

MS-Handbuch

Ein Leitfaden für die Befundung und orthetische Versorgung von Patienten mit Multipler Sklerose



Einleitung

Wir freuen uns, Ihnen nach intensiver Arbeit das **MS-Handbuch** präsentieren zu dürfen – unseren Leitfaden für die Befundung und orthetische Versorgung von Patienten mit Multipler Sklerose (MS).

MS wird auch als die Krankheit mit den 1000 Gesichtern bezeichnet, da sie bei jedem Patienten unterschiedlich in Erscheinung tritt. Dabei sind insbesondere die vielen Symptome, die mit dieser Krankheit einhergehen, sehr individuell. In späteren Phasen können diese Symptome die Lebensqualität der Patienten stark einschränken. Der Krankheitsverlauf ist daher zu Beginn nur schwer zu prognostizieren.

Insgesamt wird viel geforscht, um diese Krankheit zu verstehen sowie deren Therapie und Rehabilitation zu verbessern. Doch obwohl die Studienlage zur medikamentösen Versorgung von MS hervorragend ist, gibt es nur wenige wissenschaftliche Untersuchungen, die sich auf eine wirkungsvolle Hilfsmittelversorgung beziehen. Weiterhin sind Orthesen als Bestandteil der symptomatischen Rehabilitation von MS-Patienten noch nicht in die Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Neurologie (DGN) mit aufgenommen worden. Eine einheitliche Strategie in der MS-Rehabilitation ist daher noch nicht vorhanden. Zusätzlich macht das schubweise Auftreten, welches mit einer stetigen Verschlechterung der Symptome einhergeht, eine orthetische Versorgung nur schwer planbar.

Mit diesem MS-Handbuch möchten wir eine Patientenbefundung vorstellen, die die krankheitsspezifischen Veränderungen des Gangbildes mit einbezieht. Ein Schwerpunkt liegt dabei auf der Berücksichtigung der muskulären Ermüdung – auch Fatigue genannt – bei der Planung der Orthese.

Die enthaltenen physiotherapeutischen Übungen zeigen anschaulich, dass sich eine qualifizierte Physiotherapie und eine dynamische orthetische Versorgung optimal ergänzen. In diesem Zusammenhang möchten wir uns herzlich bei der MS-Patientin bedanken, die sich für die Fotoaufnahmen zur Verfügung gestellt und somit einen wertvollen Beitrag zu diesem MS-Handbuch geleistet hat.

Auch wenn eine erfolgreiche Versorgung von MS-Patienten nicht immer einfach ist – gemeinsam können wir es schaffen.

Ihr FIOR & GENTZ Team

Titelseite: Patientin (MS), versorgt mit einer KAFO (NEURO VARIO Systemknöchelgelenk und NEURO SWING Systemknöchelgelenk) und einer AFO (NEURO SWING Systemknöchelgelenk)

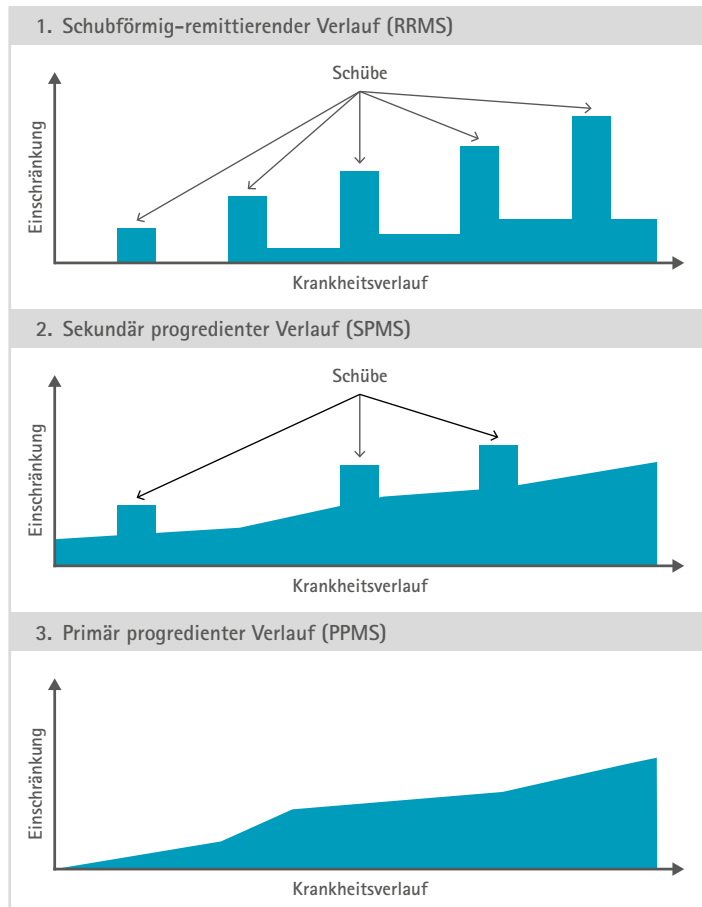
Gliederung

Multiple Sklerose	
Diagnose: Multiple Sklerose (MS)	4
MS-Therapie	6
Veränderung des Gangbildes durch MS	
Fatigue	8
Muskuläre Defizite	9
Kompensationsmechanismen	9
Therapieziel	10
Anforderungen an Orthesen	12
Patientenbefundung	
Berücksichtigung der Fatigue	15
Der 6-Minuten-Gehtest	15
Ermittlung des Muskelstatus	16
Planung einer Orthese	
Orthesentypen	18
Konfiguration einer Orthese	20
Der Orthesen-Konfigurator in 4 Schritten	21
Beeinflussung des Gangbildes durch Einstellung der Federkraft	22
Kompensationsmechanismen in der Schwungphase	26
Physiotherapeutische Übungen nach N.A.P.[®]	28
Glossar	
ab Seite	38
Literaturhinweise	
ab Seite	46

Diagnose: Multiple Sklerose (MS)

Bei der Multiplen Sklerose (MS) wird aufgrund einer Fehlfunktion des Immunsystems die Schutzschicht (Myelinschicht) der Nervenfortsätze angegriffen, wodurch ein einzelner Entzündungsherd oder mehrere (multiple) Entzündungsherde entstehen. Die betroffenen Nerven können entweder regenerieren oder vernarben (sklerosieren). Charakteristisch für MS ist der durch wiederkehrende Schübe gekennzeichnete, häufig progrediente Krankheitsverlauf (siehe Infobox).

Verlauf einer MS-Erkrankung



Wer ist betroffen?

Laut Deutscher Multiple Sklerose Gesellschaft sind weltweit 2,5 Millionen Menschen betroffen. In Deutschland leben derzeit 240.000 Menschen mit MS. Pro Jahr kommen ca. 2.500 neue MS-Diagnosen dazu. Dabei sind Frauen doppelt so häufig betroffen wie Männer. Zum Zeitpunkt der Erstdiagnose sind die Betroffenen meistens zwischen 20 und 40 Jahre alt. Eine geringe Anzahl an Diagnosen erfolgt bereits im Kindes- und Jugendalter oder nach dem 60. Lebensjahr. Die Steigerung der Erkrankungshäufigkeit mit zunehmender Entfernung vom Äquator wird mit den Unterschieden im Klima und in der Lebensführung (Ernährung, Stress usw.) in Zusammenhang gebracht.

Ursachen für MS

Was genau die Fehlfunktion des Immunsystems auslöst, ist trotz intensiver Forschung bis heute unklar. Es wird allerdings vermutet, dass eine Kombination verschiedener Faktoren ursächlich ist. Die Prädisposition, also die Neigung zur Entwicklung dieser Krankheit, ist außerdem vererbbar. Ebenfalls können Infektionen im Kindesalter, Vitamin D-Mangel und eine unausgewogene Ernährung die Ausbildung von MS begünstigen.

Symptome von MS

Bedingt durch die Schädigung der Nervenbahnen liegen neurologische Symptome vor. Der Beginn einer MS-Erkrankung ist meist durch motorische Einschränkungen, Seh- oder Sensibilitätsstörungen gekennzeichnet, welche sich im Krankheitsverlauf manifestieren. Im fortgeschrittenen Stadium wirken sich die Kraftminderung verschiedener Muskeln und spastische Paresen negativ auf die Gehfähigkeit aus. Zusätzlich können Artikulations- und Blasenfunktionsstörungen, kognitive Störungen sowie Depressionen die Lebensqualität stark einschränken.

Fatigue

Eine gesteigerte muskuläre und kognitive Ermüdbarkeit, die sogenannte Fatigue, ist für viele Patienten ein weiteres Symptom, welches ihren Alltag mit MS stark beeinflusst. Da die Gehfähigkeit stark von der muskulären Leistungsfähigkeit abhängt, kann die Fatigue zu einem limitierenden Faktor für viele Aktivitäten beim Patienten werden.

Multiple Sklerose (MS)

MS-Therapie

Auch wenn bei den ersten MS-typischen Symptomen der Hausarzt der erste Ansprechpartner ist, wird die zielgerichtete Therapie von einem Neurologen koordiniert. Bei der Therapie gibt es unterschiedliche Schwerpunkte, die je nach Schwere und Verlauf der Krankheit angewendet werden:

1. **Schubtherapie:** Es findet eine medikamentöse Behandlung zur Hemmung der akuten Entzündungsreaktion statt.
2. **Therapie der Progredienz:** Das Fortschreiten der Krankheit und deren Symptome sollen aufgehalten werden.
3. **Verlaufsmodifizierende Therapie:** Die schub- bzw. beschwerdefreie Zeit soll medikamentös verlängert werden.
4. **Symptomatische Therapie:** Die verschiedenen Krankheitsbilder werden durch Medikamente, Hilfsmittel, Physio-, Ergo- oder Psychotherapie kontrolliert.

Im Rahmen der symptomatischen Therapie wird eine Kombination aus Orthesenversorgung und Physiotherapie angewendet, um die Stabilität beim Stehen und Gehen zu verbessern und Kontrakturen zu vermeiden.



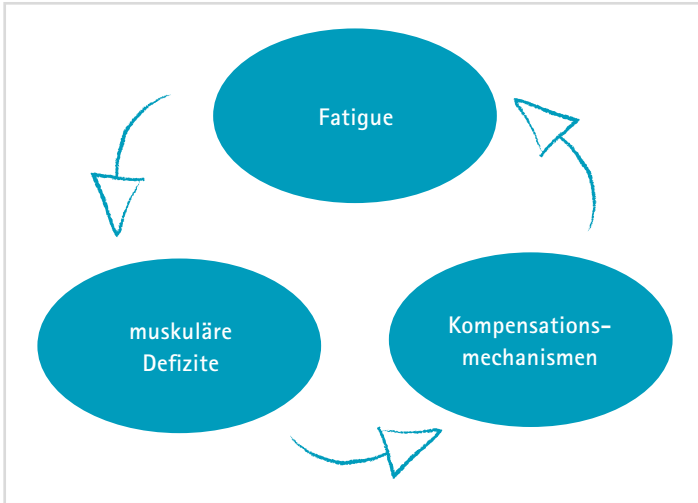
Deutsche Multiple Sklerose Gesellschaft (DMSG)

Die Deutsche Multiple Sklerose Gesellschaft vertritt deutschlandweit die Interessen von Patienten mit Multipler Sklerose sowie deren Angehörigen – auch gegenüber dem Gesetzgeber und den Behörden – durch professionelle Information, objektive Beratung und Hilfsangebote. Sie beteiligt sich darüber hinaus an der Initiierung und Förderung von Forschungsprojekten und der Ausbildung von Fachpersonal. Die DMSG ist Mitglied der MS International Federation (MSIF).

Quelle: www.dmsg.de



Wie sich das Gehen durch Multiple Sklerose verändert, ist bei jedem Patienten sehr individuell und abhängig vom Krankheitsverlauf. Ebenfalls kann es eine wichtige Rolle spielen, ob sich der Patient gerade in einer schubfreien Phase oder einem Schub befindet. Generell wird das Gangbild durch mehrere Komponenten verändert, die sich gegenseitig beeinflussen. Zu diesen Komponenten gehören die Fatigue, die muskulären Defizite und die Kompensationsmechanismen (siehe Schaubild). Die Ausprägung dieser Faktoren und damit auch ihre Auswirkung auf das Gehen ist je nach Patient unterschiedlich.



Fatigue

Unter Fatigue versteht man eine über das physiologische Maß hinausgehende, muskuläre und/oder kognitive Ermüdbarkeit. Die Ausprägung der Fatigue ist dabei sehr vom individuellen Krankheitsbild abhängig. Bei einigen MS-Patienten tritt eine gesteigerte Ermüdbarkeit kaum in Erscheinung, während sie bei anderen zu deutlichen Einschränkungen im Alltag führt. Auch wenn über Ursache und auslösende Faktoren nur wenig bekannt ist, liegen gesicherte Erkenntnisse darüber vor, dass eine Verschlechterung der Muskelfunktion durch anhaltende Belastungen (z. B. Gehen) hervorgerufen wird [Pha]. Außerdem wirkt sich eine Fatigue maßgeblich auf die zeitlichen und räumlichen Parameter beim Gehen aus [DeC]. So verringern sich beispielsweise Kadenz und Schrittgeschwindigkeit deutlich [Kal]. Zusätzlich zur Abnahme der Gehfähigkeit und der Zunahme von muskulären Defiziten steigt auch die Sturzgefahr [Cat].

Muskuläre Defizite

Die Zerstörung der Myelinschicht und der Verlust von Axonen durch MS verursacht eine unzureichende Aktivierung der von diesen Nerven angesteuerten Muskeln. Daraus resultieren unterschiedliche muskuläre Defizite, die sich in entsprechenden Bewegungseinschränkungen manifestieren. So kann beispielsweise die Kniestabilität in der Standphase durch eine Fehlfunktion der Plantarflexoren und der ischiocruralen Muskulatur herabgesetzt werden. In der Schwungphaseneinleitung verursacht eine zu geringe Aktivierung der Zehenflexoren eine unzureichende Knieflexion [Rol], wodurch – in Kombination mit einer gestörten Plantarflexion – Probleme beim *push off* entstehen [Kem]. In der Schwungphase liegt häufig ein muskuläres Ungleichgewicht zwischen Dorsalexensoren und Plantarflexoren vor. Eine unnatürlich hohe Aktivität der Plantarflexoren führt beispielsweise zu einer unzureichenden Dorsalexension zwischen *mid swing* und *initial contact*. Zusätzlich können spastische Paresen das Gehen beeinflussen. In Kombination mit den vom Körper ausgeführten Mechanismen zur Kompensation dieser muskulären Defizite ergibt sich so ein pathologisches Gangbild.

Kompensationsmechanismen

Bei Kompensationsmechanismen handelt es sich in der Regel um willkürliche Bewegungsmuster, mit denen der Patient versucht, ein muskuläres Defizit durch die verstärkte Aktivierung anderer Muskeln auszugleichen. Dieser Ausgleich betrifft hauptsächlich die Schwungphase. Hier muss zur Minimierung der Sturzgefahr ein ungehindertes Durchschwingen des Beines ermöglicht werden (siehe Kapitel *Kompensationsmechanismen in der Schwungphase*). In der Schwungphaseneinleitung kann ein gestörter *push off* ebenfalls Auslöser für charakteristische Kompensationsmechanismen sein. In der Standphase wird bei manchen Patienten eine übermäßige Aktivität der Plantarflexoren durch die erhöhte Steifigkeit des M. tibialis anterior kompensiert. All diese Kompensationsmechanismen sind Reaktionen des Körpers auf eine veränderte biomechanische Situation. Die Folge ist eine unphysiologische Belastung anatomischer Strukturen. Durch den erhöhten Energieverbrauch, den diese Bewegungsmuster verursachen, wird die Entstehung von Fatigue begünstigt.

Wie im Kapitel *Multiple Sklerose* beschrieben, kann das Gangbild auf unterschiedliche Art und Weise von der Krankheit beeinflusst werden. Entsprechend ist das Therapieziel individuell zu definieren. Es kann aus einer oder mehreren der folgenden Komponenten bestehen:

- Verbesserung der Stabilität beim Stehen,
- Verbesserung der Stabilität beim Gehen,
- Vorbeugung von Kontrakturen,
- Optimierung des Energiehaushaltes,
- Minimierung der Kompensationsmechanismen,
- Vermeidung von Stürzen,
- Verlängerung der maximalen Gehstrecke.

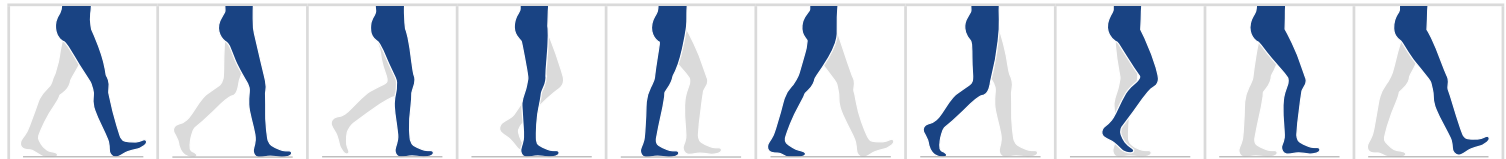
Die Steh- und Gehfähigkeit zu erhalten und dabei Kontrakturen zu vermeiden ist besonders im fortgeschrittenen Krankheitsverlauf und bei zunehmenden muskulären Defiziten von großer Bedeutung.

Dabei wird das Therapieziel mit einer Kombination aus Physiotherapie, orthetischer Versorgung und, wenn nötig, medikamentöser Versorgung in einem interdisziplinären Team erreicht.

Das übergeordnete Ziel der orthetischen Versorgung ist die Annäherung an ein physiologisches Stehen und Gehen. Am gebräuchlichsten für die Beschreibung des physiologischen Gangbildes ist die Einteilung in unterschiedliche Phasen nach Jacquelin Perry (siehe Tabelle unten). Grob unterteilt besteht ein Doppelschritt aus Standphase (*initial contact* bis *pre swing*) und Schwungphase (*initial swing* bis *terminal swing*) des Referenzbeines. Die einzelnen Phasen machen jeweils einen definierten prozentualen Anteil am Doppelschritt aus und sind durch einen bestimmten Winkelverlauf von Hüfte, Knie und Knöchel gekennzeichnet [Per]. Die englischen Bezeichnungen dieser Phasen und deren Abkürzungen sind mittlerweile internationaler Standard.

Einteilung des physiologischen Gangbildes 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	Belastungs-übernahme	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° Dorsalex.	8° Dorsalex.	10° Dorsalex.	15° Plantarflex.	5° Plantarflex.	Neutral–Null	Neutral–Null

Eine orthetische Versorgung soll den Patienten beim Stehen und Gehen unterstützen. Dadurch können pathologische Folgeerscheinungen, die aus vorliegenden muskulären Defiziten und Kompensationsmechanismen entstehen, verhindert oder verringert werden.

In der modernen Orthetik wird die von der Physiotherapie geforderte Erhaltung der Beweglichkeit durch eine Verbindung dynamischer, unterstützender und propriozeptiver Komponenten sichergestellt. So kann das vom interdisziplinären Team definierte Therapieziel erreicht werden, ohne dass die Beweglichkeit des Patienten eingeschränkt wird. Eine exakt auf die Bedürfnisse des Patienten abgestimmte sowie nach dessen individuellen Daten geplante und eingestellte Orthese ist für eine Annäherung an ein physiologisches Stehen und Gehen zwingend notwendig.

Entsprechend des pathologischen Gangbildes können Anforderungen an eine orthetische Versorgung definiert werden, aus denen sich konkrete mechanische Eigenschaften von Orthesen für MS-Patienten ableiten lassen:

1. Da es sich bei MS um eine Erkrankung handelt, die im Krankheitsverlauf häufig mit einer Verschlechterung der Symptome einhergeht, muss sich eine Orthese an die veränderten Erfordernisse anpassen lassen.
2. Die durch die Fatigue gesteigerte muskuläre Erschöpfbarkeit beim Gehen erfordert, dass eine Orthese am Ende der Standphase eine gute Energierückgewinnung gewährleistet. Eine aktive Einleitung der Schwungphase muss ermöglicht und energetisch aufwendige Kompensationsmechanismen verhindert werden.
3. Eine Orthese muss die Instabilität beim Stehen und Gehen ausgleichen, indem sie die Bewegungen von Knie und oberem Sprunggelenk dynamisch kontrolliert. Dabei darf die Bewegungsfreiheit nur minimal eingeschränkt werden.
4. Eine Orthese sollte spastische Paresen vermindern. Harte Anschläge von mechanischen Gelenken können diese begünstigen und sind dementsprechend zu vermeiden. Die Umfassung des Beines durch die Unterschenkelschale bzw. die Ober- und Unterschenkelschale einer nach Gipsabdruck gefertigten Orthese übt hingegen einen propriozeptiven Reiz auf den Patienten aus und kann bestehende spastische Paresen abmildern.

Aus den bereits beschriebenen Veränderungen des Gangbildes resultieren MS-spezifische Anforderungen an Orthesen (siehe Tabelle). Die abgeleiteten mechanischen Eigenschaften können unter Einsatz moderner Werkstoffe, Orthesengelenke und Arbeitstechniken erreicht werden. In Anbetracht der MS-spezifischen, individuellen Ausprägungen des pathologischen Gangbildes liegt der Fokus bei der orthetischen Versorgung von MS-Patienten auf einer ausführlichen Befundung. Somit sollten Orthesen immer unter Berücksichtigung des individuellen Muskelstatus und der Fatigue gebaut werden.

Anforderungen an eine Orthese	Mechanische Eigenschaften	Beispiele
Stand- und Gangsicherheit	<ul style="list-style-type: none"> • dynamischer Dorsalanschlag mit hoher Federkraft • vordere Unterschenkelschale • Fußteil • Standphasensicherung 	<ul style="list-style-type: none"> • Widerstand im mechanischen Knöchelgelenk • rigides oder teilflexibles Fußteil • automatisches Kniegelenk
Energierückgewinnung	<ul style="list-style-type: none"> • definierter Drehpunkt • hohe Federkraft • dynamischer Dorsalanschlag 	<ul style="list-style-type: none"> • Unterstützung von Fersenanhebung und <i>push off</i>
Bewegungsfreiheit der anatomischen Gelenke	<ul style="list-style-type: none"> • definierter Drehpunkt • passive Plantarflexion • Fersenkipphelffunktion • dynamischer Dorsalanschlag 	<ul style="list-style-type: none"> • exakte Platzierung des mechanischen Drehpunktes auf dem anatomischen Knöcheldrehpunkt
Anpassbarkeit	<ul style="list-style-type: none"> • veränderbare Federkraft • einstellbarer Aufbau • einstellbare Bewegungsfreiheit 	<ul style="list-style-type: none"> • einstellbares, dynamisches Knöchelgelenk
geringes Gewicht	<ul style="list-style-type: none"> • Verwendung leichter Materialien 	<ul style="list-style-type: none"> • Carbon, Kevlar
weiche Anschläge	<ul style="list-style-type: none"> • definierter Drehpunkt • hohe Federkraft 	<ul style="list-style-type: none"> • dynamischer Dorsal- und Plantaranschlag

Eine umfassende Patientenbefundung bildet die Basis für eine optimale orthetische Versorgung. Dabei werden alle Patientendaten erhoben, die für die Planung der zukünftigen Orthese relevant sind.*

Im Rahmen dieser Planung werden neben der zu erwartenden Belastung auch die benötigten Funktionen der Orthese bestimmt. Besonders bei Vorliegen einer Fatigue müssen die Unterstützung und die Bewegungsfreiheit sorgfältig gegeneinander abgewogen werden. Der Muskelfunktionstest nach Janda [Jan] gibt Aufschluss darüber, welche Form der Unterstützung durch die Orthese tatsächlich notwendig ist.**

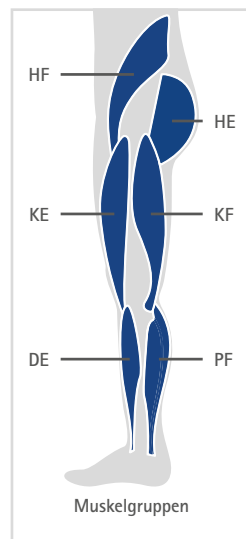
* Zu erhebende Patientendaten

- Körpergewicht und -größe
- Schuhmaße
- Bewegungsfreiheit im OSG
- Knie- und Hüftstellung
- Muskelstatus**
- Aktivität
- ap-Maß

** Muskelfunktionstest nach Janda

Muskelgruppen (siehe rechts)

- HE (Hüftextensoren)
- HF (Hüftflexoren)
- KE (Knieextensoren)
- KF (Knieflexoren)
- DE (Dorsalextensoren)
- PF (Plantarflexoren)



Bewertungsskala für den Muskelfunktionstest

- | | |
|------------------|--|
| 0 „Null“ | Keine Muskelspannung möglich |
| 1 „Spur“ | Muskelspannung ist nachweisbar, jedoch ohne Bewegungseffekt. |
| 2 „sehr schwach“ | Bewegung ohne Einwirkung der Schwerkraft möglich |
| 3 „schwach“ | Kraftentfaltung gegen die Schwerkraft |
| 4 „gut“ | Kraftentfaltung gegen leichten Widerstand |
| 5 „normal“ | volle Kraftentfaltung gegen starken Widerstand |

Berücksichtigung der Fatigue

Körperliche Betätigungen wie Gehen lösen eine muskuläre Ermüdung aus. Eine solche Fatigue hat bei MS-Patienten einen größeren Einfluss auf die Muskelfunktion als bei gesunden Menschen [Pha].

Dieser Umstand ist für betroffene Patienten besonders relevant, da ermüdete Muskeln in Verbindung mit muskulären Defiziten sehr schnell zu Stürzen führen können. Beim Orthesenbau sollte die Fatigue berücksichtigt werden, um die nach Ermüdung der Muskeln notwendige Sicherheit zu gewährleisten. Die Fatigue kann durch den 6-Minuten-Gehtest in die Patientenbefundung mit eingebunden werden.

Der 6-Minuten-Gehtest

Im klinischen Umfeld und bei der Physiotherapie wird im Rahmen der Rehabilitation von MS-Patienten der 6-Minuten-Gehtest zur Zustandserhebung und Verlaufskontrolle eingesetzt. Er eignet sich ebenfalls dazu, eine muskuläre Ermüdung kontrolliert herbeizuführen [Leo], weshalb er bestens im Rahmen einer Patientenbefundung für eine orthetische Versorgung eingesetzt werden kann. Hierbei ist allerdings verstärkt darauf zu achten, keine Stürze zu provozieren. Um die Sicherheit für den Patienten zu erhöhen, können Hilfsmittel wie Unterarmgehstützen eingesetzt werden.

Es bestehen folgende Möglichkeiten für die Durchführung eines 6-Minuten-Gehtests:

1. Der Patient absolviert den 6-Minuten-Gehtest ohne Orthese.
2. Der Patient absolviert den 6-Minuten-Gehtest mit Orthese, da er ohne Orthese nicht gehen kann.
3. Der Patient absolviert den 6-Minuten-Gehtest mit anderen Hilfsmitteln oder der Unterstützung einer Hilfsperson.

Falls der Patient vor Ablauf der sechs Minuten zu erschöpft zum Weitergehen ist, kann der Test vorzeitig abgebrochen werden. Das Ziel, eine muskuläre Ermüdung beim Patienten hervorzurufen, ist damit erreicht. Die Zeit bis zum Abbruch und die zurückgelegte Distanz sollten dennoch für eine Verlaufskontrolle notiert werden.

Der Orthopädietechniker kann den 6-Minuten-Gehtest mit einfachen Mitteln in fast jeder Umgebung selbst durchführen. Es wird lediglich eine Stoppuhr sowie eine zuvor abgemessene Strecke benötigt.

Zur besseren Orientierung kann die Strecke mit Markierungsobjekten wie Pylonen abgesteckt werden. Während des Tests lässt der Orthopädietechniker den Patienten sechs Minuten lang die markierte Strecke auf- und abgehen. Zur Ermittlung der zurückgelegten Distanz multipliziert er die Länge einer einzelnen Strecke mit der Anzahl der vom Patienten gelaufenen Strecken.

$$\text{Distanz [m]} = \text{Streckenlänge [m]} \times \text{Anzahl der Strecken}$$

Ermittlung des Muskelstatus

Damit beim Orthesenbau sowohl der Zustand ohne als auch mit muskulärer Ermüdung berücksichtigt wird, muss unter beiden Bedingungen ein Muskelfunktionstest durchgeführt werden. Um das Ausmaß der muskulären Ermüdung korrekt zu bestimmen, wird der zweite Muskelfunktionstest direkt im Anschluss an den 6-Minuten-Gehtest durchgeführt. Bei der Durchführung des ersten Muskelfunktionstests sollte einkalkuliert werden, dass der Patient durch seine Aktivität im Tagesverlauf bereits ein gewisses Maß an Ermüdung aufweist.

Der oben beschriebene Ablauf kann wie folgt zusammengefasst werden:

1. erster Muskelfunktionstest (ohne muskuläre Ermüdung)
2. 6-Minuten-Gehtest und direkt im Anschluss
3. zweiter Muskelfunktionstest (mit muskulärer Ermüdung)

Der im nächsten Kapitel vorgestellte Orthesen-Konfigurator berechnet auf Grundlage der genannten Patientendaten – einschließlich des Muskelstatus unter Berücksichtigung der Fatigue – die Belastung und die Funktionen der Orthese.



www.orthesen-konfigurator.de

1. Erster Muskelfunktionstest (ohne muskuläre Ermüdung)



2. 6-Minuten-Gehtest

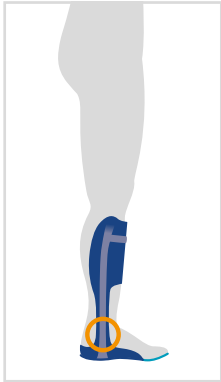


3. Zweiter Muskelfunktionstest (mit muskulärer Ermüdung)



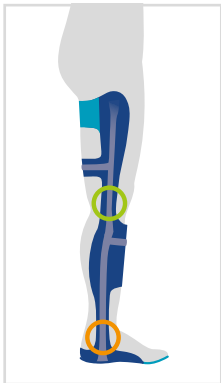
Orthesentypen

Je nach muskulärem Defizit des Patienten gibt es verschiedene Optionen für eine orthetische Versorgung. Die funktionell wichtigsten Unterschiede bestehen im Orthesentyp und den Eigenschaften der Gelenke.



Unterschenkelorthese (AFO):

AFOs können in verschiedenen Ausführungen und mit unterschiedlichen Knöchelgelenken gebaut werden. Sie werden eingesetzt, wenn vorrangig die Plantarflexoren und Dorsalextensoren betroffen sind. Je nach verwendetem Knöchelgelenk verfügen AFOs über einen Plantaranschlag, mit dem die Dorsalextension kontrolliert wird und/oder verhindern durch einen Dorsalanschlag eine exzessive Dorsalextension [Plo].



Ganzbeinorthese (KAFO):

KAFOs werden mit Knöchelgelenken und je nach Muskelstatus mit frei beweglichen, automatischen (standphasensichernden) oder gesperrten Kniegelenken gebaut und hauptsächlich bei einer Schwäche des M. quadriceps eingesetzt. Ein Hinweis darauf ist, wenn der Patient beim Gehen die Hand auf den Oberschenkel legt, um eine Knieextension zu unterstützen. Auch die Kompensation einer Knieschwäche durch Hyperextension oder ein übermäßiges Vorlehnen des Rumpfes können erste Anzeichen für die Notwendigkeit einer KAFO sein [No].

Knöchelgelenkfunktionen (bei AFOs und KAFOs):



Dorsalanschlag

- Herstellen eines stabilen Gleichgewichtes im Stand
 - physiologische Kniestreckung und Fersenablösung ab *terminal stance*
 - Versorgungsmöglichkeiten: Knöchelgelenke mit statischem oder dynamischem Dorsalanschlag
- Beispiel: NEURO SWING Systemknöchelgelenk



Plantaranschlag

- Fuß wird in der Schwungphase in leichter Dorsalextension gehalten
 - kontrolliertes Absenken des Fußes
 - Einstellbarkeit des knieflektierenden Momentes und des kontrollierten Unterschenkelvorschubes
- Beispiel: NEURO CLASSIC-SPRING Systemknöchelgelenk

Kniegelenkfunktionen (bei KAFOs):



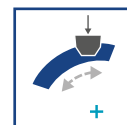
frei beweglich

- Bewegung des Kniegelenkes bleibt frei
 - Begrenzung der Bewegungsfreiheit in Extensionsrichtung (durch Extensionsanschläge)
 - seitliche Führung und Stabilität
 - größere Sicherheit in *mid stance* durch frei bewegliche Systemkniegelenke mit Rückverlagerung
- Beispiel: NEURO VARIO Systemkniegelenk



automatisch

- Knieflexion wird in der Standphase gesperrt und in der Schwungphase wieder freigegeben
 - Sperrung und Entsperrung erfolgt mechanisch oder elektronisch
 - optimale Sicherheit bei großer Bewegungsfreiheit
 - geeignet fürs Training während der Rehabilitation
- Beispiel: NEURO TRONIC Systemkniegelenk



gesperrt

- beim Gehen komplett gesperrt (keine Knieflexion möglich)
 - größtmögliche Sicherheit in der Standphase
 - manuelle Entsperrung möglich (z. B. beim Sitzen)
 - Nachteil: Ausbildung von Kompensationsmechanismen, um die fehlende Knieflexion auszugleichen
- Beispiel: NEURO FLEX MAX Systemkniegelenk



AFO = Abkürzung für ankle-foot orthosis; englische Bezeichnung für eine Orthese, die das Knöchelgelenk und den Fuß einschließt
 KAFO = Abkürzung für knee-ankle-foot orthosis; englische Bezeichnung für eine Orthese, die das Knie, das Knöchelgelenk und den Fuß einschließt

Konfiguration einer Orthese

Damit MS-Patienten eine belastbare und trotzdem leichte Orthese gebaut werden kann, die zudem allen funktionalen Erfordernissen gerecht wird, ist eine Vielzahl an Patientendaten erforderlich. Die Patientendaten geben Aufschluss darüber, welcher Orthesentyp mit welchen Knie- und/oder Knöchelgelenkfunktionen notwendig ist.

Beispiele für relevante Patientendaten:

- Körpergewicht und -größe
- Erkrankungen und Einschränkungen
- Knie- und Hüftstellung (z. B. Hyperextension)
- Aktivitätsgrad
- Muskelstatus

Beispiele für Orthesen- und Gelenkfunktionen:

- Dorsalanschlag
- Plantaranschlag
- dynamische Kniestreckung (in der Standphase)
- maximale Kniesicherheit (in der Standphase)
- Knieflexion (in der Schwungphase)

Die Berücksichtigung jeder einzelnen dieser Informationen bei der Berechnung und Konzeption der Orthese ist für den Orthopädietechniker nur sehr schwer möglich. Die genaue Auswertung der Vielzahl an Daten können nur intelligente Berechnungssysteme wie der Orthesen-Konfigurator von FIOR & GENTZ leisten.

Alle versorgungsrelevanten Patientendaten werden ermittelt und im Laufe der Konfiguration in den Eingabemasken des FIOR & GENTZ Orthesen-Konfigurators eingetragen. Schrittweise gelangt man durch die Auswahl der zur Verfügung stehenden Orthesentypen und Gelenkfunktionen (siehe S. 18f.) zur Gestaltung der fertigen Orthese.



Der Orthesen-Konfigurator in 4 Schritten



1. Patientendaten

Der Orthopädietechniker gibt die ermittelten Patientendaten in die entsprechenden Felder der Eingabemasken ein.

2. Systembauteile

Er wählt aus verschiedenen Alternativen und der Orthesen-Konfigurator berechnet darauf aufbauend die benötigten Systembauteile.

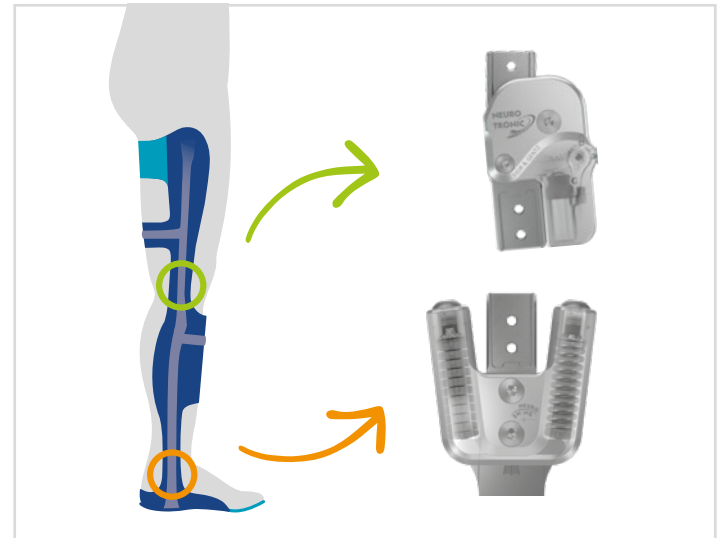
3. Individuelle Anpassungen

Im Anschluss an die Konfiguration erhält der Orthopädietechniker eine Liste von Bauteilen, die zum Bau der Orthese notwendig sind.

4. Ergebnis

Die so ermittelten Bauteile kann er nun über den Webshop bestellen oder er kann sich eine Kalkulationsempfehlung ausdrucken.

Auszug aus einem möglichen Konfigurationsergebnis:



Die grundlegende Funktion einer AFO ist, den Fuß während der Schwungphase in Neutral-Null-Stellung oder leichter Dorsalextension zu halten, um ein stolperfreies Durchschwingen zu ermöglichen. Diese Fußstellung ermöglicht beim *initial contact* einen Fersenkontakt [Nol, S. 659]. Neben dieser grundlegenden Funktion müssen Orthesen jedoch weitere wichtige Anforderungen erfüllen.

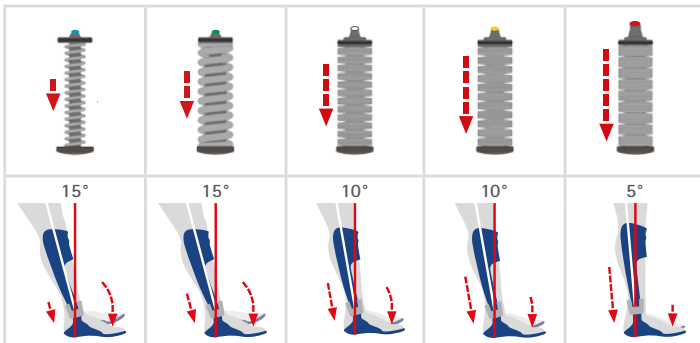
Um die individuell bestmögliche biomechanische Situation herzustellen, muss eine AFO optimal an das pathologische Gangbild angepasst werden. Beim NEURO SWING Systemknöchelgelenk wird dieses Ziel durch austauschbare Federeinheiten, einen einstellbaren Aufbau sowie die einstellbare Bewegungsfreiheit realisiert.

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 von Orthesen.

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.

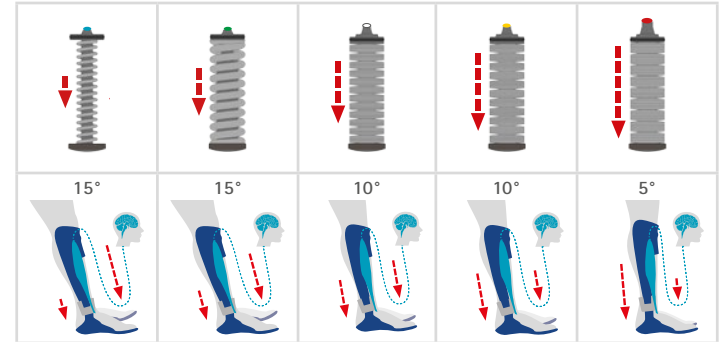
Einstellung der Fersenkipphebelfunktion



Je geringer die Federkraft, desto größer ist die Fersenkipphebelfunktion.

Die passive Plantarflexion wird von der exzentrischen Arbeit des M. tibialis anterior kontrolliert. Somit können die richtigen cerebralen Verknüpfungen durch motorische Impulse hergestellt werden [Hor, S. 5–26]. Das Ausmaß dieser exzentrischen Arbeit und demnach die Höhe der motorischen Impulse wird durch die Federkraft und die Bewegungsfreiheit beeinflusst.

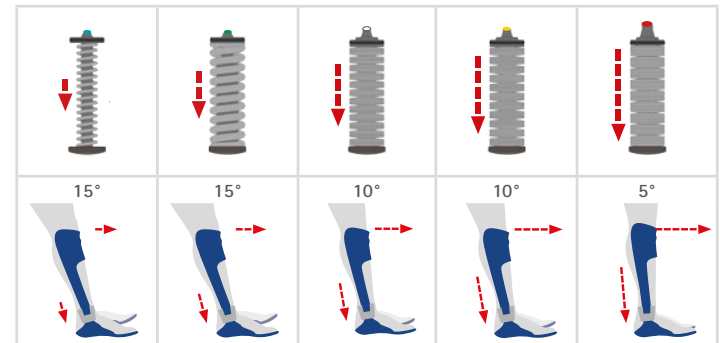
Einstellung der exzentrischen Belastung des M. tibialis anterior



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

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 des Unterschenkelvorschubes

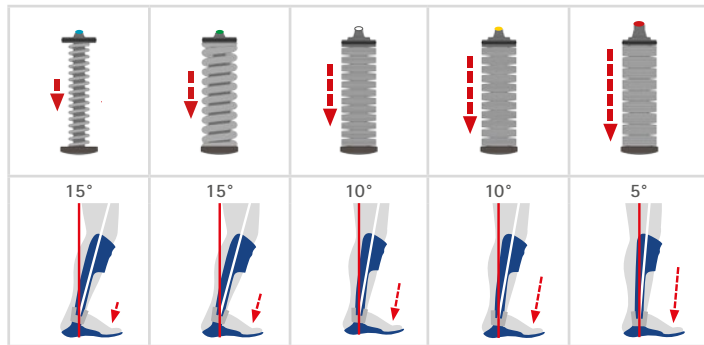


Je höher die Federkraft, desto größer ist der Unterschenkelvorschub.

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 Orthesenaufbaues voll auszunutzen, ist es empfehlenswert, eine Unterschenkelvorneigung von 10°–12° einzuplanen. Mit dieser Vorneigung liegen optimale Hebelverhältnisse vor [Owe, S. 257]. Diese Einstellung des Orthesenaufbaues lässt sich direkt am Gelenk vornehmen.

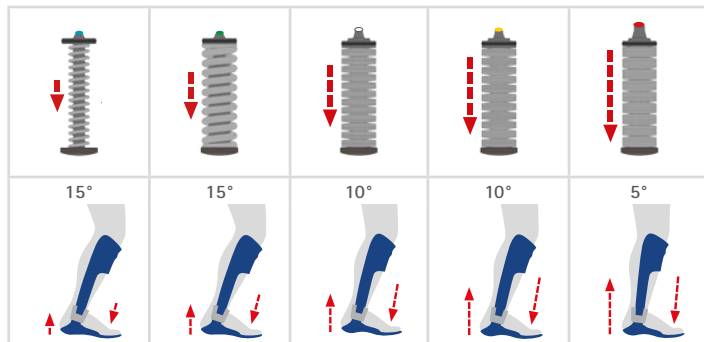
Einstellung des Widerstandes gegen die Dorsalextension



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

Auswirkungen auf das Gangbild in *terminal stance*

Einstellung der Fersenablösung



Je höher die Federkraft, desto eher erfolgt die Fersenablösung.

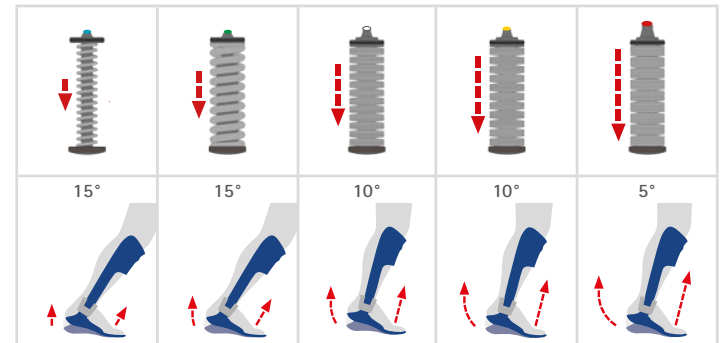
Zwischen *late mid stance* und *terminal stance* bewirkt die komprimierte vordere Federeinheit das Ablösen der Ferse vom Boden. Bei einer sehr hohen Federkraft und einer Bewegungsfreiheit von 5° findet die Fersenablösung früher statt als bei einer normalen Federkraft und einer Bewegungsfreiheit von 15°.

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 Beines 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.

Auswirkungen auf das Gangbild in der Schwungphase

Einstellung der Energierückgewinnung für den *push off*



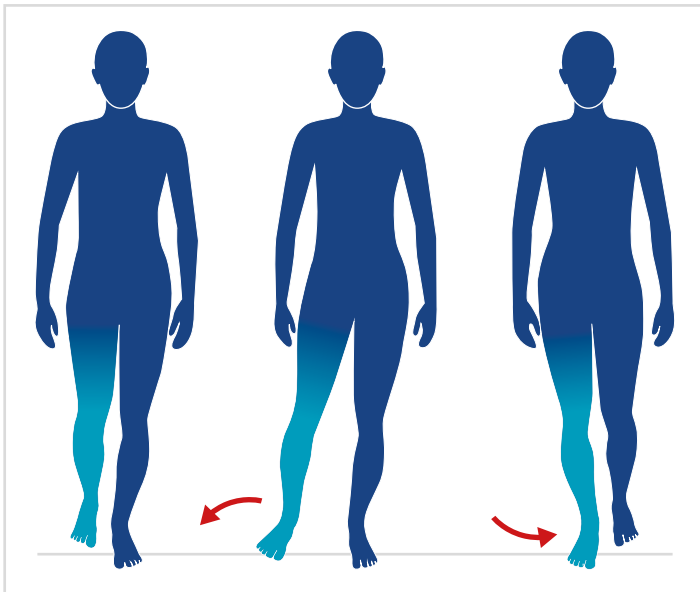
Je höher die Federkraft, desto größer ist die Energierückgewinnung für den *push off*.

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 Fersenkippehebelfunktion und eine physiologische *loading response* [Nol, S. 659].

Um beim normalen Gehen eine stolperfreie Vorwärtsbewegung zu ermöglichen, muss das Schwungbein effektiv verkürzt werden. Diese Voraussetzung wird durch eine physiologische Hüft- und/oder Knieflexion sowie Dorsalextension in der Schwungphase geschaffen.

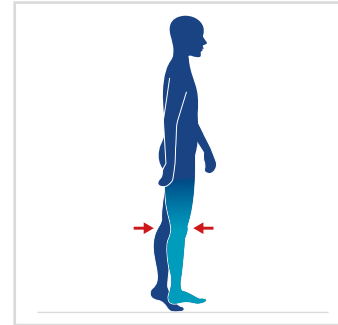
Bei bestimmten Gangpathologien ist diese Verkürzung des Schwungbeines gestört, z. B. bei einem Ausfall der Hüft- oder Knieflexoren. Fallen die Dorsalextensoren aus, wird das Schwungbein durch eine erhöhte Plantarflexion in der Schwungphase effektiv verlängert. Beim Tragen einer gesperrten KAFO ist durch die permanente Sperrung des Kniegelenkes eine Knieflexion ebenfalls nicht möglich.

Der Körper kann diese fehlende funktionelle Verkürzung in der Schwungphase auf verschiedene Arten kompensieren, wobei auch eine Kombination aus mehreren Kompensationsmechanismen auftreten kann:



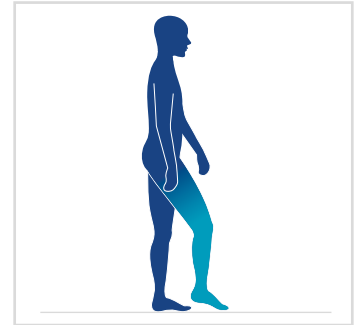
Zirkumduktion

Während der Schwungphase wird das Bein in einer Halbkreisbewegung um das Standbein herum nach vorne gebracht. Hierbei findet im Hüftgelenk eine Außenrotation statt. Diese Bewegung kann sich auf Dauer manifestieren und zu Hüftproblemen führen.



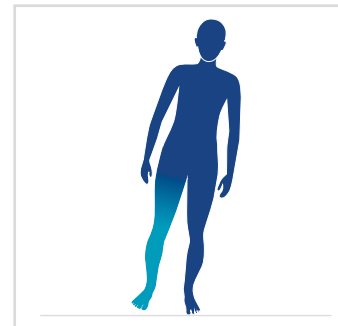
Vaulting

Dieser Kompensationsmechanismus beschreibt die kontralaterale Plantarflexion. Da das betroffene Bein effektiv verlängert ist oder sich nicht flektieren lässt, wird zum Ausgleich das kontralaterale Standbein verlängert, um das Durchschwingen zu ermöglichen.



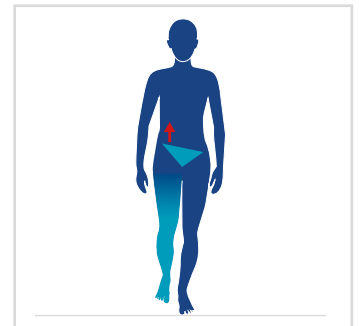
Steppergang

Eine fehlende Dorsalextension in der Schwungphase kompensiert der Patient durch eine vermehrte Knie- und/oder Hüftflexion. Der *initial contact* erfolgt mit dem flachen Fuß oder mit den Zehen, weshalb dieser Kompensationsmechanismus umgangssprachlich als Storchengang bezeichnet wird.



Rumpfsseitneigung

Um das verlängerte Bein in der Schwungphase nach vorne zu bringen, lehnt sich der Patient mit dem gesamten Körper auf die kontralaterale Seite. Hilfsmittel wie Unterarmgehstützen können dabei für die benötigte Stabilität sorgen.



Hip-Hiking

Hip-Hiking bezeichnet das übermäßige Anheben des Beckens auf der Schwungbeinseite. Dadurch wird dem verlängerten Schwungbein der Freiraum für ein stolperfreies Durchschwingen gegeben.

Zur Person Renata Horst

Geboren in Hamburg und aufgewachsen in New York, hat Renata Horst ihre physiotherapeutische Aus- und Weiterbildung in Deutschland und Österreich abgeschlossen. Im Jahre 1999 konzipierte sie die N.A.P.® als Weiterentwicklung von PNF und klassischer Manueller Therapie.



Zurzeit leitet Renata Horst die N.A.P.-Akademie mit Sitz in Berlin und organisiert eigene Weiterbildungen in Berlin, Ingelheim und Freiburg. Sie arbeitet als N.A.P.®- und PNF-Instruktorin sowie als Physiotherapeutin in ihren privaten Praxen in Berlin und Ingelheim. Außerdem ist sie Autorin vieler Fachartikel und Bücher zum Thema Neuroorthopädische Rehabilitation sowie national und international als Dozentin und Supervisorin tätig. Renata Horst hat die Übungen für dieses Kapitel angeleitet und als Autorin beschrieben.

Zum Buch

Renata Horst

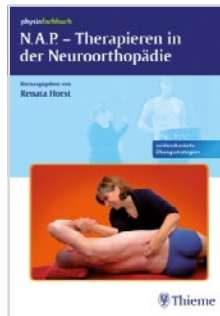
N.A.P. – Therapieren in der Neuroorthopädie

ISBN: 978-3-13-146881-9

März 2011, Thieme Verlag, Stuttgart

2. Auflage: Juli 2020

Das Buch *N.A.P. – Therapieren in der Neuroorthopädie* beschreibt den Hintergrund der neuroorthopädischen aktivitätsabhängigen Plastizität und erläutert evidenzbasierte Übungsstrategien.



Neben muskulären und neurologischen Grundlagen wird ein klinischer Bezug hergestellt, der die Biomechanik menschlicher Bewegungen und die pathologischen Strategien, mit denen der Körper auf Veränderungen durch eine Krankheit reagiert, sowie deren Therapie begreifbar macht. N.A.P.® basiert auf der Idee, Bewegungen innerhalb einer sinnvollen Handlung unter aktiver Beteiligung des Patienten zu initiieren. Somit können auch Orthesen aktiv in das Therapiekonzept eingebunden werden. Dem Gehirn wird eine direkte Rückmeldung über die biomechanische Situation gegeben. In einem eigenen Kapitel wird speziell auf Befunderhebung und Übungen für MS-Patienten eingegangen.

Einleitung zu den Übungen

Häufig wird sowohl von Betroffenen als auch von Therapeuten die Befürchtung geäußert, dass die Muskeln durch Hilfsmittel noch schwächer werden, als sie ohnehin schon sind. Dies ist jedoch ein Trugschluss, sofern die Versorgung die bestmögliche biomechanische Situation herstellt. Durch gezielte motorische Impulse lernt das Gehirn, die entsprechende gelenkstabilisierende Muskulatur anzusteuern [Fu]. Insbesondere bei Störungen der Tiefenwahrnehmung können Orthesen nicht nur Gangsicherheit herstellen, sondern auch ein aktives Training ermöglichen. Auf diese Weise werden mithilfe von Orthesen aktivitätsabhängig kortikale, neuronale Netzwerke angelegt [Jen].

In der Einzeltherapie können Therapeuten mit ihren Patienten die notwendigen strukturellen Voraussetzungen erarbeiten und dadurch vor allem das Entstehen schmerzhafter Kontrakturen verhindern. Hierbei ist es auch wichtig, die anatomischen Gelenke, z. B. die Zehengrundgelenke, zu mobilisieren und durch eine Hilfsmittelversorgung zu stabilisieren. Das motorische Lernen beinhaltet die Umwandlung kurzfristiger funktioneller in langfristige strukturelle Veränderungen. In Kombination mit Orthesen kann so eine aktivitätsfördernde Versorgung ermöglicht werden. Wichtig hierfür ist allerdings, dass der Patient zwischen den Therapieintervallen selbstständig weitertrainiert.

Im folgenden Kapitel stellen wir Ihnen physiotherapeutische Übungen vor, die unter Hilfestellung des Therapeuten allerdings auch als Eigenübungen mit und ohne Orthese durchgeführt werden können. Im Text und auf den Fotos wird auf die korrekte Durchführung und mögliche Abweichungen vom physiologischen Zustand eingegangen. Alle vorgestellten Übungsbeispiele basieren auf der N.A.P.®-Therapie und haben das Ziel, die Mobilität der anatomischen Gelenke zu erhalten und Kontrakturen zu vermeiden.

Die beschriebenen Übungen können auch zur Befunderhebung der Muskelfunktionen im Rahmen einer Verlaufskontrolle eingesetzt werden. Es soll festgestellt werden, ob der Fuß über genügend Potenzial verfügt, um das Spielbein automatisch zu initiieren. Sind also beispielsweise die Zehenflexoren nicht elastisch genug, um ausreichend Schnellkraft für den Abstoß zu generieren, dann müssen die Knieflexoren und Hüftflexoren trainiert werden, um den Fuß vom Boden zu lösen und somit die Sturzgefahr zu minimieren.

Übung 1: Bridging – Beckenanhebung aus Rückenlage

Ziel: Kräftigung der Extensorensynergie (Plantarflexoren, ischiocrurale Muskulatur, Glutealmuskulatur) der unteren Extremitäten, insbesondere links

Ausführung: Die Patientin liegt auf dem Rücken und stellt beide Füße nebeneinander auf. Dann hebt sie das Gesäß an.

Methode: Beim Anheben des Gesäßes stabilisiert die Therapeutin den linken Fuß durch einen innenrotatorischen Druck am Talus und fördert die Hüftextension durch Druck über die Fossa trochanterica in Richtung Hüftgelenk (Abb. 1).



Abb. 1

Eigenübung: Die Patientin führt die Übung mit Orthese aus. Die Orthese erteilt propriozeptives Feedback, sodass die Patientin die Lage ihrer unteren Extremität besser wahrnimmt. So merkt sie, wie sie die Muskulatur selbstständig ansteuern kann (Abb. 2).



Abb. 2

Übung 2: Rocking – Zurücksetzen auf Fersen aus Vierfüßlerstand

Ziel: Elastizitätsförderung der Zehenflexoren, des M. quadriceps und des langen Rückenstreckers, um im Anschluss an die Dehnung die Schnellkraft der Extensorensynergie zu trainieren

Ausführung: Die Patientin befindet sich im Vierfüßlerstand mit aufgestellten Zehen. Sie setzt sich langsam in Richtung Fersen zurück, um sich anschließend mit ihren Zehen wieder nach vorne abzurücken.

Methode: Beim Zurücksetzen auf die Fersen stabilisiert die Therapeutin den linken Fuß der Patientin mit ihrer linken Hand durch Druck in Richtung Großzehenballen. Hierfür rotiert sie das Fersenbein leicht nach innen. Die rechte Hand übt Druck auf die Fossa trochanterica aus, um die Hüfte zu stabilisieren. Mit ihrem Unterarm und der Unterstützung der Therapeutin übt die Patientin einen Zug nach dorsal und distal aus, während sie sich auf ihre Fersen zurücksetzt (Abb. 3). Die Patientin stößt sich gegen diesen Zug mit ihren Plantarflexoren nach vorne ab (Abb. 4).



Abb. 3



Abb. 4

Eigenübung: Die Patientin führt die Übung gegen den Zug eines Therapieschleifens aus. Um ihre Füße zu stabilisieren, hält sie eine Therapierolle zwischen den Fersen fest. In dieser Position kann sie die Stellung ihrer Füße visuell kontrollieren (Abb. 5).



Abb. 5

Übung 3

3a: Abdruckaktivität durch Verschieben einer Liege

Ziel: Elastizitätsförderung und Verbesserung der Schnellkraft der Zehenflexoren

Ausführung: Die Patientin steht vor einer Therapie-liege, auf die sie sich mit den Unterarmen stützt. Dann schiebt sie die Liege nach vorne.

Methode: Ein TheraBand wird spiralförmig um das stärker betroffene Bein gewickelt, um der Patientin mehr propriozeptives Feedback zu geben. So kann sie ihren linken Fuß pronatorisch abstoßen (Abb. 1).

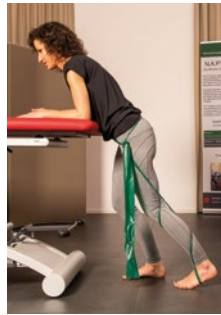


Abb. 1

3b: Übergang vom Stand in den Kniestand

Ziel: exzentrisches und konzentrisches Training der Extensoren-synergie der unteren Extremitäten sowie Förderung der Elastizität der Zehenflexoren

Ausführung: Die Patientin lässt sich aus dem Stand heraus langsam auf die Knie nieder und stützt sich anschließend wieder in den Stand hoch.

Methode: Ein TheraBand wird spiralförmig um das stärker betroffene Bein gewickelt, um der Patientin mehr propriozeptives Feedback zu geben, sodass es ihr leichter fällt, den Fuß pronatorisch zu stabilisieren (Abb. 2).



Abb. 2

Die gleiche Übung kann die Patientin mit ihrer Orthese ausführen. Hierbei muss sie sich jedoch mehr auf die Zehenspitzen stützen (Abb. 3).



Abb. 3

Übung 4

4a: Zurücksetzen auf die Fersen

Ziel: Elastizitätsförderung des M. tibialis anterior und des M. quadriceps

Ausführung: Die Patientin positioniert ihre Fußrücken flach auf dem Boden und setzt sich zurück auf die Fersen.

Methode: Um ihr Gleichgewicht besser halten zu können, stützt sie sich dabei mit einer Hand auf einem Stuhl ab (Abb. 4).



Abb. 4

4b: Übergang vom Fersensitz in den Kniestand

Ziel: Extension der Hüfte über die Stabilisierung der Mm. peronei und der ischiocruralen Muskulatur

Ausführung: Die Patientin richtet sich aus dem Fersensitz in den Kniestand auf.

Methode: Um ihr Gleichgewicht besser halten zu können, stützt sie sich dabei mit einer Hand auf einem Stuhl ab (Abb. 5).



Abb. 5

4c: Übergang vom Kniestand in den Einbeinkniestand

Ziel: Förderung der Standbeinstabilität des rechten Beines und der Spielbeinfunktion des linken Beines sowie Vordehnung der Fußheber (im Fersensitz) und Hüftflexoren (im Kniestand) zur leichteren Initiierung des Spielbeines.

Ausführung: Die Patientin führt aus dem Kniestand heraus ihr linkes Bein nach vorne in eine Schrittstellung (Abb. 6).

Methode: Um ihr Gleichgewicht besser halten zu können, stützt sie sich dabei mit einer Hand auf einem Stuhl ab. Dieselbe Übung kann mit einer Orthese durchgeführt werden (Abb. 7).



Abb. 6



Abb. 7

Übung 5: Aufstehen aus der Schrittstellung heraus

Ziel: konzentrische und exzentrische Kräftigung der Extensorensynergie, Verbesserung der Mobilität der Zehengrundgelenke

Ausführung: Die Patientin hält sich im Sitzen mit beiden Händen an einem Barren fest und drückt sich mit ihrem linken Fuß in den Stand hoch.

Methode: Die Therapeutin führt mit ihrem linken Zeigefinger eine rotatorische Verwindung entlang der Lisfranc'schen Gelenklinie in Richtung Großzehnenballen durch, während derer sich die Patientin mit ihrem Vorfuß in den Stand hochdrückt (Abb. 1).

Eigenübung: Die Patientin führt die Übung mit einem TheraBand aus, das spiralförmig um ihr Bein gewickelt ist (Abb. 2). Hierdurch wird die Vorfußpronation und Abdruckaktivität der Mm. peronei gefördert.

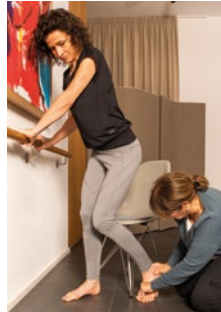


Abb. 1



Abb. 2

Übung 6: Aufstehen aus dem Sitz

Ziel: Kräftigung der Extensorensynergie über eine Beinachsenkorrektur

Ausführung: Die Patientin setzt sich mit parallel aufgestellten Füßen auf einen Stuhl und steht aus dieser Position wieder auf.

Methode: Zur Unterstützung kann sich die Patientin beim Aufstehen festhalten. Ohne Orthese rotiert der linke Oberschenkel aus dem Sitz heraus nach innen (Abb. 3). Mit Orthese wird die Beinachse beim Aufstehen aus dem Sitz korrigiert (Abb. 4).

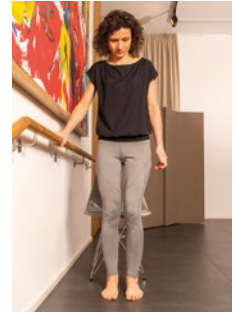


Abb. 3



Abb. 4

Übung 7: Treppe hinaufsteigen

Ziel: optimale Beinachsenbelastung zum Trainieren der Extensorensynergie des Standbeines sowie zur leichteren Initiierung des Spielbeines beim Treppensteigen

Ausführung: Die Patientin steigt eine oder mehrere Treppenstufen hinauf.

Methode: Zur Unterstützung kann sich die Patientin an einem Handlauf festhalten. Ohne Orthese weicht das rechte Knie extrem nach medial ab, sodass die Patientin ihren linken Fuß kaum von der Stufe lösen kann, um treppauf zu steigen (Abb. 1). Mit Orthese wird die Beinachse des rechten Beines gerade ausgerichtet und die Patientin kann leichter mit dem linken Fuß auf die Stufe steigen (Abb. 2).

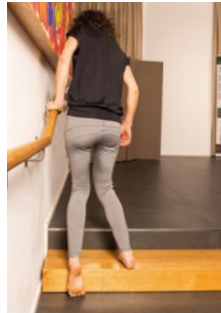


Abb. 1



Abb. 2

Übung 8: Rollen aus der Rückenlage in die Seitenlage

Ziel: Kräftigung der Hüft- und Knieflexoren sowie der Fußheber

Ausführung: Die Patientin dreht sich aus der Rückenlage in die Seitenlage.

Methode: Ein TheraBand, das um beide Füße gewickelt ist, übt einen Zugreiz aus, während sich die Patientin aus der Rückenlage in die Seitenlage dreht (Abb. 3). Dieselbe Übung kann mit Orthesen ausgeführt werden (Abb. 4 und 5).



Abb. 3



Abb. 4



Abb. 5

AFO

(engl. *ankle-foot orthosis*): Bezeichnung für eine Orthese, die das Knöchelgelenk und den Fuß umfasst

Axon

(griech. *axon* = Achse): Fortsatz einer Nervenzelle. Leitet elektrische Impulse vom Zellkörper an andere Nervenzellen weiter. Die Einheit aus Axon und umgebender ↑Myelinschicht wird Nervenfasern genannt.

Bodenreaktionskraft

(Abk. BRK): Kraft, die als Gegenreaktion zu dem Körpergewicht im Boden entsteht. Der Bodenreaktionskraft-Vektor ist eine theoretische Linie, in der die Größe, der Ursprung und die Wirkungsrichtung der Bodenreaktionskraft sichtbar gemacht werden.

DGN

Die Deutsche Gesellschaft für Neurologie e.V. ist eine medizinische Fachgesellschaft, die sich dafür einsetzt, die neurologische Krankenversorgung in Deutschland zu verbessern.

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 kniestreckendes 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.

Dorsalextensoren

Muskeln, die das Anheben des Fußes verursachen, siehe ↑Dorsalextension

Dynamisch

(griech. *dynamikos* = wirkend, stark): eine Bewegung aufweisend, durch Schwung und Energie gekennzeichnet. Eine dynamische ↑AFO lässt also eine definierte Bewegung im anatomischen Knöchelgelenk zu.

Extension

(lat. *extendere* = ausstrecken): aktive oder passive Streckbewegung eines Gelenkes. Die Streckung ist die Gegenbewegung zur Beugung (↑Flexion) und führt charakteristischerweise zur Vergrößerung des Gelenkwinkels.

Extensoren

Muskeln, die eine aktive oder passive Streckung eines Gelenkes verursachen, siehe ↑Extension

Extensorensynergie

Zusammenspiel der als ↑Extensoren wirkenden Muskeln, um eine komplexe Bewegung auszuführen

Exzentrisch

(lat. *ex* = außerhalb; *centro* = Mitte): außerhalb eines Zentrums bzw. abseits eines Mittelpunktes liegend. Im mechanischen Kontext bedeutet dies, dass die Kraft außerhalb des Zentrums ansetzt. Im ↑physiologischen Kontext verrichtet ein Muskel exzentrische Arbeit, indem er sich aktiv verlängert und bremsend eine Gelenkbewegung kontrolliert.

Exzessiv

(lat. *excedere* = hinausgehen, überschreiten): das Maß sehr stark überschreitend, maßlos, hemmungslos

Fatigue

(lat. *fatigatio* = Ermüdung): krankhafte körperliche bzw. geistige Erschöpfung. Eine Fatigue tritt als Symptom von chronischen Krankheiten wie Multipler Sklerose, Rheuma, Parkinson oder bei Tumoren auf und lässt sich nicht durch normale Erholungsmechanismen wie Ruhephasen oder Schlaf beheben.

Fersenauftrittspunkt

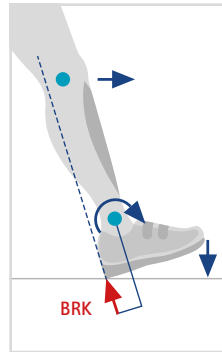
Punkt, an dem beim *initial contact* die Ferse zuerst den Boden berührt

Fersenkipphebel

Ein Hebel, mit dem ↑Fersenauftrittspunkt als Drehpunkt und dem Abstand des Fersenauftrittspunktes 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.

**Flexion**

(lat. *flectere* = beugen): aktive oder passive Beugebewegung eines Gelenkes. Die Beugung ist die Gegenbewegung zur Streckung (↑Extension) und führt charakteristischerweise zur Verkleinerung des Gelenkwinkels.

Flexoren

Muskeln, die eine aktive oder passive Beugung eines Gelenkes verursachen, siehe ↑Flexion

Fossa trochanterica

(lat. *fossa* = Graben; griech. *trochazein* = laufen, drehen): Vertiefung im ↑proximalen Abschnitt des Oberschenkelknochens, die als Ansatzpunkt für mehrere Muskeln dient

Glutealmuskulatur

Zwischen Becken und Oberschenkelknochen liegende Muskeln, die auf das Hüftgelenk wirken und das Gesäß formen. Die Glutealmuskulatur besteht aus den drei Muskeln M. gluteus maximus, M. gluteus medius und M. gluteus minimus.

Hyperextension

(griech. *hyper* = über, oberhalb; lat. *extendere* = ausstrecken): Überstreckung eines Körperteiles. Wird beim Kniegelenk auch als *Genu recurvatum* (lat. *genu* = Knie; *recurvare* = zurückbeugen) bezeichnet.

Interdisziplinär

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

Ischiocrurale Muskulatur

(engl. *hamstrings*): auf der ↑dorsalen Seite (Rückseite) des Oberschenkels gelegen. Im Hüftgelenk bewirkt die ischiocrurale Muskulatur eine ↑Extension und im Kniegelenk eine ↑Flexion.

Kadenz

(lat. *cadere* = fallen): hier: Schrittfrequenz. Wird angegeben in Schritten pro Zeiteinheit (Minuten oder Sekunden).

KAFO

(engl. *knee-ankle-foot orthosis*): Bezeichnung für eine Orthese, die das Kniegelenk, das Knöchelgelenk und den Fuß umfasst

Kognitiv

(lat. *cognoscere* = erkennen): bezogen auf das Wissen, Verstehen oder Denken eines Menschen

Kompensationsmechanismus

(lat. *compensare* = ausgleichen, ersetzen): Ausgleich oder Ersatz einer fehlenden ↑physiologischen Bewegung um ein bestimmtes Ziel zu erreichen. Eine fehlende Fußhebung oder Knieflexion in der Schwungphase kann durch verschiedene Mechanismen ausgeglichen werden, um das Ziel (hier: das Durchschwingen des Beines) zu erreichen.

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.

Konzentrisch

(lat. *con* = mit; *centrum* = Mittelpunkt): auf einen zentralen Mittelpunkt zulaufend; einen gemeinsamen Mittelpunkt habend. Im mechanischen Kontext bedeutet dies, dass die Kraft genau im Zentrum ansetzt. Im ↑physiologischen Kontext verrichtet ein Muskel konzentrische Arbeit, indem er sich verkürzt und somit eine Gelenkbewegung hervorruft.

Kortikal

(lat. *cortex* = Rinde): vom Kortex ausgehend, im Kortex lokalisiert. Kortex ist ein anderes Wort für Großhirnrinde.

Lisfranc'sche Gelenklinie

Benannt nach dem französischen Chirurgen Jacques Lisfranc (1790–1847). Die Lisfranc'sche Gelenklinie ist eine Linie am Fuß zwischen der ↑proximal liegenden Fußwurzel und den ↑distal liegenden Mittelfußknochen.

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.

Mm. peronei

Musculi peronei: Wadenbeinmuskeln. Dazu gehören der kurze Wadenbeinmuskel (*Musculus peroneus brevis*), der lange Wadenbeinmuskel (*Musculus peroneus longus*) und entfernt der dritte Wadenbeinmuskel (*Musculus peroneus tertius*).

MS International Federation

(Abk. MSIF): globales Netzwerk nationaler MS-Organisationen

Multiple Sklerose

(Abk. MS): entzündliche Erkrankung des zentralen Nervensystems, die zu fortschreitenden neuromuskulären Einschränkungen führt (z. B. Probleme mit der Gehfähigkeit)

Muskelstatus

Der Muskelstatus ist eine Messgröße, mit der die von einer Muskelgruppe (z. B. Knieflexoren) aufgebrachte Kraft bewertet wird. Diese Kraft wird durch den Muskelfunktionstest [Jan] ermittelt, mit dem jede Muskelgruppe daraufhin getestet wird, inwieweit die jeweilige Bewegung ausgeführt werden kann. Je nachdem, ob dabei ein manuell erzeugter Widerstand oder die Schwerkraft überwunden wird oder nicht, findet eine Einteilung in sechs Bewertungsstufen statt.

Myelinschicht

(griech. *myelos* = Mark): auch Myelin- oder Markscheide genannt. Eine aus Proteinen und Fetten bestehende Schutzschicht, die einen Teil der Nervenzellfortsätze (↑Axone) von Wirbeltieren spiralförmig umgibt. Durch diese Schicht wird eine schnelle Reizweiterleitung der Nervenzellen ermöglicht.

Neurologisch

(griech. *neuron* = Nerv; *logos* = Lehre): das Nervensystem betreffend

Neuronal

(griech. *neuron* = Nerv): die Funktion und den Zustand von Nervenzellen (Neuronen) betreffend

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.

Parese

(griech. *paresis* = Erschlaffung): Lähmung. Teilausfall der Motorik eines Muskels bzw. einer Muskelgruppe. Im Unterschied dazu bezeichnet eine Plegie oder Paralyse den vollständigen Ausfall eines Muskels oder einer Muskelgruppe.

Pathologisch

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

Physiologisch

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

Plantar

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

Plantaranschlag

Konstruktives Element einer Orthese, welches den Grad der ↑Plantarflexion begrenzt. Mit einem Plantaranschlag wird der Rückfußhebel aktiviert. Durch diese Aktivierung wird beispielsweise in der Schwungphase die Fußhebung ermöglicht und ein stolperfreies Durchschwingen des Beines gewährleistet.

Plantarflexion

Absenken des Fußes. Gegenbewegung zur ↑Dorsalextension.

Plantarflexoren

Muskeln, die das Absenken des Fußes verursachen, siehe ↑Plantarflexion

PNF

Propriozeptive Neuromuskuläre Fazilitation. PNF gehört seit den 1940ern zu den bedeutendsten physiotherapeutischen Behandlungskonzepten. Die PNF-Methoden und Techniken streben die bestmögliche Bewegungsqualität im Hinblick auf Sicherheit und möglichst ökonomische Bewegungen zur Förderung des motorischen Lernens an.

Prädisposition

(lat. *pre* = vor; *disponere* = aufstellen, ordnen): Veranlagung, eine bestimmte Erkrankung auszubilden

Proгредиert

(lat. *progredere* = vorrücken, voranschreiten): Fortschreiten einer Krankheit bzw. Ausprägung der mit einer Krankheit einhergehenden ↑Symptome

Pronation

(lat. *pronare* = verbeugen, bücken): Einwärtsdrehung des Fußes um seine Längsachse bzw. Anhebung des Fußbaußenrandes. Muskeln, die diese Bewegung verursachen, werden Pronatoren genannt.

Propriozeptiv

(lat. *proprius* = eigen; *recipere* = aufnehmen): beschreibt die Wahrnehmung von Sinneseindrücken und deren Weiterleitung an das Gehirn. Solche Sinneseindrücke können beispielsweise die eigene Lage oder den Aktivitätszustand betreffen sowie einwirkende Kräfte von Gelenken, Muskeln und Sehnen. Die Propriozeption wird auch als Tiefensensibilität verstanden.

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.

Remittieren

vorübergehend nachlassen

Rotation

(lat. *rotare* = drehen): kreisförmige Drehbewegung um eine Achse oder ein Zentrum. Eine Innenrotation ist also eine Drehbewegung eines Körperteils zur Körpermitte hin.

Sensomotorik

Zusammenspiel aus sensorischen und motorischen Teilen des Nervensystems. So beeinflussen z. B. die Sinneseindrücke über die Fußsohlen die Funktion bestimmter Muskeln.

Spastisch

(griech. *spasmos* = Krampf): Zustand bei einer zeitweise auftretenden oder länger anhaltenden, unwillkürlichen Muskelaktivierung, die durch eine Beschädigung des für die Sensomotorik verantwortlichen ersten motorischen Neurons hervorgerufen wird [Pan, S. 2ff.]

Statisch

(griech. *statikos* = stellend, stehen machend): das Gleichgewicht der Kräfte, die Statik betreffend, im Gleichgewicht, in Ruhelage befindlich, stillstehend. Eine statische ↑AFO lässt keine Bewegung im anatomischen Knöchelgelenk zu.

Symptome

Gesamtheit aller vom Patienten oder Arzt festgestellten Zeichen, die im Zusammenhang mit einer Krankheit auftreten

- | Abk. | Quelle | Seite | Abk. | Quelle | Seite |
|-------|--|--------|-----------------|---|------------|
| [Cat] | Cattaneo D, De Nuzzo C et al. (2002): Risks of Falls in Subjects with Multiple Sclerosis. <i>Archives of Physical Medicine and Rehabilitation</i> 83(6): 864–867. _____ | 8 | [Leo] | Leone C, Severijns D et al. (2016): Prevalence of Walking-Related Motor Fatigue in Persons With Multiple Sclerosis: Decline in Walking Distance Induced by the 6-Minute Walk Test. <i>Neurorehabilitation and Neural Repair</i> 30(4): 373–383. _____ | 15 |
| [DeC] | DeCeglie S, Dehner S et al. (2016): <i>Alterations in Temporal-Spatial Gait Parameters in People with Multiple Sclerosis – a Systematic Review</i> . CMS Annual Meeting, Maryland, USA. _____ | 8 | [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. _____ | 18, 22, 25 |
| [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. _____ | 25 | [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. _____ | 24 |
| [Fu] | Fu FH, Lephart SM (2000): <i>Proprioception and neuromuscular control in joint stability</i> . New York: Human Kinetics. _____ | 29 | [Pan] | Pandyan AD, Gregoric M et al. (2005): Spasticity: clinical perceptions, neurological realities and meaningful measurement. <i>Disability and Rehabilitation</i> 27(1–2): 2–6. _____ | 45 |
| [Hor] | Horst R (2005): <i>Motorisches Strategietraining und PNF</i> . Stuttgart: Thieme. _____ | 23 | [Per] | Perry J, Burnfield JM (2010): <i>Gait Analysis – Normal and Pathological Function</i> , 2. Auflage. Thorofare: Slack. _____ | 11 |
| [Jan] | Janda V (1994): <i>Manuelle Muskelfunktionsdiagnostik</i> , 3. Auflage. Berlin: Ullstein Mosby. _____ | 14, 42 | [Pha] | Phan-Ba R, Calay P et al. (2012): Motor Fatigue Measurement by Distance-Induced Slow Down of Walking Speed in Multiple Sclerosis. <i>PLoS ONE</i> 7(4): e34744. _____ | 8, 15 |
| [Jen] | Jenkins WM, Merzenich MM (1987): Reorganisation of neocortical representations after brain injury: a neurophysiological model of the bases of recovery from stroke. <i>Progress in Brain Research</i> 71: 249–266. _____ | 29 | [Plo] | Ploeger HE, Bus SA et al. (2014): Ankle-foot orthoses that restrict dorsiflexion improve walking in polio survivors with calf muscle weakness. <i>Gait & Posture</i> 40(3): 391–398. _____ | 18 |
| [Kal] | Kalron A. (2015): Association between perceived fatigue and gait parameters measured by an instrumented treadmill in people with multiple sclerosis: a cross-sectional study. <i>Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation</i> : 12: 34. _____ | 8 | [Rol] | Rolian C, Lieberman DE et al (2009): Walking, running and the evolution of short toes in humans. <i>The Journal of Experimental Biology</i> 212: 713–721. _____ | 9 |
| [Kem] | Kempen JC, Doorenbosch CA et al. (2016): Newly Identified Gait Patterns in Patients with Multiple Sclerosis May Be Related to Push-off Quality. <i>Physical Therapy</i> 96 (11): 1744–1752. _____ | 9 | Internetquelle: | (www.dmsg.de) https://www.dmsg.de/multiple-sklerose-infos/was-ist-ms/
letzter Zugriff: 18.02.2020,17:30 Uhr | |
| [Kob] | Kobayashi T, Leung AKL et al. (2013): The effect of varying the plantarflexion resistance of an ankle-foot orthosis on knee joint kinematics in patients with stroke. <i>Gait & Posture</i> 37(3): 457–459. _____ | 23 | | | |



Orthesen- Konfigurator

PR0263-DE-2023-07