

Handbuch zu Teilfußamputationen

Ein Konzept zur prothetischen Versorgung von Patienten
mit Amputationen unterhalb des Sprunggelenks

2. Auflage



Einleitung

Jedes Jahr wird bei mehr als 50.000 Menschen in Deutschland eine Teilfußamputation vorgenommen [Spo, S. 5]. Nach der Amputation dient eine Prothese als Ersatz für die verlorene Extremität. Mit ihr sollte der Patient wieder so normal wie möglich stehen und gehen können.

Um dieses Ziel zu erreichen, ist anatomisches und physiologisches Grundwissen notwendig. Der Orthopädietechniker hat dabei die anspruchsvolle Aufgabe, den Patienten bestmöglich mit einer Prothese zu versorgen. Die prothetische Versorgung erfolgt in der Regel je nach Amputationshöhe mittels traditioneller Versorgungskonzepte. Allerdings gibt es hierbei noch viel ungenutztes Potenzial.

Mit dem NEURO SWING Systemknöchelgelenk können viele althergebrachte, unzureichende Prothesenkonzepte für Patienten mit Teilfußamputationen kritisch hinterfragt werden. Dieses Handbuch ist entstanden, um für die prothetische Versorgung von Patienten mit Teilfußamputationen eine fundierte Grundlage zu schaffen und neue Möglichkeiten aufzuzeigen. Als Fundament für das vorliegende Versorgungskonzept wurde eine zielgerichtete Klassifikation mit drei verschiedenen Versorgungstypen entwickelt. Die daraus resultierenden Versorgungsvorschläge basieren auf praktischen Erfahrungen und wissenschaftlichen Erkenntnissen rund um das NEURO SWING Systemknöchelgelenk.

Unser Handbuch hat nicht den Anspruch perfekt zu sein. Vielmehr soll es der Anstoß für ein Umdenken in der prothetischen Versorgung von Teilfußamputierten sein.

Wir sind dankbar, dass wir bei der Planung und Herstellung der ersten NEURO SWING Teilfußprothesen auf die Unterstützung unserer Kunden zählen konnten. Ein großer Dank gilt auch den Patienten, die den Mut hatten, eine neue Art der Versorgung auszuprobieren.

Mit diesem Handbuch möchten wir neue Wege für eine bessere prothetische Versorgung von Patienten mit Teilfußamputationen aufzeigen. Wir laden Sie herzlich dazu ein, diesen Schritt mit uns zu gehen.

Ihr FIOR & GENTZ Team

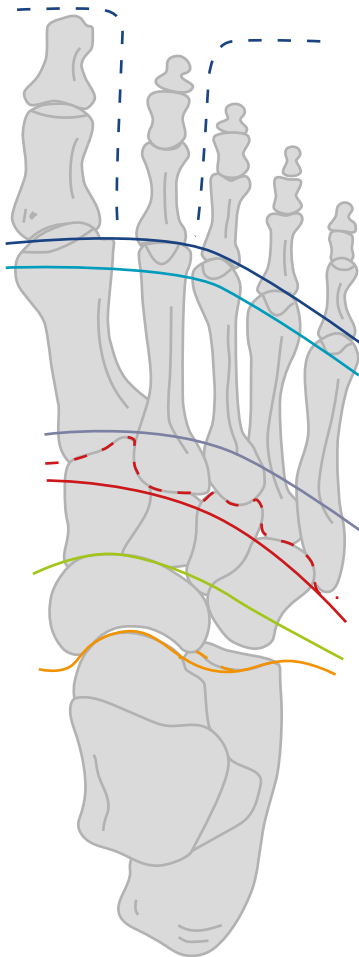
Inhaltsverzeichnis

Teilfußamputationen	
Ursachen für Amputationen	6
Zahlen zu Teilfußamputationen	6
Komplikationen	7
Therapieziel	
Physiologisches Stehen und Gehen	8
Die Arbeit im interdisziplinären Team	10
Die prothetische Versorgung von Teilfußamputationen	
Anforderungen an eine prothetische Versorgung	12
Problematiken bei bisherigen prothetischen Versorgung	14
Neue Möglichkeiten mit der NEURO SWING Teilfußprothese	17
Funktionsvorteile der NEURO SWING Teilfußprothese	
Vorkomprimierte Federeinheiten	18
Nicht vorkomprimierte Federn	19
Eigenschaften vom NEURO SWING	20
Biomechanische Veränderungen	
Verlust knöcherner Strukturen	28
Verlust muskulärer Strukturen	29
Funktionelle Verkürzung des Vorfußhebels	31
Klassifizierung von Teilfußamputationen	32
Versorgungsvorschläge	
Versorgungsvorschlag zu Typ 1	34
Versorgungsvorschlag zu Typ 2	40
Versorgungsvorschlag zu Typ 3	46
Beeinflussung des Gangbilds durch Einstellung der Federkraft	52
Glossar	
ab Seite	56
Literaturhinweise	
ab Seite	64

Als Amputation wird das vollständige oder teilweise chirurgische Entfernen von Gliedmaßen bezeichnet. Eine Unterteilung findet je nach Schwere in Major- und Minoramputationen statt. Beim Fuß spricht man von einer Minoramputation, wenn das anatomische Knöchelgelenk erhalten bleibt. Eine Majoramputation geht mit dem Verlust des anatomischen Knöchelgelenks einher. Bei einer Teilfußamputation wird der distale Anteil des Fußes amputiert, während das Knöchelgelenk erhalten bleibt.

Ziel ist es, mit der Amputation eine solide Basis zur Wiederherstellung der Gehfähigkeit zu schaffen. Es sollte immer so distal wie möglich amputiert werden, um ein Maximum an Funktion zu erhalten. Die anatomischen Linien, an denen heutzutage amputiert wird, tragen die Namen der Chirurgen, die diese Amputationen etabliert haben (siehe Infobox) [Bau, S. 136].

Eine Amputation ist immer das letzte Mittel und wird nur dann ausgeführt, wenn es keine Möglichkeit mehr gibt, das Körperteil zu erhalten. Auch bei schwerwiegenden gesundheitlichen Folgen oder starken chronischen Schmerzen kann eine Amputation notwendig sein.



Metatarsophalangeale Amputation

- Exartikulation aller Zehen in den Zehengrundgelenken oder
- Exartikulation eines einzelnen Zehs (gestrichelte Linie)

Transmetatarsale Amputation (Sharp)

- langer Mittelfußstumpf
- Abtrennung im spongiosen Bereich der Mittelfußköpfe

Transmetatarsale Amputation (Sharp-Jäger)

- kurzer Mittelfußstumpf
- Abtrennung im spongiosen Bereich der Mittelfußbasen

Tarsometatarsale Amputation (Lisfranc)

- langer Fußwurzelstumpf
- Entfernung der Mittelfußknochen (Ossa metatarsalia)
 - unebenes Stumpfende (gestrichelte Linie), daher Abrunden der Stumpf-
kuppe (durchgezogene Linie)

Transtarsale Amputation (Bona-Jäger)

- kurzer Fußwurzelstumpf
- Entfernung der distalen Fußwurzelreihe bestehend aus dem Würfelbein (Os cuboideum) und den Keilbeinen I-III (Ossa cuneiforme I-III)
 - vermehrte Spitzfuß- und Supinationsfehlstellung

Transtarsale Amputation (Chopart)

- langer Rückfußstumpf
- Entfernung des Kahnbeins (Os naviculare)
- Sprunggelenk bleibt erhalten
 - muskulär bedingte Fehlstellung, kann durch Verlagerung des M. tibialis
anterior abgemildert werden

Ursachen für Amputationen

- 87% arterielle Verschlusskrankheit (PAVK) und diabetisches Fußsyndrom
- 4% Trauma
- 4% Tumore und Infektionen
- 0,2% angeborene Fehlbildungen (Dysmelien)
- 5% andere Ursachen

Zahlen zu Teilfußamputationen

Genaue Zahlen für Deutschland liegen nicht vor, da ein nationales Amputationsregister fehlt. Im Jahr 2014 wurden laut einer Erhebung 13.048 Major- und 40.992 Minoramputationen durchgeführt. Eine Differenzierung zwischen Diabetes und PAVK als primäre Ursache wurde nicht gemacht. Man erkennt eine deutliche Abnahme der Majoramputationen bei gleichzeitiger Zunahme der Minoramputationen zwischen 2005 und 2014 [Krö, S. 135].

Eine andere Quelle berichtet von 55.595 Amputationen im Jahr 2015, davon 29.153 Amputationen von Zehen/Zehenstrahlen und 8.688 Fuß-, Mittel- oder Vorfußamputationen [Spo, S. 5].

Von Amputationen sind hauptsächlich Männer betroffen. Die Geschlechterverteilung liegt bei zwei Dritteln Männern gegenüber einem Drittel Frauen. Die Häufigkeit aller Amputationen nimmt mit steigendem Lebensalter zu [Krö, S. 135].

Komplikationen

Komplikationen nach einer Amputation werden entweder durch Fehler bei der Operation oder eine schlechte Passform der prothetischen Versorgung bzw. falsches Schuhwerk verursacht.

Eine schlechte Prothesenpassform kann aufgrund einer unzureichenden Stumpfbettung oder einer Stumpfvolumenzunahme entstehen. Der dann auf den Stumpf ausgeübte Druck kann Stumpfschmerzen und/oder ein Druckulkus verursachen. Eine Stumpfvolumenabnahme erzeugt hingegen einen fehlenden Endkontakt in der Prothese und begünstigt so die Bildung von Ödemen.

Bei der Operationstechnik können beispielsweise nicht abgerundete Knochen im Stumpf oder eine zu straffe Weichteildeckung zu einer Weichteilperforation und zur Entzündung der entsprechenden Stellen führen [Brü, S. 178f]. Werden bei der Amputation die Nerven zu stark traumatisiert, leidet der Patient später meist an Stumpf- und/oder Phantomschmerzen [Krn, S. 486]. In vielen Fällen haben solche Komplikationen eine Stumpfrevision, also eine Nachamputation zur Folge, die den Stumpf weiter verkürzt und eine Anpassung der prothetischen Versorgung notwendig macht.

Physiologisches Stehen und Gehen

Das Ziel der prothetischen Versorgung ist die bestmögliche Annäherung an ein physiologisches Stehen und Gehen. In der unten aufgeführten Tabelle ist beispielsweise das physiologische Gangbild in seinen einzelnen Phasen dargestellt [Per, S. 9ff.]. Zwei Faktoren beeinflussen maßgeblich ein sicheres Stehen und Gehen:

- 1. Länge des Stumpfs
- 2. Entfernen von Muskeln und Sehnen

Zu 1. Folgende Auswirkungen hat die Länge des Amputationsstumpfs auf das Stehen und Gehen:

Die durch die Amputation bedingte Verkürzung des Fußes verursacht eine von der Stumpflänge abhängige Verkürzung des Vorfußhebels mit folgenden Auswirkungen:

- beim Stehen: Verkleinerung der Unterstützungsfläche und somit Verringerung der Stabilität [Grei, S. 160]

- beim Gehen: Bewegungseinschränkungen aufgrund der veränderten Kraftübertragung (z. B. verringerte Schrittlänge, unsymmetrisches Gangbild, verringerte Schrittgeschwindigkeit) [Dil, S. 25; For, S. 45]

Zu 2. Das Entfernen von Muskeln und Sehnen durch die Amputation verursacht funktionelle und strukturelle Einschränkungen mit folgenden Auswirkungen:

- Verringerung des Bewegungsumfangs im oberen und unteren Sprunggelenk
- Fehlstellung durch ein muskuläres Ungleichgewicht [Grei, S. 160]
- Gleichgewichtsstörungen

Aufgrund des muskulären Ungleichgewichts entwickeln sich in den meisten Fällen Kontrakturen. In der Regel bildet der Patient Mechanismen aus, um die verlorenen Funktionen zu kompensieren [For, S. 45].

Einteilung des physiologischen Gangbilds in einzelne Phasen nach Jacquelin Perry

Englische Bezeichnung (Abkürzung)									
<i>initial contact (IC)</i>	<i>loading response (LR)</i>	<i>early mid stance (MSt)</i>	<i>mid stance (MSt)</i>	<i>late mid stance (MSt)</i>	<i>terminal stance (TSt)</i>	<i>pre swing (PSw)</i>	<i>initial swing (ISw)</i>	<i>mid swing (MSw)</i>	<i>terminal swing (TSw)</i>
Deutsche Bezeichnung									
Anfangs-kontakt	Belastungsü-bernahme	mittlere Standphase (frühe Phase)	mittlere Standphase	mittlere Standphase (späte Phase)	Stand-phasenende	Schwung-phasen-vorbereitung	Schwung-phasenbeginn	mittlere Schwungphase	Schwung-phasenende
Anteil am Doppelschritt									
0 %	0–12 %	12–31 %			31–50 %	50–62 %	62–75 %	75–87 %	87–100 %
Hüftwinkel									
20° Flexion	20° Flexion	10° Flexion	Neutral–Null	5° Extension	20° Extension	10° Extension	15° Flexion	25° Flexion	20° Flexion
Kniewinkel									
0–3° Flexion	15° Flexion	12° Flexion	8° Flexion	5° Flexion	0–5° Flexion	40° Flexion	60° Flexion	25° Flexion	0–2° Extension
Knöchelwinkel									
Neutral–Null	5° Plantarflex.	Neutral–Null	5° Dorsalext.	8° Dorsalext.	10° Dorsalext.	15° Plantarflex.	5° Plantarflex.	Neutral–Null	Neutral–Null

Therapieziel

Die Arbeit im interdisziplinären Team

Um das Therapieziel, die bestmögliche Annäherung an ein physiologisches Stehen und Gehen, zu erreichen, muss das interdisziplinäre Team Hand in Hand zusammenarbeiten. Bei Teilfußamputationen besteht das interdisziplinäre Team hauptsächlich aus Arzt (Orthopäde bzw. orthopädischer Chirurg), Pflegepersonal, Orthopädietechniker bzw. Orthopädieschuhtechniker und Physiotherapeut.

Der Arzt und das Pflegepersonal sind bei einer Amputation meist die erste Anlaufstelle für den Patienten und arbeiten daran, eine gute Basis für die weitere Versorgung zu schaffen.

Um einen gesunden und belastbaren Stumpf zu erhalten, sind folgende Punkte wichtig:

- optimale Vorbereitung (z. B. Aufklärung des Patienten, sinnvolle Wahl der Amputationshöhe),
- sorgfältige Durchführung der Operation (z. B. Abrunden der Knochenenden am Stumpf) [Bau, S. 135],
- gründliche Nachbereitung (z. B. Wundmanagement).

Die prothetische Versorgung durch den Orthopädietechniker oder Orthopädieschuhtechniker sollte die bestehende Stumpfsituation bestmöglich berücksichtigen. Eine qualifizierte Physiotherapie zielt mit einer intensiven Gehschulung darauf ab, den noch vorhandenen Bewegungsumfang möglichst voll nutzbar zu machen und ein bestehendes muskuläres Ungleichgewicht zu verringern.



Anforderungen an eine prothetische Versorgung

Abhängig von der Amputationshöhe bestehen unterschiedliche biomechanische Anforderungen an die prothetische Versorgung. Je weiter proximal amputiert wird, umso stärker müssen das anatomische Knöchelgelenk stabilisiert und die verlorene Funktion ausgeglichen werden.

Eine Prothese für Patienten mit Teilfußamputationen soll die Funktion des Vorfußhebels wiederherstellen, die verlorene Muskelfunktion ersetzen sowie ein stabiles, dynamisches Gleichgewicht herstellen.

Dies ist sowohl für ein sicheres Stehen, als auch für hohe und/oder langanhaltende Belastungen z. B. weite Gehstrecken relevant. Um dem physiologischen Gehen möglichst nahezukommen, darf die Restbeweglichkeit im anatomischen Knöchelgelenk nur minimal eingeschränkt werden.

Beim Gehen mit der Prothese sollte der Stumpf möglichst frei von Scherkräften sein. Durch eine potenzielle Nachamputation können sich die biomechanischen Anforderungen an die prothetische Versorgung gravierend verändern. Ebenfalls muss man mit einer kontinuierlich zunehmenden Spitzfußstellung und Supination rechnen.



Problematiken bei bisherigen prothetischen Versorgungen

Knöchelfreie Prothesen (Versorgungen 1, 2 und 3)

Alle gängigen knöchelfreien Prothesen erlauben eine gute Haftung am Stumpf, die entweder durch eine hohe Haftreibung (bei Silikonprothesen) oder eine eng anliegende Fersenfassung (bei Bellmann-Prothesen) erzielt wird. Aufgrund dieser Fersenfassung sind Bellmann-Prothesen für Patienten mit einem nicht voll belastbarem Stumpf jedoch kontraindiziert [Brü, S. 179]. Problematisch ist außerdem, dass die fehlende Wirksamkeit des anatomischen Vorfußhebels, die abhängig von der Stumpflänge ist, nicht ausgeglichen werden kann. Um einen Funktionsausgleich herzustellen, muss die Prothese zwingend durch eine knöchelübergreifende Komponente ergänzt werden.

Knöchelübergreifende Prothesen (Versorgungen 4 und 5)

Knöchelübergreifende Prothesen ermöglichen einen Funktionsausgleich in Form eines mechanischen Vorfußhebels und somit die Stabilisierung des anatomischen Knöchelgelenks. Durch die Blockierung der physiologischen Bewegungsfreiheit und die fehlende Dynamik im anatomischen Knöchelgelenk werden allerdings Folgeprobleme wie Kontrakturen provoziert. Außerdem ist eine einfache Anpassung der prothetischen Versorgung nicht möglich.

1. Zehen- oder Vorfußersatz

Ein einfacher Zehen- oder Vorfußersatz findet bei Verlust einer, mehrerer oder aller Zehen Anwendung. Steht eine kosmetische Verwendung im Vordergrund, wird er meist aus Silikon gefertigt. Bei einem reinen Volumenausgleich finden Schaumstoffe Anwendung [Dil, S. 1319]. Bei Verlust der Großzehe ist des Weiteren ein funktioneller Ausgleich in Form einer Carbonsohle notwendig. Ein lose in den Schuh gelegter Volumenausgleich verursacht jedoch Reizungen und Druckstellen am distalen Stumpfende, da sich der Stumpf beim Gehen gegen den Zehenersatz bewegt (Shifting).



2. Zehenprothese mit Mittelfußführung

Bei Verlust aller Zehen kann ein Vorfußersatz mit einem über den Mittelfuß reichenden Schaft verwendet werden. Eine solche Zehenprothese wird hauptsächlich aus Silikon gefertigt und ermöglicht einen guten Formschluss und optimalen Sitz am Stumpf [Schä, S. 161].

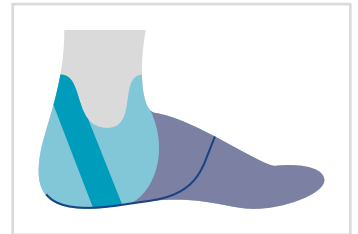
Eine Zehenprothese bietet neben einer ansprechenden Kosmetik allerdings nur einen Volumen- und keinen Funktionsausgleich. Durch die Amputation geht die Funktion der kurzen Zehenflexoren, die Schwungphaseneinleitung zu unterstützen, verloren. Diese Einschränkung kann durch eine Zehenprothese nicht oder nur bedingt ausgeglichen werden.



3. Knöchelfreie Fußprothese

Knöchelfreie Fußprothesen gibt es in verschiedenen Konstruktionsarten: eine einfache Stumpfbettung mit Vorfuß, die industriell hergestellte Silikonprothese oder die sogenannte Bellmann-Prothese.

Ein sicherer Halt am Stumpf wird entweder durch einen erhöhten Haftreibungskoeffizienten (Silikonprothese) oder den Formschluss einer Fersenfassung (Bellmann-Prothese) gewährleistet.



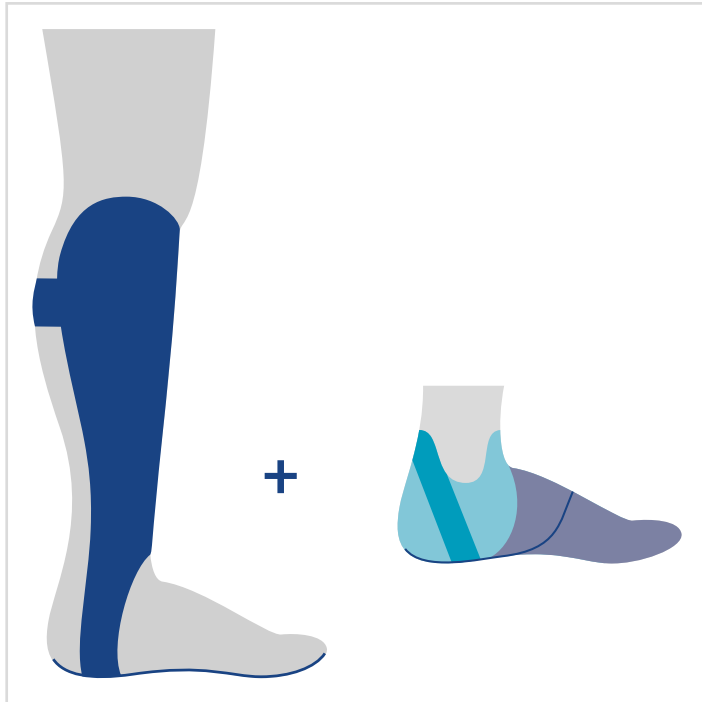
Diese beiden Varianten bieten einen guten Tragekomfort. Das anatomische Knöchelgelenk bleibt frei, wodurch die Bewegungen des Fußes nur gering eingeschränkt werden [Bau, S. 138]. Die ansprechende Kosmetik ist ein individueller Vorteil der Silikonprothese.

Allerdings ist die Kraftübertragung besonders bei der einfachen Stumpfbettung stark eingeschränkt und der Vorfußhebel wird nur unzureichend wiederhergestellt. Daher sind knöchelfreie Fußprothesen für hohe und/oder langanhaltende Belastungen nicht geeignet.

4. Knöchelfreie Fußprothese + Unterschenkelorthese

Um besonders bei kurzen Fußstümpfen die fehlende Funktion auszugleichen, werden knöchelfreie Fußprothesen häufig mit individuell gefertigten Carbonrahmenorthesen [Schä, S. 163] oder konfektionierten Unterschenkelorthesen kombiniert [Kai, S. 2; Kai2, S. 19].

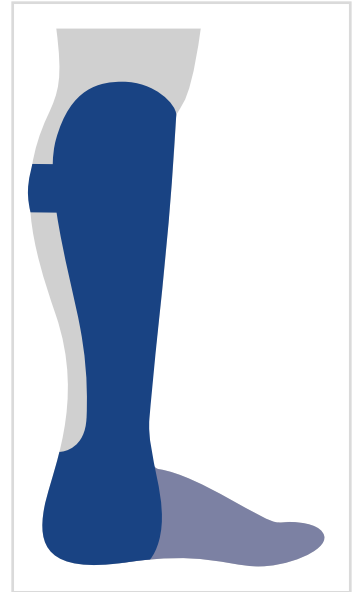
Bei einer starren Carbonrahmenorthese wird die Bewegung im anatomischen Knöchelgelenk blockiert. Verfügt die Orthese über ein flexibles Fußteil wirken Scherkräfte auf das Stumpfende, die Druckstellen verursachen. Konfektionierte Unterschenkelorthesen ohne Knöchelgelenk sind nicht einstellbar und bieten somit nur eine unzureichende Kontrolle über die Plantarflexion und Dorsalextension [Kai, S. 6]. Durch den fehlenden definierten Drehpunkt bei dieser Bauweise wird das Verschieben der Unterschenkelschale am Bein (Shifting) begünstigt. Starre konfektionierte Unterschenkelorthesen bewirken mitunter die Überstreckung des Kniegelenks (Genu recurvatum).



5. Rahmenprothese

Rahmenprothesen werden in unterschiedlichen Ausführungen mit Verschluss- oder Einstiegsklappe individuell für den Patienten gefertigt [Schä, S. 163; Kai, S. 2; Kai2, S. 19]. Auch Arthrodesenstiefel zählen in diese Versorgungsklasse. Alle gängigen Bauweisen ermöglichen eine gute Stumpffassung sowie einen Vorfußhebel.

Die starre Verbindung von Unterschenkel und Fuß dient dazu, Scherkräfte am distalen Stumpfende zu reduzieren. Je nach verbliebenem Bewegungsumfang des Sprunggelenks wird die Prothese entweder statisch oder mit einer gewissen Bewegungsfreiheit gebaut. Die Bauweise mit Bewegungsfreiheit bietet nicht die notwendige Stabilität. Die statische Bauweise blockiert die Bewegung im anatomischen Knöchelgelenk [Kai, S. 6], woraus sich Kontrakturen und Muskeltrophien entwickeln können.



Neue Möglichkeiten mit der NEURO SWING Teilfußprothese

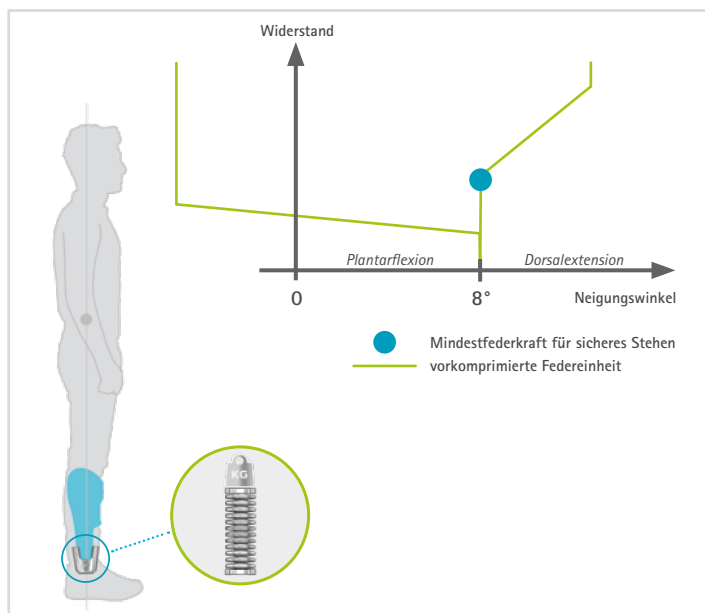
Eine knöchelübergreifende, dynamische Komponente ist die optimale Ergänzung zu einer knöchelfreien Fußprothese. Die Integration des NEURO SWING Systemknöchelgelenks ermöglicht die Stabilisierung des anatomischen Knöchelgelenks durch einen dynamischen Dorsalanschlag bei gleichzeitiger Bewegungsfreiheit. Dank der Einstellbarkeit von Federkraft und Bewegungsfreiheit kann auf Veränderungen der Stumpfsituation reagiert werden. Die vorkomprimierten Federeinheiten ermöglichen eine optimale Kontrolle der beim Stehen und Gehen auftretenden Kräfte.

Vorkomprimierte Federeinheiten

Um einen Körper in ein stabiles Gleichgewicht zu bringen, muss die Teilfußprothese den verloren gegangenen Vorfußhebel aktivieren. Vorkomprimierte Federeinheiten bieten den dafür notwendigen Widerstand, ohne dabei die Bewegungsfreiheit im Knöchelgelenk zu stark einzuschränken. Diese stellen je nach eingesetzter Federeinheit einen Grundwiderstand in der gewünschten Höhe zur Verfügung. Eine höhere Stufe stellt sich in Bewegung durch die Überwindung des Grundwiderstands ein. Unterschiedliche Grundwiderstände können durch die individuelle Kombination der vorkomprimierten Federeinheiten in den beiden Bewegungsrichtungen erzeugt werden.

Auswirkungen auf das Stehen

Eine Teilfußprothese mit NEURO SWING Systemknöchelgelenk ersetzt dem Patienten die verloren gegangene Sicherheit und Balance. Dadurch ist ein aufrechtes und sicheres Stehen möglich. Da außer der Teilfußprothese keine weiteren Hilfsmittel wie Unterarmgehstützen oder Gehwagen benötigt werden, sind die Hände frei für alltägliche Arbeiten.

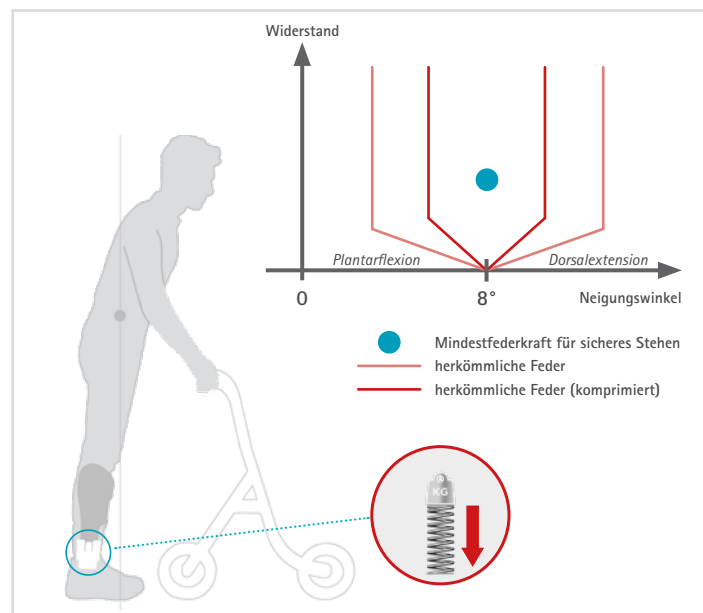


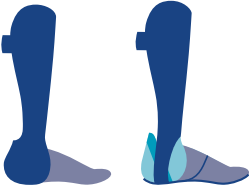
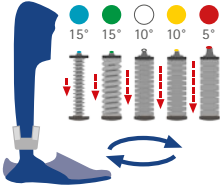
Nicht vorkomprimierte Federn

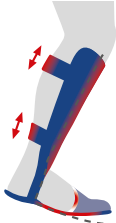
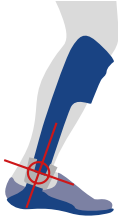
Gewöhnliche Federn konventioneller Knöchelgelenke sind nicht vorkomprimiert und bieten dadurch keinen Grundwiderstand. Somit ist keine Aktivierung des Vorfußhebels möglich. Üblicherweise werden derartige Federn wegen des zu geringen Widerstands nachträglich komprimiert, was nicht den Grundwiderstand, sondern nur den Widerstand gegen die Knöchelbewegung (Federkonstante) erhöht. Gleichzeitig verringert sich der zur Verfügung stehende Bewegungsumfang. Die maximale Komprimierung der Feder wird dadurch eher erreicht. Außerdem ist der Widerstand gegen die Knöchelbewegung in beiden Bewegungsrichtungen gleich, obwohl für ein physiologisches Gehen unterschiedliche Widerstände erforderlich sind.

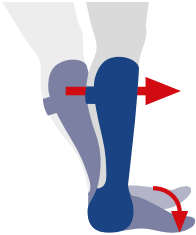
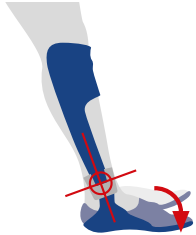
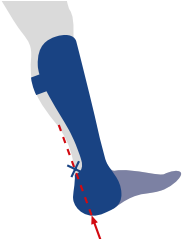
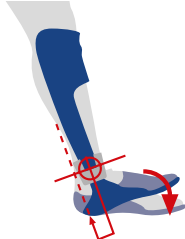
Auswirkungen auf das Stehen

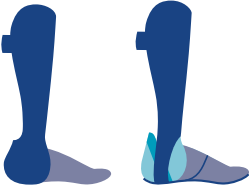
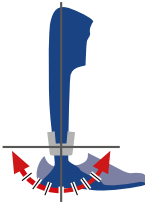
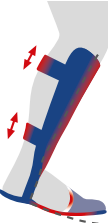
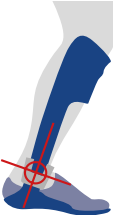
Eine Teilfußprothese mit konventionellen Knöchelgelenken ersetzt dem Patienten nicht die verloren gegangene Sicherheit und Balance. Dadurch ist ein aufrechtes und sicheres Stehen nicht möglich. Die Nutzung von Hilfsmitteln wie Unterarmgehstützen oder Gehwagen ist erforderlich und die Hände werden zum Abstützen gebraucht.



Nachteile bisheriger Versorgungen	Eigenschaften NEURO SWING	Beschreibung
 kein dynamischer Dorsalanschlag	 dynamischer Dorsalanschlag	Für die Aktivierung des Vorfußhebels ist ein Dorsalanschlag notwendig. Die NEURO SWING Teilfußprothese verfügt über einen dynamischen Dorsalanschlag mit vorderer Federeinheit. Damit wird ein stabiles und gleichzeitig dynamisches Gleichgewicht im Stand erreicht, eine dynamische Kniestreckung in <i>late mid stance</i> und eine physiologische Fersenanhebung in <i>terminal stance</i>. Eine wichtige Voraussetzung dafür ist, dass die Federeinheiten vorkomprimiert sind. Der dynamische Dorsalanschlag verhindert eine mögliche Knieüberstreckung und das Verschieben des Stumpfs in der Prothese.
 keine veränderbare Federkraft	 veränderbare Federkraft	Die Anforderungen an eine Prothese können sich im Laufe der Therapie oder durch eine Stumpfrevision teilweise gravierend ändern. Um eine aufwendige Neuversorgung zu vermeiden, sollte sich die prothetische Versorgung bei einer Veränderung des Stumpfs anpassen lassen. Bei der NEURO SWING Teilfußprothese kann die Federkraft durch den Austausch der hinteren und vorderen Federeinheiten verändert werden. Hierfür liegen insgesamt fünf Federeinheiten mit unterschiedlichen Federkräften von normal bis extra stark vor.

Nachteile bisheriger Versorgungen	Eigenschaften NEURO SWING	Beschreibung
 kein einstellbarer Aufbau	 einstellbarer Aufbau	Um ein physiologisches Gangbild zu erreichen, müssen die Hebelverhältnisse der Prothese auf den Patienten abgestimmt werden (Tuning). Dank des einstellbaren Aufbaus kann der Orthopädietechniker auch auf eine mögliche Verstärkung der Spitzfußstellung reagieren (siehe Kapitel Biomechanische Veränderungen). Ebenfalls lässt sich die NEURO SWING Teilfußprothese einfach an unterschiedliche Absatzhöhen anpassen. Somit ist ein Wechsel des Schuhwerks problemlos möglich. Außerdem können kleinere Stellungsfehler bei der Modelltechnik korrigiert werden.
 kein definierter Drehpunkt	 definierter Drehpunkt	Ein definierter mechanischer Drehpunkt auf Knochenebene spielt für den dynamischen Dorsalanschlag und somit die Aktivierung des Vorfußhebels eine wichtige Rolle. Durch die zentrierte Drehbewegung wird bei der NEURO SWING Teilfußprothese ein Verschieben der Unterschenkelschale am Bein oder ein Verrutschen der knöchelfreien Fußprothese am Stumpf (Shifting) bei hohen und/oder langanhaltenden Belastungen vermieden. Ein definierter Drehpunkt ist außerdem Voraussetzung für eine passive Plantarflexion.

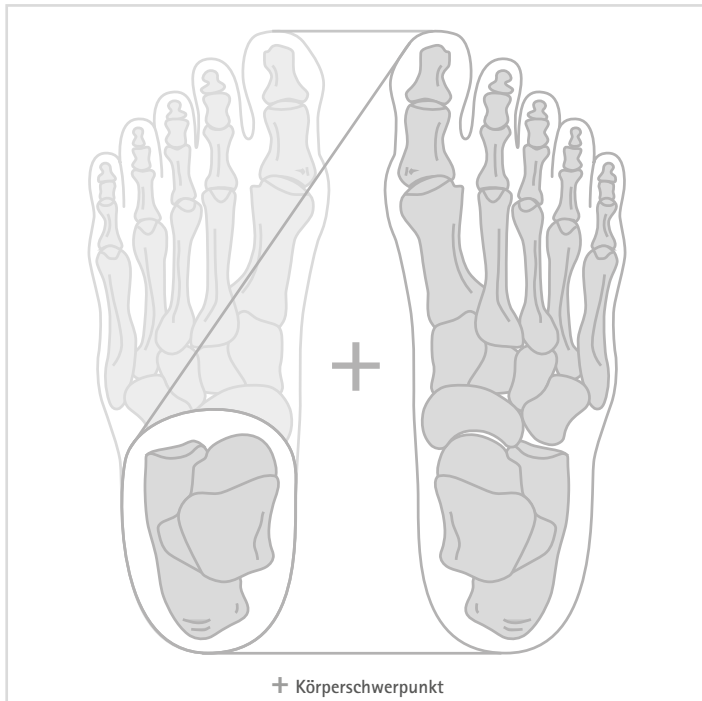
Nachteile bisheriger Versorgungen	Eigenschaften NEURO SWING	Beschreibung
 Plantarflexion blockiert	 Plantarflexion möglich	Die passive Plantarflexion bewirkt das Absinken des Fußes und ist ein wichtiger Mechanismus zur Stoßdämpfung bei der Lastübernahme. Dank der Bewegungsfreiheit in Plantarflexion bei der NEURO SWING Teilfußprothese kann in <i>loading response</i> ein exzessives Drehmoment im Knie verhindert werden. Dadurch wird eine physiologische Quadricepsbelastung und Knieflexion ermöglicht. Außerdem werden Muskelatrophien und Kontrakturen vermieden.
 keine Fersenkipphelfunktion	 Fersenkipphelfunktion	Die passive Plantarflexion wird durch den Fersenkipphebel ausgelöst, der vom Fersenauftrittspunkt bis zum Knöchel verläuft. Die Dorsalextensoren kontrollieren dabei die Fersenkipphelfunktion, um ein ungebremstes Aufklatschen des Fußes zu vermeiden. Diese muskuläre Kontrolle geht durch das Entfernen der Dorsalextensoren bei der Amputation verloren. Die NEURO SWING Teilfußprothese ermöglicht die Fersenkipphelfunktion gegen den Widerstand der hinteren Federeinheit, da ein definierter Drehpunkt und Bewegungsfreiheit in Plantarflexion vorhanden sind. So kann der Entstehung von Kontrakturen entgegengewirkt und die Annäherung an ein physiologisches Gangbild unterstützt werden. Der Widerstand der hinteren Federeinheit kann exakt auf die Kraft der durch die Amputation verlorenen muskulären Kontrolle eingestellt werden.

Nachteile bisheriger Versorgungen	Eigenschaften NEURO SWING	Beschreibung
 keine einstellbare Bewegungsfreiheit	 einstellbare Bewegungsfreiheit	Nach einer Operation oder Stumpfrevision ist in bestimmten Fällen eine temporäre Stilllegung des anatomischen Knöchelgelenks angebracht. Bei der NEURO SWING Teilfußprothese kann die Bewegungsfreiheit blockiert und schrittweise wieder freigegeben werden. Somit ist eine exakte Anpassung an den durch die Amputation bedingten Bewegungsumfang des anatomischen Sprunggelenks möglich.
 Auftreten von Scherkräften	 Verringerung von Scherkräften	Damit der empfindliche Stumpf in der Prothese optimal geschützt ist, müssen Scherkräfte möglichst vermieden werden. Diese Anforderung ist besonders bei der prothetischen Versorgung von Diabetikern zu berücksichtigen, da viele dieser Patienten keine Reize wahrnehmen können. Durch den definierten Drehpunkt und den dynamischen Dorsalanschlag der NEURO SWING Teilfußprothese wird das sogenannte Shifting verhindert, was zu Scherkräften am Stumpf führt. Ebenso können durch die gezielte und individuelle Gestaltung des Fußteils gefährliche Druckspitzen am Stumpf minimiert werden.

Teilfußamputationen beeinflussen maßgeblich die Biomechanik des Stehens und Gehens. Der Grad der Einschränkung ist abhängig von der Amputationshöhe und dem damit einhergehenden Verlust von muskulären und knöchernen Strukturen. Dieser Verlust hat eine funktionelle Verkürzung des Vorfußhebels, eine Veränderung des muskulären Gleichgewichts zwischen Plantarflexoren und Dorsalextensoren sowie eine Verringerung der Kraftentfaltung der am Stehen und Gehen beteiligten Muskelgruppen zur Folge.

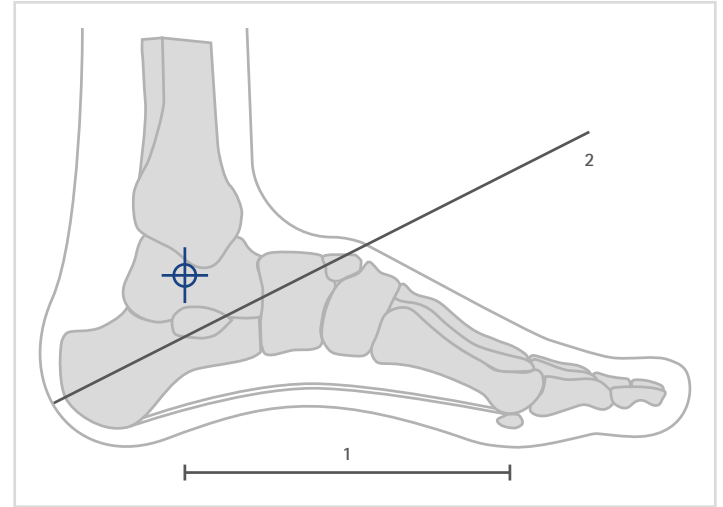
Verlust knöcherner Strukturen

Das Fußskelett bildet die Unterstützungsfläche und somit die statische Grundlage beim Stehen und Gehen. Beim physiologischen Stehen ist die Belastung auf die Ferse sowie die Groß- und Kleinzehenballen verteilt, während beim Gehen auch die Zehen einen elementaren Teil der Unterstützungsfläche für den Körperschwerpunkt darstellen. Nach einer Teilfußamputation begrenzen die knöchernen Strukturen des distalen Stumpfes diese Unterstützungsfläche. Je kürzer der Stumpf ist, desto geringer ist auch die Unterstützungsfläche im Ein- und Zweibeinstand [Bau, S. 135].



Strukturelle Verkürzung des Vorfußhebels

In der Sagittalebene flacht mit abnehmender Stumpflänge der Fersenbeinwinkel (2) und damit auch das Fußlängsgewölbe ab, was zu einer zunehmenden Spitzfußstellung und einer funktionellen Verkürzung der Beinlänge führt. Der Verlust knöcherner Strukturen trägt maßgeblich zur strukturellen Verkürzung des Vorfußhebels bei (1).



Verlust muskulärer Strukturen

Bei einer Teilfußamputation bleibt die lange Fußmuskulatur erhalten. Im Verlauf der Operation werden beim Verschließen des Stumpfes die plantar verlaufenden kurzen Fußmuskeln sowie die Plantaraponeurose zur Weichteildeckung verwendet. Da sowohl die kurzen Fußmuskeln als auch die Plantaraponeurose das mediale Fußlängsgewölbe stabilisieren, wird die durch den Verlust der knöchernen Strukturen verursachte Abflachung des Fersenbeinwinkels noch verstärkt.

Der Verlust muskulärer Strukturen hat zwei Auswirkungen, die das sichere Stehen und Gehen maßgeblich beeinflussen:

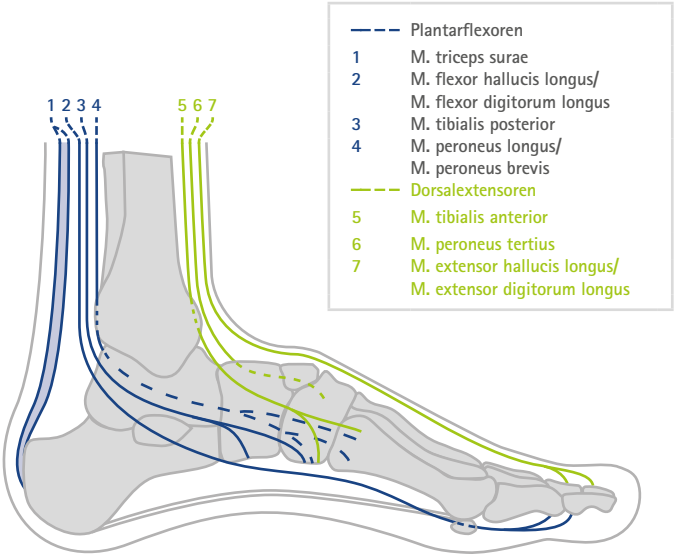
- eine Veränderung des muskulären Gleichgewichts
- eine Verringerung der Kraftentfaltung

Veränderung des muskulären Gleichgewichts

Die von der Amputation betroffenen langen Fußmuskeln verlieren ihren Ansatz am Knochen, wodurch ein muskuläres Ungleichgewicht entsteht. Der M. triceps surae übt über die Achillessehne einen hohen plantarflektierenden Zug auf den Stumpf aus, was zur Ausbildung eines Spitzfußes (pes equinus) führt. Je weiter proximal amputiert wird, desto mehr Dorsalextensoren, die diesen Zug kontrollieren, verlieren ihren Ansatz. Besonders deutlich tritt dieses Ungleichgewicht bei Bona-Jäger- oder Chopart-Amputationen durch den Verlust des M. tibialis anterior auf (siehe Abbildung). Aufgrund der plantarflektierten Stumpfstellung ist der Bewegungsumfang des oberen Sprunggelenks stark begrenzt, wodurch Kontrakturen entstehen können. Wird der Stumpf bei der Gipsnegativstellung in leichter Dorsalextension gehalten, ist zumindest ein funktioneller Bewegungsumfang möglich.

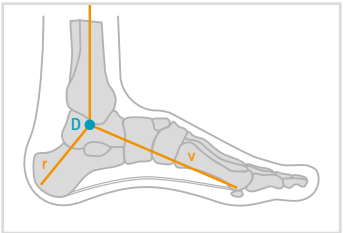
Verringerung der Kraftentfaltung

Durch die mit der Amputation einhergehende Deaktivierung der langen und kurzen Fußmuskulatur verringert sich die Kraftentfaltung der Dorsalextensoren und Plantarflexoren [Dil2, S. 1328]. Beide Muskelgruppen sind für das physiologische Stehen und Gehen relevant. Die Plantarflexoren sorgen beispielsweise für eine Aktivierung des Vorfußhebels, während die Dorsalextensoren die Fußhebung in der Schwungphase gewährleisten. Das Ausmaß dieser Verringerung richtet sich danach, wie viele Muskeln noch funktionsfähig sind.



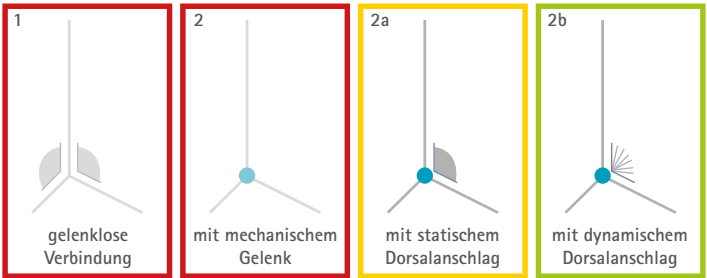
Funktionelle Verkürzung des Vorfußhebels

Die Biomechanik des Stehens und Gehens wird maßgeblich von der Wirkung des anatomischen Drehpunkts (D) des oberen Sprunggelenks im Zusammenspiel mit dem Vorfußhebel (v) und Rückfußhebel (r) bestimmt.



Biomechanische Einschränkungen beim Stehen und Gehen sind bei Patienten mit Teilfußamputationen in erster Linie auf die Verkürzung des Vorfußhebels zurückzuführen. Liegt keine Amputation vor, wird der Vorfußhebel von den Plantarflexoren aktiviert und bewirkt ein energiesparendes Stehen und Gehen. Beim Gehen findet eine physiologische Fersenablösung, Kniestreckung und Anhebung des Körperschwerpunkts in *terminal stance* statt. Ziel einer prothetischen Versorgung ist es, den durch die Amputation verursachten Verlust knöcherner und muskulärer Strukturen auszugleichen. Grundlage hierfür ist der Ersatz der entfernten knöchernen Strukturen durch einen mechanischen Vorfußhebel. Sofern eine physiologische Aktivierung durch die Plantarflexoren nicht mehr uneingeschränkt möglich ist, muss der Vorfußhebel außerdem mechanisch aktiviert werden.

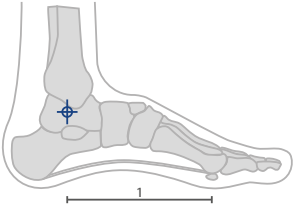
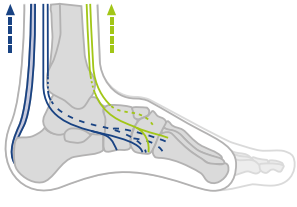
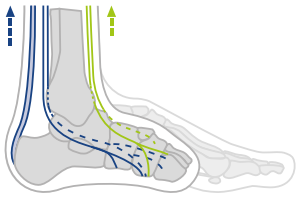
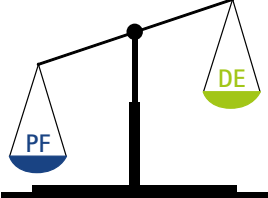
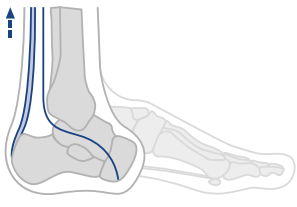
Der Vorfußhebel kann wie in der klassischen Orthopädietechnik über eine gelenklose mechanische Verbindung zum Vorfußhebel aktiviert werden (1). Um jedoch die Beweglichkeit des oberen Sprunggelenks zu fördern und zu erhalten, erfolgt die Aktivierung vorzugsweise über ein mechanisches Gelenk (2) mit einem statischen (2a) oder besser noch einem dynamischen Dorsalanschlag (2b).



- nicht empfohlen
- eingeschränkt empfohlen
- empfehlenswert (State of Art)

Um die prothetische Versorgung optimal auf den Patienten abzustimmen, muss der individuelle Zustand von Muskulatur und Fußknochen berücksichtigt werden. Zur Strukturierung und Systematisierung von prothetischen Versorgungsmöglichkeiten werden die verschiedenen Amputationstypen zugeordnet, bei denen die Erfordernisse an eine prothetische Versorgung gleich sind.

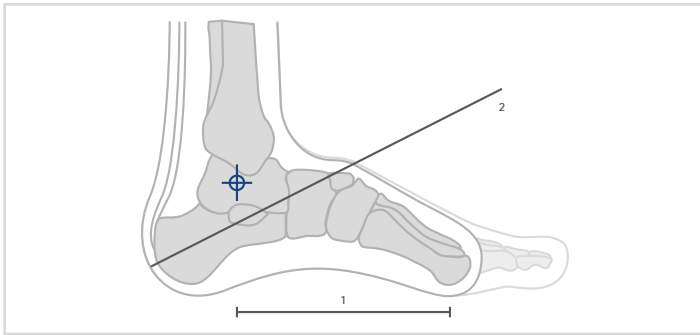
Bei der Klassifizierung werden die Länge des Vorfußhebels, das muskuläre Gleichgewicht zwischen Plantarflexoren (PF) und Dorsalextensoren (DE) sowie die Kraftentfaltung der DE berücksichtigt.
Beispiel: Bei Typ 1 sind die Ansätze der kurzen und langen Zehenflexoren und -extensoren nicht mehr vorhanden, weshalb trotz des muskulären Gleichgewichts die Kraftentfaltung der DE eingeschränkt ist.

Typ	Amputation	Vorfußhebel	Muskuläres Gleichgewicht	Kraftentfaltung
	nicht amputiert			
		lang	ausgeglichen	volle Kraftentfaltung
1	metatarsophalangeal transmetatarsal (Sharp)			
		lang	ausgeglichen	eingeschränkte Kraftentfaltung
2	transmetatarsal (Sharp-Jäger) tarsometatarsal (Lisfranc)			
		mittel	Plantarflexoren (PF) überwiegen	geringe Kraftentfaltung
3	transtarsal (Bona-Jäger) transtarsal (Chopart)			
		kurz	Plantarflexoren (PF) überwiegen stark	keine Kraftentfaltung

Biomechanische Veränderungen

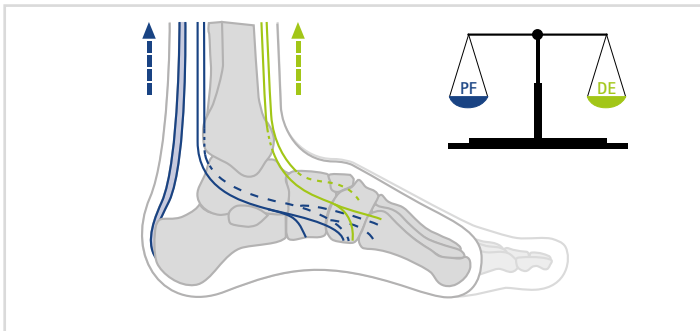
Unter Typ 1 werden Stümpfe nach Zehenexartikulation, Strahlenresektion oder Amputation im Bereich der Metaphysen an den Mittelfußköpfchen (Sharp) zusammengefasst.

Der Vorfußhebel bleibt relativ lang (1). Die Unterstützungsfläche ist beim Stehen sowie in der Standphase beim Gehen kaum verringert. Der Fersenbeinwinkel ist minimal abgeflacht, weshalb der Stumpf nur in eine sehr geringe Spitzfußstellung (2) und Beinlängendifferenz abweicht.



Die Ansätze der kurzen und langen Zehenflexoren sind nicht mehr vorhanden. Die Deaktivierung dieser Muskelgruppen führt zu einem Verlust der passiven Vorspannung in *pre swing*, wodurch die Unterstützung des *push off* zur Einleitung der Schwungphase entfällt [For, S. 42f].

Das muskuläre Gleichgewicht zwischen Dorsalextensoren und Plantarflexoren ist ausgeglichen. Die Kraftentfaltung beider Muskelgruppen ist weitestgehend normal [Dil2, S. 1328].



NEURO SWING Teilfußprothese

Bestehend aus:

- hoher vorderer Unterschenkelschale,
- Fußteil mit Stumpfbettung,
- NEURO SWING Systemknöchelgelenk.

Hohe vordere Unterschenkelschale

Die hohe vordere Unterschenkelschale liegt an der Tibia an. Dadurch kann der Patient sein Körpergewicht, ähnlich wie in einem Skistiefel beim Abfahrtski, direkt in die NEURO SWING Teilfußprothese einbringen. Dieses Merkmal ermöglicht die unmittelbare Aktivierung des Vorfußhebels über den dynamischen Dorsalanschlag.

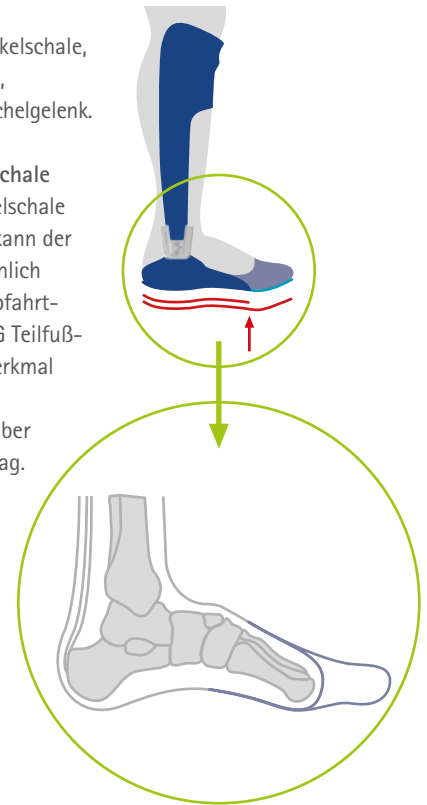
Fußteil mit Stumpfbettung

Damit der Patient die Abrollbewegung möglichst physiologisch ausführen kann, wird ein langes teilflexibles Fußteil (rigide Sohle mit flexiblem Zehenbereich) empfohlen.

ACHTUNG: Bei der Versorgung von Pati-

enten mit dem diabetischen Fußsyndrom muss anstelle des langen teilflexiblen Fußteils ein langes rigides Fußteil gebaut werden.

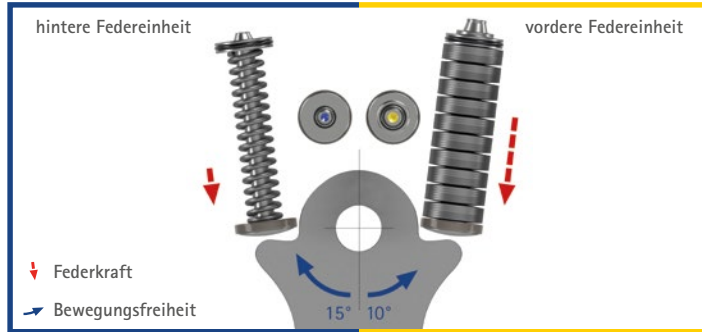
Die Stumpfbettung ist ein integraler Bestandteil der NEURO SWING Teilfußprothese und kann entweder als Zehenprothese gefertigt oder fest mit dem Fußteil verbunden werden. Um die Haut und das Weichteilgewebe am Fußstumpf optimal zu betten, muss der Stumpf vor Druck und Scherkräften geschützt sein. Neben der Polsterung des Stumpfes dient die Bettung auch als Zehenersatz.



NEURO SWING Systemknöchelgelenk

Zu verwendende Federeinheiten

- hinten: blaue Markierung (normale Federkraft, max. 15° Bewegungsfreiheit)
- vorne: gelbe Markierung (sehr starke Federkraft, max. 10° Bewegungsfreiheit)



Individuelle Anpassung an die Teilfußprothese durch:

- austauschbare, vorkomprimierte Federeinheiten,
- einstellbaren Aufbau,
- einstellbare Bewegungsfreiheit.

Alle drei Einstellungen sind unabhängig voneinander veränderbar und beeinflussen sich nicht gegenseitig.

Wirkungsweise der NEURO SWING Teilfußprothese

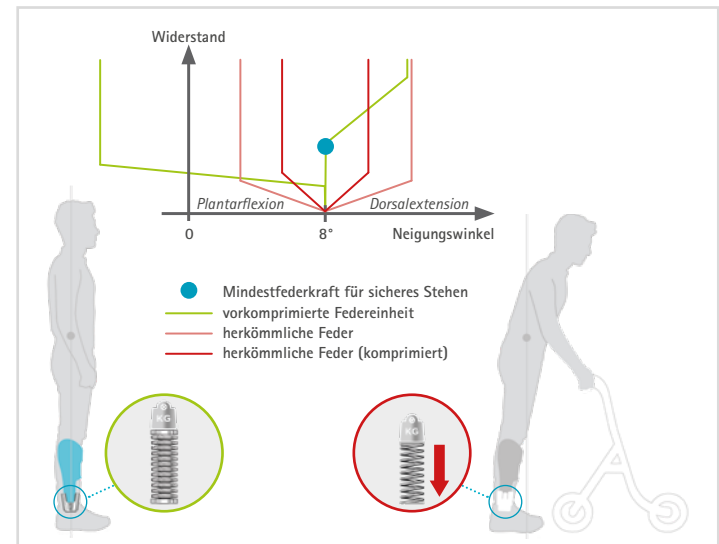
Stehen

Der dynamische Dorsalanschlag aktiviert den mechanischen Vorfußhebel und stellt so die physiologische Unterstützungsfläche und ein stabiles Gleichgewicht her. Die gelbe Federeinheit vom NEURO SWING Systemknöchelgelenk ist vorkomprimiert und erzeugt dadurch bereits beim Stehen das Drehmoment für einen ausreichend hohen Grundwiderstand (siehe Infobox).

Gehen

Zwischen *mid stance* und *terminal stance* wird durch die Vorwärtsbewegung der Tibia Energie in die vordere gelbe Federeinheit geleitet. Der dynamische Dorsalanschlag ermöglicht das Ablösen der Ferse und somit eine physiologische Schrittlänge.

In *pre swing* wird diese Energie freigesetzt und unterstützt zusammen mit dem teilflexiblen Fußteil die Knieflexion in der Schwungphaseneinleitung. Die Bewegungsfreiheit der gelben Federeinheit von 10° in Dorsalextensionsrichtung fördert die Dehnung der langen Plantarflexoren.



Bisherige Versorgungsmöglichkeiten

Patienten dieses Typs wurden bisher häufig mit einem einfachen Volumenausgleich für den Schuh versorgt. Dabei wird der Zehenersatz lose in den Schuh gelegt oder auf einer Einlage befestigt. Ein funktioneller Ausgleich findet nicht statt.

Eine solche Versorgung hat den Nachteil, dass ein Volumenausgleich ohne die notwendige Bettung beim Gehen einen hohen Druck auf das Stumpfende im Schuh ausübt. Dieser Druck entsteht dadurch, dass sich das Stumpfende gegen den Volumenausgleich bewegt. Außerdem wird kein ausreichender funktioneller Ausgleich für die fehlende Knieflexion in der Schwungphasen-einleitung geschaffen.

Hinweis zur Versorgung von Diabetikern

Besonders bei Patienten mit Amputationen aufgrund des diabetischen Fußsyndroms muss verstärkt darauf geachtet werden, Druckspitzen am Stumpf zu vermeiden. Die Ruhigstellung des Stumpfs erfolgt über eine rigide Sohle, die entweder in den Schuh oder wie beschrieben direkt in die NEURO SWING Teilfußprothese integriert werden kann.

Schuh

Die folgenden Anforderungen muss ein Schuh für eine NEURO SWING Teilfußprothese u. a. erfüllen:

- Innenvolumen mit ausreichend Platz für das NEURO SWING Systemknöchelgelenk
- feste Fersenkappe für einen sicheren Halt der NEURO SWING Teilfußprothese im Schuh
- rutschfeste Laufsohle

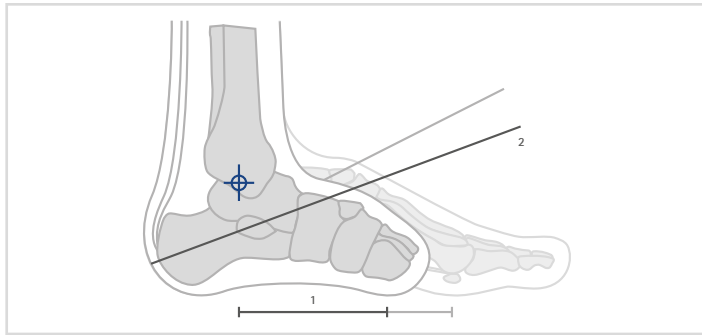
Die Orthesenschuhe URBANSTREET, PARKSTREET, CITYDRIVE und CROSSROADS von FIOR & GENTZ erfüllen diese Anforderungen (auf dem Bild unten der CROSSROADS Orthesenschuh in Schwarz).



Biomechanische Veränderungen

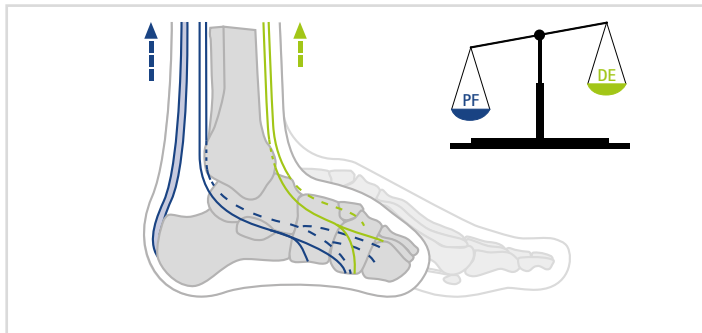
Unter Typ 2 werden Stümpfe nach Amputation im Bereich der Metaphysen an den Basen der Mittelfußknochen (Sharp-Jäger) und Stümpfe nach tarsometatarsaler Amputation (Lisfranc) zusammengefasst.

Der Vorfußhebel ist mittellang (1) und die Unterstützungsfläche verringert, was Einschränkungen beim Stehen und Gehen verursacht. Durch die Abflachung des Fersenbeinwinkels (2) bilden sich eine Spitzfußstellung und eine geringe Beinlängendifferenz aus.



Bei kompletter Entfernung der Mittelfußknochen (Lisfranc) wird der an der oberen Basis des ersten Mittelfußknochens ansetzende Ast des M. tibialis anterior entfernt. Zusätzlich zu den bei Typ 1 beschriebenen Einschränkungen nimmt so die Kontrolle der vom M. triceps surae bewirkten Plantarflexion und Supination ab.

Es liegt ein muskuläres Ungleichgewicht zwischen Dorsalextensoren und Plantarflexoren zugunsten der Plantarflexoren vor. Die Kraftentfaltung insbesondere der Dorsalextensoren ist stark herabgesetzt [Dil2, S. 1328].



NEURO SWING Teilfußprothese

Bestehend aus:

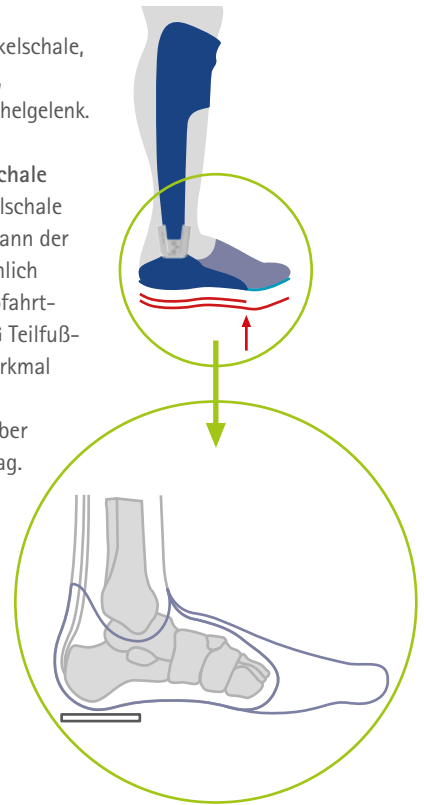
- hoher vorderer Unterschenkelschale,
- Fußteil mit Stumpfbettung,
- NEURO SWING Systemknöchelgelenk.

Hohe vordere Unterschenkelschale

Die hohe vordere Unterschenkelschale liegt an der Tibia an. Dadurch kann der Patient sein Körpergewicht, ähnlich wie in einem Skistiefel beim Abfahrtski, direkt in die NEURO SWING Teilfußprothese einbringen. Dieses Merkmal ermöglicht die unmittelbare Aktivierung des Vorfußhebels über den dynamischen Dorsalanschlag.

Fußteil mit Stumpfbettung

Damit der Patient die Abrollbewegung möglichst physiologisch ausführen kann, wird ein langes teilflexibles Fußteil (rigide Sohle mit flexiblem Zehenbereich) empfohlen.



ACHTUNG: Bei der Versorgung von Pati-

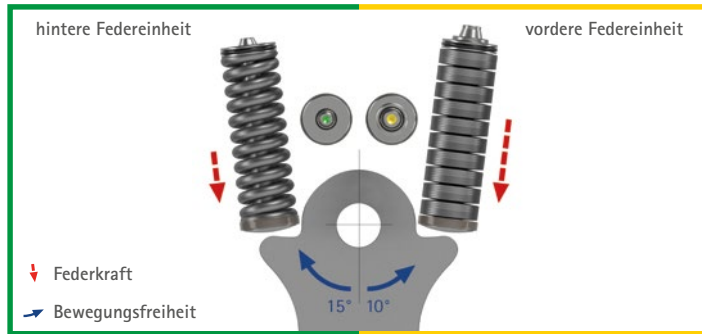
enten mit dem diabetischen Fußsyndrom muss anstelle des langen teilflexiblen Fußteils ein langes rigides Fußteil gebaut werden.

Die Stumpfbettung ist ein integraler Bestandteil der NEURO SWING Teilfußprothese und kann entweder als knöchelfreie Fußprothese gefertigt oder fest mit dem Fußteil verbunden werden. Um die Haut und das Weichteilgewebe am Fußstumpf optimal zu betten, muss der Stumpf vor Druck und Scherkräften geschützt sein. Neben der Polsterung des Stumpfendes dient die Bettung auch als Vorfußersatz. Die geringe Beinlängendifferenz wird in der Stumpfbettung ausgeglichen.

NEURO SWING Systemknöchelgelenk

Zu verwendende Federeinheiten

- hinten: grüne Markierung (mittlere Federkraft, max. 15° Bewegungsfreiheit)
- vorne: gelbe Markierung (sehr starke Federkraft, max. 10° Bewegungsfreiheit)



Individuelle Anpassung an die Teilfußprothese durch:

- austauschbare, vorkomprimierte Federeinheiten,
- einstellbaren Aufbau,
- einstellbare Bewegungsfreiheit.

Alle drei Einstellungen sind unabhängig voneinander veränderbar und beeinflussen sich nicht gegenseitig.

Wirkungsweise der NEURO SWING Teilfußprothese

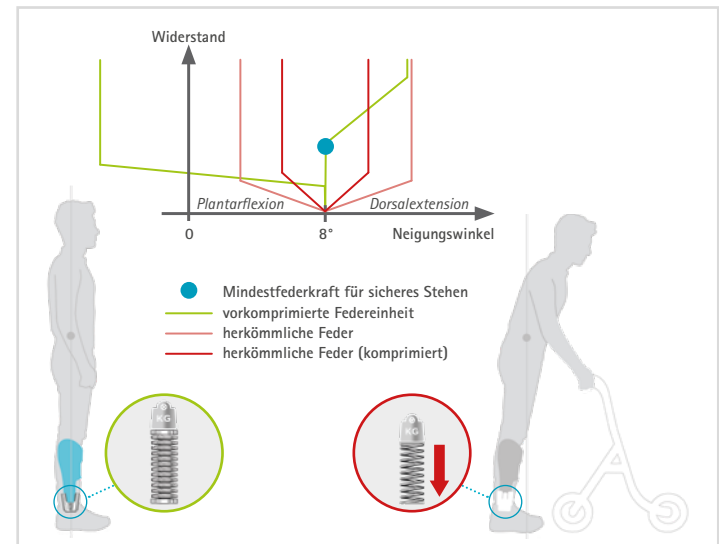
Stehen

Der dynamische Dorsalanschlag aktiviert den mechanischen Vorfußhebel und stellt so die physiologische Unterstützungsfläche und ein stabiles Gleichgewicht her. Die gelbe Federeinheit vom NEURO SWING Systemknöchelgelenk ist vorkomprimiert und erzeugt dadurch bereits beim Stehen das Drehmoment für einen ausreichend hohen Grundwiderstand (siehe Infobox).

Gehen

In *mid stance* stellt das lange teilflexible Fußteil den Vorfußhebel wieder her, welcher durch die sehr starke gelbe Federeinheit des NEURO SWING Systemknöchelgelenks aktiviert wird. Der dynamische Dorsalanschlag ermöglicht in *late mid stance* ein stabiles Gleichgewicht sowie die kontrollierte Vorwärtsbewegung der Tibia und trägt so zu einer optimalen Kniestabilität bei.

In *terminal stance* bietet der dynamische Dorsalanschlag Beweglichkeit über den definierten mechanischen Gelenkdrehpunkt in Dorsalextensionsrichtung, wodurch die Plantarflexoren gedehnt werden. Der durch die vorkomprimierten Federeinheiten erzeugte Grundwiderstand ermöglicht das Ablösen der Ferse und somit eine physiologische Schrittlänge. Durch die Dehnung der Plantarflexoren wird in *pre swing* die Schwungphaseneinleitung unterstützt.



Bisherige Versorgungsmöglichkeiten

Patienten dieses Typs wurden bisher häufig mit knöchelfreien Fußprothesen (Vorfußprothese nach Bellmann oder Silikonvorfußprothese) oder Stumpfbettungen mit Vorfußersatz und Unterschenkelorthesen versorgt.

Bei knöchelfreien Fußprothesen ist trotz guter Haftung am Fuß (Fersenfassung bei Bellmann; Haftreibung bei Silikon) die Aktivierung des Vorfußhebels nur eingeschränkt möglich. So kann es bei hohen oder langanhaltenden Belastungen zum Verrutschen der Prothese kommen, wenn in *terminal swing* und *pre swing* der Vorfuß belastet wird.

Der ungenügende funktionelle Ausgleich einer einfachen Stumpfbettung soll durch Stabilisierung mit einer Rahmenorthese oder einer konfektionierten Unterschenkelorthese kompensiert werden. Die meisten Rahmenorthesen lassen allerdings keine Bewegung im anatomischen Knöchelgelenk zu und verhelfen somit nicht zu einem physiologischen Gehen. Viele konfektionierte Unterschenkelorthesen sind dagegen nicht stabil genug, um den Vorfußhebel wiederherzustellen [Kai, S. 6]. Zusätzlich verursachen sie durch das Fehlen eines definierten Drehpunkts ein Verschieben der Orthesenschalen am Bein. Die dabei im Fußteil entstehenden Scherkräfte üben großen Druck auf das empfindliche Stumpfende aus.

Hinweis zur Versorgung von Diabetikern

Besonders bei Patienten mit Amputationen aufgrund des diabetischen Fußsyndroms muss verstärkt darauf geachtet werden, Druckspitzen am Stumpf zu vermeiden. Die Ruhigstellung des Stumpfs erfolgt über eine rigide Sohle, die entweder in den Schuh oder wie beschrieben direkt in die NEURO SWING Teilfußprothese integriert werden kann.

Schuh

Die folgenden Anforderungen muss ein Schuh für eine NEURO SWING Teilfußprothese u. a. erfüllen:

- Innenvolumen mit ausreichend Platz für das NEURO SWING Systemknöchelgelenk
- feste Fersenkappe für einen sicheren Halt der NEURO SWING Teilfußprothese im Schuh
- rutschfeste Laufsohle, die zum Ausgleich des Höhenunterschieds durch die Spitzfußstellung bearbeitet werden kann

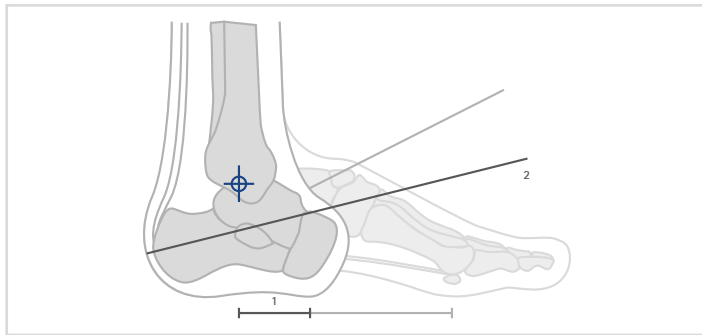
Die Orthesenschuhe URBANSTREET, PARKSTREET, CITYDRIVE und CROSSROADS von FIOR & GENTZ erfüllen diese Anforderungen (auf dem Bild unten der CROSSROADS Orthesenschuh in Schwarz).



Biomechanische Veränderungen

Unter Typ 3 werden Stümpfe nach transtarsaler Amputation (Bona-Jäger oder Chopart) zusammengefasst.

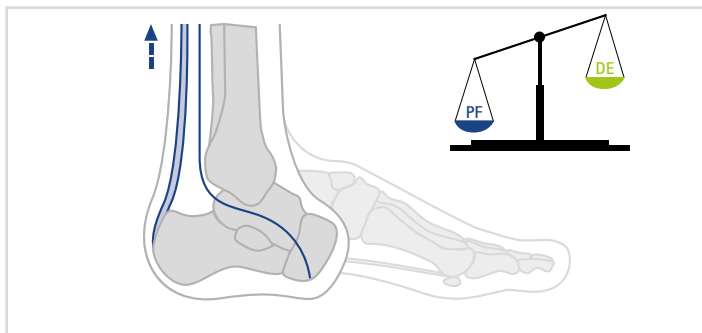
Der Vorfußhebel ist kurz (1) und die Unterstützungsfläche stark verringert, was erhebliche Einschränkungen beim Stehen und Gehen bedeutet. Durch die Abflachung des Fersenbeinwinkels (2) bilden sich eine deutliche Spitzfußstellung und eine Beinlängendifferenz aus.



Bei diesem Typ sind mit dem letzten Ast des M. tibialis anterior und des M. peroneus tertius alle Ansätze von Muskeln entfernt, die die Plantarflexion und Supination des M. triceps surae kontrollieren. Aufgrund der starken Plantarflexionsstellung des Stumpfs und der fehlenden Bewegungsfreiheit im oberen Sprunggelenk besteht die Gefahr der Ausbildung schmerzhafter Kontrakturen.

Es liegt ein muskuläres Ungleichgewicht zwischen Dorsalextensoren und Plantarflexoren vor, bei dem die Plantarflexoren stark überwiegen.

Die Dorsalextensoren können keine bewegungsrelevante Kraft entfalten [Dil2, S. 1328].



NEURO SWING Teilfußprothese

Bestehend aus:

- hoher vorderer Unterschenkelschale,
- Fußteil mit Stumpfbettung,
- NEURO SWING Systemknöchelgelenk.

Hohe vordere Unterschenkelschale

Die hohe vordere Unterschenkelschale liegt an der Tibia an. Dadurch kann der Patient sein Körpergewicht, ähnlich wie in einem Skistiefel beim Abfahrtski, direkt in die NEURO SWING Teilfußprothese einbringen. Dieses Merkmal ermöglicht die unmittelbare Aktivierung des Vorfußhebels über den dynamischen Dorsalanschlag.

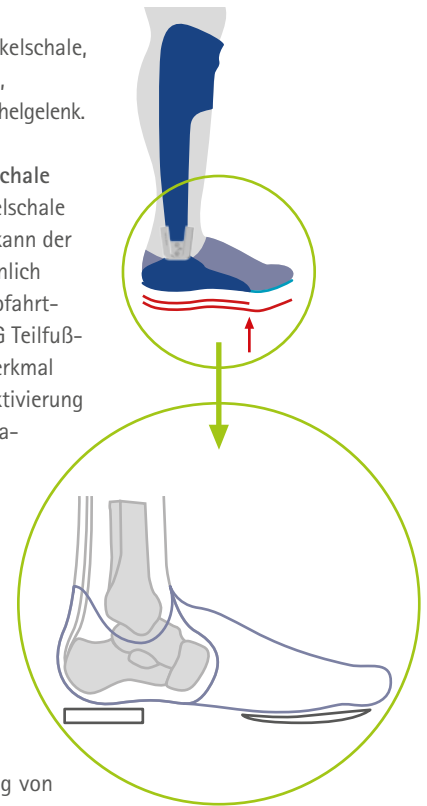
Fußteil mit Stumpfbettung

Damit der Patient die Abrollbewegung möglichst physiologisch ausführen kann, wird ein langes teilflexibles Fußteil (rigide Sohle mit flexiblem Zehenbereich) empfohlen.

ACHTUNG: Bei der Versorgung von

Patienten mit dem diabetischen Fußsyndrom muss anstelle des langen teilflexiblen Fußteils ein langes rigides Fußteil gebaut werden.

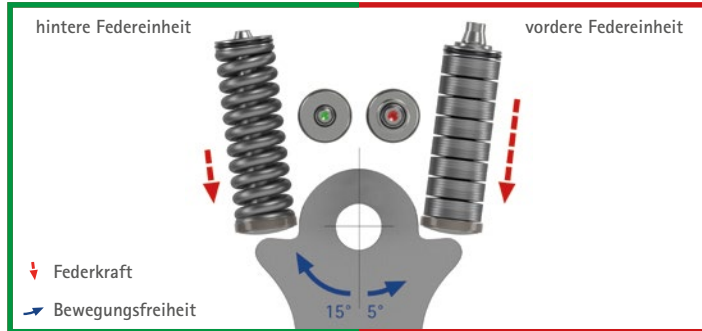
Die Stumpfbettung ist ein integraler Bestandteil der NEURO SWING Teilfußprothese und kann entweder als knöchelfreie Fußprothese gefertigt oder fest mit dem Fußteil verbunden werden. Um die Haut und das Weichteilgewebe am Fußstumpf optimal zu betten, muss der Stumpf vor Druck und Scherkräften geschützt sein. Neben der Polsterung des Stumpfendes dient die Bettung auch als Mittel- und Vorfußersatz. Die Beinlängendifferenz wird in der Stumpfbettung und/oder im Schuh ausgeglichen.



NEURO SWING Systemknöchelgelenk

Zu verwendende Federeinheiten

- hinten: grüne Markierung (mittlere Federkraft, max. 15° Bewegungsfreiheit)
- vorne: rote Markierung (extra starke Federkraft, max. 5° Bewegungsfreiheit)



Individuelle Anpassung an die Teilfußprothese durch:

- austauschbare, vorkomprimierte Federeinheiten,
- einstellbaren Aufbau,
- einstellbare Bewegungsfreiheit.

Alle drei Einstellungen sind unabhängig voneinander veränderbar und beeinflussen sich nicht gegenseitig.

Wirkungsweise der NEURO SWING Teilfußprothese

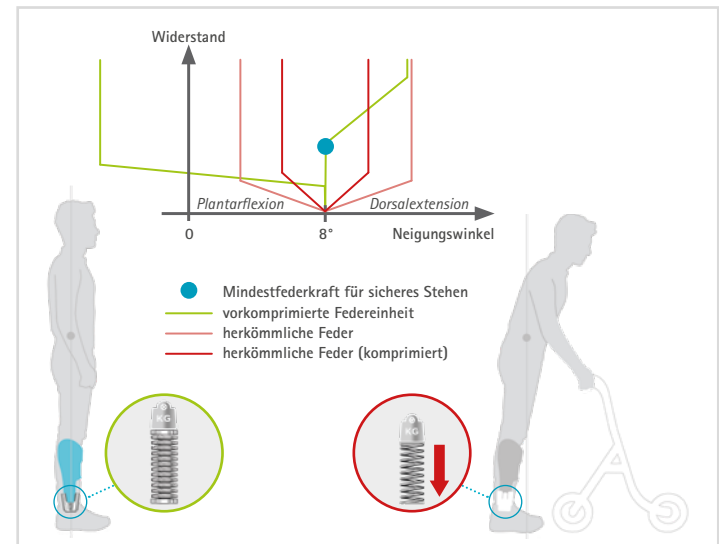
Stehen

Der dynamische Dorsalanschlag aktiviert den mechanischen Vorfußhebel und stellt so die physiologische Unterstützungsfläche und ein stabiles Gleichgewicht her. Die rote Federeinheit vom NEURO SWING Systemknöchelgelenk ist vorkomprimiert und erzeugt dadurch bereits beim Stehen das Drehmoment für einen ausreichend hohen Grundwiderstand (siehe Infobox).

Gehen

In *mid stance* stellt das lange teilflexible Fußteil den Vorfußhebel her, welcher durch die extra starke rote Federeinheit des NEURO SWING Systemknöchelgelenks aktiviert wird. Der dynamische Dorsalanschlag ermöglicht in *late mid stance* ein stabiles Gleichgewicht sowie die kontrollierte Vorwärtsbewegung der Tibia und trägt so zu einer optimalen Kniestabilität bei.

In *terminal stance* bietet der dynamische Dorsalanschlag Beweglichkeit über den definierten mechanischen Gelenkdrehpunkt in Dorsalextensionsrichtung, wodurch die Plantarflexoren gedehnt werden. Der durch die vorkomprimierten Federeinheiten erzeugte Grundwiderstand ermöglicht das Ablösen der Ferse und somit eine physiologische Schrittlänge. Durch die Dehnung der Plantarflexoren wird in *pre swing* die Schwungphaseneinleitung unterstützt.



Bisherige Versorgungsmöglichkeiten

Patienten dieses Typs wurden bisher häufig mit knöchelübergreifenden Rahmenprothesen oder knöchelfreien Fußprothesen (Vorfußprothese nach Bellmann oder Silikonvorfußprothese) versorgt.

Knöchelfreie Fußprothesen bieten den Patienten jedoch keine ausreichende Stabilität und nur einen ungenügenden funktionellen Ausgleich. Daher werden diese Versorgungen durch Unterschenkelorthesen (Carbonrahmenorthesen oder konfektionierte Unterschenkelorthesen) ergänzt.

Genau wie knöchelübergreifende Rahmenprothesen lassen Carbonrahmenorthesen keine Bewegung im anatomischen Knöchelgelenk zu und verhelfen somit nicht zu einem physiologischen Gehen. Viele konfektionierte Unterschenkelorthesen sind dagegen nicht stabil genug, um den Vorfußhebel wiederherzustellen [Kai, S. 6]. Zusätzlich verursachen sie durch das Fehlen eines definierten Drehpunkts ein Verschieben der Orthesenschalen am Bein. Die dabei im Fußteil entstehenden Scherkräfte üben großen Druck auf das empfindliche Stumpfende aus.

Hinweis zur Versorgung von Diabetikern

Besonders bei Patienten mit Amputationen aufgrund des diabetischen Fußsyndroms muss verstärkt darauf geachtet werden, Druckspitzen am Stumpf zu vermeiden. Die Ruhigstellung des Stumpfs erfolgt über eine rigide Sohle, die entweder in den Schuh oder wie beschrieben direkt in die NEURO SWING Teilfußprothese integriert werden kann.

Schuh

Die folgenden Anforderungen muss ein Schuh für eine NEURO SWING Teilfußprothese u. a. erfüllen:

- Innenvolumen mit ausreichend Platz für das NEURO SWING Systemknöchelgelenk
- feste Fersenkappe für einen sicheren Halt der NEURO SWING Teilfußprothese im Schuh
- rutschfeste Laufsohle, die zum Ausgleich des Höhenunterschieds durch die Spitzfußstellung bearbeitet werden kann

Die Orthesenschuhe URBANSTREET, PARKSTREET, CITYDRIVE und CROSSROADS von FIOR & GENTZ erfüllen diese Anforderungen (auf dem Bild unten der CROSSROADS Orthesenschuh in Schwarz).



Um die individuell bestmögliche biomechanische Situation herzustellen, muss eine Prothese optimal an das pathologische Gangbild angepasst werden. Beim NEURO SWING Systemknöchelgelenk wird dieses Ziel durch austauschbare Federeinheiten, einen einstellbaren Aufbau sowie die einstellbare Bewegungsfreiheit realisiert.

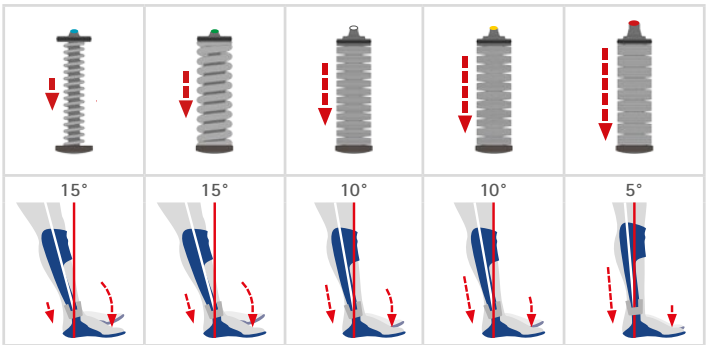
Auswirkungen auf das Gangbild in *initial contact* und *loading response*

Durch die austauschbaren Federeinheiten lässt sich die benötigte Federkraft beim NEURO SWING Systemknöchelgelenk optimal an das pathologische Gangbild anpassen. Das Finden der richtigen Federkraft ist ein Optimierungsprozess, bei dem die Funktionen sorgfältig gegeneinander abgewogen werden müssen. Allerdings ist die Möglichkeit der Einstellung ein großer Vorteil für die individuelle Anpassung der Prothese.

Das NEURO SWING Systemknöchelgelenk ermöglicht durch den definierten Drehpunkt und die einstellbare Bewegungsfreiheit eine passive Plantarflexion sowie eine physiologische Fersenkipphebelfunktion. Das Ausmaß der Plantarflexion ist von der gewählten Federeinheit abhängig. Das Absinken des Fußes wird durch die hintere Federeinheit kontrolliert. Eine normale Federkraft (blaue Federeinheit) ermöglicht in Kombination mit einer Bewegungsfreiheit von 15° die größte Fersenkipphebelfunktion.

Die passive Plantarflexion wird von der exzentrischen Arbeit des M. tibialis anterior kontrolliert.

Einstellung der Fersenkipphebelfunktion

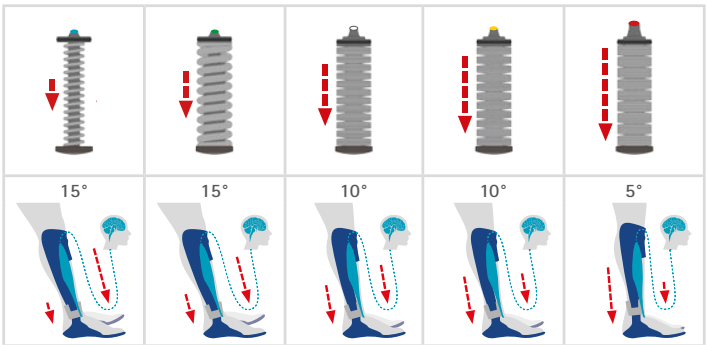


Je geringer die Federkraft, desto größer ist die Fersenkipphebelfunktion.

Das Ausmaß dieser exzentrischen Arbeit und demnach die Höhe der motorischen Impulse wird durch die Federkraft und die Bewegungsfreiheit beeinflusst.

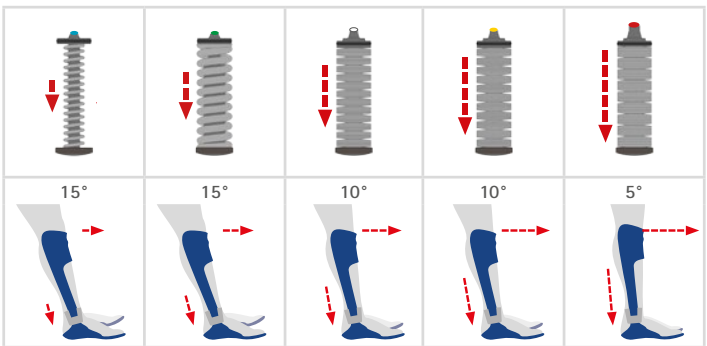
Da mit zunehmender Federkraft das Ausmaß der passiven Plantarflexion und der Fersenkipphebelfunktion abnimmt, wird ein entsprechend größer werdendes Flexionsmoment in das Knie eingeleitet. Dadurch kommt es zu einem schnelleren Vorschub des Unterschenkels sowie zu einer höheren Belastung des M. quadriceps. Ein größer werdender Widerstand gegen die Plantarflexion hat zudem eine zunehmende Knieflexion zwischen *loading response* und *early mid stance* sowie eine geringere maximale Plantarflexion zur Folge [Kob, S. 458].

Einstellung der exzentrischen Belastung des M. tibialis anterior



Je geringer die Federkraft, desto größer ist die exzentrische Belastung des M. tibialis anterior.

Einstellung des Unterschenkelvorschubs

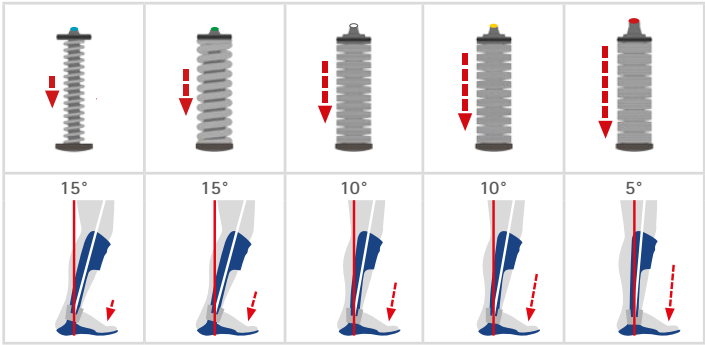


Je höher die Federkraft, desto größer ist der Unterschenkelvorschub.

Auswirkungen auf das Gangbild in *mid stance*

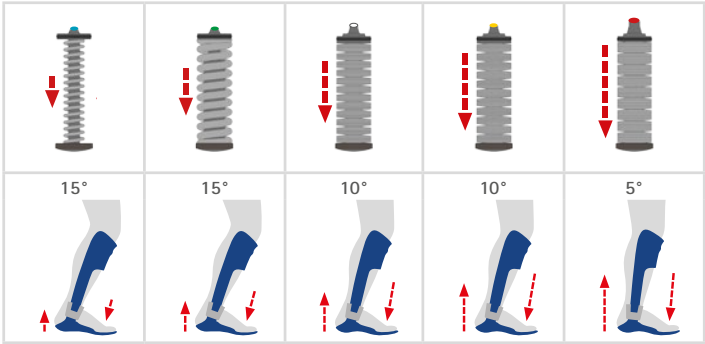
In *mid stance* findet die Vorwärtsbewegung des Unterschenkels gegen den Widerstand der vorderen Federeinheit statt. Dabei verursacht eine rote Federeinheit mit extra starker Federkraft den größten Widerstand. Die eingeleitete Energie wird in den Tellerfedern gespeichert. Das Ausmaß der Bewegung im Knöchelgelenk wird durch die Bewegungsfreiheit der gewählten Federeinheit begrenzt (5°–15°). Um in dieser Gangphase die Einstellbarkeit des Prothesenaufbaus voll auszunutzen, ist es empfehlenswert, eine Unterschenkelvorneigung von 10°–12° einzuplanen. Bei dieser Vorneigung liegen optimale Hebelverhältnisse vor [Owe, S. 257]. Diese Einstellung des Prothesenaufbaus lässt sich direkt am Gelenk vornehmen.

Einstellung des Widerstands gegen die Dorsalextension



Je höher die Federkraft, desto größer ist der Widerstand gegen die Dorsalextension.

Einstellung der Fersenablösung



Je höher die Federkraft, desto eher erfolgt die Fersenablösung.

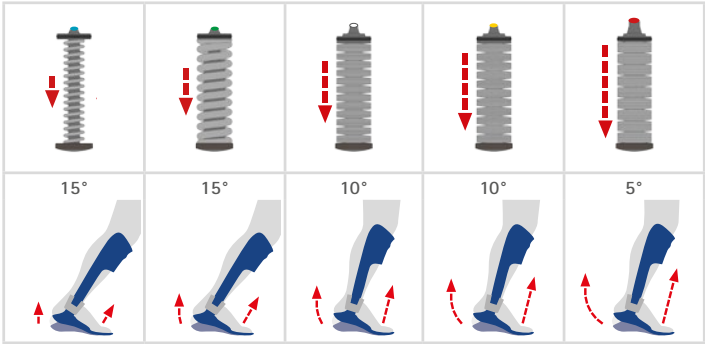
Auswirkungen auf das Gangbild in *terminal stance*

Zwischen *late mid stance* und *terminal stance* bewirkt die komprimierte vordere Federeinheit das Ablösen der Ferse vom Boden. Bei einer sehr hohen Federkraft und einer Bewegungsfreiheit von 5° findet die Fersenablösung früher statt als bei einer normalen Federkraft und einer Bewegungsfreiheit von 15°.

Auswirkungen auf das Gangbild in *pre swing*

In *pre swing* findet die Rückgabe der in die vordere Federeinheit eingeleiteten Energie statt. Da die extra starke Federeinheit die meiste Energie speichern kann, wird die Beschleunigung des Beins in die Vorwärtsbewegung (*push off*) am stärksten unterstützt. Der *push off* kann bei AFOs mit hohen Federkräften und definierter Bewegungsfreiheit zu einer Annäherung an das physiologische Gangbild in *pre swing* beitragen [Des, S. 150]. Die Federeinheiten mit der größten Bewegungsfreiheit bewirken auch, dass der Fuß den längsten Weg zurück in die Neutral-Null-Stellung nimmt.

Einstellung der Energierückgewinnung für den *push off*



Je höher die Federkraft, desto größer ist die Energierückgewinnung für den *push off*.

Auswirkungen auf das Gangbild in der Schwingphase

Beim NEURO SWING Systemknöchelgelenk ist jede der fünf Federeinheiten stark genug, um den Fuß in Neutral-Null-Stellung oder leichter Dorsalextension zu halten und dadurch beim *initial contact* den Boden mit der Ferse zu berühren. Diese Position ist die wichtigste Voraussetzung für eine Fersenkipphebelfunktion und eine physiologische *loading response* [Nol, S. 659].

Amputation

Operative oder traumatische Abtrennung eines Körperteils. Bei einer Majoramputation wird im Bereich des Unter- oder Oberschenkels amputiert. Das Sprunggelenk wird also entfernt. Bei einer Minoramputation bleibt das Sprunggelenk erhalten.

Arthrodesenstiefel

Ein Arthrodesenstiefel blockiert die Bewegung im Sprunggelenk komplett. Neben der stabilisierenden Kappe sind eine Stützlasche und eine Abrollsohle in den Stiefel eingearbeitet, weswegen ein Arthrodesenstiefel auch als Feststell-Abrollschuh bezeichnet wird.

Bellmann-Prothese

Von dem Schweizer Orthopädietechniker Dieter Bellmann entwickelte knöchelfreie Fußprothese. Sie wird handwerklich hergestellt und besteht aus einem flexiblen Schaft, einer Abrollkante aus Carbon und einem Vorfußersatz aus Schaumstoff. Der Halt am Fuß wird durch eine ↑Fersenfassung mit Bandagenngurt erzielt.

(Carbon-)Rahmenorthese/-prothese

Handwerklich aus Carbon gefertigtes knöchelübergreifendes Hilfsmittel. Das Fußteil ist auf der ↑medialen und ↑lateralen Seite mit der vorderen Unterschenkelshale verbunden. Der Patient steigt von ↑dorsal in die Orthese bzw. Prothese wie durch einen Rahmen.

Distal

(lat. *distare* = entfernt sein): vom Körpermittelpunkt entfernt liegend. Das Gegenteil von distal ist ↑proximal.

Dorsal

(lat. *dorsum* = Rückseite, Rücken): zum Rücken bzw. zur Rückseite gehörend, an der Rückseite gelegen. Lagebezeichnung am Fuß: auf der Seite des Fußrückens.

Dorsalanschlag

Konstruktives Element einer Orthese, welches den Grad der ↑Dorsalextension begrenzt. Mit einem Dorsalanschlag wird der ↑Vorfußhebel aktiviert, wodurch eine Standfläche geschaffen wird. Außerdem erzeugt ein Dorsalanschlag zusammen mit dem Fußteil einer Orthese ein kniestickeendes Moment und ab *terminal stance* das Ablösen der Ferse vom Boden.

Dorsalextension

Anheben des Fußes. Gegenbewegung zur ↑Plantarflexion. Im Englischen *dorsiflexion* genannt, da sich der Winkel zwischen Unterschenkel und Fuß verkleinert (Flexion). Funktionell liegt allerdings eine Streckbewegung im Sinne einer Extension vor. Muskeln, die diese Bewegung verursachen, werden Dorsalextensoren genannt.

Druckspitze

Beim Gehen wird Druck auf die Fußsohle ausgeübt. Die Höhe des Drucks ist abhängig von der Belastung. Bei einem knöchernen Vorsprung ist der Druck besonders hoch. Diesen hohen Wert bezeichnet man als Druckspitze.

Dynamisch

(griech. *dynamikos* = wirkend, stark): eine Bewegung aufweisend, durch Schwung und Energie gekennzeichnet

Endkontakt

vollflächiger Kontakt eines Stumpfs mit dem umschließenden Schaft

Exartikulation

Durch ein Gelenk verlaufende Amputation eines Gliedmaßes. Der ↑proximale Knochen bleibt dabei vollständig erhalten. Eine Zehenexartikulation bezeichnet die Amputation eines ↑Strahls, bei der das Zehengrundgelenk durchtrennt wird.

Fersenauftrittspunkt

Punkt, an dem beim *initial contact* die Ferse zuerst den Boden berührt

Fersenfassung

Fixierung der Ferse durch das konstruktive Element eines Prothesenschafts

Fersenkipphebel

ein Hebel, mit dem ↑Fersenauftrittspunkt als Drehpunkt und dem Abstand des Fersenauftrittspunkts zum anatomischen Knöchelgelenk als Hebelarm. Beim *initial contact* verursacht die vom Knöchel ↑dorsal verlaufende Bodenreaktionskraft eine Drehung um den Fersenauftrittspunkt herum.

Fersenkipphebelfunktion

(engl. *heel rocker*): umfasst die komplette Drehbewegung des Fußes um den ↑Fersenauftrittspunkt herum. Sie findet im anatomischen Knöchelgelenk zwischen *initial contact* und *loading response* statt: Von *terminal swing* bis *initial contact* „fällt“ das Schwungbein aus einer Höhe von ca. 1 cm auf den Boden. Die Bodenreaktionskraft beginnt am Fersenauftrittspunkt zu wirken. Ihr Kraftvektor (gestrichelte Linie) verläuft ↑dorsal vom Knöchel. Mit dem dabei entstehenden ↑Fersenkipphebel bildet sich ein plantarflektierendes Moment im Knöchel, das den Fuß absenkt. Der ↑M. tibialis anterior arbeitet exzentrisch gegen diese Bewegung an und lässt den Fuß gebremst absinken.

Formschluss

Im Maschinenbau bezeichnet dieser Begriff das lückenlose Ineinandergreifen von zwei Werkstücken, um eine Bewegung zu verhindern. In der Orthopädietechnik wird von Formschluss gesprochen, wenn der obere Rand eines Hilfsmittels (z. B. Prothesenschaft) lückenlos an die anatomische Struktur (z. B. Stumpf) anschließt.

Haftreibung

Die Bewegung zweier sich berührender Körper wird durch die haftende Eigenschaft deren Materialien verringert.

Interdisziplinär

(lat. *inter* = zwischen): die Zusammenarbeit zwischen mehreren Teilbereichen betreffend; fachübergreifend

Kontraindikation

(lat. *contra* = gegen, wider; lat. *indicare* = anzeigen): Umstand, der die Anwendung oder fortgesetzte Anwendung eines bestimmten Medikaments oder einer an sich zweckmäßigen therapeutischen Maßnahme verbietet

Kontraktur

(lat. *contrahere* = zusammenziehen): Dauerverkürzung bzw. -schrumpfung eines Gewebes z. B. bestimmter Muskeln oder Sehnen. Sie führt zu einer rückbildungs- oder nichtrückbildungsfähigen Bewegungseinschränkung bzw. Zwangsfehlstellung in anliegenden Gelenken. Es gibt elastische und rigide Kontrakturen.

Kosmetik

In der Prothetik versteht man unter Kosmetik die optisch an den Körper angeglichene Gestaltung einer Prothese oder eine Prothesenverkleidung.

Lateral

(lat. *latus* = Flanke, Seite): seitlich, von der Körpermitte abgewandt

Medial

(lat. *medius* = der Mittlere): mittlere(r), zur Körpermitte hin orientiert, zur Mitte hin gelegen

Metaphyse

(griech. *meta* = zwischen, inmitten; *physis* = Natur): Abschnitt der Röhrenknochen zwischen Knochenschaft (Diaphyse) und gelenkbildendem Ende (Epiphyse), der aus schwammartiger Knochensubstanz (↑Spongiosa) besteht

Metatarsophalangealgelenke

Zehengrundgelenke; Gelenke zwischen den Mittelfußknochen (Ossa metatarsalia) und den Zehengrundgliedern (phalanges proximales)

M. quadriceps

Musculus quadriceps femoris: vierköpfiger Schenkelstrecker. Größter Körpermuskel, der die Streckung des Unterschenkels im Kniegelenk bewirkt. Er besteht aus folgenden Untermuskeln: Musculus rectus femoris, Musculus vastus medialis, Musculus vastus lateralis und Musculus vastus intermedius.

M. tibialis anterior

Musculus tibialis anterior: vorderer Schienbeinmuskel. Vom Schienbein zur medialen Fußkante verlaufender Muskel, der die ↑Dorsalextension des Fußes bewirkt.

M. triceps surae

Musculus triceps surae: dreiköpfiger Wadenmuskel. Zusammenfassende Bezeichnung für den zweiköpfigen M. gastrocnemius und den M. soleus.

Muskelatrophie

(griech. *atrophia* = Auszehrung, Abmagerung): sichtbare Umfangsabnahme eines Skelettmuskels durch verminderte Beanspruchung

Neutral-Null-Stellung

Bezeichnet die Körperposition, die ein Mensch im normalen aufrechten, etwa hüftbreiten Stand einnimmt. Aus der Neutral-Null-Stellung heraus wird der Bewegungsumfang eines Gelenks ermittelt.

O. metatarsalia

Ossa metatarsalia: Mittelfußknochen. Diese fünf Röhrenknochen bilden den Mittelfuß und bestehen jeweils aus der proximalen Basis, dem Schaft und dem distalen Köpfchen. Die Basis bildet den Übergang zur Fußwurzel, das Köpfchen den Übergang zur Zehe.

O. naviculare

Os naviculare: Kahnbein. Knochen der Fußwurzel.

Oberes Sprunggelenk

(Abk. OSG, lat. *articulatio talocruralis*): Zusammen mit dem unteren Sprunggelenk gehört das OSG zu den zwei Gelenken zwischen Unterschenkel und Fußwurzel. Es setzt sich als reines Scharniergelenk aus Schienbein und Wadenbein am Unterschenkel und dem Sprungbein der Fußwurzel zusammen und wird durch eine Gelenkkapsel und mehrere Bänder stabilisiert. Das OSG ist hauptsächlich für die ↑Plantarflexion und die ↑Dorsalextension des Fußes verantwortlich.

Ödem

(griech. *oidema* = Schwellung): Wasseransammlung, Wassereinlagerung; Austritt von Flüssigkeit aus den Gefäßen, welche sich im Zellzwischenraum anlagert

Pathologisch

(griech. *pathos* = Schmerz; Krankheit): krankhaft (verändert)

Perforation

(lat. *perforare* = durchbohren): Durchstoßung oder Durchbohrung eines Gewebes, das eine Körperhöhle umgibt. Spitze Knochen können nach einer Amputation z. B. das deckende Gewebe durchstoßen, wenn sie nicht abgerundet werden.

Phantomschmerz

Phantomschmerzen werden nach einer Amputation in dem nicht mehr vorhandenen Körperteil empfunden. Der Patient kann sie außerhalb des Körpers meist sehr genau lokalisieren.

Physiologisch

(griech. *physis* = Natur; *logos* = Lehre): die natürlichen Lebensvorgänge betreffend

Plantar

(lat. *planta* = Fußsohle): die Fußsohle betreffend, sohlenwärts

Plantaraponeurose

Fußsohlensehnenplatte. Die Plantaraponeurose entspringt am Fersenbein (Os calcaneus) und verläuft v-förmig in die Gelenkkapseln der Zehengrundgelenke und die Endsehnen der Zehenbeuger am Zehengrundgelenk.

Plantarflexion

Absenken des Fußes. Gegenbewegung zur ↑Dorsalextension. Muskeln, die diese Bewegung verursachen, werden Plantarflexoren genannt.

Proximal

(lat. *proximus* = der Nächste): zum Körpermittelpunkt hin liegend. Das Gegenteil von proximal ist ↑distal.

Push off

Abstoßen der Zehen vom Boden in *pre swing*. Das Bein wird dadurch in eine Vorwärtsbewegung beschleunigt.

Sagittalebene

(lat. *sagitta* = Pfeil): Ebene, die den Körper von vorne nach hinten durchschneidet. Von vorne betrachtet erscheint die Sagittalebene als Linie.

Scherkräfte

Bei Scherkräften handelt es sich um mechanische Kräfte, bei denen Flächen in Relation zueinander verschoben werden.

Shifting

Bewegung der Prothese gegen die Stumpfkuppe beim Gehen

Spitzfuß

Fixierung des Fußes in ↑Plantarflexion, wodurch die Ferse angehoben wird. Da die Ferse beim Gehen nicht auf dem Boden aufsetzt, wird der Spitzfuß auch als Pferdefuß (*pes equinus*) bezeichnet.

Spongiosa

(lat. *spongia* = Schwamm): schwammartiger, aus feinen Knochenbälkchen (Trabekeln) aufgebauter Innenraum des Knochens. Die Spongiosa wird von einer kompakten Knochenschicht umhüllt.

Statisch

(griech. *statikos* = stellend, stehend machend): das Gleichgewicht der Kräfte, die Statik betreffend; im Gleichgewicht, in Ruhelage befindlich; stillstehend

Strahl

Ein Strahl besteht aus einem Mittelfußknochen und den dazugehörigen Zehengliedern.

Strahlresektion

Amputation eines kompletten Strahls an der Basis des Mittelfußknochens

Stumpfrevision

Durch Komplikationen am Stumpf verursachte, erneute Amputation. Eine Stumpfrevision resultiert also in einer Verkürzung des Stumpfs.

Supination

(lat. *supinare* = rückwärtsbewegen, zurücklehnen): Auswärtsdrehung des Fußes um seine Längsachse nach außen bzw. Anhebung des Fußinnenrands. Muskeln, die diese Bewegung verursachen, werden Supinatoren genannt.

Tarsometatarsalgelenk

(lat. *articulatio tarsometatarsalis*): Lisfranc-Gelenklinie; gelenkige Verbindungen zwischen den einzelnen Knochen der Fußwurzel und den Mittelfußknochen (Ossa metatarsalia I-V)

Tibia

(lat. *tibia* = „Schienbein“): der stärkere der beiden Unterschenkelknochen, der sowohl Teil des Knie- als auch des Sprunggelenks ist

Transmetatarsal

(lat. *trans* = jenseits, hinüber; *metatarsalia* = Mittelfußknochen): Bei einer transmetatarsalen Amputation verläuft die Amputationslinie durch alle fünf Mittelfußknochen.

Transtarsal

(lat. *trans* = jenseits, hinüber; *tarsus* = Fußwurzel): Bei einer transtarsalen Amputation verläuft die Amputationslinie durch Knochen der Fußwurzel.

Ulkus

(lat.) Geschwür

Vorfußhebel

anatomischer Hebelarm, der vom oberen Sprunggelenk bis zu den Zehengrundgelenken verläuft

Weichteildeckung

Abdeckung der bei einer Amputation durchtrennten Knochen mit Weichteilen wie Haut, Muskeln oder Unterhautfettgewebe. Bei Teilfußamputationen, die vom Fußrücken aus vorgenommen werden, können die belastbaren Weichteilstrukturen der Fußsohle zur Stumpfabdeckung verwendet werden.

Wundmanagement

Strukturierte, interdisziplinäre Versorgung von Wunden im klinischen Umfeld. Nach einer Amputation zielt ein gründliches Wundmanagement darauf ab, den Wundheilungsprozess zu verkürzen und die Wundheilungsrate zu erhöhen. So wird eine optimale Grundlage für die prothetische Versorgung geschaffen.

Abk.	Quelle	Seite
[Bau]	Baumgatner R, Stinus H (2001): <i>Die orthopädietechnische Versorgung des Fußes</i> . Stuttgart: Thieme. _____	5, 10, 15, 28
[Brü]	Brückner L (2009): Amputationen am Fußskelett und Hilfsmittelversorgung. <i>Trauma Berufskrankheit</i> 7 (Suppl. 1): 177–184. _____	7, 14
[Des]	Desloovere K, Molenaers G et al. (2006): How can push-off be preserved during use of ankle foot orthosis in children with hemiplegia – A prospective controlled study. <i>Gait & Posture</i> 24(2): 142–151. _____	55
[Dil]	Dillon MP, Fatone S et al. (2007): Biomechanics of Ambulation After Partial Foot Amputation: A Systematic Literature Review. <i>Proceedings</i> 8: 2–62 _____	9
[Dil2]	Dillon MP, Barker TM (2008): Comparison of gait of persons with partial foot amputation wearing prosthesis to matched control group: Observational study. <i>Journal of Rehabilitation Research & Development</i> 45(9): 1317–1334. _____	14, 3, 34, 40, 46
[For]	Forczek W, Ruchlewicz T et al. (2014): Kinematic gait analysis of a young man after amputation of the toes. <i>Biomedical Human Kinetics</i> 6: 40–46. _____	9, 34
[Gre]	Greitemann B. (2017): Technisch orthopädische Versorgung nach Amputationen am Fuß. <i>Trauma und Berufskrankheit</i> (Suppl. 2): 158–162. _____	8, 9
[Kai]	Kaib T, Block J et al. (2019): Prosthetic restoration of the forefoot lever after Chopart amputation and its consequences onto the limb during gait. <i>Gait & Posture</i> 73(1): 1–7. _____	16, 17, 44, 50
[Kai2]	Kaib T, Block J et al. (2018): Fallstudie zum Einfluss verschiedener Chopart-Prothesen auf das Gangbild des Anwenders. <i>Orthopädie Technik</i> 69(11): 18–22. _____	16, 17
[Krn]	Kern U, Busch V et al. (2009): Prävalenz und Risikofaktoren von Phantomschmerzen und Phantomwahrnehmungen in Deutschland. Eine bundesweite Befragung. <i>Schmerz</i> 23(5): 479–488. _____	7

Abk.	Quelle	Seite
[Kob]	Kobayashi T, Leung AKL et al. (2013): The effect of varying the plantar-flexion resistance of an ankle-foot orthosis on knee joint kinematics in patients with stroke. <i>Gait & Posture</i> 37(3): 457–459. _____	53
[Krö]	Kröger K, Berg C et al. (2017): Amputationen der unteren Extremität in Deutschland – Eine Analyse auf der Grundlage von Daten des Statistischen Bundesamtes im Zeitraum 2005 bis 2014. <i>Deutsches Ärzteblatt</i> 114(8): 130–136. _____	6
[Nol]	Nolan KJ, Yarossi M (2011): Preservation of the first rocker is related to increases in gait speed in individuals with hemiplegia and AFO. <i>Clinical Biomechanics</i> 26(6): 655–660. _____	55
[Owe]	Owen E (2010): The Importance of Being Earnest about Shank and Thigh Kinematics Especially When Using Ankle-Foot Orthoses. <i>Prosthetics and Orthotics International</i> 34(3): 254–269. _____	54
[Per]	Perry J, Burnfield JM (2010): <i>Gait Analysis – Normal and Pathological Function</i> , 2. Auflage. Thorofare: Slack. _____	8
[Schä]	Schäfer M, Baumeister T (2019): Prothetische Versorgung nach Amputation im Fuß. <i>Fuß & Sprunggelenk</i> 17: 155–170. _____	15, 16, 17
[Spo]	Spoden M (2019): Amputationen der unteren Extremität in Deutschland – Regionale Analyse mit Krankenhausabrechnungsdaten von 2011 bis 2015. Zentralinstitut für die kassenärztliche Versorgung in Deutschland. <i>Versorgungsatlas-Bericht</i> Nr. 19/03. Berlin. _____	2, 6

This image shows a single sheet of white paper with horizontal ruling lines. The lines are evenly spaced and run across the width of the page. There are no margins, text, or other markings on the paper.



Orthesen- Konfigurator

PR0268-DE-2025-02

FIOR & GENTZ

Dorette-von-Stern-Straße 5 ☎ +49 4131 24445-0 ✉ info@fior-gentz.de
21337 Lüneburg (Deutschland) 📠 +49 921 95659554 🌐 www.fior-gentz.de