

Steifigkeit von Prothesenfüßen für Unterschenkelamputierte

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 und ihrer Funktionalitäten ist groß, und mittlerweile gibt es zudem Prothesen, die ihre Steifigkeit während des Gangs anpassen können. Diese ist jedoch schwer individuell zu bestimmen. Orthopädietechniker nutzen dafür ihre visuelle Beurteilung und das Feedback der Patienten. Dies ist jedoch aufwendig und für eine Anwendung in motorisierten Prothesen ungeeignet. Die Nutzung maschineller Lernverfahren kann helfen. Insbesondere mit nutzerspezifischen Daten können genaue Vorhersagen zur bevorzugten Steifigkeit einer Prothese gemacht werden.

1 Unterschenkelprothesen und ihre Steifigkeit

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 Unterschenkelamputation haben einen 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 chronischen Rückenschmerzen oder Osteoarthritis führen [5].

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 mas-

siven 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 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-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 [6]. 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 [6]. Diese Aktivitäten benötigen unterschiedliche Steifigkeiten [6]. Um die Steifigkeit anpassen zu können, gibt es quasi passive Prothesen [6].

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 [6]. Sie kann die biomechanischen Eigenschaften des menschlichen Sprunggelenks genauer nachbilden [6]. Der Fuß nutzt eine Blattfeder variabler Länge, ein nockenbasiertes Getriebe [7]. Ein kleiner, batteriebetriebener Motor kann die Blattfeder und somit die Steifigkeit während der Schwungphase des Ganges anpassen [7]. Es gibt außerdem Forschung zu motorisierten Prothesen [7]. Diese 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 dagegen, einen Kompromiss zwischen der Funktionalität komplexer Systeme und deren Nachteilen zu finden [7].

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 [3].

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 [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 [4]. 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 [4]. Diese Erkenntnisse unterstreichen die Notwendigkeit einer Optimierung der Prothesensteifigkeit für die individuellen Bedürfnisse der Patienten [4].

3.2 Wahrnehmung der optimalen Prothesensteifigkeit

Eine weitere Studie konzentriert sich auf die Analyse der Wahrnehmungen von Prothesenträgern und Orthopädietechnikern [5]. Forscher stützen ihre Empfehlungen auf biometrische Analysen, während Orthopädietechniker auf qualitatives Feedback von Patienten und ihre visuelle Beurteilung des Gangs zurückgreifen [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 dieses Feedback mit ihrer visuellen Einschätzung des Gangs des Patienten und jahrelanger Erfahrung kombinieren [5]. Eine hochwertige Analyse dieser Wahrnehmungen ist wichtig [5]. Die Autoren ließen Patienten mit Unterschenkelamputation mit einer Prothese variabler Steifigkeit gehen, während Orthopädietechniker ihren Gang beobachteten [5]. Beide Gruppen gaben danach unabhängig voneinander ihre bevorzugte Steifigkeit an [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 abgeleitet werden, dass das Feedback der Patienten, wenn sie unterschiedliche Steifigkeiten testen können, sehr präzise ist [5].

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 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 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]. 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 gewählten 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 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 biomechanischen und leistungsbezogenen Maßen können genutzt werden, um schnell Design- und Steuerparameter von Fußprothesen auswählen zu können [8].

3.4 Bevorzugte Steifigkeit über verschiedene Aktivitäten hinweg

In den meisten Studien zur Prothesensteifigkeit wird nur eine Aktivität, das Gehen, untersucht [9]. Eine Studie aus dem Jahr 2024 erforscht die bevorzugte Steifigkeit von Prothesenfüßen über fünf verschiedene Aktivitäten hinweg [9]. Auch hier wurde zur Durchführung der Studie der VSPA-Fuß verwendet [9]. Die vier Studienteilnehmer liefen mit der Prothese auf ebenerdigen Boden, bergauf und bergab auf eine Rampe und Treppen hoch und herunter [9]. Die bevorzugte Steifigkeit variierte stark zwischen den verschiedenen 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 einer Quasi-passiven Prothese

Einige neue quasi-passive Prothesen können ihre Steifigkeit von Schritt zu Schritt anpassen um sie an unterschiedliche Aktivitäten, wie das Gehen oder das Treppensteigen, anzupassen [7]. Die Steifigkeit muss dabei korrekt abgestimmt werden, um den gewünschten Effekt zu erreichen [7]. Es konnte gezeigt werden, dass die bevorzugte Steifigkeit die kinematische Symmetrie im Sprunggelenk maximiert [7]. Außerdem ist die Nutzerpräferenz eine wichtige Steuergröße [7]. Patienten weisen unterschiedliche, aber konsistente Präferenzen für die Steifigkeit

auf [7]. Die Bestimmung der Patientenpräferenzen ist jedoch aufwendig und aus diesem Grund möchten Shetty et al. 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 ihrer bevorzugten, einer schnelleren und einer langsameren Geschwindigkeit ihre bevorzugte Steifigkeit [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 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 ein zentraler Faktor für die Mobilität und das Wohlbefinden von Patienten mit Unterschenkelamputation, und sie variiert je nach Aktivität. Ein spannender Ansatz ist das Vorhersagen der bevorzugten Steifigkeit mit Hilfe von maschinellen Lernverfahren mit denen Prothesen ihre Steifigkeit während des Gangs anpassen könnten. Es ist ein vielversprechender Ansatz, der allerdings noch viel Potenzial für weitere 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] 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 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.

- [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.