

MS ガイド

多発性硬化症患者の診断と装具療法のガイド



はじめに

私たちは、集中的な作業の後に、皆さまに **MS ガイド – 多発性硬化症 (MS) 患者の診断と装具療法のコンセプト**をご紹介できることを嬉しく思います。

MS は、それぞれの患者を異なるように障害するため、「千の顔をもつ」疾患として知られています。特に、この疾患に関連する多くの症状は、非常に個別的です。進行したステージでは、患者の生活の質は顕著に低下することがあります。よってまずは、この疾患の経過を予測することは困難です。

一般的に言って、この疾患を理解するために多くの研究がなされ、治療やリハビリテーションは向上しました。しかしながら、MS に対する薬物療法に関する研究は素晴らしいにもかかわらず、医療器具を使用した効果的な治療に関する科学研究はわずかです。さらに装具は、European Academy of Neurology (EAN)のガイドラインには、MS の症状に対するリハビリテーションの一部として、いまだに含まれていません。したがって、MS のリハビリテーションに対する一定の戦略は、いまだに存在していません。さらに、症状の継続的な悪化を伴うエピソード的な発症は、装具療法を計画することを難しくしています。

このMS ガイドにおいては、疾患に特有の歩行の変化を考慮するための身体的な検査をご紹介します。その一つの焦点は、装具を計画するにあたり、筋疲労を考慮に入れることです。

取り上げられた身体の訓練は、質の高い理学療法と動的装具による治療とともに、完全に導入できると明確に示されるものです。この文脈において、私たちは写真撮影に協力ごいただき、このMS ガイドに価値のある貢献ををしていただいたMS 患者に、感謝申し上げます。

MS 患者の治療の成功は常に簡単ではないといっても – 協力すれば、私たちはそれをなすことができる。

FIOR & GENTZチーム

目次

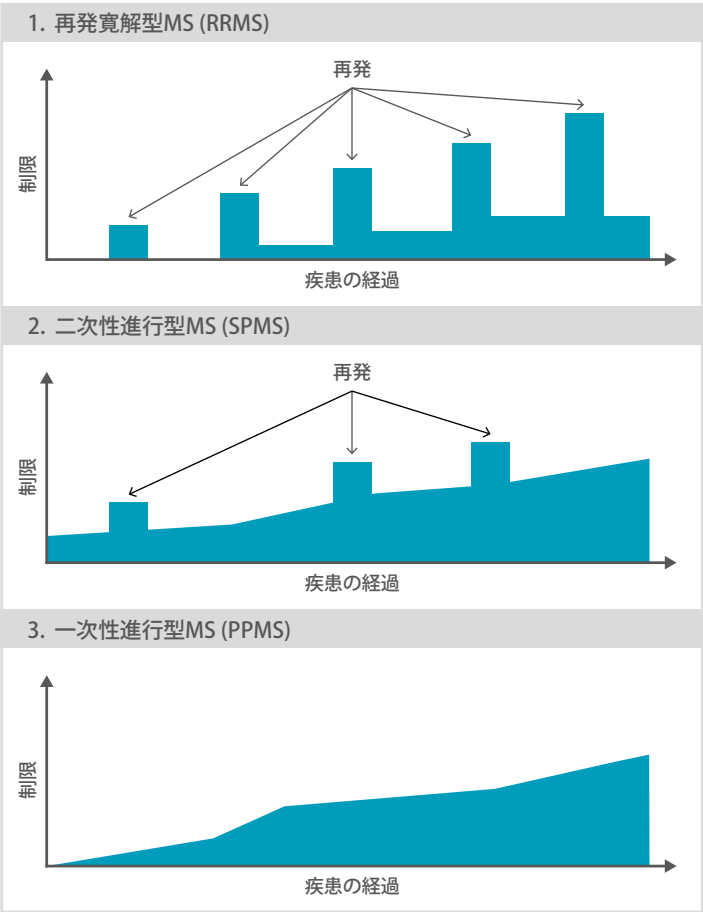
多発性硬化症	
診断: 多発性硬化症	4
MS の治療	6
MS による歩行の変化	
疲労	8
筋機能不全	9
代償メカニズム	9
治療の目標	10
装具の要件	12
身体 の 検査	
疲労への配慮	15
6分間歩行テスト	15
筋力の測定	16
装具の計画	
装具のタイプ	18
装具のコンフィグレーション	20
4ステップの Orthosis Configurator	21
ばね力の調節による歩行への影響	22
Swing phase中の代償メカニズム	26
N.A.P.*による理学療法エクササイズ	28
用語集	
開始ページ	38
参考文献	
開始ページ	46

カバーページ： KAFO (NEURO VARIO システム膝継手と NEURO SWING システム足継手)、そして AFO (NEURO SWING システム足継手)を装着した患者 (MS)

診断: 多発性硬化症

多発性硬化症 (MS) は、免疫系の機能不全によって起こり、それが軸索の保護層(ミエリン鞘)の攻撃につながり、単一あるいは複数の中枢の炎症に至ります。侵された神経は、再生される、または瘢痕化(硬化)します。MS は、疾患の再発としばしば進行性であることによって、特徴づけられます(囲み参照)。

多発性硬化症の経過



誰が罹患するのか？

MS 国際連盟(MSIF) によると、世界中で約230万人がMSに罹患しています。女性は、男性の約2倍、頻繁に罹患します。初期診断の時点では、患者は通常、20～40歳の間です。わずかな数の診断が、すでに小児期や思春期でなされるか、または60歳以降に診断されます。罹患頻度は、赤道から離れるごとに増加する傾向があり、気候や生活習慣(ダイエット、ストレスなど)に関連があるとされます。

MS の原因

広範な研究にもかかわらず、正確には何が免疫系の機能不全の引き金になるのかについては、いまだに明確ではありません。しかしながら、それは複数の要素の組み合わせによって起こることが推定されています。この疾患を罹患する傾向の例として、遺伝性も挙げられます。小児期の感染、ビタミンDの不足や栄養のバランスが悪いことなども、MS の発現に寄与します。

MS の症状

神経経路の損傷の結果として、神経症状が発現します。MS 疾患の発症は通常、運動制限、視覚や感覚の攪乱によって特徴づけられ、それらは疾患の過程を通じて発現します。進行したステージにおいては、様々な筋群の筋力が低下し、痙性麻痺が起こることで、歩行能力に悪い影響を及ぼします。加えて、関節や内臓の機能不全、認知機能の低下や鬱が起こり、生活の質に重篤な制限をもたらすことがあります。

疲労

疲労として知られる筋や認知の強い消耗は、MS に罹患した多くの患者の日常生活に大きな影響を及ぼす、もう一つの症状です。歩行能力は、筋のパフォーマンスに大きく依存しているため、疲労は、多くの患者の活動を制限する要素となり得ます。

多発性硬化症 (MS)

MS の治療

MS に関連する初期症状に対する最初のコンタクトは一般医ですが、神経科医が標的ごとの治療を調整します。治療には様々な優先順位があり、それらは疾患の重症度や経過によって適用されます:

1. **再発への治療:** 急性の炎症反応を抑えるためには、薬物療法が使用されます。
2. **疾患の進行への治療:** これは、疾患の進行とその症状を止めるために使用されます。
3. **進行調整治療:** これは、投薬によって寛解の期間を長くしたり、疼痛軽減のために使用されます。
4. **症状治療:** 様々な医療的症状が、投薬、医療器具、理学療法や作業療法、心理療法によって管理されます。

症状治療の枠組みの中では、装具療法と理学療法の組み合わせが、立位と歩行の安定性を向上させ、拘縮を予防するために使用されます。



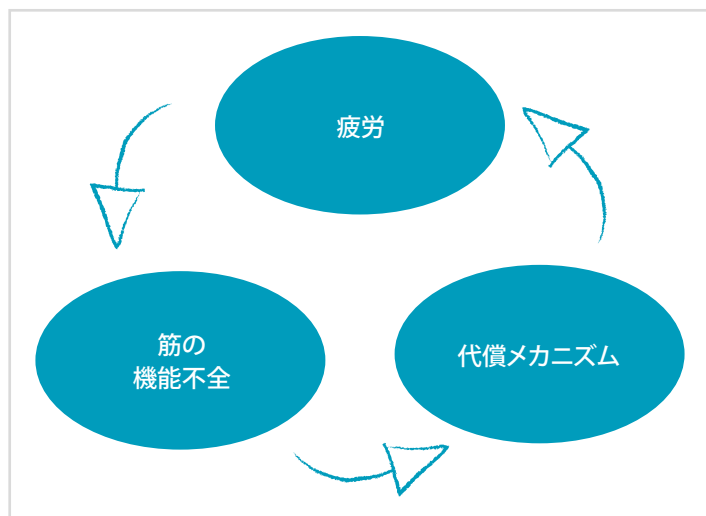
MS 国際連盟 (MSIF)

MS 国際連盟は、MS 患者の興味を代表する、48カ国のMS組織の世界的なネットワークです。MSIF の主な活動目的は、現行の研究結果へのアクセスを促進し、それによって専門家の多職種連携や国際的ネットワークを通じて効果的な治療を促進することにあります。もう一つの焦点は、診断、治療やリハビリテーションを向上させる研究プロジェクトを開始、奨励することです。

情報源: www.msif.org



多発性硬化症がどのように歩行の変化をもたらすかは、それぞれの患者で個別的であり、それは疾患の経過に依存します。またそれに対しては、患者がその時に寛解の状態にあるか、再発の状態にあるかが重要な役割を果たします。一般的に言って、歩行は互いに影響しあう数々の要素によって変化します。それらの要素には、疲労、筋機能不全、代償メカニズムが含まれます(図を参照のこと)。これらの要素の程度や、その歩行に対する影響によって、歩行は患者ごとに異なります。



疲労

疲労という用語は、生理学的レベルを超えた筋や認知の極度の消耗をいうものです。疲労の程度は、個人個人の臨床像によって大きく異なります。あるMS患者では、他の人と比較してほとんど起こらないほどに疲労が増加することもあり、それによって、日常生活の顕著な制限に至ります。原因やその引き金についてはわずかなことしか分かっていないにもかかわらず、エビデンスは、筋機能の劣化は、長時間の負担(例として歩行)によって引き起こされることを示唆しています[Pha]。疲労はまた、歩行の空間的、時間的要素に顕著な影響を及ぼします[DeC]。例えば、ケーデンスや歩行速度は大きく低下します[Kal]。歩行能力が低下し、筋機能が劣化することに加えて、転倒のリスクは増加します[Cat]。

筋機能不全

MSによって引き起こされるミエリン鞘の破壊と軸索の喪失は、それらの神経によって支配される筋群の活動が不十分であるという結果に至ります。この様々な筋機能不全の結果として、それは自身に対応する動作の制限を生み出します。例えば、底屈筋群やハムストリングスの機能不全は、Stance phaseでの膝関節の安定性を低下させます。Swing phaseの開始時には、足趾の屈筋群の活動が低いことによって、膝関節の屈曲が不十分となり[Rol]、それと底屈が障害されていることが組み合わせることによって、蹴りだしに問題が生じます[Kem]。Swing phase中には、しばしば、背屈筋群と底屈筋群の間の筋のアンバランスが起こります。不自然に高活動な底屈筋群により、例えばMid swingとInitial contactの間で背屈が不十分となります。加えて、痙性麻痺が歩行に影響を及ぼします。これらの筋機能不全に対する身体の代償が行われ、そのメカニズムの組み合わせによって、病的歩行に至ります。

代償メカニズム

代償メカニズムは通常、患者が筋機能不全に対して、他の筋群を過度に活動させて代償を試みることによる、恣意的な動作パターンです。この代償は、主にSwing phaseに関連しています。転倒のリスクを最小限にとどめるために、下肢は滑らかに振り出されなければなりません(Swing phase中の代償メカニズムの章を参照)。Swing phaseの開始時においては、蹴りだしの障害は、代償メカニズムを特徴づける引き金となり得ます。Stance phaseでは、ある患者は、前脛骨筋が固くなっているために過度に底屈筋群を活動させて代償します。これらの代償メカニズムの全ては、バイオメカニクス的な状況が変化してしまったことに対する、身体の反応です。その結果として、解剖学的な構造に非生理学的な負荷がかかることになります。このような運動パターンの結果として起こるエネルギー消費の増加は、疲労の蓄積をもたらします。

多発性硬化症 の章で説明したように、この疾患は、様々な方法で歩行に影響を及ぼします。よって、その治療の目標は、個々に決定されます。それらは、以下の構成要素の1つ、または複数を含みます：

- 立位の安定性の向上、
- 歩行の安定性の改善、
- 拘縮の予防、
- エネルギーバランスの最適化、
- 代償メカニズムの最小化、
- 転倒の予防、
- 歩行距離の最大化。

拘縮を予防しながら、立位や歩行の能力を維持することは、疾患が進行し、筋機能不全が悪化したステージにおいては、特に重要なことです。

治療の目標は、多職種連携チームによって、理学療法、装具療法と、必要ならば薬物療法を組み合わせることによって達成できます。

装具療法の全体的な目標は、できるだけ生理学的に近い、立位や歩行を得ることです。生理学的歩行を記述するための最も一般的な方法は、Jacquelin Perry による、歩行を異なる相に分けるというものです(下の表を参照)。それは大まかには、対象脚のStance phase (Initial contact から Pre swing)と Swing phase (Initial swing から Terminal swing)に分けることができます。それぞれの相は、1歩行周期の決められたパーセンテージ (%) を構成し、股関節、膝関節、足関節の特定の角度変化によって特徴づけられます [Per]。それらの相の英語での用語とその略称は、今や国際基準となっています。

Jacquelin Perryによる、生理学的歩行の個々の期の区分

									
用語 (略語)									
Initial contact (IC)	Loading response (LR)	Early mid stance (MSt)	Mid stance (MSt)	Late mid stance (MSt)	Terminal stance (TSt)	Pre swing (PSw)	Initial swing (ISw)	Mid swing (MSw)	Terminal swing (TSw)
歩行周期の割合									
0%	0～12%	12～31%			31～50%	50～62%	62～75%	75～87%	87～100%
股関節角度									
20°屈曲	20°屈曲	10°屈曲	ニュートラル位置	5°伸展	20°伸展	10°伸展	15°屈曲	25°屈曲	20°屈曲
膝関節角度									
0～3°屈曲	15°屈曲	12°屈曲	8°屈曲	5°屈曲	0～5°屈曲	40°屈曲	60°屈曲	25°屈曲	0～2°伸展
足関節角度									
ニュートラル位置	5°底屈	ニュートラル位置	5°背屈	8°背屈	10°背屈	15°底屈	5°底屈	ニュートラル位置	ニュートラル位置

装具療法は、立位や歩行の際に患者を支持すべきものです。これによって、筋機能不全と代償メカニズムの結果による過程が防止、あるいは最小化されます。

現代的な装具においては、動的で、支持的であり、また体性感覚的な部品の組み合わせが、理学療法によって要求される運動性の維持を保証します。その結果として、多職種連携チームによって決定された治療目標が、患者の運動性を制限することなく達成されるのです。患者の特定のニーズに合わせて詳細に計画され、患者の個別のデータに合わせて調整された装具は、生理学的な立位や歩行に近づけるためには必須のものです。

病的歩行を基本として、装具療法の必要条件は決定されます。それによって、以下のようなMS 患者の装具の機械的特性が引き出されるのです：

- 1. MS は、疾患の進行にしたがい症状の悪化が伴うものなので、装具はニーズの変化に対応しなければならない。
- 2. 疲労によっておこる歩行中の筋の消耗の増加は、装具は、Stance phaseの終わりに向けて、十分なエネルギーの回復を提供するものでなければならないことを意味する。エネルギー的に複雑な代償メカニズムを避けるためには、能動的なSwing phaseの開始が可能でなければならない。
- 3. 装具は、立位や歩行の際に、膝関節や足関節の動作を動的に制御することによって、いかなる不安定性をも代償するものでなければならない。可動域の制限は最低限でなければならない。
- 4. 装具は、痙性麻痺を軽減すべきものである。機械式継手のハードストッパーは、麻痺に関与する可能性があり、よって、避けなければならない。しかしながら、採型によって製作された装具の下腿のシェルや大腿のシェルによって下肢をおおうことは、患者の固有受容器に刺激を加え、それによって、すでにある痙性麻痺を軽減する可能性がある。

MS 特有の装具の必要性に対する、上記の結果に記述された歩行の変化(表を参照)。引き出された機械的特性は、現代的な素材、装具の継手や製造技術によって、達成することができます。与えられたMS 特有の、病的歩行の個々の特徴、MS 患者の装具療法の要点は、包括的な診断の中にあります。よって装具は、常に個々の筋力や疲労を考慮して、製作されなければなりません。

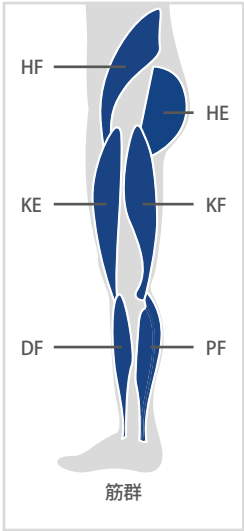
必要条件 装具の	機械的 特性	例
立位や歩行の安定性	- ばね力の高い動的背屈ストッパー - 脛骨前方シェル - フットピース - Stance phase 制御	- 機械的足継手の抵抗 - 剛性または部分的に可撓性のフットピース - 自動制御の膝継手
エネルギー返還	- 確定された回転軸 - 強いばね力 - 動的背屈ストッパー	踵離地と蹴りだしの支援
解剖学的関節の可動域	- 確定された回転軸 - 受動的底屈 - 踵ロッカー - 動的背屈ストッパー	解剖学的な足関節軸と一致した機械的回転軸の位置
調整が可能	- 調整可能なばね力 - 調節可能なアライメント - 調節可能な可動域	調節可能な動的足継手
軽量	軽量な素材の使用	カーボン、ケブラー
ソフトストッパー	- 確定された回転軸 - 強いばね力	動的背屈と底屈ストッパー

広範な身体の検査は、最適な装具療法の基本です。これには、将来の装具を計画することに必要な患者のすべてのデータを収集することが含まれます。*

この計画の過程の一部として、装具にかかる推定の負荷や必要な機能を決定します。特に、疲労に関わる場合には、支持と可動域は、他との比較において、注意深く重みづけをしなければなりません。Janda [Jan] による筋機能検査は、装具によって、究極的に必要とされるサポートについての情報を提供してくれます。*

- * 収集すべき患者データ
- 体重と身長
 - 靴の計測
 - 距腿関節の可動域
 - 膝関節と股関節の位置
 - 筋力**
 - 活動レベル
 - AP採寸値

- ** Jandaによる筋機能検査
筋群(右を参照)
- HE (股関節伸筋群)
 - HF (股関節屈筋群)
 - KE (膝関節伸筋群)
 - KF (膝関節屈筋群)
 - DF (背屈筋群)
 - PF (底屈筋群)



筋肉機能検査の評価基準

- | | |
|---------|--------------------------------|
| 0 (ゼロ) | 収縮の徴候が認められない筋肉 |
| 1 (わずか) | わずかな収縮の徴候は認められるが、有効な動きはみられない筋肉 |
| 2 (不良) | 重力がかからない状態で完全な運動範囲 |
| 3 (可) | 重力に対抗して完全な運動範囲 |
| 4 (良) | ある程度の抵抗と重力に対抗して、完全な運動範囲 |
| 5 (正常) | フル強度の抵抗と重力に対抗して、完全な運動範囲 |

疲労への配慮

歩行のような身体活動は、筋の疲労を起こします。そのような疲労は、MS患者の筋機能に対しては、健常者よりも大きな影響を及ぼします[Pha]。

この要素は、疲労した筋は筋機能不全と組み合わせることにより、急速に転倒にいたる可能性があるため、より重篤な患者では特に重要です。装具を製作する際には、筋が疲労した後に必要となる安全性を保証するために、疲労を考慮する必要があります。疲労については、6分間歩行テストによって身体の検査に含めることができます。

6分間歩行テスト

臨床的な文脈や理学療法中に、この6分間歩行テストは、状況や進行を経過観察するために、MS患者のリハビリテーションに使用されます。これはまた、筋疲労を制御された状態で引き起こすのにも適しており [Leo]、このことが、装具療法のための身体検査の一部としても優れている理由です。しかしながら、転倒を起こさないよう保証することが、非常に重要です。患者の安全性を増すために、杖などの医療器具を使用することができます。

- これらは6分間歩行テストを行う際の選択肢です：
1. 患者は、6分間歩行テストを装具なしで完遂する。
 2. 患者は、装具なしでは歩行できないため、6分間歩行テストを装具ありで完遂する。
 3. 患者は、6分間歩行テストを他の医療器具あり、または他の人の介助のもとで完遂する。

患者が6分間を継続する前に疲労困憊してしまう場合には、テストを完遂する前に中止します。患者の筋疲労を引き起こすという目的はすでに達成されているからです。テストを中止した時間と、それまでに歩行した距離は、経過観察のために忘れずに記録しなければなりません。

義肢装具士は、どのような環境であっても、自分自身だけで簡単に6分間歩行テストを行うことができるでしょう。必要なものは、ストップウォッチと事前に計測しておいた歩行路のみです。

分かりやすくするために、歩行路は、道路コーンなどの器具を使用して、明確に示すべきです。テスト中には、義肢装具士は、患者を歩行路に沿って行ったり来たり、6分間、歩行させます。患者が歩行した距離を計測するには、片道の距離に経路をあるいた回数をかけることで計算が可能です。

歩行距離 [m] = 片道の距離 [m] x 歩いた回数

筋力の測定

装具を製作する際に、筋疲労がない状態と、ある状態の両方を考慮するために、筋機能検査は、両方の状態で行わなければなりません。筋疲労の程度を正しく測定するには、6分間歩行テストの直後に、2回目の筋機能検査を行います。最初の筋機能検査を行う際には、患者はすでに一日の活動によって、ある程度の疲労を示していることを考慮に入れる必要があります。

上記の手順は、以下のようにまとめることができます：

- 1. 最初の筋機能検査(筋疲労がない状態)
- 2. 6分間歩行テストの直後に
- 3. 2回目の筋機能検査(筋疲労を起こした状態)

次の章で紹介する Orthosis Configurator は、上記の患者データをベースとして、装具の負荷と機能を計算します。これには、疲労を考慮した筋力が含まれます。



www.orthosis-configurator.com

1. 最初の筋機能検査(筋疲労がない状態)





背屈

☐

0

☐

1

☐

2

☐

3

☐

4

☒

5

2. 6分間歩行試験



3. 2回目の筋機能検査(筋肉疲労を起こした状態)





背屈

☐

0

☐

1

☐

2

☒

3

☐

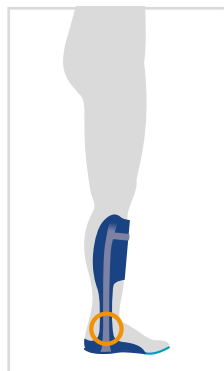
4

☐

5

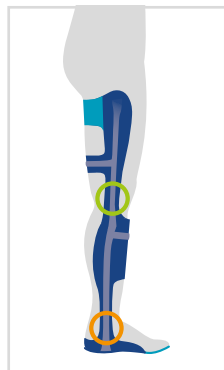
装具のタイプ

患者の筋機能不全に応じて、装具療法の選択肢は異なります。最も重要な機能的な違いは、装具のタイプと継手の特性にあります。



短下肢装具(AFO):

AFOは、異なるバージョンや様々な足継手を使用して製作することができます。これらは、主に底屈筋群や背屈筋群に問題がある際に使用されます。使用される足継手によって、AFOには背屈を制御する底屈ストッパーや、過度の背屈を防止する背屈ストッパーが組み込まれます [Plo]。



膝関節-足関節-足部装具(KAFO):

KAFOは、足継手と、自由に動く筋力の強さによるものの、自動的な (Stance phase 制御付の) 膝継手または、ロック式の膝継手を組み込んで製作されます。それらは主に、大腿四頭筋が明確に衰弱している際に使用されます。患者は、膝関節の伸展を補助するために、歩行中に大腿の上に手を置きますが、これは、この衰弱を示唆するものです。膝関節の過伸展はそれを代償するものであり、体幹が過度に前傾していることは、KAFOが必要であることを示唆する最初の兆候です [Nol]。

(AFOとKAFOの)足継手の機能:



背屈ストッパー

- 患者が立つ際に、安定したバランスを確立すること
- 生理学的な膝関節の伸展と *Terminal stance* で開始する踵の離地
- 治療のオプション: 静的または動的背屈ストッパー付の足継手

例: NEURO SWINGシステム足継手



底屈ストッパー

- Swing phase 中に足部は軽度背屈を保つ
- 足部の制御された下降
- 膝関節屈曲モーメントと制御された下腿前傾の調整性

例: NEURO CLASSIC-SPRINGシステム足継手

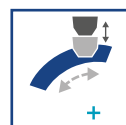
(KAFOの)膝継手の機能:



自由可動

- 膝関節の動作は妨げられない
- (伸展ストッパーにより) 伸展の可動域制限が可能
- 外側のガイドと安定性
- 後方にオフセットされた自由可動のシステム膝継手により、*Mid stance* がより安全になる

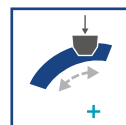
例: NEURO VARIOシステム膝継手



自動

- 膝関節屈曲は *Stance phase* でロックされ、*Swing phase* で再度解除
- ロックとロック解除は、機械的あるいは電子的に可能
- 大きな可動域を備えた最適な安全性
- リハビリテーション中の訓練に最適

例: NEURO TRONICシステム膝継手



ロック

- 歩行中は完全にロック (膝関節は屈曲不能)
- *Stance phase* で最大限の安定性
- マニュアル解除が可能 (例として、着座時に)
- 不利な点: 膝関節屈曲が起きないことを代償する、代償メカニズムの発達

例: NEURO FLEX MAXシステム膝継手



AFO = 短下肢装具 – 足関節と足部の両方をおおう装具
KAFO = 膝関節-足関節-足部装具 – 膝関節、足関節と足部をおおう装具。

装具のコンフィグレーション

MS 患者に対して、負荷に耐えることができながらも軽量であり、機能的な必要条件を全て満たすことのできる装具を提供するには、様々な患者の情報が必要です。患者のデータは、どのタイプの装具が必要か、また、どの膝継手や足継手が機能するかについての情報を提供してくれます。

関連する患者データの例:

- 体重と身長
- 疾患と障害
- 膝関節と股関節の肢位(例として、過伸展)
- 活動レベル
- 筋力

装具と関節機能の例:

- 背屈ストッパー
- 底屈ストッパー
- (Stance phaseで)動的な膝継手の伸展
- (Stance phaseで)膝継手の最大限の安定性
- (Swing phaseで)膝継手の屈曲

義肢装具士にとって、装具を計算したり計画する際に、これらの要素のそれぞれを考慮に入れることは、非常に難しいことです。FIOR & GENTZのOrthosis Configuratorのような演算処理システムのみが、複数のデータを正確に評価することができます。

コンフィグレーションの過程を通じて、治療に関連する全ての患者データが収集され、FIOR & GENTZのOrthosis Configuratorの入力マスクに入力されます。選択可能な装具のタイプと継手の機能(ページ18fを参照)を選択することによって、最終的な装具の設計を、段階を踏んで行うことができます。



4ステップの Orthosis Configurator



1. 患者データ

義肢装具士は、収集された患者データを、入力マスクの対応するフィールドに打ち込みます。

2. システム部品

彼らは、様々な選択肢の中から選択し、Orthosis Configuratorは、これをベースに必要なシステム部品を計算します。

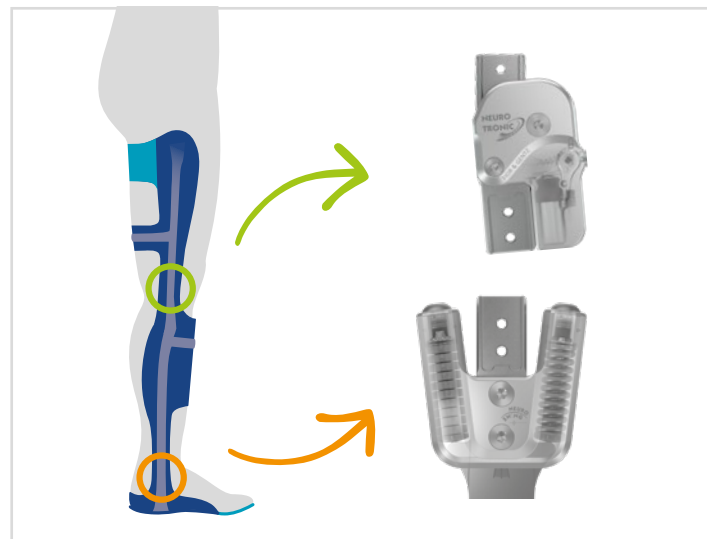
3. 個別調整

コンフィグレーションが完了すると、義肢装具士は、装具を構成するのに必要な部品リストを受け取ることができます。

4. 結果

その後、ウェブショップで決定した部品を注文する、または計算の結果をプリントアウトすることもできます。

サンプルのコンフィグレーション結果の引用:



AFOの基本的な機能は、Swing phase 中に足部をニュートラル位置またはわずかな背屈位に保つことにより、躓かずに脚を自由に振り出すことを可能することです。この足部位置により、Initial contact時に踵から接地できます [Nol, p. 659]。ただし、この基本的な機能以外にも、装具が満たすべき要件はあります。

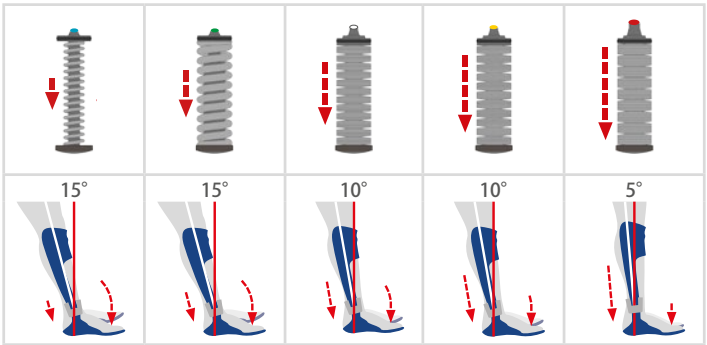
AFOは、可能な限り最適なバイオメカニクス的な状態を確立できるよう、病的歩行に最適に適合させなければなりません。NEURO SWINGシステム足継手は、交換可能なばねユニットと、調節可能なアライメントおよび可動域によって、この目標を達成します。

Initial contact と Loading response 中の歩行に対する効果

NEURO SWINGシステム足継手のばねユニットは交換可能であるため、病的歩行に対して必要なばね力を最適な方法で適合させることができます。適切なばね力は、様々な機能について注意深く考慮することを必要とする、最適化の過程で見出します。それでも、調節がオプションとして用意されていることは、装具のパーソナライズに大きなメリットとなります。

NEURO SWINGシステム足継手では、確定された回転軸と調節可能な可動域によって、受動的底屈と生理学的なヒールロッカーが可能となります。底屈の範囲は、選択するばねユニットによって変わります。この足部底屈の動きは、後方ばねユニットにより制御されます。普通強度のばね力を（青いばねユニット）、15°の可動域と組み合わせることにより、最大のヒールロッカーが可能となります。

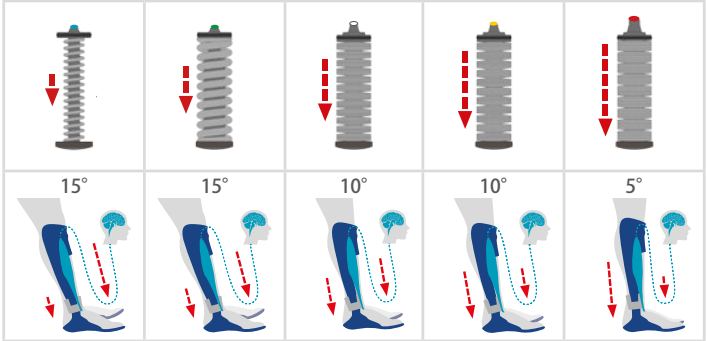
ヒールロッカーの調節



ばね力が弱いほど、ヒールロッカーは大きくなる。

受動的底屈は、前脛骨筋の遠心性収縮により制御されます。よって、これにより正しい大腿接続が運動インパルスを経て確立されます [Hor, pp. 5-26]。遠心性収縮の程度、およびこれによる運動インパルスのレベルが、ばね力と可動域により影響を受けます。

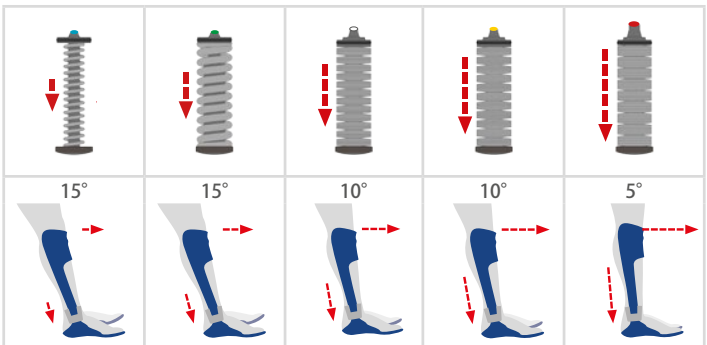
前脛骨筋の遠心性収縮の負荷調節



ばね力が弱いほど、前脛骨筋の遠心性収縮への負荷は大きくなる。

ばね力が大きくなることによって、ヒールロッカーの範囲と受動的底屈の可動域が減少するため、これに比例して膝関節に加わる屈曲モーメントは増加します。これによって脛骨の前傾は速くなり、大腿四頭筋に対する荷重が大きくなります。底屈に対する抵抗が増加することによって、Loading response と Early mid stance との間で膝関節の屈曲が増大し、最大底屈は小さくなります [Kob, p. 458]。

脛骨の前傾の調節

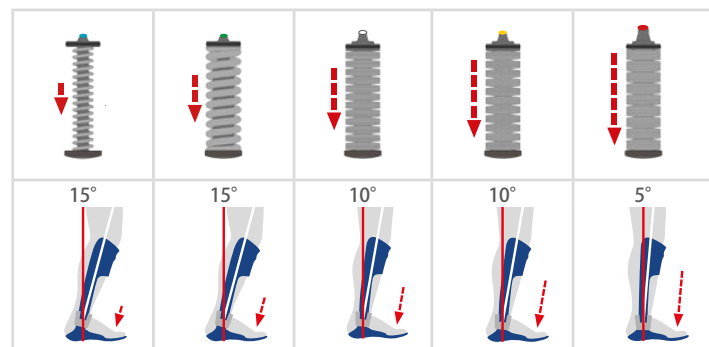


ばね力が強いほど、脛の前傾は速くなる。

Mid stance 中の歩行に対する効果

Mid stance には、下腿は前方ばねユニットの抵抗に抗して、前方に傾斜します。超強力なばね力を備えた、赤いばねユニットにより、最大の抵抗が生じます。加えられたエネルギーは、皿ばね内に蓄積されます。足関節の運動の大きさは、選択したばねユニットの可動域 (5°~15°) によって制限されます。この歩行周期中の装具の調整可能なアライメントの利点をフル活用するためには、10°~12°の脛骨前傾を意図することが推奨されます。この傾きは、最適なテコ比をもたらします [Owe, p. 257]。この装具のアライメント調整は、継手で直接に調節できます。

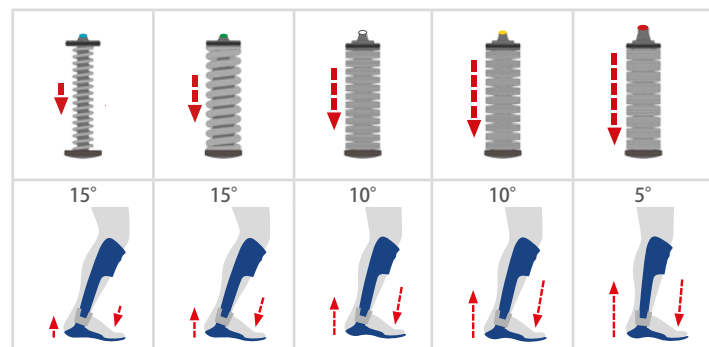
背屈に対する抵抗の調節



ばね力が強いほど、背屈に対する抵抗が大きくなります。

Terminal stance 中の歩行に対する効果

踵離地の調節



ばね力が強いほど、踵の離地は早くなる。

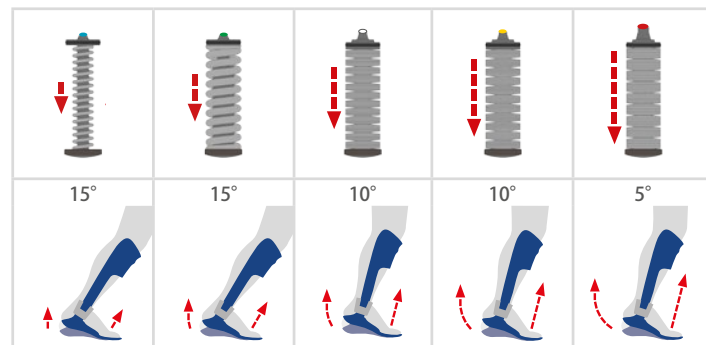
Late mid stance から Terminal stance にかけて、圧縮された前方ばねユニットがエネルギーを放出し、これが踵の離地を起こします。非常に強力なばね力と5°の可動域により、踵は、普通のばね力と可動域15°の場合よりも早期に離地します。

Pre swing 中の歩行に対する効果

前方ばねユニットに蓄積されたエネルギーが、Pre swing 中に放出されます。超強力なばねユニットは最大のエネルギーを蓄えることができるため、下腿の蹴りだしを最も強く支援します。強力なばね力と確定された可動域を備えたAFOでは、この蹴りだしは、Pre swing 中を生理学的歩行に近づけることをサポートできます [Des, p. 150]。最大の可動域を備えたばねユニットによって、足部が、最長経路を通してニュートラル位置に戻ります。

Swing phase 中の歩行に対する効果

蹴りだしのためのエネルギー回復の調節



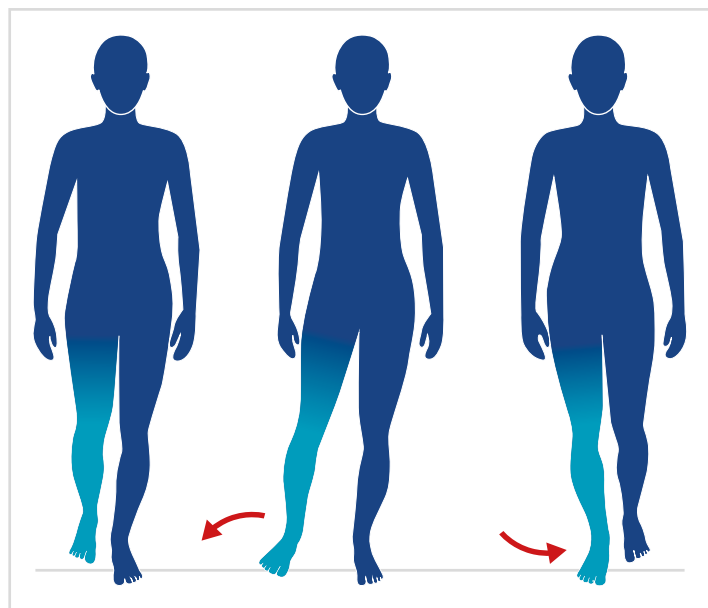
ばね力が強いほど、蹴りだしのためのエネルギー回復は大きくなる。

NEURO SWINGシステム足継手の5本のばねユニットはそれぞれ、ニュートラル位置またはわずかな背屈状態に足を維持するのに十分な強さを持ち、これによって、Initial contact で踵から床に接触するようにします。この位置は、ヒールロッカーと生理学的Loading response のために、最も重要な条件となります [Nol, p. 659]。

正常歩行では、躓かずに前方に動作できるように、遊脚側は効果的に短縮しなければなりません。この必要条件により、Swing phase 中には、生理学的に股関節や膝関節の屈曲、および足部の背屈が起こります。

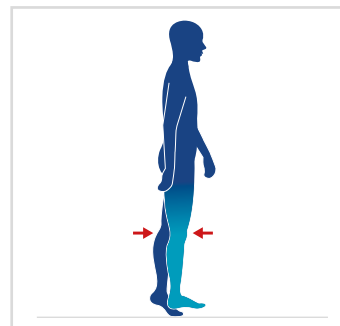
特定の歩行障害では、股関節または膝関節の屈筋群の機能不全などを例として、この遊脚側の短縮が阻害されます。背屈筋群が機能障害を起こすと、Swing phase 中に足部の底屈が増加するために、遊脚側は、機能的に延長します。ロック式のKAFOを装着している場合、膝継手の恒久的なロックにより、同様に膝関節の屈曲が妨げられます。

このSwing phase中の機能的短縮の欠如に対しては、身体は様々な方法で代償が可能です。また、いくつかの代償メカニズムの組み合わせが起こることもあります：



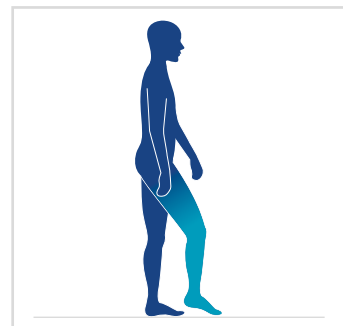
分回し

Swing phase 中に、下肢は、支持脚の周囲で半円を描くように運動し、前方に振られます。この動作中には、股関節の外旋が起こります。長期的には、この動作は股関節の問題を起こす原因となります。



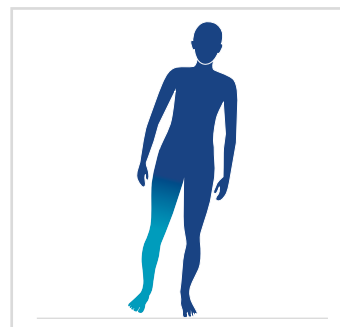
伸び上がり

この代償メカニズムは、反対脚の底屈として説明されます。患側の下肢が機能的に延長、または屈曲できないため、支持脚である反対側が代わりに延長し、患側の振り出しを可能とします。



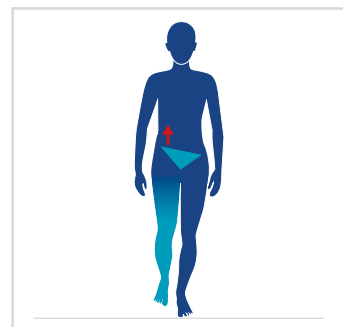
足部の下垂

患者は、Swing phase 中の背屈の欠如を、膝関節や股関節の屈曲を増加させることで代償します。この時 *Initial contact* は、足底全体、またはつま先で起こります。そのことが、この代償メカニズムが、鶏歩と比較される理由です。



体幹の側方傾斜

Swing phase 中に延長した下肢を振りだすために、患者は身体全体を逆側に向かって傾けます。前腕型クラッチのような医療器具は、必要な安定性を提供することができます。



ヒップハイク

ヒップハイクは、遊脚側の骨盤の過度の持ち上げとして説明されます。このことにより、延長した遊脚側が、躓くことなく振り出せるような空間が生まれます。

Renata Horst氏

Renata Horst氏は、ハンブルク生まれ、ニューヨーク育ち。ドイツとオーストリアで理学療法の教育を修了。1999年、PNFと既存の手技療法の発展として、N.A.P.®を開発。

Renata Horst氏は、現在、ベルリンにあるN.A.P.アカデミーを率い、ベルリン、インゲルハイム、フライバーグで自身のトレーニングワークショップを行っている。彼女は、N.A.P.®およびPNFの指導者として、さらにベルリンとインゲルハイムで理学療法士として務めています。さらに、神経整形外科リハビリテーションに関する論文や書籍を数多く執筆し、国際的に講演や教官として指導を行っています。Renata Horst氏は、この章のために、エクササイズを指導し、それを著者として解説します。



参考書籍

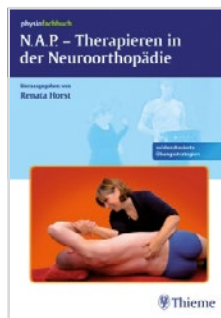
Renata Horst 氏
N.A.P. – Therapien in der
Neuroorthopädie

ISBN: 978-3-13-146881-9

March 2011, Thieme Verlag, Stuttgart

2nd edition: July 2020

The book N.A.P. 「N.A.P. – Therapien in der Neuroorthopädie」は、神経整形外科的アクティビティ - 依存型可塑性について述べ、エビデンスに基づいたのエクササイズ戦略について説明しています。



筋と神経学的な基礎に加え、ヒトの運動のバイオメカニク的な背景や、疾患とその治療によって引き起こされる身体の反応に基づいた疾患に対する戦略についての、臨床的文脈が確立されています。N.A.P.®は、患者の能動的な参加を伴う、有用な活動の中で、動きを伝えようというアイデアに基づくものです。よって、この療法コンセプトには装具が積極的に組み込まれます。脳が、バイオメカニカルな状況に関して、即座に反応を受け取ります。別の章では、MSの人々の評価とエクササイズについて特に取り扱います。

このエクササイズについて

しばしば、患者と治療者の双方が、医療器具を使用すると使用前の状態よりも筋が弱くなるのではないかという恐れを表明します。しかしながら、治療が最良のバイオメカニク的な状態を作るなら、そのようなことは当てはまりません。標的を絞った運動刺激を通じて、脳はそれに対応する関節を安静させる筋群の制御を学習します [Fu]。特に、深部感覚障害のケースでは、装具だけが歩行の安定性を提供できるのみならず、能動的なトレーニングを可能にするのです。このようにして、活動に依存する皮質ニューロンネットワークが、装具の助けを得て形成されるのです [Jen]。

個々の治療においては、治療者は患者とともに必要となる状況について構造的に訓練することができ、それによって、特に疼痛を伴う拘縮を予防することができるのです。ここでは、MP関節のような解剖学的な関節を動かすことも重要であり、医療機器を用いた治療によってそれを安静させることも重要です。運動学習には、短期的な機能的変化を長期的な構造的変化に変換する過程が関わります。装具を組み合わせることによって、活動を支援する治療を行うことが可能となります。しかしながら、患者自身が治療のセッションの間に自分でトレーニングを継続することが必須です。

次の章では、私たちは、理学療法士のサポートを得て行うことも、一人で行うこともでき、装具ありでもなしでも可能な、理学療法エクササイズをご紹介します。正しく実施する方法や、生理学的状況からのあり得る逸脱については、文章で説明し、写真で示されます。ご紹介するエクササイズは、全てN.A.P.®の治療をベースにしており、拘縮を予防しながら、解剖学的な関節の可動性を維持することを目的にしています。

記述されたエクササイズは、フォローアップの検査の一部として、筋機能を評価することにも使用が可能です。足部が遊脚側を自動的に可動できるだけの筋力を備えているかどうかなども評価できるはずです。例えば、足趾屈筋群が、蹴りだしに十分な加速力を出すほどには柔軟ではない場合、床から足部を持ち上げるために、膝関節や股関節の屈筋群をトレーニングする必要があります。そうすることによって、転倒のリスクを最小化することができます。

エクササイズ1: 背臥位での骨盤の持ち上げ

目的: 下肢、特に左の伸展筋の共同作用(底屈筋群、ハムストリングス、臀筋群)の強化

実行方法: 患者は仰向けに横たわり、足部を並べて配置します。その後、臀部を持ち上げます。

手順: 臀部が持ち上げられたら、治療者は、距骨を内旋させるように圧迫を加え、左足を固定します。さらに、治療者は転子窩を通じて股関節の方向に圧迫を加えることによって、股関節の伸展を支持します(図1)。



図1

自主エクササイズ: 患者は装具を装着してエクササイズを行います。装具が体性感覚のフィードバックを提供することによって、患者は、自身の下肢の位置をより強く感知できるようになります。このようにして、患者は筋連鎖を個別に制御する方法を感じ取ることができます(図2)。



図2

エクササイズ2: 四つ這いで臀部を後方に下げ踵に着ける - ロック

目的: ストレッチ後の伸展筋群の共同作用による加速力をつけるための足趾の屈筋群、大腿四頭筋や背部伸筋群の柔軟性トレーニング。

実行方法: 患者は、四つ這いになり、足趾を背屈します。患者は、ゆっくりと体幹を後方、踵部に向かって下げ、再び足趾で蹴って、体幹を前方に戻します。

手順: 患者が踵に向かって下がる際に、治療者は自身の左手で母趾の中足骨頭の方に圧迫を加えて、患者の左足を固定します。これを行うことで、治療者は踵骨を少し内方に回旋させることができます。右手は転子窩に圧迫を加え、股関節を固定します。患者は、自身の前腕と治療者の保持によって、踵に向かって下がりながら、背側と遠位方向にけん引をかけます(図3)。けん引に抗して、患者は底屈筋群を使用して、自身を前方に押し出します(図4)。



図3



図4

自主エクササイズ: 患者は、セラバンドによるけん引に抗して、エクササイズを行います。患者は、足部を安定させるために、踵の間にエクササイズバーを挟んで保持します。この位置で、患者は自身の足部の位置を視覚的に確認することができます(図5)。



図5

エクササイズ3

3a: ストレッチャーを押して動かす

目的: 足趾屈筋群の柔軟性トレーニングと加速力の向上。

実行方法: 患者は、ストレッチャーの前に立ち、前腕をその上に預けて置きます。その後、患者は、ストレッチャーを前方に押します

手順: 下肢がより重要な場合は、患者により強い体性感覚のフィードバックを与えるために、セラバンドをらせん状に巻き付けます。このことにより、左足を回内させた状態で蹴りだすことができます(図1)。



図1

3b: 立位から膝立ちへの移行

目的: 下肢の伸展筋群の共同作用による、遠心性、求心性トレーニングと足趾の屈筋群の柔軟性の向上

実行方法: 患者は、立ち上がった状態からゆっくりと膝を下げて膝立ちになり、また立ち上がった状態に戻ります。

手順: 下肢がより重要な場合は、患者により強い体性感覚のフィードバックを与えるために、セラバンドをらせん状に巻き付けます。そうすることによって、患者は回内を使って足部をより容易に安定させることができます(図2)。



図2

患者は、同じエクササイズを、装具を装着して行うことができます。ただし、患者は自身のつま先により強く体重をかけなければなりません(図3)。



図3

エクササイズ4

4a: 踵に臀部をつけて座る(正座)

目的: 前脛骨筋と大腿四頭筋の柔軟性トレーニング

実行方法: 患者は、足部の背面を床に平らにつけて、踵部の上に臀部を着けて座ります。

手順: バランスをよりよく維持できるように、患者は、片手を椅子の上に置いて、自身を支持します(図4)。



図4

4b: 正座から膝立ちへの移行

目的: 腓骨筋とハムストリングスによる安定を使用した股関節の伸展

実行方法: 患者は、正座から膝立ちへ、自身で上がります。

手順: バランスをよりよく維持できるように、患者は、片手を椅子の上に置いて、自身を支持します(図5)。

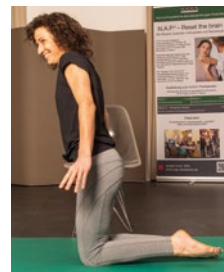


図5

4c: 膝立ちから片脚の膝立ちへの移行

目的: 支持脚(右足)の安定性のと非支持脚(左足)の機能的向上、および、非支持脚の動作を容易にするための、(正座での)足部拳上筋の予めのストレッチと(膝立ちでの)股関節屈筋群のストレッチ。

実行方法: 膝立ちの状態から開始し、患者は左脚を前に出し、立ち上がりの状態にします(図6)。



図6

手順: バランスをよりよく維持できるように、患者は、片手を椅子の上に置いて、自身を支持します。同じエクササイズは、装具を装着した状態でも行うことができます(図7)。



図7

エクササイズ5:ステップ位置からの立ち上がり

目的: 伸展筋群の共同作用による、遠心性、求心性収縮の強化とMP関節の可動性の向上

実行方法: 座った状態から、患者は両手で手すりにつかまり、左足を使って蹴って立ち上がります。

手順: 治療者は、患者が前足部を使って立ち上がる際に、自身の左示指を使って、リスフラン関節線に沿って母趾中足骨頭の方に回旋をかけます(図1)。

自主エクササイズ: 患者は、セラバンドを下肢にらせん状に巻き付けて、エクササイズを行います(図2)。これにより、前足部は回内方向に支持され、腓骨筋による蹴りだし活動が起きます。



図1



図2

エクササイズ6:着席位置からの立ち上がり

目的: 脚軸を矯正した状態での伸展筋群の共同作用の強化

実行方法: 足部を互いに平行に置いた状態で、患者は椅子に着座し、その状態から再び立ち上がります。

手順: 患者は、立ち上がる際に、何か支持するものにつかまっても構いません。装具を装着しない状態では、着座した状態では左大腿は、内旋します(図3)。装具を装着した状態では、患者が立ち上がる際に脚軸が矯正されます(図4)。



図3



図4

エクササイズ7:階段の上り

目的: 支持脚の伸展筋群の共同作用をトレーニングするために最適な脚軸への負荷、および階段を上る際の非支持脚の開始の促進

実行方法: 患者は、一段、あるいは複数段、階段を上ります。

手順: 患者は、手すりにつかまっても構いません。装具を装着しない状態では、患者は階段を上るためにほとんど左足を持ち上げることができないので、右膝は大きく内側方向に逸脱します(図1)。装具を装着した状態では、右脚の脚軸は直立し、患者はより容易に左足を段の上に持ち上げることができます(図2)。

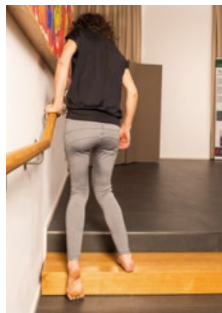


図1



図2

エクササイズ8:背臥位から側臥位への寝返り

目的: 股関節と股関節の屈筋群、および足部拳上筋の強化

実行方法: 患者は、背臥位から側臥位へと寝返りをうちます。

手順: セラバンドを両足部に巻き付けて、患者が背臥位から側臥位に寝返りをうつ際に、けん引刺激を加えます(図3)。同じエクササイズは、装具を装着した状態でも行うことができます(図4と5)。



図3



図4



図5

AFO

(短下肢装具): 足関節と足にわたる装具。

軸索

(ギリシャ語 *axon* = 軸): 神経細胞の延伸部分。ある神経細胞体から他の神経細胞に電気刺激を伝達する。軸索とそれを取り囲むミエリン鞘を合わせた単位は、神経線維とよばれる。

ケーデンス

(ラテン語 *cadere* = 落ちること): この文脈では: 歩行の比率単位(分または秒)あたりの歩数。

認知

(ラテン語 *cognoscere* = 認識すること): ある人の知識、理解や思考についてよばれるもの。

代償メカニズム

(ラテン語 *compensare* = 代償する、補填する): 失われた↑生理学的運動を代償、置き換えて、特定の目的を達成するもの。Swing phase 中の足部の挙上や膝関節の屈曲の機能不全は、目的を達成する(ここでは、下肢の振り出し)ために様々なメカニズムで代償され得る。

求心性

(ラテン語 *con* = 一緒、*centrum* = 中心): 中心に向かって動く、共通の中心を有する。機械的な文脈では、力が正確に中心に加えられることを意味する。生理学的な文脈では、筋肉がそれ自身を収縮させることによって求心運動を行い、関節運動を引き起こす。

拘縮

(ラテン語 *contrahere* = 引き締める): 組織の短縮化 (例えば筋肉や腱)。近接する関節の、可逆的または不可逆的な、運動制限や固定的変形をもたらす。弾力的拘縮と剛性の拘縮がある。

皮質の

(ラテン語 *cortex* = 樹皮): 皮層部にある皮質からくる。皮質は、ここでは大脳皮質を意味する。

遠位

(ラテン語 *distare* = 離れた位置にある): 身体の中心から離れる方向を示す。遠位の反対は、↑近位。

背側

(ラテン語 *dorsum* = 背中): 背中、背側を意味する。足の位置: 足の背側。

背屈

足を上に上げるよう足首を曲げること。背屈の反対の動きは、↑底屈。下腿と足部の間の角度が減少するため、背屈と言われる(↑屈曲)。ただし機能的には、伸展する意味のストレッチの動きである。

背屈ストッパー

↑背屈↑の角度を制限するための、装具の構築要素。背屈ストッパーは、前足レバーを活性化させ、支持面積を形成する。さらに、背屈ストッパーを装具のフットピースと組み合わせることにより、膝関節の伸展モーメントが生じ、*Terminal stance* には踵の離地が始まる。

背屈筋

足部を上げるための筋肉。↑背屈を参照。

動的

(ギリシャ語 *dynamikos* = アクティブ、強い): 動きを示す。モーメントとエネルギーで特徴付けられる。よって、動的↑AFO では、解剖学的足関節で画定された動きを可能にする。↑

離心

(ラテン語 *ex* = 外側、*centro* = 中心): 中心の外側にある、または中心から外へ離れる。機械的な文脈では、力が中心から外れて加えられることを意味する。生理学的な文脈では、筋肉がそれ自身を伸展させることによって離心運動を行い、関節運動を減速させることにより制御する。

過度の

(ラテン語 *excedere* = 横切る、超える): 抑制なしに、過度に正常を超える。

伸展

(ラテン語 *extendere* = 伸ばす): 能動的または受動的に関節をまっすぐにする。伸展は、曲げ (↑屈曲) の反対の動きである。関節の角度が増加するのが特徴である。

伸展筋群

能動的にあるいは受動的に関節を伸展するための筋肉。↑伸展を参照。

伸展筋群の共同作用

複雑な動作を行うための↑伸展筋として作用する筋群の相互作用

疲労

(ラテン語 *fatigatio* = 疲労): 肉体的な、あるいは精神的な、病的消耗。疲労は、多発性硬化症、リウマチ性疾患、パーキンソン病や腫瘍のような慢性疾患の症状として起こり、休息や睡眠などの通常の回復メカニズムでは改善しない。

屈曲

(ラテン語 *flectere* = 曲げる): 能動的または受動的に関節を曲げること。屈曲の反対の動きは伸ばし (↑伸展) である。関節の角度が減少するのが特徴である。

屈筋群

能動的にあるいは受動的に関節を屈曲するための筋肉。↑伸展を参照。

殿筋

骨盤と大腿の間に位置する筋群であり、股関節を操作し、臀部を形成する。殿筋は、3つの筋、大殿筋と中殿筋、小殿筋からなる。

床反力

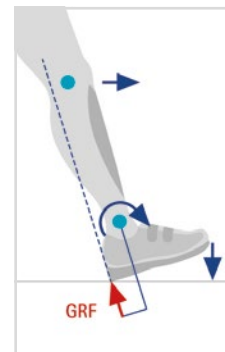
(GRF): 体重の反作用として床に生じる力。床反力ベクトルは、床反力の大きさ、原点、作用方向を示す理論的な線である。

ヒールレバー

旋回点が↑踵接地点であるレバー (テコ) であり、踵接地点から、解剖学的足関節の旋回点までの距離が、レバーアームとなる。*Initial contact* 時に、↑足関節から↑背側へと動く床反力によって、踵接地点を中心とした回転が生じる

踵ロッカー

踵接地点を中心とした↑足部の完全な回転。それは *Initial contact* と *Loading response* の間に、解剖学的な足関節で起こる: *Terminal swing* から *Initial contact* にかけて、遊脚は約1cmの高さから床面に「落ちる」。踵接地点で↑床反力が有効になる。力ベクトル (破線) は足首から背側を通る。結果として得られる↑踵レバーにより、底屈モーメントが足関節内に生じ、足が下に下がる。↑前脛骨筋はこの動きに対して↑離心方向に作用し、↑制御された足下げが可能になる。



過伸展

(ギリシャ語 *hyper* = 超えた、上の; ラテン語 *extendere* = 伸展): 身体部位の過度な伸展。膝関節では、それは反張膝 *genu recurvatum* (ラテン語 *genu* = 膝関節; *recurvare* = 後ろ方向への曲がり) ともよばれる。

多職種連携

(ラテン語 *inter* = 間): 複数の分野間の協力に関するもの。学際的。

ハムストリングス

ハムストリングス: 大腿の↑後側(背面)にある。ハムストリングスは股関節を↑伸展させ、膝関節を↑屈曲させる。

KAFO

(短下肢装具): 膝関節、足関節と足部をおおう装具。

リスフラン関節線

フランスの外科医、Jacques Lisfranc (1790-1847) にちなんで名づけられた。リスフラン関節線は、足部の足根骨↑近位と↑その↑遠位にある中足骨の間の関節線である。

大腿四頭筋

Musculus quadriceps femoris: 大腿部の、上部が4つに分かれた筋肉。身体で最大の筋肉。膝関節で下腿を伸展させる。大腿直筋、内側広筋、外側広筋、中間広筋が含まれる。

前脛骨筋

Musculus tibialis anterior: 脛骨の前面の筋。脛骨から内側の足骨端まで延び、足を↑背屈させる。

Mm.腓骨筋

Musculi peronei: 腓骨筋群。腓骨筋群には、短腓骨筋 (*musculus peroneus brevis*)、長腓骨筋 (*musculus peroneus longus*)、広義の第3腓骨筋 *musculus peroneus tertius*) の3つが含まれる。

MS 国際連盟

(略号 MSIF): 国内MS組織の世界的ネットワーク

多発性硬化症

(略号 MS): 中枢神経系の炎症性疾患であり、進行性の神経筋系の機能制限に至る (例として、歩行能力の問題)。

筋力

筋力とは、筋群 (例として、膝関節屈筋群) によって生み出される力を評価するために使用される変数。この力は、筋機能テスト [Jan] によって、計測される。そのテストは、それぞれの筋群のそれに対応する運動が可能かどうかの程度を評価する。筋力は、徒手的に加えられた抵抗、あるいは重力に抗して、課題を達成できるかどうかによって、6段階に分類される。

ミエリン鞘

(ギリシャ語 *myelos* = 髄): タンパク質と脂肪からなる保護層であり、脊椎動物の神経細胞の延伸部 (↑軸索) をらせん状に取り囲む。この層により、神経細胞の刺激はより早く伝達される。

神経の

(ギリシャ語 *neuron* = 神経): 神経細胞(神経)の機能や状態に関する。

神経学の

(ギリシャ語 *neuron* = 神経; *logos* = 学問): 神経系に関するもの。

不全麻痺

(ギリシャ語 *paresis* = 弛緩): 麻痺。ある筋あるいは筋群の運動機能の部分的喪失。これに対して、ある筋、あるいは筋群の機能の完全な喪失は完全麻痺とよばれる。

病理学的

(ギリシャ語 *pathos* = 痛み、病気): 異常 (変化)。

生理学的

(ギリシャ語 *physis* = 自然、*logos* = 学問): 自然な生命プロセスに関するもの。

底側

(ラテン語 *planta* = 足の裏): 足の裏面に関する、足の底方向。

底屈

足部を下に向けること。↑背屈の反対の動き。↑

底屈ストッパー

↑背屈↑の角度を制限するための、装具の構築要素。底屈ストッパーは、後足部のてこを活性化するために使用される。この活動により、例えば Swing phase中に足部の挙上が可能となり、躓かずに脚を自由に振り出すことが可能になる。

底屈筋

足を下げるための筋肉。↑底屈を参照。

PNF

Proprioceptive Neuromuscular Facilitation (固有受容体神経筋促進法)。PNF は、1940 年代以降、最も重要な理学療法コンセプトとなっている。PNF 療法と手技は、運動スキルの学習を促進する安全かつ経済的な運動戦略に関して、最善の運動品質を求めるものである。

踵接地点

*Initial contact*で、踵が最初に床面に触れる点。

素因

(ラテン語 *pre* = 前; *disponere* = 起こす、組織する): ある疾患が発現する可能性

進行性

(ラテン語 *progredere* = 進行する): 疾患の進行、あるいは↑症状の発現

回内

(ラテン語 *pronare* = 屈する、折り曲げる): 縦軸を回転軸とした足部の内向きの回転、あるいは足の外側縁の挙上。この動きを行わせる筋肉は、回内筋と呼ばれる。

固有受容感覚

(ラテン語 *propriu* = 自身の; *recipere* = 吸収すること): 感覚の印象の感知の説明とその脳への伝達に関する記述。これらの感覚の印象は、自分自身の位置や活動状態、あるいは関節や筋、腱にかかる力などに関するものである。固有受容感覚は、深部感覚としても知られる。

近位

(ラテン語 *proximus* = 最も近い): 身体の中心に向かう方向を示す。近位の反対は、↑遠位。

蹴りだし

*Pre swing*の爪先離地で、脚の前への動きを加速する。

緩和

一次的なゆるみ

回旋

(ラテン語 *rotare* = 回転すること): 軸あるいは中心の周囲を円を描いて回ること。よって、内旋は、身体の一部を中心に向かう方向に回すこと。

知覚運動性

神経系の知覚部分と運動部分の相互作用。例えば、足底の感覚印象は、特定の筋肉の機能に影響する。

痙縮

(ギリシャ語 *spasmos* = 痙攣): 知覚運動機能を受け持つ一次運動ニューロンの損傷により生じる、間欠的または持続的な、不随意の筋活性化 [Pan, p. 2ff.]。

静的

(ギリシャ語 *statikos* = 立っている、立たせる): 力の平衡であり、静止、平衡状態、停止していること。静的↑AFOでは、解剖学的足関節で動かすことはできない。↑

症状

疾患に関連して起こった、患者または医師によって検知されたすべての兆候の総合。

転子窩

(ラテン語 *fossa* = くぼみ、ギリシャ語 *trochazein* = 走る、曲がる): 大腿骨の大転子の↑後内側表面にあるくぼみで、さまざまな筋肉の付着部となる。

距腿関節

(ラテン語 *articulatio talocruralis*): 上部足関節 (距腿関節) と下部足関節 (距骨下関節) は、下腿と足根骨の間にある2つの関節である。この蝶番関節は、下腿にある脛骨と腓骨、足首の距骨から構成されている。この関節は、関節腔と複数の靱帯によって安定になっている。距腿関節は、主に足部の↑底屈と↑背屈に寄与する。

略語	文献	ページ	略語	文献	ページ
[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	[No]	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 nd edition. Thorofare: Slack.	11
[Jan]	Janda V (1994): <i>Manuelle Muskelfunktionsdiagnostik</i> , 3 rd edition. 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	Web source:	(www.msif.org) https://www.msif.org/about-ms/what-is-ms/ Final access: 16 September 2022, 2.15 pm	
[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			



Orthosis Configurator

PR0263-JP-2023-07

FIOR & GENTZ

Dorette-von-Stern-Straße 5
21337 Lüneburg (ドイツ)

☎ +49 4131 24445-0
☎ +49 921 95659554

✉ info@fior-gentz.de
🌐 www.fior-gentz.com