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 dagegen, einen Kompromiss zwischen der Funktionalität komplexer Systeme und deren Nachteilen zu finden [6].

3 Forschung zur Steifigkeit von Prothesenfüßen

Es ist wichtig das Design von Prothesen weiter zu erforschen, um zu verstehen, wie Prothesen gestaltet werden können, sodass die negativen Auswirkungen einer Unterschenkelamputation möglichst gering bleiben [7].

3.1 Auswirkungen verschiedener Prothesensteifigkeiten auf das Gleichgewicht und die Gangbiomechanik

Im Rahmen einer Studie wurde die Stand- und Gehfähigkeit von Patienten mit Unterschenkelamputationen mit unterschiedlichen Steifigkeiten im Prothesengelenk untersucht [3]. Zur Durchführung der Studie wurde ein Venture-Fuß verwendet, der drei verschiedenen Steifigkeiten durch den Austausch spezifischer Elemente ermöglicht [3]. Die Ergebnisse deuteten auf eine verbesserte Balance

als Folge einer höheren Steifigkeit hin [3]. Die Variation der Steifigkeit hatte außerdem signifikante Auswirkungen auf verschiedene Aspekte der Gangbiomechanik, wie die Schrittlänge, die Schrittlängenasymmetrie, die Kinematik und Kinetik und die vertikalen Bodenreaktionskräfte [3]. Diese Erkenntnisse unterstreichen die Notwendigkeit einer Optimierung der Prothesensteifigkeit für die individuellen Bedürfnisse der Patienten [3].

3.2 Wahrnehmung der optimalen Prothesensteifigkeit

Eine weitere Studie konzentriert sich auf die Analyse der Wahrnehmungen von Prothesenträgern und Orthopädietechnikern [4]. Forscher stützen ihre Empfehlungen auf biometrische Analysen, während Orthopädietechniker auf qualitatives Feedback von Patienten und ihre visuelle Beurteilung des Gangs zurückgreifen [4]. Patienten sind in der Lage, Faktoren wie Komfort des Fußes, Leichtgängigkeit der Bewegung, Vertrauen in das Gleichgewicht oder auch die lokale Muskelermüdung wahrzunehmen [4]. Orthopädietechniker können dieses Feedback mit ihrer visuellen Einschätzung des Gangs des Patienten und jahrelanger Erfahrung kombinieren [4]. Eine hochwertige Analyse dieser Wahrnehmungen ist wichtig [4]. Die Autoren ließen Patienten mit Unterschenkelamputation mit einer Prothese variabler Steifigkeit gehen, während Orthopädietechniker ihren Gang beobachteten [4]. Beide Gruppen gaben danach unabhängig voneinander ihre bevorzugte Steifigkeit an [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 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 Clites et al. erkannten die Relevanz von Patientenpräferenzen für die Ermittlung der optimalen Prothesensteifigkeit und führten eine Studie durch, um die Beziehungen zwischen der Steifigkeitspräferenz der Patienten und verschiedenen Messgrößen zu untersuchen [8]. Während der Nutzung eines VSPA-Fußes, der eine variable Steifigkeit während des Gehens ermöglicht, wurden die Gangbiomechanik und der metabolische Energieverbrauch auf einem Laufband analysiert [8]. Die Autoren konnten eine signifikante nichtlineare Beziehung zwischen Laufbandgeschwindigkeit und bevorzugter Steifigkeit entdecken [8]. Die bevorzugte Steifigkeit war am niedrigsten bei mittleren Geschwindigkeiten und stieg bei langsamerer und schnellerer Geschwindigkeit [8]. Es wurde außerdem kein signifikanter linearer oder quadratischer Zusammenhang zwischen Gewicht oder Energieverbrauch und bevorzugter Steifigkeit gefunden [8]. In der selbst

gewählten Laufgeschwindigkeit konnten die Autoren ebenfalls einen Zusammenhang zur Steifigkeitspräferenz feststellen [8]. Die Patienten liefen langsamer, wenn die Steifigkeit niedriger war 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 symmetrischesten 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 messbaren Werten können genutzt werden, um Design- und Steuerparameter von Fußprothesen wählen zu können [8].

3.4 Bevorzugte Steifigkeit über verschiedene Aktivitäten hinweg

In den meisten Studien zur Prothesensteifigkeit wird diese nur während des Gehens untersucht [9]. Eine Studie aus dem Jahr 2024 erforscht die bevorzugte Steifigkeit von Prothesenfüßen in fünf verschiedenen Aktivitäten, auch hier mit Hilfe des VSPA-Fußes [9]. Vier Studienteilnehmer liefen mit der Prothese auf ebenen Boden, bergauf und bergab auf eine Rampe und Treppen hoch und herunter [9]. Die bevorzugte Steifigkeit variierte stark zwischen den Aktivitäten [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].

3.5 Das Vorhersagen von Steifigkeitspräferenzen

Einige neue quasi-passive Prothesen können ihre Steifigkeit von Schritt zu Schritt anpassen, um sie auf unterschiedliche Aktivitäten wie das Gehen oder das Treppensteigen, einzustellen [6]. Die Steifigkeit muss dabei korrekt eingestellt werden, um den gewünschten Effekt zu erreichen [6]. Es konnte gezeigt werden, dass die bevorzugte Steifigkeit die kinematische Symmetrie im Sprunggelenk maximiert [6]. Außerdem ist die Nutzerpräferenz eine wichtige Steuergröße [6]. Patienten weisen unterschiedliche, aber konsistente Präferenzen für die Steifigkeit auf [6]. Die Bestimmung der Patientenpräferenzen ist jedoch aufwendig, und aus diesem Grund möchten Shetty et al. diese Präferenzen vorhersagen, anstatt sie experimentell zu erheben [6]. Dazu nutzen die Autoren maschinelle Lernverfahren [6]. Diese sollen aus biomechanischen Daten Merkmale herausfiltern, aus denen Nutzerpräferenzen abgeleitet werden können [6]. Die Autoren implementierten zwei klassische maschinelle Lernverfahren (ML) und drei Deep Learning (DL) Ver-

fahren und verglichen sie miteinander [6]. Sie analysierten zudem, wie sich das Einbeziehen von subjektspezifischen Daten auf die Steifigkeitsvorhersage auswirkt [6]. Und sie verglichen drei Gruppen von biomechanischen Signalen, um zu verstehen, wie sich die Menge und Art der Daten auf die Schätzgenauigkeit auswirken [6]. In der Studie gingen sieben Versuchspersonen mit Unterschenkelamputation mit Hilfe eines VSPA-Fußes, der eine variable Steifigkeit ermöglicht, auf einem Laufband [6]. Dabei ermittelten die Patienten die bevorzugte Steifigkeit mit Hilfe eines Drehknopfes selbstständig, bevor biomechanische Daten für unterschiedliche Steifigkeits- und Geschwindigkeitskombinationen gesammelt wurden [6]. Die Versuchspersonen erarbeiteten außerdem in ihrer bevorzugten, einer schnelleren und einer langsameren Geschwindigkeit ihre bevorzugte Steifigkeit [6]. Zur Erfassung der biomechanischen Daten wurden eine optische Bewegungserfassung und eine Kraftmessplatte verwendet [6].

Die biomechanischen Daten wurden nachbearbeitet und analysiert, bevor die Algorithmen angewendet wurden [6]. Die Daten wurden außerdem, neben der Aufteilung in Trainingsdaten, Validierungsdaten und Testdaten, auch in Subjekt-unabhängige Daten und Subjekt-abhängige Daten unterteilt [6]. 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 [6]. Es wurden zwei klassische ML-Algorithmen implementiert [6]. Der K-Nearest-Neighbour-Algorithmus (KNN) macht Vorhersagen basierend auf den Ähnlichkeiten der Daten, bzw. auf Grundlage des gewichteten Durchschnitts der Abstandsfunktion für die K nächsten Punkte [6]. Es wurde die euklidische Abstandsfunktion und ein Nachbarschaftswert von $K=5$ gewählt [6]. Die Support-Vector-Regression (SVR) bildet die Daten auf eine höhere Dimension ab und sucht dort eine Hyperebene mit optimalen Rändern [6]. Außerdem wurden drei DL-Algorithmen mit der ReLU-Aktivierungsfunktion implementiert [6]. Ein künstliches neuronales Netz (ANN) aus mehreren vollständig verbundenen Schichten ist der erste implementierte DL-Algorithmus [6]. Für den zweiten Algorithmus, ein Convolutional Neural Network (CNN), wurden die Eingabedaten in ein 3D-Format umgewandelt [6]. Der dritte Algorithmus ist ein Long-Short-Term-Memory (LSTM) Netzwerk [6]. Die Algorithmen hatten einen signifikanten Einfluss auf den RMSE der Vorhersagen [6]. 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 [6]. Der LSTM hatte den niedrigsten RMSE, $13,4\% \pm 7,9\%$ und KNN hatte den höchsten RMSE mit $18,3\% \pm 6,0\%$ [6]. Die durchschnittliche Zeit zum Generieren der Vorhersage der Methoden dieser Arbeit war $1,99 \pm 2,22ms$ [6].

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 [6]. Das Einbeziehen nutzerspezifischer Trainingsdaten verbesserte die Schätzungen der bevorzugten Steifigkeit des Nutzers signifikant [6]. Damit ergibt sich eine neue, einfachere und praktikablere

Methode, um die bevorzugte individuelle Prothesensteifigkeit von Patienten zu ermitteln [6]. Die Ansätze dieser Arbeit sind vielversprechend für das Design und die Abstimmung von Roboterprothesen, sind aber durch den Zeitaufwand für die Vorhersagen limitiert [6]. Zukünftige Arbeiten mit größeren Datensätzen könnten die Leistung und die Generalisierbarkeit der Modelle verbessern [6]. Außerdem ist diese Studie auf die Aktivität Gehen beschränkt und die Untersuchung anderer Aktivitäten ist noch offen [6].

4 Schlussfolgerung

Die Ergebnisse der verschiedenen Studien zeigen, dass die richtige Steifigkeit für einzelne Patienten und Aktivitäten wichtig beim Design einer Prothese ist. Die individuelle Steifigkeit ist der entscheidende Faktor für die Mobilität und die Gesundheit von Patienten mit Unterschenkelamputation, und sie variiert je nach Aktivität. Eine spannende Arbeit beschäftigt sich mit dem Vorhersagen der bevorzugten Steifigkeit mit Hilfe von maschinellen Lernverfahren, mit denen Prothesen ihre Steifigkeit während des Gangs anpassen könnten. Dies ist ein vielversprechender Ansatz, der allerdings noch viel Potenzial für zukünftige Forschung bietet.

Literatur

- [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] 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.
- [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 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.
- [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] 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.
- [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] Nicholas Pett, Nundini Rawal, Varun Shetty, Leslie Wontorcik, and Elliott Rouse. *Preferred Ankle Stiffness of a Variable-Stiffness Prosthesis Across Five Activities*. 2024.