

# 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

Hintergrund: Herausforderungen bei Amputierten, Mängel aktueller Prothesen \* Aufkommende variable Prothesen als Lösungsansatz \* Forschungslücke: Präferierte Steifigkeit über verschiedene Aktivitäten hinweg \* Ziel der vorliegenden Studie

Inhalt: Beginnen Sie mit der Bedeutung von Unterschenkelprothesen für Menschen nach einer Amputation und den Herausforderungen, denen sie im Alltag begegnen (z.B. ineffizientes Gangbild, eingeschränkte Mobilität, Beschwerden). Erläutern Sie die Rolle der mechanischen Eigenschaften von Prothesenfüßen, insbesondere der Sprunggelenksteifigkeit, für die Gangqualität und die Leistung des Nutzers. Stellen Sie das Problem dar, dass die meisten handelsüblichen Prothesenfüße eine feste Steifigkeit haben, obwohl die biomechanischen Anforderungen je nach Aktivität (Gehen auf unterschiedlichen Oberflächen, Steigungen, Treppen) variieren. Formulieren Sie klar das Ziel Ihrer Arbeit: Aktuelle Forschungsergebnisse zur bevorzugten Sprunggelenksteifigkeit bei Unterschenkelprothesen zusammenzufassen und deren Implikationen für Design und Anpassung von Prothesen, insbesondere verstellbaren Systemen, aufzuzeigen.

## 2 Hintergrund und Relevanz der Forschung

Bei Personen mit Amputationen lässt sich ein energieineffizienter Gang und eine eingeschränkte Mobilität feststellen [2]. Es ist als wichtig, dass eine Prothese möglichst gut die Funktionalität eines anatomischen Fußes ersetzt [3]. Dabei gibt es Prothesen in jeder Preisklasse und vielfältigem Design [3].

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].

Bei dieser Vielfalt ist es 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 Foot Slap 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 Osteopenie führen [4].

### 3 Forschung zur Steifigkeit von Prothesenfüßen

Es ist also wichtig das Design von Prothesen weiter zu erforschen [2]. **XX** 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 Energieverbrauch beim Gehen, möglicherweise jedoch ohne klinische Signifikanz [2].

Eine weitere Studie von **XX** konzentrierte 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]. Die Studie betrachtet beide dieser Wahrnehmungen [4].

[5]

[6]

[7]

...

Einschränkungen herkömmlicher Prothesen (Carbon-Verbundfedern mit fester Mechanik) \* Folgen für Nutzer (Unbehagen, kompensatorische Bewegungen, geringere Mobilität, sekundäre Erkrankungen) \* Notwendigkeit der Anpassung der Mechanik an unterschiedliche Aktivitäten \* Konzept variabler Steifigkeit bei Prothesen \* Benutzerpräferenz als potenzielles "Meta-Kriterium" zur intelligenten Anpassung \* Hinweise auf unterschiedliche präferierte Steifigkeit und kinematische/metabolische Vorteile durch Variation

Inhalt:

Beschreiben Sie kurz die Funktion eines Prothesenfußes während des Gangzyklus und wie er versucht, die Rolle des biologischen Fußes und Sprunggelenks zu ersetzen (Stoßabsorption, Unterstützung im Stand, Abstoß).

Erwähnen Sie, dass die Suche nach biomechanischen Markern für die "optimale" Steifigkeit bisher nicht eindeutig war, was die Bedeutung der Nutzerwahrnehmung und Präferenz hervorhebt. Stellen Sie die Idee verstellbarer Prothesen als potenziellen Weg vor, um die Steifigkeit an Nutzerbedürfnisse und Aktivitäten anzupassen.

## 4 Forschungsansätze und wichtige Ergebnisse

VSPA Foot (Variable-Stiffness Prosthetic Ankle-Foot) \* Beschreibung und Funktionsweise (Blattfeder, Nockengetriebe, verstellbare Auflage/Schieber) \* Steifigkeitsbereich (200 bis 1060 Nm/rad mit linearer Drehmoment-Winkel-Kurve) \* Verhältnis Plantarflexions- zu Dorsiflexionssteifigkeit (1:3) \* Stellen der Steifigkeit während der Schwungphase \* Vorteile für Nutzerstudien (nahtloses Erleben verschiedener Steifigkeiten, schnelles Finden von Präferenzen, leichtgewichtig) \* Teilnehmer (Anzahl, Profil, Einschlusskriterien) \* Akklimatisierung an die Laborumgebung und die Prothese \* Verfahren zur Bestimmung der präferierten Steifigkeit \* Bedienung über ein elektronisches Drehrad \* Durchführung über fünf Aktivitäten (Ebene, Neigung aufwärts/abwärts, Treppe aufwärts/abwärts) \* Feste Reihenfolge der Aktivitäten aus praktischen Gründen \* Selbstausgewählte Gehgeschwindigkeit auf dem Laufband \* Eigenes Tempo auf der Treppe \* Sieben Präferenz-Identifikationsversuche pro Aktivität \* Startsteifigkeit und Re-Seeding \* Exploration des vollen Steifigkeitsbereichs \* Beschreibung der Lokomotionsaktivitäten \* Ebenerdiges Gehen (Laufband) \* Gehen auf Neigung/Gefälle (Laufband, 4,7°) \* Treppe aufwärts/abwärts

(statisches Treppenhaus, Beschreibung der Stufenmaße) \* Nutzung von Handläufen  
\* Messtechnik \* IMU zur Gangerkennungsphasenschätzung \* Motor zur Steifigkeit-  
anpassung \* Winkelencoder für Drehradposition und Knöchelkinematik \* Onboard-  
Computer und Elektronik \* Datenerfassung und -verarbeitung

Präferierte Steifigkeit \* Unterschiede der durchschnittlichen präferierten Steifigkeit  
zwischen den Aktivitäten \* Quantitative Ergebnisse (Nm/rad) für jede Aktivität  
\* Präferenzen relativ zum ebenen Gehen (%) \* Unterschiede übersteigen die  
Wahrnehmungsschwelle (7,7%) \* Große Variation der Präferenzen zwischen den  
Teilnehmern innerhalb einer Aktivität \* Geringere Variation innerhalb der Teil-  
nehmer für eine bestimmte Aktivität \* Konsistenz der Präferenzauswahl vari-  
iert mit der Aktivität \* Kinematik und Gehgeschwindigkeit \* Unterschiede in  
der Knöchelkinematik zwischen den Aktivitäten \* Mittlere Spitzendorsalexten-  
sion für jede Aktivität \* Inverse Beziehung zwischen Prothesensteifigkeit und  
Bewegungsbereich des Knöchels \* Selbstausgewählte Gehgeschwindigkeiten für  
Laufbandaktivitäten

Inhalt: Dieses Kapitel ist das Herzstück Ihrer Arbeit, in dem Sie die spez-  
ifischen Studien zusammenfassen. Teilen Sie es thematisch auf, um die ver-  
schiedensten Aspekte der Forschung zur Steifigkeit darzustellen. ◦ Systematische  
Untersuchung fester Steifigkeiten (Major et al.): Beschreiben Sie den Ansatz von  
Major et al., die Effekte fester (niedriger und hoher) Dorsalextension- und Plan-  
tarflexionssteifigkeiten auf Gangkinematik, Prothesenbelastung und metabolische  
Kosten systematisch mittels eines experimentellen Prothesenfußes (CFAM)  
untersuchten. Fassen Sie die wichtigsten Ergebnisse zusammen: Niedrige Dor-  
salextensionsteifigkeit führte im Allgemeinen zu größerer Dorsalextensionsbe-  
wegung der Prothesenseite, größerer Kniebeugung auf der gesunden Seite, re-  
duzierter Bodenreaktionskraft während der Belastungsphase und reduzierten  
metabolischen Kosten. Weisen Sie darauf hin, dass die Unterschiede bei Plan-  
tarflexionssteifigkeit gering waren und dass die beobachteten Unterschiede, ob-  
wohl tendenziell vorteilhaft bei niedriger Dorsalextension, oft klein waren. Erwähnen  
Sie, dass niedrigere Dorsalextension die tibiale Progression im späten Stand er-  
leichtern könnte.

Quellen: Taskabhängige biomechanische Effekte verstellbarer Steifigkeit (Ármannsdóttir  
et al.): Stellen Sie die Studie von Ármannsdóttir et al. vor, die einen neuarti-  
gen Prothesenfuß mit verstellbarer Steifigkeit (VSA Fuß) verwendete, um die  
Effekte auf die Biomechanik (insbesondere Sprunggelenk RoM und Dynamic  
Joint Stiffness) bei verschiedenen Gangaufgaben (Level, Steigung, Gefälle, ver-  
schiedene Geschwindigkeiten) zu untersuchen. Beschreiben Sie, dass die Dor-  
salextensionswinkel mit weicherem Fuß und höherer Geschwindigkeit/stärkerer  
Steigung zunahmen. Heben Sie hervor, dass die Effekte der Steifigkeit auf die  
Prothesendynamik aufgabenabhängig sind, insbesondere bei kinetischen Param-  
etern. Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass ein Fuß, dessen Steifigkeit vom  
Nutzer an die Aufgabe angepasst werden kann, für aktive Personen vorteilhaft  
sein könnte.

Quellen: Präferenzunterschiede zwischen Nutzern und Prothetisten (Shep-  
herd and Rouse): Fassen Sie die Studie von Shepherd and Rouse zusammen, die

die Präferenzen für Sprunggelenksteifigkeit bei Nutzern und Prothetisten verglichen. Das Hauptresultat hierbei war, dass Prothetisten im Durchschnitt eine signifikant höhere Steifigkeit bevorzugten (um 26%) als die Patienten. Wichtig ist auch die Erkenntnis, dass Patienten deutlich konsistenter in ihrer Präferenz waren als Prothetisten. Diskutieren Sie kurz mögliche Gründe für diese Diskrepanz (z.B. Prothetisten verlassen sich auf visuelle Hinweise wie "Fussschlag" oder "Drop-off", die eher bei niedriger Steifigkeit auffallen, während Patienten das Gefühl der Belastung oder des Energie>Returns stärker wahrnehmen könnten). Erwähnen Sie, dass bei der gemeinsamen Festlegung einer Steifigkeit (Patient und Prothetist kommunizieren) kein eindeutiger Trend erkennbar war, wer den Prozess stärker beeinflusste. Quellen: Aufgabenabhängige Präferenz des Nutzers (Pett et al.): Präsentieren Sie ausführlich die Ergebnisse von Pett et al., da dies Ihre Hauptreferenz ist. Beschreiben Sie, dass diese Studie die bevorzugte Sprunggelenksteifigkeit von transtibial amputierten Nutzern über fünf verschiedene Aktivitäten quantifizierte: Level Walking, Steigung, Gefälle, Treppe aufwärts, Treppe abwärts. Das Schlüsselergebnis ist, dass die bevorzugte Steifigkeit erheblich zwischen den Aktivitäten variierte. Geben Sie Beispiele für die Unterschiede an, z.B. dass die Präferenzen zwischen Gefälle-Gehen und Treppe abwärts um 31,8% der Präferenz für Level Walking differierten. Betonen Sie, dass diese Unterschiede größer waren als die wahrnehmbare Schwelle (Just-Noticeable Difference) und mehreren "Kategorien" kommerzieller Prothesenfüße entsprachen. Stellen Sie die Beziehung zwischen Steifigkeit und Kinematik dar, z.B. dass die Sprunggelenk-Bewegungsamplitude (RoM) umgekehrt zur Steifigkeit war.

## 5 Diskussion

Implikationen der Ergebnisse \* Die Variation der präferierten Steifigkeit unterstreicht die Notwendigkeit variabler Prothesen \* Die festgestellten Unterschiede entsprechen mehreren "Kategorien" kommerzieller Prothesen \* Innerindividuelle Unterschiede in den Präferenzen sind noch größer \* Konventionelle ESR-Prothesen können diesen Bedarf nicht decken \* Die Ergebnisse stimmen mit früheren Studien zum ebenen Gehen überein \* Veränderungen der Steifigkeit beeinflussen die Kinematik und können die Mobilität verbessern \* Zusammenhang zwischen Steifigkeit und Spitzendorsalextension (außer bei Treppen) \* Biomechanische Anforderungen bei Treppen können anders sein \* Einschränkungen der Studie \* Spezifische Eigenschaften des VSPA Foot (flache Unterseite, fehlende Nachgiebigkeit in der Ferse, kein Schuh/Kosmetik) \* Fehlende Längen Anpassung an den intakten Fuss, geringes Spiel im Gelenk \* Teilnehmer hielten sich an Handläufen fest \* Nur eine relativ milde Steigung/ein mildes Gefälle untersucht \* Feste Reihenfolge der Aktivitäten \* Begrenzte Beobachtungszeit und mögliche Auswirkungen einer längeren Akklimatisierung 6. Schlussfolgerung \* Bestätigung, dass die präferierte Prothesensteifigkeit bei verschiedenen Aktivitäten deutlich variiert \* Variationen spiegeln Kinematik, Komfort und Balance wider \* Deutlicher Bedarf an variabler Steifigkeit \* Notwendigkeit der In-

dividualisierung der Prothesen \* Ausblick auf zukünftige Forschung (biomechanische Analysen der zugrundeliegenden Faktoren)

◦ Integration der Befunde: Diskutieren Sie, wie die beobachteten biomechanischen Effekte unterschiedlicher Steifigkeiten (Major et al., Ármannsdóttir et al.) die Präferenzmuster der Nutzer (Pett et al.) erklären könnten. Unterschiedliche Aufgaben erfordern unterschiedliche Bewegungen und Kräfte, was durch angepasste Steifigkeiten besser unterstützt werden kann (z.B. höhere RoM bei Steigung erfordert eventuell weichere Steifigkeit). ◦ Implikationen für verstellbare Prothesen: Argumentieren Sie stark auf Basis der Ergebnisse von Pett et al., dass die signifikante Variabilität der bevorzugten Steifigkeit über Aktivitäten hinweg die Notwendigkeit für Prothesen mit anpassbarer oder variabler Steifigkeit unterstreicht. Eine feste Steifigkeit kann nicht optimal für alle Aktivitäten sein. Variable Steifigkeit könnte es Nutzern ermöglichen, die Prothese an die Anforderungen der spezifischen Aufgabe anzupassen, was potenziell Gangqualität, Komfort und Leistung verbessert. ◦ Patientenpräferenz in der klinischen Anpassung: Diskutieren Sie die Befunde von Shepherd and Rouse im Kontext der klinischen Praxis. Die Diskrepanz in der Präferenz zwischen Prothetisten und Patienten und die höhere Konsistenz der Patienten legen nahe, dass die Rückmeldung des Patienten bei der Anpassung der Steifigkeit eine entscheidende, vielleicht unterschätzte Rolle spielen sollte. Variable Steifigkeit könnte den Anpassungsprozess erleichtern, indem sie Patient und Prothetist ermöglicht, verschiedene Einstellungen effizient zu erkunden. ◦ Einschränkungen der Studien: Reflektieren Sie kritisch die Limitationen der vorgestellten Studien, wie sie von den Autoren genannt werden: kleine Stichprobengrößen, die Verwendung experimenteller Prothesen, deren Eigenschaften von kommerziellen Füßen abweichen können, der Einfluss der Prothesenausrichtung, die in einigen Studien konstant gehalten wurde, die kurze Anpassungszeit an neue Einstellungen oder Geräte, und die spezifischen getesteten Aktivitäten/Steigungen. ◦ Ausblick auf zukünftige Forschung: Leiten Sie aus den Einschränkungen und offenen Fragen die Notwendigkeit weiterer Forschung ab. Vorschläge könnten sein: Studien mit größeren, vielfältigeren Stichproben; Untersuchung eines breiteren Spektrums von Aktivitäten, Geschwindigkeiten und Steifigkeitsbereichen; Langzeitstudien zur Anpassung; die Entwicklung von Methoden zur Identifizierung der wirklich optimalen (nicht nur bevorzugten) Steifigkeit; Untersuchung des Einflusses der Ausrichtung im Zusammenspiel mit variabler Steifigkeit; und die Erprobung nutzersteuerbarer verstellbarer Systeme im Alltag.

## 6 Schlussfolgerung

Inhalt: Fassen Sie die wichtigsten Erkenntnisse prägnant zusammen. Wiederholen Sie, dass die Forschung deutlich zeigt, dass eine feste Sprunggelenksteifigkeit in Prothesen die optimale Leistung und den Komfort über das Spektrum der alltäglichen Aktivitäten hinweg einschränkt. Die bevorzugte Steifigkeit variiert signifikant je nach Aufgabe, und die Präferenzen von Nutzern und Prothetisten können unterschiedlich sein. Das Verständnis und die Berücksichtigung der

Nutzerpräferenz ist entscheidend für eine erfolgreiche Anpassung. Betonen Sie, dass die Entwicklung und Implementierung von Prothesen mit variabler oder anpassbarer Steifigkeit das Potenzial hat, die Mobilität, den Komfort und letztlich die Lebensqualität von Menschen mit Unterschenkelamputation erheblich zu verbessern. Schließen Sie mit einem Ausblick auf die fortlaufende Relevanz und die Notwendigkeit zukünftiger Forschung in diesem Bereich.

## 7 Infos von Bogdan

### 7.1 Page format and margins

Please avoid using DVI2PDF or PS2PDF converters: some undesired shifting/scaling may occur when using these programs. It is strongly recommended to use the DVIPS converters. Check that you have set the paper size to A4 (and NOT to letter) in your dvi2ps converter, in Adobe Acrobat if you use it, and in any printer driver that you could use. You also have to disable the 'scale to fit paper' option of your printer driver. In any case, please check carefully that the final size of the top and bottom margins is 5.2 cm and of the left and right margins is 4.4 cm. It is your responsibility to verify this important requirement. If these margin requirements are not fulfilled at the end of your file generation process, please use the commands at the beginning of the SeminarV2.tex file to correct them. Otherwise, please do not modify these commands.

### 7.2 Style information

Please do not add page numbers to this style; page numbers will be added by the publisher. Do not add headings to your document.

### 7.3 Mathematics

You may include additional packages for typesetting algorithms, mathematical formula or to define new operators and environments if and only if there is no conflict with the SeminarV2.cls file.

It is recommended to avoid the numbering of equations when not necessary. When dealing with equation arrays, it could be necessary to label several (in)equalities. You can do it using the '\stackrel' operator (see the SeminarV2.tex source file); example:

$$\begin{aligned} c &= |d| + |e| \\ &\stackrel{(a)}{=} d + e \\ &\stackrel{(b)}{\geq} \sqrt{f}, \end{aligned} \tag{1}$$

where the equality (a) results from the fact that both  $d$  and  $e$  are positive while (b) comes from the definition of  $f$ .

## 7.4 Tables and figures

Figure 1 shows an example of figure and related caption. Do not use too small symbols and lettering in your figures. Warning: your paper will be printed in black and white in the proceedings. You may insert color figures, but it is your responsibility to check that they print correctly in black and white. The color version will be kept in the Seminar electronic proceedings available on the web.

Fig. 1: Any questions?

Table 1 shows an example of table.

ID	age	weight
1	15	65
2	24	74
3	18	69
4	32	78

Table 1: Age and weight of people.

## 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] 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.
- [6] 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.
- [7] 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.