

脳卒中ガイド

脳血管障害後の下肢装具療法のコンセプト

第4版



はじめに

WHOによれば、世界中で約1500万人もの人々が毎年、脳卒中に罹患しています。患者の約3分の1は、発症後に障害が残ります [Mac, p. 50]。ドイツでは、障害される人の数は、毎年、約196,000人にのぼります [Did, p. 592]。多くの場合、影響を受ける脳の部位には、筋骨格系を制御するプログラムが含まれています [Cor, p. 11]。脳卒中を発見し治療するのが早ければ早いほど、後遺症管理の結果が良くなり得るため、早期に対処することが重要です。さらに、数多くの臨床研究により、脳卒中後のリハビリにおいて、装具は高い価値を有することが確認されています [Bow, p. 87ff.]。しかしながら、脳卒中患者の装具療法には、まだたくさんの可能性が秘められています。NEURO SWINGシステム足関節は、新しいチャンスをもたらします。その結果、これまで適用されてきた不十分な装具コンセプトの大半は、考え直してみる必要があります。

私どもは、脳卒中治療の最初のステップとして、立位により注意を喚起したいと思います。この文脈において、装具は、個々の臨床実践において重要な手助けとなり得ます。本「脳卒中ガイド」は、医師、理学療法士、義肢装具士、バイオメカニクス技師の間で、脳卒中患者の装具療法についてのコミュニケーションを促進するために作成されたものです。また、より重要なこととして、患者のパートナーや介護者、そしてもちろん患者自身が、最適な装具の決定を行う際のコミュニケーションに関与することができます。

現在の治療コンセプトの重要な基盤は、N.A.P.®歩行分類です。これは、理学療法士Renata Horst氏との協力により開発されたものです。この分類によって、容易に病的歩行を見分けることができます。また、試験適合と写真に自発的にご協力くださった脳卒中患者のBeate Hesseさんに、特にお礼申し上げたいと思います。

私どもの「脳卒中ガイド」は、完璧ではないかもしれませんが。それでも、脳卒中患者の装具療法を考え直すのに役立つ刺激となることを意図としています。その品質の継続的な改善のために、皆様からのコメントやご意見をお待ちしております。

FIOR & GENTZチーム

目次

治療の目標	
脳卒中とは？	4
多職種連携チームによる脳卒中の治療	6
立位訓練	6
歩行訓練	8
従来型の装具	10
従来型装具のデメリット	12
装具の要件	12
NEURO SWINGシステム足継手	14
NEURO SWINGを備えたAFOの機能的利点	18
事前圧縮済みのばねユニット	18
事前圧縮していないばね	19
AFOを用いた早期治療の提案	28
AFOを使用した最初の運動	30
AFOを使用した立位の練習	30
AFOを使用した歩行の練習	31
脳卒中患者の分類	32
N.A.P.® 歩行分類	34
推奨治療	
歩行タイプ1aの推奨治療	36
歩行タイプ1bの推奨治療	40
歩行タイプ2aの推奨治療	44
歩行タイプ2bの推奨治療	48
ばね力の調節による歩行への影響	52
N.A.P.® による理学療法エクササイズ	56
NEURO SWINGシステム足関節に関する研究	64
用語集	
開始ページ	66
参考文献	
開始ページ	76

脳卒中とは？

脳卒中は、血管原性による脳の血流の急性減少であり、死亡や24時間以上も継続する二次的な症状にいたることがあります。脳卒中を発見し、治療するのが早ければ早いほど、長期の損傷を免れる可能性が高まります。主要なものとしては、全脳卒中のうち約80%が血流の急性減少（虚血性）によるものであり、全症例の15%が脳内出血（出血性梗塞）によって起こります [Did, p. 592]。特定の脳領域での持続的な供給低下は、様々な身体機能の障害を引き起こします。

運動制限

供給低下は、骨格筋系の運動機能を制御する脳領域を侵すことがあります。その帰結として、それらの神経細胞に接続している筋が、神経の刺激を受けることが早すぎたり、遅すぎたり、まったく刺激を受けないことがあります。それによって、膝関節や足関節の筋による安定が損なわれる結果となります。

代償メカニズム

機能障害によって、骨格筋系のバイオメカニク的な状況が変化すると、歩行や立位での膝関節や股関節の不安定性につながります。患者は、他の身体機能を使って、この不安定性を代償しようと試みます。ですが、これらの帰結としての、あるいは無意識的になされる代償メカニズムは、骨格筋系に損傷を引き起こします。

痙性麻痺

脳卒中後に一次運動ニューロンの錐体路が損傷すると、痙性麻痺による運動障害と代償メカニズムが合併することがあります。それに加えて、錐体外路神経が損傷すると、侵された筋の反射が攪乱されます。この結果、筋トーンが亢進します [Thi, p. 1102]。痙性麻痺が発症する、あるいは不安定感によって増強することがあります。



多職種連携チームによる脳卒中の治療

脳卒中の後、医療デバイスを用いた即座の治療が非常に重要です [Hes, p. 1105]。最良の方法で運動機能を再建し、機能障害による二次症状を避けるため、医師、理学療法士、作業療法士とともに、義肢装具士、バイオメカニクス技師からなる多職種連携チームが、同じ治療コンセプトを追求していなければなりません。第1段階の一つは、理学療法の早期開始です [Die, p. 34]。

立位訓練

歩く前に、まず立つことが必要です。静止して立つのは単純なことだと思われがちですが、実際は歩行と同じ筋肉群を使用しています。多数の微細な運動により、支持基底面の上に身体の重心を維持することができます。それによって、安定した動的なバランスが作られます。これらの微細運動は、上体の最小限の揺れとして現れ、重心動揺とよばれます。研究により、早期の、広範な立位訓練により、独立歩行を再獲得するまでの期間が短縮することが報告されています [Cum, p. 157]。

動的装具は、脳卒中後の安全な立脚をサポートする貴重な役割を果たし、痙性麻痺の発症を予防または軽減できます。患者は自分で装具を装着できない場合もありますが、立位訓練は急性期に開始する必要があります。この目的において、装具はできる限り頻繁に、装着しなければなりません。このようにすれば、支持された立位は、治療訓練とは別個に行っても、患者のベッドで早期リハビリとしておこなっても、あるいは他の人の介助のもとに訓練することもできます。早期から立位訓練を行うことには、以下のような利点があります：

- バランス感覚の回復が支持されています。
- 身体を直立させること（垂直にすること）は、人体の組織にさまざまな良い影響を与えます [Kne, p. 603]。
- 筋への負荷をコントロールすることで、自立歩行を取り戻すまでの期間を短縮することができます [Cum, p. 157]。
- 急性期に立位を開始することにより、運動インパルスを通じて正しい大脳接続を確立することができます [Cum, p. 157]。

また、リハビリの初期に立位訓練を行うことで、筋肉がストレッチされ、動的な負荷がかかるため、尖足の予防に役立ちます。この装具は、ベッドに横たわったときに足が永久的な尖足位になることを防ぎます。



歩行訓練

近年の理学療法目的は、運動インパルスを通じて正しい大脳接続を確立することによって、歩行訓練中に機能不全の筋群を治療することです [Hor, p. 5-26]。選択した治療方法により、この目標は、異なるやり方で成し遂げることができます。例えば、N.A.P.® のコンセプトでは、療法士は患者にとって正しいバイオメカニクス的な状況を作ります。この訓練には、目的をもった動作が組み入れられています。

理学療法と動的装具を組み合わせることで、生理学的歩行に近づけることができ、また、歩行中の痙性麻痺が低下することに役立ちます。この文脈において、比較的早期に装具を適合することは、患者の自立と安全に利点があります [Nik, p. 1623]。脳卒中患者歩行を向上させるために、多職種連携チームは、下図に様々な時期が示されている、生理学的歩行をガイドとして使用します [Per, p. 70ff., 92ff., 111ff.; Goe, p. 14ff., 44ff.]。

Jacquelin Perryによる、生理学的歩行の個々の期の区分

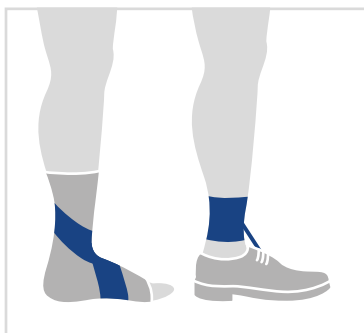
									
用語 (略語)									
Initial contact (IC)	Loading response (LR)	Early mid stance (MSt)	Mid stance (MSt)	Late mid stance (MSt)	Terminal stance (TSt)	Pre swing (PSw)	Initial swing (ISw)	Mid swing (MSw)	Terminal swing (TSw)
歩行周期の割合									
0%	0～12%	12～31%			31～50%	50～62%	62～75%	75～87%	87～100%
股関節角度									
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

脳卒中患者の治療は、重症度と疾患パターンの特性に応じて、さまざまなデバイスを使って行うことができます。それらには、バンドや特殊な整形外科的インソールなどのように単純な装具から、短下肢装具 (AFO) (足継手を含むものも含まないものもある) まで、さまざまなものがあります。症状が重い場合には、それらの治療には杖や歩行器を使う場合もあります。

効果的な装具は、理学療法の支援に必須です。場合によっては、装具の適合だけでなく、整形外科靴や、靴の改造・調節の導入が必要となります [Gru, p. 523]。このページでは、今日でも使用される脳卒中患者向けの一般的な装具についてまとめてあります。しかしながら、それらは整形外科技術の新しい発展の視点で、批判的にみるべきものです。

バンド

脳卒中患者の治療で最も単純な方法は、果上に取り付ける背屈支持バンドです。このようなバンドは、弾性ストラップと面ファスナーを使って、Swing phase中に足をニュートラル位置に維持し、解剖学的足関節を安定化します。しかしながら、AFOと比較すると、背屈支持効果はごくわずかです。

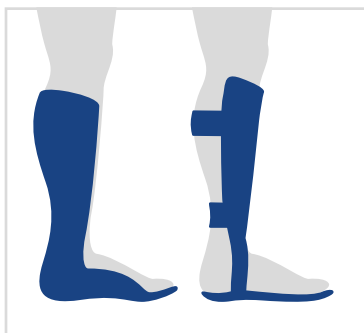


バンド

剛性装具

ポリプロピレン製またはカーボン製の剛性AFO (SAFO) は、足関節を動かすことはできません。SAFOは一般に、重度の痙縮がある患者に使用されます [Con, p. 437]。

前方シェルを備えた、いわゆる床反力AFO (FRAFO) も、解剖学的足関節の動きをブロックします。FRAFOはポリプロピレン製またはカーボン製です。前側シェルは、Terminal stanceでの膝関節伸展を可能にします。しかしながら、膝関節の過伸展がある患者には適応禁忌です [Fat, p. 527]。

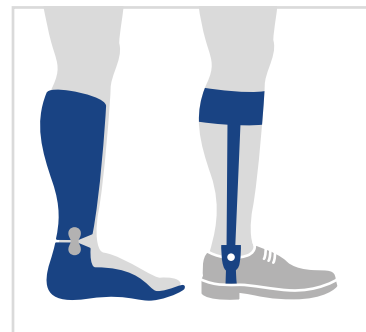


SAFO

FRAFO

足継手付き装具

古典的なヒンジ付きAFOは、底屈をブロックし、解剖学的足関節の確定された回転軸での背屈を可能にします。これらのデザインは一般的に、エラストマー製ばね継手を備え、ばね作用や背屈ストッパーがありません。よって、ヒンジ付きAFOは、必ずしもすべての脳卒中患者に適するわけではありません [Con, p. 437]。



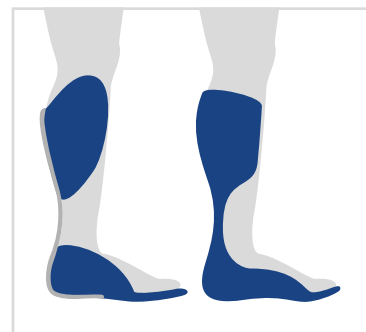
ヒンジ付AFO

金属支柱付AFO

靴に組み込まれた金属製AFOにも、画定された旋回点と、画定された運動範囲があります。しかしながら、これらの金属支柱AFOは、一般的に圧縮ばねを備えた簡単な継手が使用されているのみであるため、強いばね効果はありません。

背側リーフスプリング付き装具

最近では、ばね効果付きのAFO (いわゆる後側リーフスプリングAFO) が使用されています。強いばね効果は、カーボン製ばねを用いて達成されますが、この効果はポリプロピレン製の同様のAFOでは非常に小さくなります。この種の装具のデメリットとしては、確定された回転軸がなく、確定済みまたは調節可能な可動域もなく、アライメント調節もできないことが挙げられます。受動的底屈は完全に制限されます。



背側リーフスプリングAFO

従来型の装具

従来型装具のデメリット

列挙した装具にはそれぞれ、メリットとデメリットがあります。つまり、従来の装具を使った治療はそれぞれ、成功することもあるが、悪影響を及ぼすこともあるということです。主に、2つの特徴が治療目標にマイナスの影響を与えます：

1. 調節オプションがない

患者の病的歩行と、医師の要求、理学療法の目標に応じて、義肢装具士は必要に応じて作用を提供する装具を製作しなければなりません [Owe, p. 262]。しかしながら、調節オプションの不足のため、効果的な装具の製作はこれまで不可能でした。このため、これまで述べてきた装具では、患者の病的歩行に最適に適合させることは、限られた範囲でしかできませんでした。

2. 底屈の制限

列挙した構造のほぼすべてにおいて、生理学的底屈が制限されます。よって、背屈支援効果と踵ロッカーの理想的な妥協点が見つからなくなります。理学療法士は、非常に重要なヒールレバーを利用します。これにより、正しい大腦接続が運動インパルスを通して確立され [Hor, p. 5-26]、特定の筋トレーニングにより個々の筋群が強化されます。

装具の要件

最新の装具コンセプトは、患者のニーズと治療経過に合わせて、最適に調節可能であることが期待されます。また、立位においても歩行中でも、動的な安定性を確保できるものでなければなりません。そうして初めて、装具の全体的な目標である「生理学的歩行」が達成されることとなります。

よって、脳卒中患者向けの装具はすべて、調節可能な足継手を備えた状態で製作されるべきです。モデル製作中の患者の足部の位置と、装具を着着して体重がかかっているときの足部の位置とは異なるため、装具のアライメントを調節することが絶対に必要です。調節可能な運動範囲と可変ばね力により、装具士は、治療中に起こりうる歩行の変化に無理なく対応することができます。

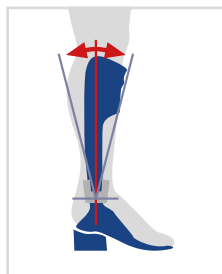
調節可能NEURO SWINGシステム足関節は、まさにそのために開発されました。



NEURO SWINGシステム足関節には、患者の要件に合わせて最適に装具を適合させるために、3つの調節オプションがあります。すべての調節オプションは個別に行うことができます。互いに影響し合うことはありません。

1. 調節可能なアライメント

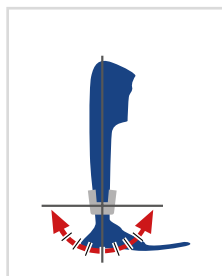
NEURO SWINGシステム足継手はアライメントが調整可能であるため、患者の生理学的歩行に合わせて装具を調節することができます。歩行に変化が生じた場合には、調節を修正し、チューニングすることによって素早く対応することができます。



調節可能なアライメント

2. 調節可能な運動範囲

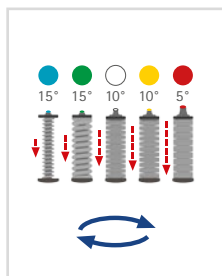
手術後のリハビリテーションの初期段階では、装具の運動範囲を部分的または完全に無効にし、治療の後期段階になってから運動範囲を有効にすることが必要な場合があります。NEURO SWINGシステム足継手に組み込まれた運動制限ねじにより、事前に設定された底屈と背屈の可動域を完全に遮断した後、徐々に解除することができます。



調節可能な運動範囲

3. 変更可能なばね力

底屈と背屈のばね力は、交換可能な圧縮済みばねユニットを用いることで、患者のニーズに合わせて個別に調節することができます。NEURO SWINGシステム足継手には、標準タイプから超強力タイプまで、15°~5°の可動域を有する合計5種類のばねユニットが用意されています。



ばね力が変えられる

装具を製作する際に、NEURO SWINGのシステム継手製品を使用することは、大きな利点です。システム継手に搭載された事前圧縮済みのばねユニットが、制限のある足部の挙上を代償するだけでなく、前足部レバーを活動させることができます。ばねユニットは、体重に対抗するのに十分な強さを備えています。これにより、身体は安定的にバランスが取れ、支持基底面を再建し、直立することができ、真っ直ぐな、安定な立位をとることができます。歩行が顕著に向上し、装具は、歩行時のエネルギー消費の軽減を保証します。このことは、踵からつま先への動きの際に踵が上がる時に明らかになります。両方向の動き（背屈と底屈）に必要な抵抗は、それぞれの交換可能なばねユニットを使用することで、個人の両方の拮抗する筋群の弱さに合わせて独立して調整が可能です。

NEURO SWINGシステム足継手には4つのモデルがあり、それぞれ最大5種類のシステム幅が用意されています。患者の測定データに基づいて適したシステム幅を選択するには、FIOR & GENTZ Orthosis Configuratorを使用してください。



www.orthosis-configurator.com



NEURO SWING

NEURO SWINGは、調節可能なアライメント、調節可能な可動域、事前圧縮された交換可能なばねユニットを備え、フレキシブルな治療のための理想的なシステム継手です。もう1つの利点はplug + goモジュラリティです。これにより、他のplug + goシリーズのシステム継手にわずか数ステップで転換することができます。



NEURO SWING 2



NEURO SWING 2でも、アライメント、運動範囲、ばね力を調節することができます。さらに、ノイズ低減を内蔵しているため、静かな移動を好む患者にとって理想的な選択肢となります。NEURO SWINGと同様、plug + goシリーズに属しているため、必要に応じて転換できます。

NEURO SWING Carbon



NEURO SWING Carbonは、NEURO SWINGの防水型モデルです。調節可能なアライメントと、事前圧縮された交換可能なばねユニットにより、NEURO SWINGと同じメリットを提供できることに加え、炭素繊維強化継手ケースが装着されているため、濡れる環境や屋外環境でも使用することができます。NEURO SWING Carbonでは、可動域は調節できません。

NEURO HiSWING

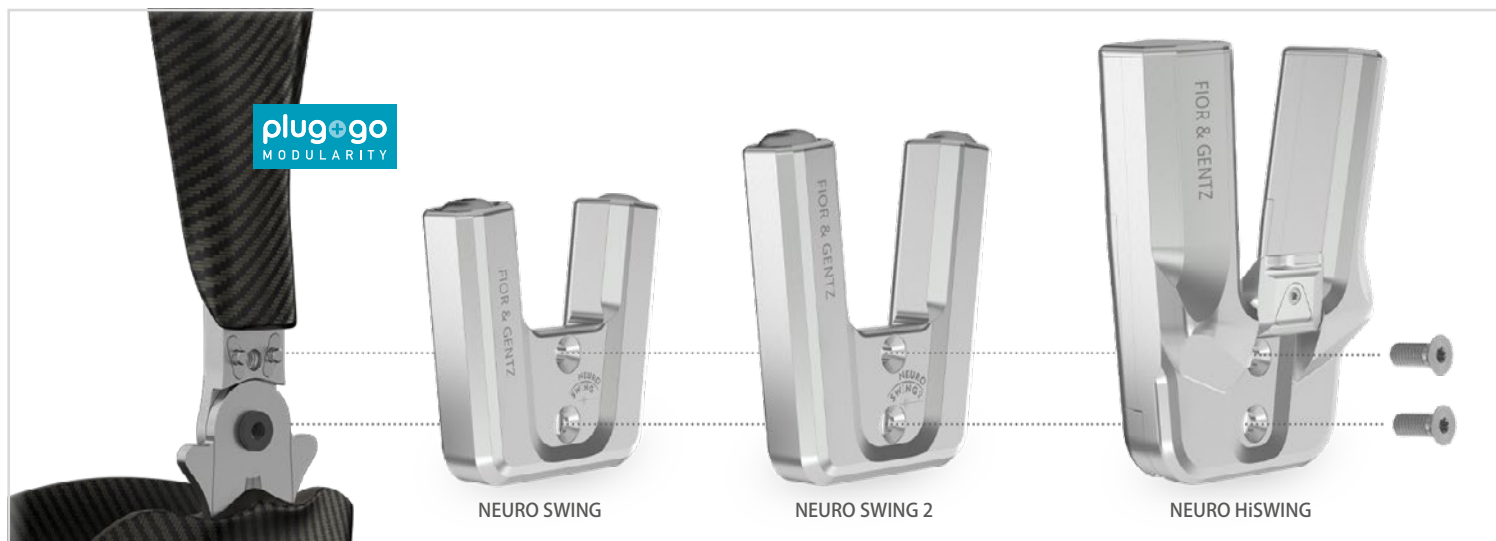


NEURO HiSWINGは、初めて開発された液圧式足関節です。足継手の角度は、油圧機構を使って患者自身が調整できるため、階段の昇り降りや凹凸のある地形を歩く際も、少ない労力で行うことができます。この装具は、さまざまなヒール高の靴にも簡単に適合させることができ、座しているときも快適です。

NEURO HiSWING R+



NEURO HiSWING R+は、電子制御式のシステム足継手であり、組み込まれた油圧部品により、不整路面や階段への歩行に容易に適応することができます。患者は、Userアプリまたはジェスチャーコントロールを使用することで、下腿と重錘線の角度を簡単に調整することができます。容易なコントロールと素早い反応によって、様々な路面でも安全で、できる限り自然な歩行が可能です。

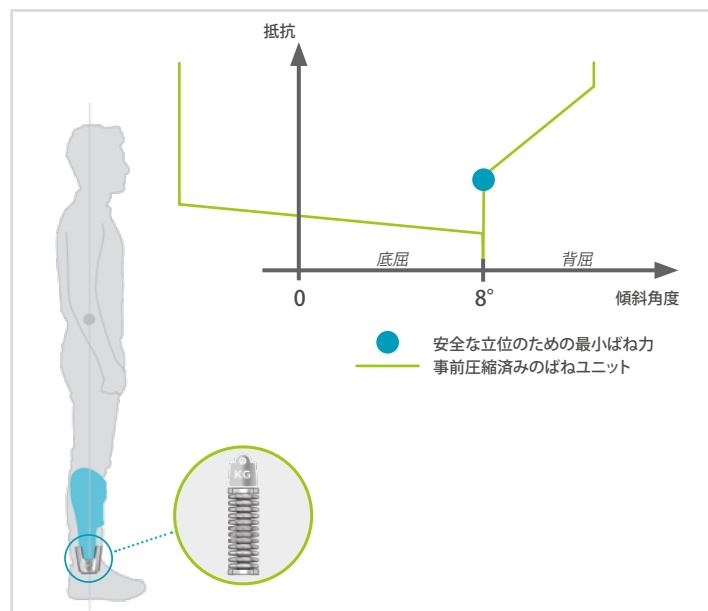


事前圧縮済みのばねユニット

下腿三頭筋（底屈筋群）の筋力低下がある際に、身体を安全なバランスの中に移動させるために、装具は失われた前足部レバーを活性化させなければなりません。事前圧縮済みのばねユニットが、距腿関節の可動域を過度に制限することなく、必要な抵抗を加えます。使用するばねユニットにより、これらは必要なレベルで最小限の抵抗を加えます。この最小限の抵抗を乗り越えることにより、より高いレベルの運動が可能となります。2つの運動方向で、事前圧縮済みのばねユニットを個別に組み合わせることによって、異なる最小限の抵抗を生み出すことができます。

立脚に対する影響

NEURO SWINGシステム足継手を備えたAFOは、患者の失われた安定性とバランスを補完します。これにより、直立した、安全な立位が可能となります。医療器具としては、杖や歩行器などは必要がなく、装具のみが必要であるため、両手を自由に日常の作業に使えます。

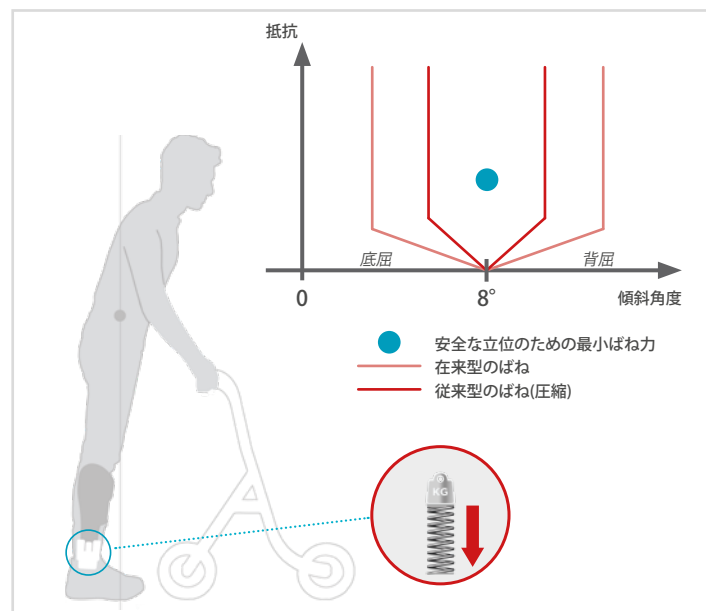


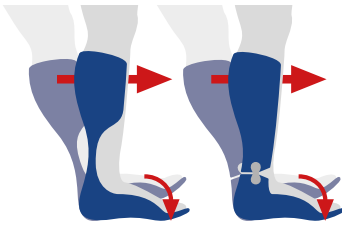
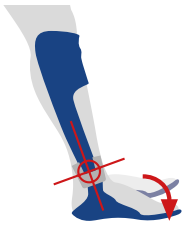
事前圧縮していないばね

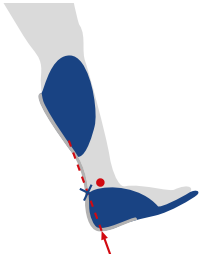
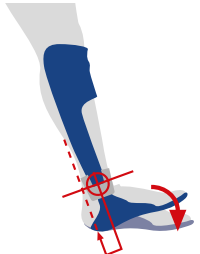
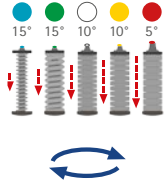
在来型の足継手の標準的なばねは、圧縮していないため、最小限の抵抗がありません。下腿三頭筋（底屈筋群）に筋力低下がある場合、それによって、前足部レバーを活動させることができません。通常、そのようなばねは、その後、圧縮されるのですが、抵抗が不十分であるため、最小限の抵抗を増すことはできません。足関節の動作に対抗する抵抗があるのみです（同種で一定）。同時に、持っている可動域も低下してしまいます。それによって、ばねの最大圧縮は、より早く来てしまいます。それに加えて、足関節に対抗する抵抗は、生理学的な歩行では異なる抵抗が必要であるにも関わらず、2つの運動方向で同一です。この問題は、全ての継手のない装具でも同様です。これらも事前圧縮はなく、アライメントの状態でも最低限の抵抗はありません。

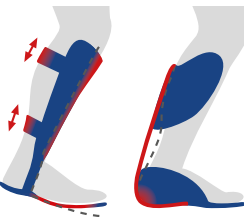
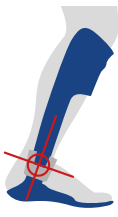
立脚に対する影響

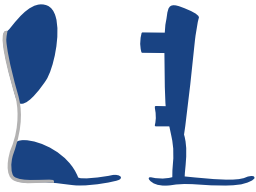
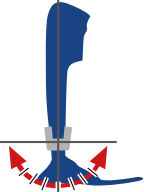
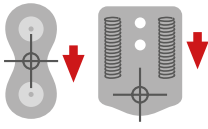
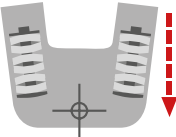
在来型の足継手を備えた、また全ての継手のないAFOは、患者の失われた安定性とバランスを補完することができません。そのため、直立した安全な立位をとることが難しく、松葉杖や歩行器などの医療器具を使用する必要があります。よって支えのために手を使用しなければなりません。



既存のAFOの欠点	NEURO SWINGの特性	説明
 低い背屈支持効果	 高い背屈支持効果	背屈支援効果 AFOは足部をニュートラル位置または若干の背屈位に保ちます。これにより、Swing phase 中に患側の脚を自由に振り出すこと、Initial contact 時に踵から足を下ろすことが可能となります。同様の効果をもたらすためにデザインされている特定のバンドがありますが、その背屈支持効果は通常、足部をニュートラル位置に保つには弱すぎます。この欠点は、強い股関節挙上や、Swing phase 中の脚の外旋といった代償メカニズムとして現れます。 NEURO SWINGシステム足継手の各ばねユニットは、足部を定位置に維持するのに十分な強さを持ち、これによって、患側の下肢を踏かず自由に振り出すことが可能になり、Initial contact 中に踵から接地させます。
 底屈ブロックによる足部の背屈支持	 受動的底屈が可能	受動的底屈 Swing phase 中の底屈のブロックにより、背屈が効果的に支持されます。しかしながらその結果、膝関節屈曲モーメントが大きくなり、大腿四頭筋に多大な負荷がかかります (スキーブーツを履いて歩くのと同様です)。大腿四頭筋と腓腹筋の筋力低下が起きた患者では、この負荷により、生理学的ではない膝関節の屈曲増強につながる可能性があります [Goe, p. 134ff.; Per, p. 195]。 有資格の理学療法士は、受動的底屈を使って、この機能不全の筋群に対処します。正しい脳接続が運動インパルスを経て確立され [Hor, p. 5-26]、標的を絞った筋力トレーニングにより、個々の筋群が強化されます [Goe, p. 98ff.]。

既存のAFOの欠点	NEURO SWINGの特性	説明
 ヒールロッカーなし	 踵ロッカー	ヒールロッカー 解剖学的回旋点により、後足にレバーアームが形成され、これは踵点から踵骨を通して足関節に至ります。Initial contact 時に、このてこを介して体重による受動的な足部底屈が生じ、これは、前脛骨筋の遠心性収縮により制御されます。他の装具 (例えば背側リーフスプリングAFO) ではこのレバーは生じません。この種の装具では、下腿三頭筋の能動的筋活動によってのみ、足部の下降が可能になりますが、これは生理学的な動きには関連していません。NEURO SWINGシステム足継手では、確定された回転軸と、底屈の調節可能な可動域によって、足部の受動的な底屈が可能となります。この動きは、前脛骨筋の遠心性収縮により制御され、交換可能な背側ばねユニットによりサポートされます。
 ばね力が変えられない	 ばね力が変えられる	変更可能なばね力 底屈と背屈のばね力は、さまざまな強度のばねユニットを用いることで、患者の病的歩行に合わせて個別に簡単に調節することができます。ばね力を調整することによって、Initial contact からMid stanceにかけての膝関節の肢位は、大きく影響されます。足継手のないAFOでは、ばね力の変更は限定的にしか行えません。

既存のAFOの欠点	NEURO SWINGの特性	説明
 アライメントが調節不可能	 アライメントが調節可能	調節可能なアライメント 装具は、必要に応じて作用を提供するようにアライメントを調節しなければならないため [Fat, p. 516]、調節可能な足継手を使用することが必要となります。これは、脳卒中患者の病的歩行に合わせて装具を正確に調節し、変化に対して柔軟に対応するための、唯一の方法です。 NEURO SWINGシステム足継手ではアライメントが調節可能なため、装具の微調整（いわゆるチューニング）が容易に可能です。下腿の個々の前傾を決定するには、スタート値の10°～12°が推奨されます [Owe, p. 257]。
 確定された回転軸なし	 確定された回転軸あり	確定された回転軸 一部の装具では、足継手がなくても足部と下腿の間での動作が可能です。ただしそのような装具では、解剖学的足関節の不十分な動きのみが可能であり、筋萎縮を生じさせます [Goe, p. 98f.]。さらに、装具のシェルが意図せずに脳卒中患者の脚の表面でずれて、皮膚を刺激することがあります。 確定された回転軸により、運動インパルスを用いて正しい大脳接続を確立し [Hor, p. 5-26]、また具体的な筋トレーニングで個々の筋群を強化することにより、機能不全の筋群の治療を行う標準的な理学療法を支援します [Goe, S. 98ff.]。

既存のAFOの欠点	NEURO SWINGの特性	説明
 可動域が調整不可能	 調節可能な運動範囲	調節可能な可動域 手術後、装具の運動範囲を部分的または完全に制限し、治療の過程で後で動けるようにすることが必要な場合があります。よって、個別に調節可能な運動範囲を備えた足関節を、AFOに取り付ける必要があります。 理学療法による成果が一般的に期待できない場合や、重度の足部変形がある場合には、脳卒中患者に対して静的AFOで治療することが合理的です。
 弱いばね力	 強いばね力	ばね力 一部の脳卒中患者の病的歩行には、非常に強いばね力が必要です。NEURO SWINGシステム足継手では、コンパクトなばねユニット内に積み重ねられた皿ばねにより、このばね力が達成されます。このばねユニットは予め荷重され、体重により得られるエネルギーを蓄えています。ヒンジ付きAFOや金属支柱付AFOによく見られるような、エラストマー製ばねやコイルばね継手などの一般的な構造では、このような効果を達成することはまったくできません。同時に、互いに反対側に配置された2本のばねユニットは、バランス感覚にプラスの効果を生み出し、歩行時や立位時の患者の安定性を向上させます。

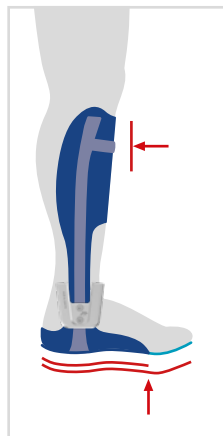
残念なことに、脳卒中の急性期においては、安全な立位と歩行のために必要なサポートの評価が困難であるため、装具療法を控えるのが一般的です。垂直方向の運動性はそれに続く歩行訓練の基礎となるため、この時期の装具は特に重要です。



この文脈において、比較的早期に装具を適合することは、患者の自立と安全に大きな利点があります[Nik, p. 1623]。前方シェルと動的なNEURO SWINGシステム足継手を備えた装具は、前足部レバーを起動させます。患者は前方のシェルを使って装具に荷重をかけることができ、それによって、身体重心は足継手の回転軸の前方に配置されます。このことによって、支持基底面が活動し、患者は立位での安定性を得ることができます。

推奨される装具

長い前側シェルと長い部分的可撓性フットピース（柔軟なつま先領域のある剛性の底面）とを備えた動的AFOと、NEURO SWINGシステム足継手が推奨されます。



使用するばねユニット：

- 後側：緑色マーク（中程度のばね力、運動範囲最大15°）
- 前側：黄色マーク（非常に強いばね力、運動範囲最大10°）

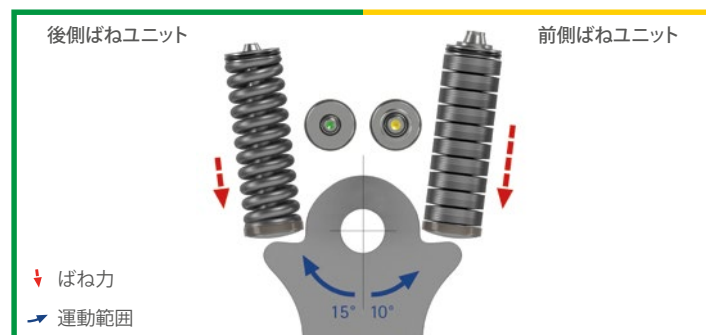
リストされているばねユニットは、最初に提案されるものを示します。これを基本として、最適なばね力は各患者に対して個別に決定します。個々のばねユニットの効果についての説明は、p. 52～55にあります。膝関節を伸展させる筋群を神経学的に活性化させるのが難しい場合は、KAFOを用いた装具適合が必要となることがあります。

NEURO SWINGシステム足継手の調節オプション

病的歩行の個別調節方法：

- 交換可能なばねユニット
- アライメントが調節可能
- 調節可能な運動範囲

3つの調節はすべて別々に変更することができ、互いに影響し合いません。



急性期/亜急性期での患者への迅速な装具適合に加えて、この治療の提案は以下のような患者に適しています、

- 歩くことのできない患者（例として、慢性期に）、
- 筋力を測定できない患者、
- 歩行タイプが明確に確定できない患者、
- 明確な歩行タイプを持たない患者（例として、中度の患者）。

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、病的歩行の変化に応じて調整することが可能です。

多くの症例で、脳卒中は筋群のコントロールの喪失を起こし、それは立位や歩行に影響を及ぼします。理学療法の主要な要素は、運動インパルスを通じて新しい大脳接続を確立することによって、機能不全の筋群を訓練することです [Hor, p. 5-26]。早期の、広範な立位訓練は、独立歩行を再獲得するまでの期間を短縮させることができます [Cum, p. 157]。残念ながら、立位や歩行訓練は、しばしば、リハビリテーション期間になってからのみ開始されます。早期の装具療法を用いることによって、患者は起立中に安定性を得ることができ、脳卒中ユニットの中で垂直の運動を開始することができます。以下に示すエクササイズは、AFOや他の介助者の助けを得て、患者が次第にまた歩けるようになる手助けとなります。

AFOを使用した立位の練習

装具を用いて急性/亜急性期に、患者のベッドサイドですでに、立位の練習をすることができます。装具の装着や、ベッドからの立ち上がりでは、他の人が介助します。

患者はベッドの縁を保持し、他の人の介助を受けながら、立ち上がります (図1と2)。この位置で、患者は例えば、右足と左足の間で体重を移動させます。



図1



図2

AFOを使用した歩行の練習

歩行中には、Stance phase において、体重は片脚で支持されます。動的AFOは、足関節と膝関節の解剖学的関節の可動域を過度に制限することなく、支持を提供します。しかしながら装具は、Swing phaseを開始するに際しては、小さな違いを生み出すのみです。つまり、患者は意図的に、患側での蹴りだしを訓練しなければなりません。

患者は、患側の下肢で自身を安定させ、他の人がそれを支えます (図3)。患者は他の人に寄りかかり、下肢を前方に振り出します (図4と5)。この練習により、患側での蹴りだしを訓練することができます。このAFOは、動的背屈ストッパーによって、患者を支持します。



図3



図4

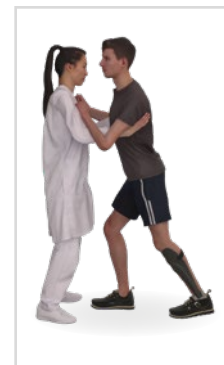


図5

望ましい治療目標を達成するためには、多職種連携チームが共通の基盤に立って、脳卒中のさまざまな特性を評価する必要があります。この基盤は、決定された基準に従って脳卒中患者を分類することにより形成され、分類を確立することができます。

このような分類は、患者の治療経過全体にわたって患者に付随しますが、特に脳卒中発作直後に重要です。脳卒中ユニット（急性期を専門とした治療部門）では、この分類は、損傷箇所を特定し治療レジメを準備するのに不可欠です。

重症度と、日常生活での身体のセルフケア

臨床で使用する様々な分類に加えて、最も一般的なのは、修正ランキンスケールとバーセル指数です。修正ランキンスケールは、脳卒中後の患者の重症度や運動障害を評価するのに用いられる、シンプルな尺度です。障害を、0（神経障害なし）～6（致命的脳卒中）の7つの段階に分けています [Cor, p. 30f.]。

バーセル指数の目的は、骨格筋系疾患や神経筋疾患の患者、脳梗塞のある患者の日常生活機能の状態を測定することです。その人の機能的自立性に関して、10項目の日常生活動作（ADL）を評価し、最高は100点満点で、これをリハビリテーションプロセスの進行の評価に使用することができます [Cor, p. 26f.]。

痙縮

最適な治療のためには、痙縮の程度を知ることが重要です。修正アシュワーススケール（MAS）が、医療実践において、最もよく使用されています。患側の関節を受動的に動かすことによって、筋トーンを計測します。速度依存性の抵抗に基づいて、検者は痙縮を0～4の尺度で分類します。ただし、この方法の信頼性や感度はしばしば批判の対象となっています [Thi, p. 1096]。

病的歩行

脳卒中発症後の歩行に関する研究は数多くありますが、標準的な分類方法はまだ存在しません。Jacquelin Perryは1995年に、脳卒中患者の移動能力を分類しました。この研究において、147人の患者が日常生活の状況で検査され、6つの機能的歩行タイプに分類されました [Per2, p. 982ff]。2001年にRoddaとGrahamは、中でも、痙性片まひおよび両まひの患者をビデオ録画を用いて分析し、歩行パターンと姿勢を考慮に入れて、4つの歩行タイプに分類しました [Rod, p. 98ff]。

Perryは2003年に、機能的基準をもとに、患者の歩行スピード、Mid stance の膝関節の位置、Mid swing の足関節の位置によって、4つの異なるクラスに分類しました。患者の歩行特性、角度の変化、筋活動と徒手筋力テストの結果が評価されました [Per, p. 305ff.]。

理学療法士と病院の協力により、ある分類が経験と観察に基づいて作成され、これにより病的歩行のシンプルな評価が可能になっています。この分類、N.A.P.®歩行分類は、距骨の位置を代償する、Mid stance の膝関節の位置を記述するものです。2つの歩行タイプが識別されます。1つは過伸展があるもの、1つは過屈曲があるもので、いずれもそれぞれ、足関節の内反または外反を伴うものがあります。Mid stance の生理学的位置についての説明は、p. 8～9にあります。

N.A.P.® の歩行分類により、脳卒中患者の歩行に従って、患者を簡単に分類することが可能となります。これにより、多職種間のコミュニケーションが促進され、正しい治療方法の選択に役立ちます。このことはさらに、装具適合の標準化と品質保証にも役立ちます。



N.A.P.® = Neuroorthopädische Aktivitätsabhängige Plastizität®（神経整形外科的アクティビティ依存性塑性）の略。これは、1999年の理学療法士Renata HorstによるPNFと徒手療法から発展した治療コンセプトを指します。N.A.P.®は、患者の能動的な参加を伴う、有用なアクション中での動きを開始しようというアイデアに基づくものです。

この分類は、4つの基本的歩行タイプに分けられます。矢状面内で、Mid stanceに膝関節の位置異常 (過伸展または過屈曲) があります。通常、骨盤は過度に前方に傾斜しています。

患者の目標は、自身に残っている能力を使って、安定性を維持することです。前額面において内反か外反かの不良肢位に基づいて、その上側の関節にも不適切な負荷がかかります。

N.A.P.®歩行分類による歩行タイプ

膝関節	過伸展		過屈曲	
矢状面				
前額面				
足部	内反	外反	内反	外反
歩行タイプ	タイプ1a	タイプ1b	タイプ2a	タイプ2b

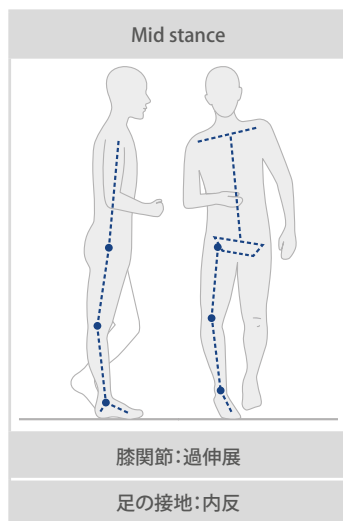
N.A.P.® はRenata Horstの登録商標です。

歩行タイプ1aの推奨治療

病的歩行

過伸展を伴う内反タイプ

Mid stance では、荷重は足の外側縁にかかります。腓骨筋と、足部内在筋が弱すぎるため、前足部を安定させることができません。膝関節は過伸展であり、骨盤は若干前方に傾斜しています。体幹は支持脚側に傾斜しており、腕の筋群は安定を保つため緊張しています。



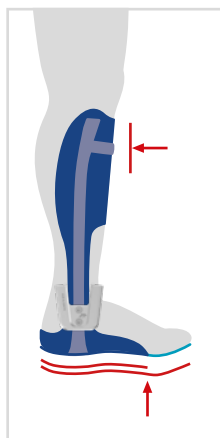
推奨される装具

長い前方シェルと長い部分的可撓性フットピース（柔軟なつま先領域のある剛性の底面）とを備えた動的AFOと、NEURO SWINGシステム足継手が推奨されます。

前方シェルが必要なのはなぜでしょうか？p. 39の情報ボックスを参照してください。

使用するばねユニット：

- 後側：緑色マーク（中程度のばね力、運動範囲最大15°）
- 前側：黄色マーク（非常に強いばね力、運動範囲最大10°）



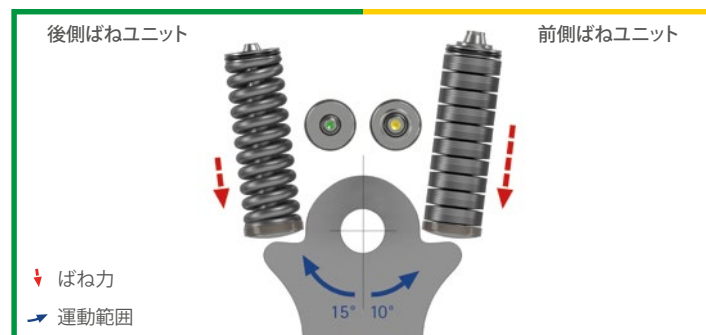
リストされているばねユニットは、最初に提案されるものを示します。これを基本として、最適なばね力は各患者に対して個別に決定します。個々のばねユニットの効果についての説明は、p. 52～55にあります。膝関節を伸展させる筋群を神経学的に活性化させるのが難しい場合は、KAFOを用いた装具適合が必要となることがあります。

NEURO SWINGシステム足継手の調節オプション

病的歩行の個別調節方法：

- 交換可能なばねユニット
- アライメントが調節可能
- 調節可能な運動範囲

3つの調節はすべて別々に変更することができ、互いに影響し合いません。



インソールのデザイン

インソールに組み込まれた知覚運動性エレメントは、患者の脚位置を改善するのに好適です。後足部内反を標的にした矯正には、下記のようなヒールサポートが最適です：

- 内側：後脛骨筋を強化し、踵をサポートします（緑色）。
- 外側：腓骨筋群を強化することにより、後足部内反を防ぎます（赤色）。



歩行タイプ1aの推奨治療

現在の装具療法のオプション

この歩行タイプの脳卒中患者は、従来、筋緊張に基づき、ヒンジ付きまたは剛性のAFOで治療されてきました。これらの装具タイプではその構造により、足部はニュートラル位置または若干背屈位置に保たれ、生理学的底屈は阻止されます。これにより、Initial contact と Loading responseにおいて、膝関節の屈曲モーメントが増大します。これにより、大腿四頭筋に大きな負荷がかかります (スキースーツを履いて歩いている状態) [Goe, p. 134ff; Per, p. 195]。FRAFOと呼ばれる装具の適合は、過伸展の膝関節がある患者には禁忌です [Fat, p. 527]。この装具のアライメントは調節ができず、確定された回転軸も可動域もないため、前方シェルと組み合わせると、膝関節の過伸展は増大する可能性があります。

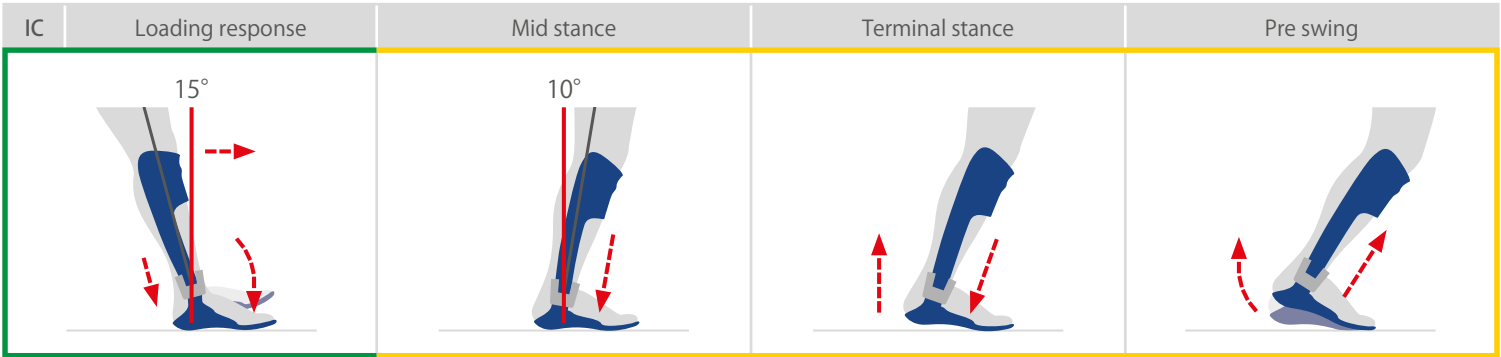
装具の影響

- Initial contact と Loading response: NEURO SWINGシステム足継手の後方ばねユニットは、足部をニュートラル位置に維持するのに十分な強さを持っています。よって、Initial contact 時に、踵から床面に触れることを保証します。この生理学的な底屈によって可能なことは、腓腹筋の早期活性化を防ぐことです。下腿に過度なトルクを加えることなく、前脛骨筋の遠心性収縮が改善され、ヒールロッカーが能動的にサポートされます。ばねユニットを交換することによって、歩行を変化させるための調整についての概要は、p. 52～53にあります。

- Mid stance: NEURO SWINGシステム足継手の前方ばねユニットは、Late mid stanceから予荷重され、可動域を調節します。
- Terminal stance: 非常に強い前方ばねユニットにより、踵の生理学的挙上が達成できます。
- Pre swing: 前方ばねユニットが、蓄積されたエネルギーを放出し、これが蹴りだしを補助して足部をニュートラル位置に導きます。
- Initial swing から Terminal swing: 中強度のばね力のNEURO SWINGシステム足継手の後方ばねユニットの強度は、足部をニュートラル位置に維持するのに十分な強さを持っています。脳卒中患者は、躓かず歩くことができ、それによって、体幹と腰部の負担が軽減されます。



前側シェルが必要なのはなぜでしょうか？
適用されるばねユニットに強いばね力がかかるため、長い前側シェルを備えた装具のみが製造可能です。前方シェルにより、患者が自分で身体を支えて安定を達成しようとする初期反射が変わります。脛骨を介して、前方シェルに対し体重を押し付けることにより、立脚時に安定性が得られます。これにより膝関節過伸展の増大を防ぎ、また解剖学的足関節の拘縮の進行を防ぎます。

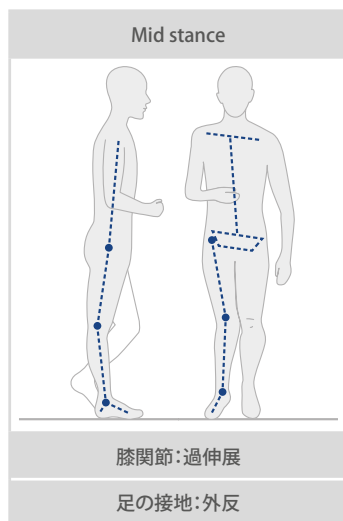


歩行タイプ1bの推奨治療

病的歩行

過伸展を伴う外反タイプ

足部内在筋と後脛骨筋が弱すぎるため、Mid stance に、内側縦アーチが内側方向に潰れます。膝関節は過伸展位にあり、骨盤は若干前方に傾斜しています。その結果、長母趾屈筋のけん引の方向が変わり、中足趾関節が外転します（外反母趾）。腕の筋肉は安定を保つため緊張しています。



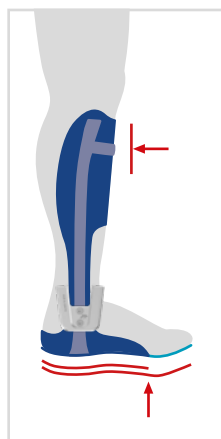
推奨される装具

長い前方シェルと長い部分的可撓性フットピース（柔軟なつま先領域のある剛性の底面）とを備えた動的AFOと、NEURO SWINGシステム足継手が推奨されます。

前方シェルが必要なのはなぜでしょうか？p. 43の情報ボックスを参照してください。

使用するばねユニット：

- 後側：緑色マーク（中程度のばね力、運動範囲最大15°）
- 前側：黄色マーク（非常に強いばね力、運動範囲最大10°）



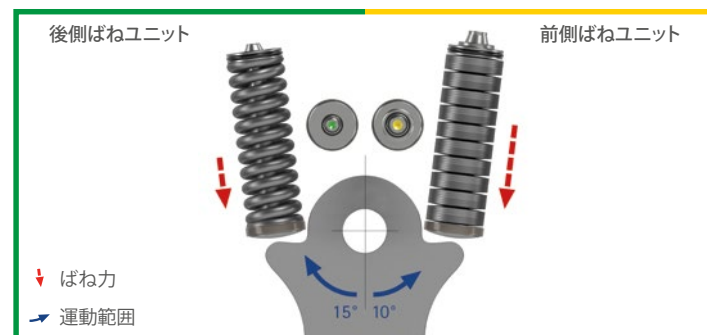
リストされているばねユニットは、最初に提案されるものを示します。これを基本として、最適なばね力は各患者に対して個別に決定します。個々のばねユニットの効果についての説明は、p. 52～55にあります。膝関節を伸展させる筋群を神経学的に活性化させるのが難しい場合は、KAFOを用いた装具適合が必要となることがあります。

NEURO SWINGシステム足継手の調節オプション

病的歩行の個別調節方法：

- 交換可能なばねユニット
- アライメントが調節可能
- 調節可能な運動範囲

3つの調節はすべて別々に変更することができ、互いに影響し合いません。



インソールのデザイン

インソールに組み込まれた知覚運動性エレメントは、患者の脚位置を改善するのに好適です。後足外反を標的にした補正には、下記のような踵サポートが最適です：

- 内側：後脛骨筋を強化し、踵をの外反を防止します（赤色）。
- 外側：腓骨筋を強化し、踵のグリップを保証します（緑色）



歩行タイプ1bの推奨治療

現在の装具療法のオプション

この歩行タイプの脳卒中患者は、従来、筋緊張に基づき、ヒンジ付きまたは剛性のAFOで治療されてきました。これらの装具タイプではその構造により、足部はニュートラル位置または若干背屈位置に保たれ、生理学的底屈は阻止されます。これにより、Initial contact と Loading responseにおいて、膝関節の屈曲モーメントが増大します。これにより、大腿四頭筋に大きな負荷がかかります (スキースーツを履いて歩いている状態) [Goe, p. 134ff; Per, p. 195]。FRAFOと呼ばれる装具の適合は、過伸展の膝関節がある患者には禁忌です [Fat, p. 527]。この装具のアライメントは調節ができず、確定された回転軸も可動域もないため、前方シェルと組み合わせると、膝関節の過伸展は増大する可能性があります。

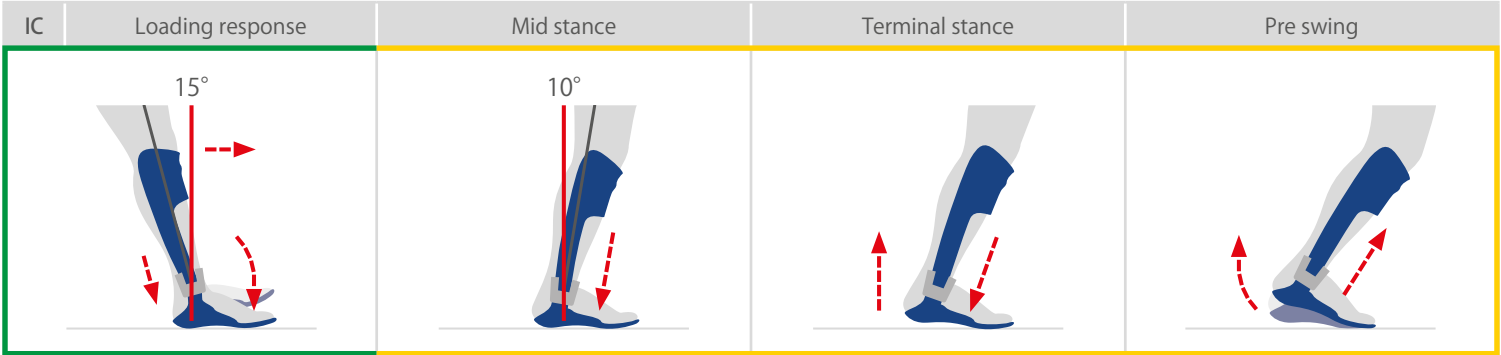
装具の効果

- Initial contact と Loading response: NEURO SWINGシステム足継手の後方ばねユニットは、足部をニュートラル位置に維持するのに十分な強さを持っています。よって、Initial contact 時に、踵から床面に触れることを保証します。この生理学的な底屈によって可能なことは、腓腹筋の早期活性化を防ぐことです。下腿に過度なトルクを加えることなく、前脛骨筋の遠心性収縮が改善され、ヒールロッカーが能動的にサポートされます。ばねユニットを交換することによって、歩行を変化させるための調整についての概要は、p. 52～53にあります。

- Mid stance: NEURO SWINGシステム足継手の前方ばねユニットは、Late mid stanceから予荷重され、可動域を調節します。
- Terminal stance: 非常に強い前方ばねユニットにより、踵の生理学的挙上が達成できます。
- Pre swing: 前方ばねユニットが、蓄積されたエネルギーを放出し、これが蹴りだしを補助して足部をニュートラル位置に導きます。
- Initial contact から Loading response: 中強度のばね力のNEURO SWINGシステム足継手の後方ばねユニットの強度は、足部をニュートラル位置に維持するのに十分な強さを持っています。脳卒中患者は、躓かず歩くことができ、それによって、体幹と腰部の負担が軽減されます。



前側シェルが必要なのはなぜでしょうか？
適用されるばねユニットに強いばね力がかかるため、長い前側シェルを備えた装具のみが製造可能です。前方シェルにより、患者が自分で身体を支えて安定を達成しようとする初期反射が変わります。脛骨を介して、前方シェルに対し体重を押し付けることにより、立脚時に安定性が得られます。これにより膝関節過伸展の増大を防ぎ、また解剖学的足関節の拘縮の進行を防ぎます。

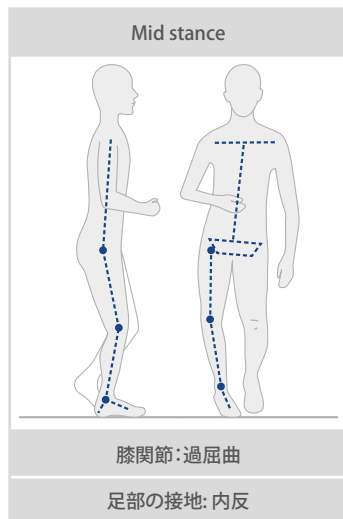


歩行タイプ2aの推奨治療

病的歩行

過屈曲のある内反タイプ

Mid stance では、荷重は足の外側縁にかかります。腓骨筋と、足部内在筋が弱すぎるため、前足部を安定させることができません。膝関節は過屈曲で安定していて、骨盤は若干前方に傾斜しています。体幹は非支持脚側に傾斜しており、腕の筋肉は安定を保つため緊張しています。

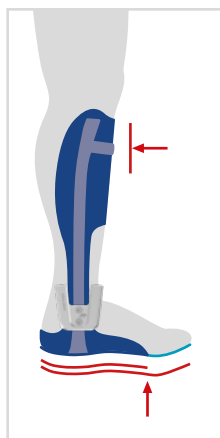


推奨される装具

長い前方シェルと長い部分的可撓性フットピース (柔軟なつま先領域のある剛性の底面) とを備えた動的AFOと、NEURO SWINGシステム足継手が推奨されます。

使用するばねユニット:

- 後側: 青色マーク (普通のばね力、運動範囲最大15°)
- 前側: 黄色マーク (非常に強いばね力、運動範囲最大10°)



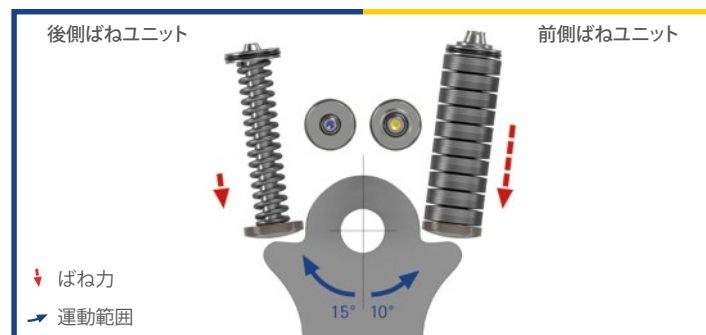
リストされているばねユニットは、最初に提案されるものを示します。これを基本として、最適なばね力は各患者に対して個別に決定します。個々のばねユニットの効果についての説明は、p. 52~55にあります。膝関節を伸展させる筋群を神経学的に活性化させるのが難しい場合は、KAFOを用いた装具適合が必要となることがあります。

NEURO SWINGシステム足継手の調節オプション

病的歩行の個別調節方法:

- 交換可能なばねユニット
- アライメントが調節可能
- 調節可能な運動範囲

3つの調節はすべて別々に変更することができ、互いに影響し合いません。



インソールのデザイン

インソールに組み込まれた知覚運動性エレメントは、患者の脚位置を改善するのに好適です。後足部内反を標的にした矯正には、下記のようなヒールサポートが最適です:

- 内側: 後脛骨筋を強化し、踵をサポートします (緑色)。
- 外側: 腓骨筋群を強化することにより、後足部内反を防ぎます (赤色)。



歩行タイプ2aの推奨治療

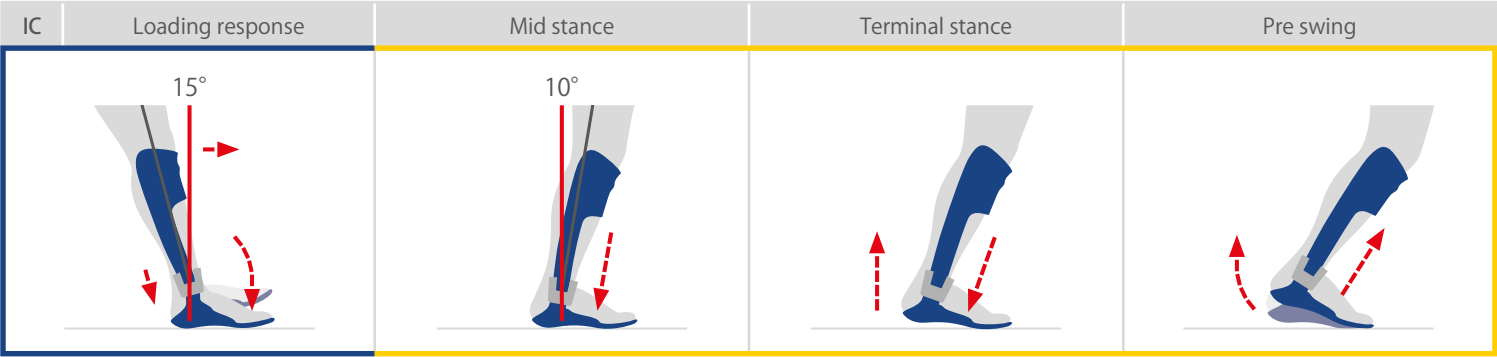
現在の装具療法のオプション

この歩行タイプの脳卒中患者は、従来、FRAFOと呼ばれる装具で治療されてきました。これらは足部をニュートラル位置または若干の背屈位に保ちます。Mid stanceに、前側シェルと剛性底面が、膝関節を伸展するよう支えます。しかしながら、この装具には確定された回転軸も可動域もないため、生理学的底屈が過度に制限されます。Initial contactとLoading responseの間で、過剰なトルクが下腿にかかり、膝関節に伝わります。これにより、大腿四頭筋に大きな負荷がかかります (スキーブーツを履いて歩いている状態) [Goe, p. 134ff; Per, p. 195]。

装具の効果

- Initial contactとLoading response: 確定された回転軸と調節可能な可動域により、生理学的底屈が可能となります。足部は、背側ばねユニットの中程度のばね力に対抗して制御された状態で下がり、前脛骨筋の遠心性収縮が可能となります。よって、ヒールロッカーが能動的に支持され、下腿に過剰なトルクがかかることはありません。

- Mid stance: 非常に強い前方ばねユニットと、長く、部分的に可撓性のあるフットピース、前方シェルによって、膝関節伸展モーメントが生じ、これが脳卒中患者を直立肢位にさせ、病的歩行を改善します。さらに、患者は立脚時の安定性を獲得します。Late mid stanceから、前方ばねユニットが、調節された可動域まで予荷重され、体重により得られるエネルギーを蓄えます。
- Terminal stance: NEURO SWINGシステム足継手のフットピースのてこ作用と、非常に強力な前方ばねユニットにより、生理学的に適切なタイミングで踵が上がります。
- Pre swing: 前方ばねユニットは、蓄積されたエネルギーを放出し、これが離地を支援します。装具のアライメントと、非常に強力なばねユニットのサポートの両方によって、歩行中のエネルギー消費が改善されます。ばねユニットを交換することによって、歩行を変化させるための調整についての概要は、p. 55にあります。
- Initial swing から Terminal swing: 中強度のばね力のNEURO SWINGシステム足継手の後方ばねユニットの強度は、足部をニュートラル位置に維持するのに十分な強さを持っています。脳卒中患者は、躓かずに歩くことができ、それによって、体幹と腰部の負担が軽減されます。

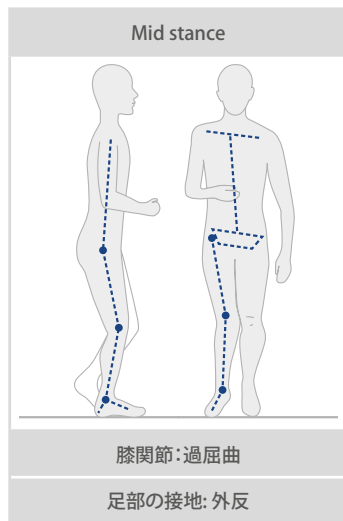


歩行タイプ2bの推奨治療

病的歩行

過屈曲のある外反タイプ

足部内在筋と後脛骨筋が弱すぎるため、Mid stance に、内側縦アーチが内側方向に潰れます。膝関節は過屈曲で安定していて、骨盤は腹側に若干傾いています。その結果、長母指屈筋の緊張の方向が変わり、中足趾節関節が内転します（外反母趾）。腕の筋肉は安定を保つため緊張しています。

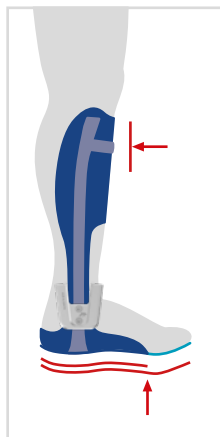


推奨される装具

長い前方シェルと長い部分的可撓性フットピース（柔軟なつま先領域のある剛性の底面）とを備えた動的AFOと、NEURO SWINGシステム足継手が推奨されます。

使用するばねユニット:

- 後側: 青色マーク (普通のばね力、運動範囲最大15°)
- 前側: 黄色マーク (非常に強いばね力、運動範囲最大10°)



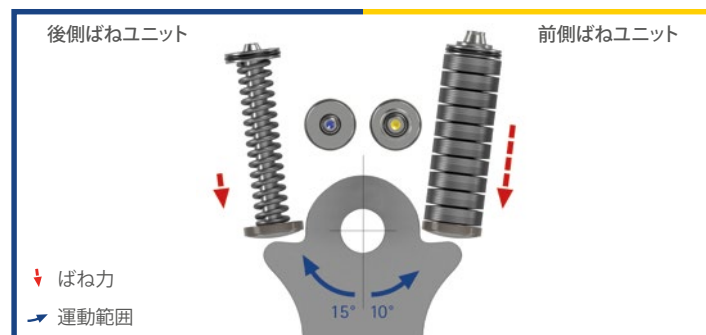
リストされているばねユニットは、最初に提案されるものを示します。これを基本として、最適なばね力は各患者に対して個別に決定します。個々のばねユニットの効果についての説明は、p. 52～55にあります。膝関節を伸展させる筋群を神経学的に活性化させるのが難しい場合は、KAFOを用いた装具適合が必要となることがあります。

NEURO SWINGシステム足継手の調節オプション

病的歩行の個別調節方法:

- 交換可能なばねユニット
- アライメントが調節可能
- 調節可能な運動範囲

3つの調節はすべて別々に変更することができ、互いに影響し合いません。



インソールのデザイン

インソールに組み込まれた知覚運動性エレメントは、患者の脚位置を改善するのに好適です。後足外反を標的にした補正には、下記のような踵サポートが最適です:

- 内側: 後脛骨筋を強化し、踵をの外反を防止します (赤色)。
- 外側: 腓骨筋を強化し、踵のグリップを保証します (緑色)



歩行タイプ2bの推奨治療

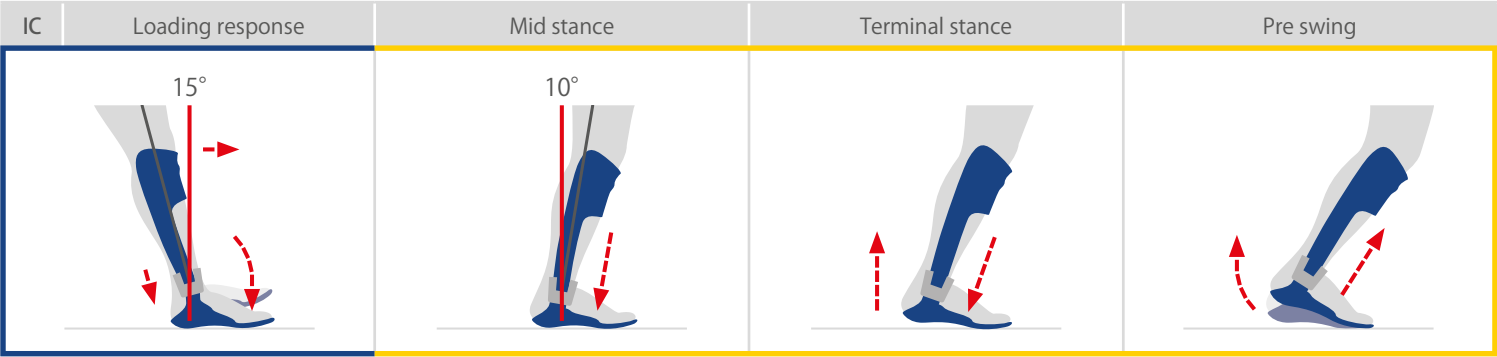
現在の装具療法のオプション

この歩行タイプの脳卒中患者は、従来、FRAFOと呼ばれる装具で治療されてきました。これらは足部をニュートラル位置または若干の背屈位に保ちます。Mid stanceに、前側シェルと剛性底面が、膝関節を伸展するよう支えます。しかしながら、この装具には確定された回転軸も可動域もないため、生理学的底屈が過度に制限されます。Initial contactとLoading responseの間で、過剰なトルクが下腿にかかり、膝関節に伝わります。これにより、大腿四頭筋に大きな負荷がかかります (スキーブーツを履いて歩いている状態) [Goe, p. 134ff; Per, p. 195]。

装具の影響

- Initial contactとLoading response: 確定された回転軸と調節可能な可動域により、生理学的底屈が可能となります。足部は、背側ばねユニットの中程度のばね力に対抗して制御された状態で下がり、前脛骨筋の遠心性収縮が可能となります。よって、ヒールロッカーが能動的に支持され、下腿に過剰なトルクがかかることはありません。

- Mid stance: 非常に強い前方ばねユニットと、長く、部分的に可撓性のあるフットピース、前方シェルによって、膝関節伸展モーメントが生じ、これが脳卒中患者を直立肢位にさせ、病的歩行を改善します。さらに、患者は立脚時の安定性を獲得します。Late mid stanceから、前方ばねユニットが、調節された可動域まで予荷重され、体重により得られるエネルギーを蓄えます。
- Terminal stance: NEURO SWINGシステム足継手のフットピースのてこ作用と、非常に強力な前方ばねユニットにより、生理学的に適切なタイミングで踵が上がります。
- Pre swing: 前方ばねユニットは、蓄積されたエネルギーを放出し、これが離地を支援します。装具のアライメントと、非常に強力なばねユニットのサポートの両方によって、歩行中のエネルギー消費が改善されます。ばねユニットを交換することによって、歩行を変化させるための調整についての概要は、p. 55にあります。
- Initial swing から Terminal swing: 普通強度のばね力のNEURO SWINGシステム足継手の後方ばねユニットの強度は、足部をニュートラル位置に維持するのに十分な強さを持っています。脳卒中患者は、躓かずに歩くことができ、それによって、体幹と腰部の負担が軽減されます。

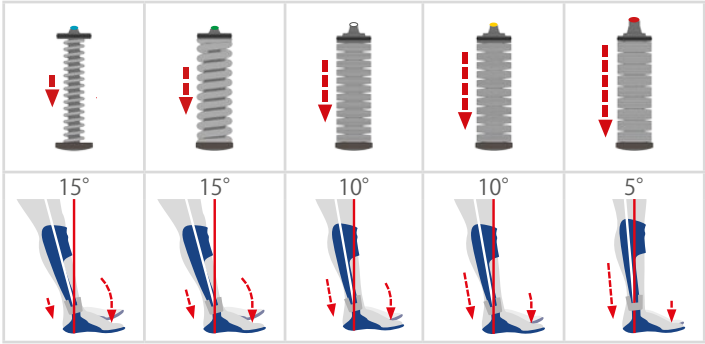


脳卒中患者におけるAFOの基本的な機能は、Swing phase に足部をニュートラル位置またはわずかな背屈位に保つことにより、つまずかずに脚を自由に振り出すことが可能になります。この足部位置により、Initial contactに踵から接地します [Nol, p. 659]。ただし、この基本的な機能以外にも、装具が満たすべき要件はあります。AFOは、個々の脳卒中患者に対して、最良のバイオメカニクスの状況を作り出せるよう、病的歩行に最適に適合させなければなりません。NEURO SWINGシステム足継手は、交換可能なばねユニットと、調節可能なアライメントおよび可動域によって、この目標を達成します。

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、装具の個別化に対して大きなメリットとなります。

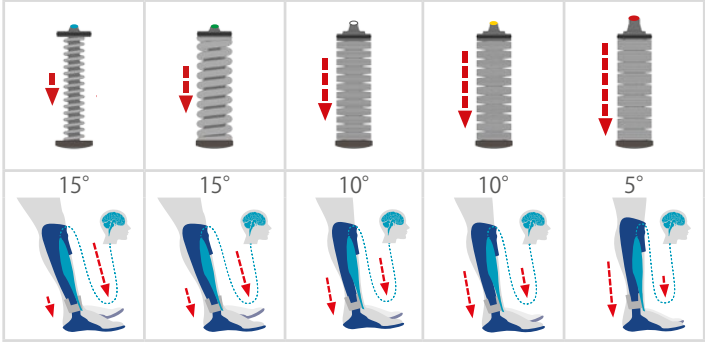
ヒールロッカーの調節



ばね力が弱いほど、ヒールロッカーは大きくなる。

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。最大の底屈位は、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（青いばね力）、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。

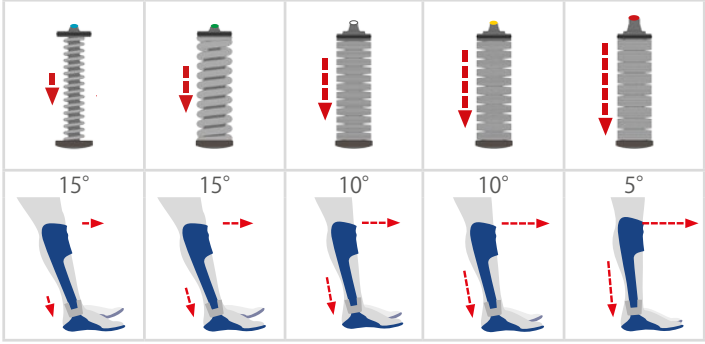
前脛骨筋の遠心性収縮の負荷調節



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。

この受動的な底屈は、前脛骨筋の遠心性収縮により制御されます。これにより正しい大腿接続が運動インパルスを通じて確立されます [Hor, p. 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。

脛骨の前傾の調節

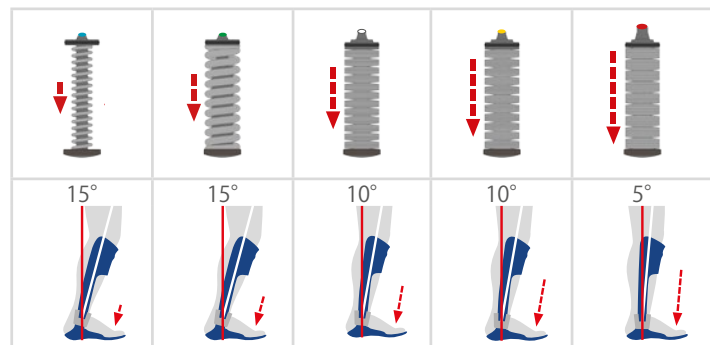


ばね力が強いほど、脛の前進は速くなる。

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。この結果として、下腿の前進は速くなり、大腿四頭筋に対する負荷が大きくなります。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]。

Mid stance 中の歩行に対する効果

背屈に対する抵抗の調節

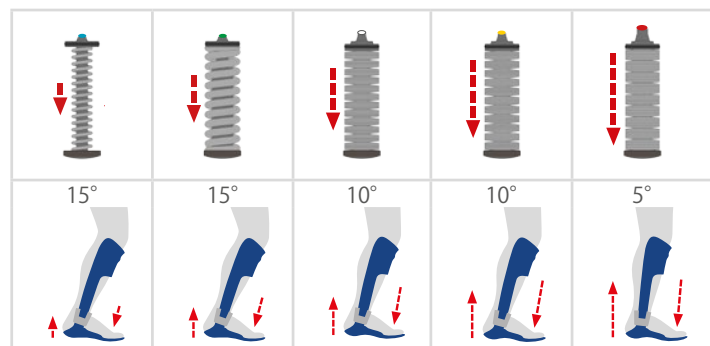


ばね力が強いほど、背屈に対する抵抗が大きくなる。

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。この傾斜の状態、最適なたこ比が現れます [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。

Terminal stance 中の歩行に対する効果

踵離地の調節

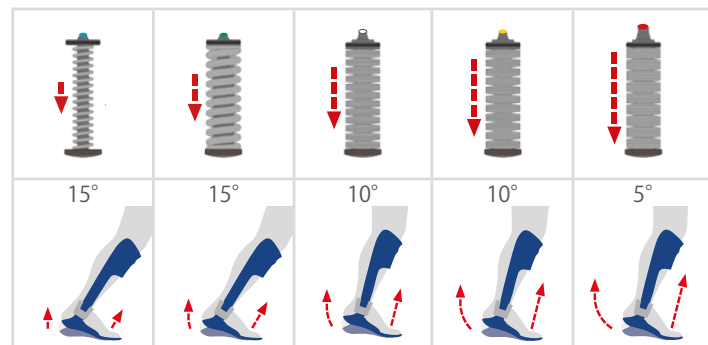


ばね力が強いほど、踵の離地は早くなる。

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

離地のためのエネルギー回復の調節



ばね力が強いほど、離地のためのエネルギー回復は大きくなる。

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、最長経路を通過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

NEURO SWINGシステム足継手の5本のばねユニットの強度は、ニュートラル位置またはわずかな背屈状態に足部を維持するのに、十分な強さを持ちます。このことよって、Initial contact 時に、足部は踵から床面に接地します。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]。

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、フライバーク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を務めています。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、国際的に講演や指導教官を行っています。



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。また、彼女はN.A.P.® 歩行分類 (p. 20および21を参照) の基礎を築きました。

参考書籍:

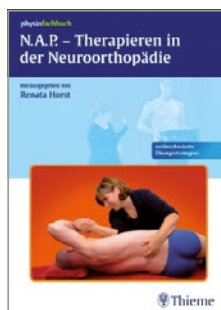
Renata Horst:

N.A.P. – Therapien in der Neuroorthopädie

ISBN978, 3~13, 146881~9

March 2011, Thieme Verlag, Stuttgart

このN.A.P.の本、「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、すぐに反応を受け取ります。

このエクササイズについて

30~31ページに解説されたエクササイズに加えて、以降の章では、N.A.P.® 療法による理学療法エクササイズを紹介しています。これらのエクササイズは一人で行うことも、理学療法士のサポートを得て行うこともでき、装具ありでもなしでも可能です。この本文および掲載写真は、最も一般的な間違いとその修正方法を示しています。

提示されているエクササイズ例はすべて、直立歩行に必要な筋肉を活性化するために、患者のベストのバイオメカニカルな状況を確認することを目的としています。よって、歩行タイプや装具フィッティングが異なっても、これらのエクササイズはすべての患者について同じです。

エクササイズ1: 座位から立位への移行

目標: 距骨下関節と支持脚を安定させる。

図1: 患者は、立ち上がる際に膝を安定化させることができません。内側に崩れてしまいます。

図2: 最初に、患者は足を安定化させる必要があります。このためには、足を引いて椅子の下に動かす必要があります。療法士は、右手で距骨を内向きに回転させることで、正しいバイオメカニカル状況にします。ふくらはぎ筋肉の必要な弾力性を達成するために、療法士は遠位側から近位方向に向かって長手方向に張力をかけます。

図3: 立ち上がる時、療法士は足部を安定させ、下腿の前方への動きをサポートして、股関節が伸展できるようにします。これによって、底屈筋群(長腓骨筋)と大腿四頭筋が遠心性に活性化されます。転子窩に起始する腱に圧力をかけることによって、股関節伸展筋群と外旋筋群の活動(これは骨盤を背側方向に持ち上げるのに必要)が達成されます。

図4: NEURO SWING装具を用いることで、患者は助けなしで、制御された状態で脛を前進させ、これにより股関節を伸展させ、膝関節を曲げることができます。



図1



図2



図3



図4

エクササイズ2: バーベル棒

目標: 足部と体幹の安定を予め作動させる。

図5: バーベル棒により患者は足と胴体を安定化させます。最初は、膝を軸に沿って保持することができません。

図6: 母趾の中足骨頭部の方向と股関節に圧力をかけることで、支持脚を安定させるのに必要な全体的な筋連鎖が活性化されます。

図7: 療法士は右手で母趾の付け根の方向に圧力をかけて、長腓骨筋を活性化させます。左手の指先で、骨盤を背側方向に少し押し上げます。腱の端から寛骨臼に向かって、親指で圧迫します。

図8: 患者が自分で練習する際は、治療全体で得た経験を参照することができます。



図5

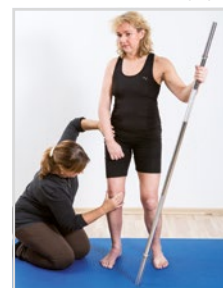


図6



図7



図8

エクササイズ3: 横向きに上がる

目標: Loading response から Mid stanceへの移行中に前足部を安定させる。

図1: 患者は手すりに向かって立ち、患側の足部を1段上に置きます。前方で交差しているため、患者は前足部を安定させるように強いられます。これによって、前足の前方に脛を持てることができるようになります。

図2: 足の安定化により、上に上がる際に股関節を伸展させることができます。この活動と、底屈筋群の伸長により、膝窩にけん引力がかかります。患者はこれで、制御された状態で膝関節を伸展させることができます。



図1

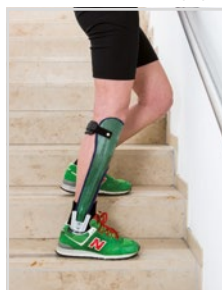


図2

エクササイズ4: 横向きに下がる

目標: 蹴りだし中に前足部を安定させる

図3: 患側の足部を後ろにして立ち、患者は段を下りる際に、健側の足部を前で交差させて、次の下の段に下ろします。この状況により患者は前足部を能動的に回内させることになり、膝関節が軸内で安定します。筋肉を最適に活性化させるため、療法士は、踵が上がっていることと、骨盤が中心に保持されていることを確認します。

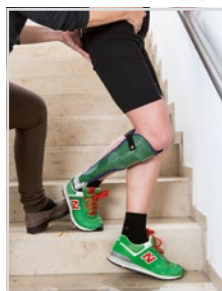


図3

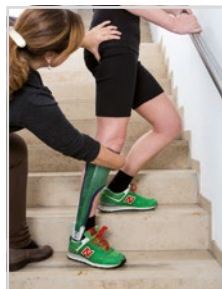


図4

エクササイズ5: 階段を下りる

目標: 前足部を安定化させ、伸展筋の協調を遠心性に制御する。

図5: 階段を下りる際は、療法士が右手で母趾の中足骨頭部を圧迫することで、腓骨筋と長趾屈筋を活性化させます。股関節外旋筋群は、療法士の左手で活性化されます。

図6: これにより患者は、足関節上側、膝関節、股関節の回避的な動きなしに、階段を下りる方法を学習します。

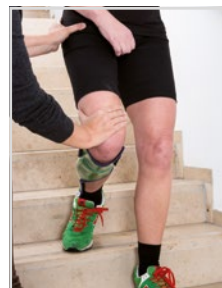


図5



図6

エクササイズ6:階段を上がる

目標:Pre swing と Initial swingに膝関節を曲げる。

図1:階段を上がる際に回避的な動きを避けるため、療法士の把持手技により、股関節外旋筋群を能動的に活性化させます。下腿にけん引力をかけることにより、弱い膝屈筋群も同時に活性化されます。

図2:腱の起始部、坐骨結節への刺激によって、股関節伸展筋群が活性化されます。前足部前方への脛骨の前傾は、療法士の指でガイドされます。これにより底屈群の制御が可能となり、膝関節の過伸展を防止することができます。

図3:その後、患者は自分で階段を下りる練習ができます。

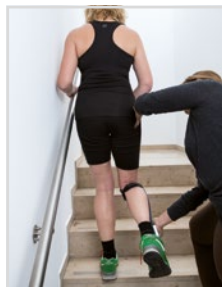


図1

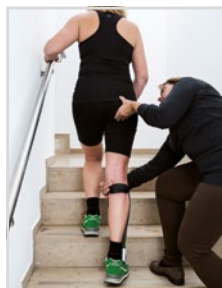


図2

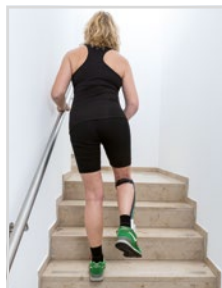


図3

エクササイズ7:スクーター

目標:Loading response、Mid stance、蹴りだしの安定を達成する。

図4:不自由な側の脚をスクーターに載せて立ちます。左脚の離地により、右脚のLoading responseが改善されます。

図5:健側の脚をスクーターに載せて立ちます。患者は患側の足を使って前に進むようにします。

図6:動きの流れをガイドした後、療法士がサポートしながら、または手すりを利用しながら、スクーターの練習をします。



図4



図5



図6

NEURO SWINGシステム足継手は、2012年以降、幅広い研究で取り上げられています。これらの研究の結果は、国内外のさまざまな学会でポスター発表または口演発表され、あるいは著名学術誌に掲載されています。下記の文献は主に、NEURO SWINGシステム足関節の脳卒中適応と機械的な基本情報に関するものです。

Block J, Heitzmann D, Alimusaj M et al.(2014): Effects of an ankle foot orthosis with a dynamic hinge joint compared to a conventional orthosis – a case study. OTWorld 2014. Leipzig, Germany, May 2014.

Block J, Heitzmann D, Alimusaj M et al.(2013): Dynamische Untersuchung einer Unterschenkelorthese mit Federgelenk zum Einsatz bei neuromuskulären Defiziten. Jahrestagung der DGfB. Neu-Ulm, Deutschland, Mai 2013.

Kerkum YL, Houdijk H, Brehm MA et al.(2015): The Shank-to-Vertical-Angle as a parameter to evaluate tuning of Ankle-Foot Orthoses. Gait & Posture 42(3): 269-274.

Kerkum YL, Harlaar J, Noort JC et al.(2015): The effects of different degrees of ankle foot orthosis stiffness on gait biomechanics and walking energy cost. Gait & Posture 42(Suppl. 1): 89–90.

Kerkum YL, Brehm MA, Buizer AI et al.(2013): Mechanical properties of a spring-hinged floor reaction orthosis. Gait & Posture 38(Suppl. 1): 78.

Kerkum HE, Brehm MA, J et al.(2014): Gait responses to modifying the spring stiffness of a dorsiflexion stopped ankle-foot orthosis in a polio survivor with plantar flexor weakness. Gait & Posture 39(Suppl. 1): 4.

Sabbagh D, Fior J, Gentz R (2017): Adjusting spring force of ankle foot orthoses according to gait type helps improving joint kinematics and time-distance parameters in patients with hemiplegia following stroke. Cerebrovascular Diseases 43(Suppl. 1).

Sabbagh D, Horst R, Fior J et al.(2015): Ein interdisziplinäres Konzept zur orthetischen Versorgung von Gangstörungen nach einem Schlaganfall. Orthopädie Technik 66(3): 44-49.

Sabbagh D, Fior J, Gentz R (2015): Klassifizierung von Gangtypen bei Schlaganfall zur Standardisierung der orthetischen Versorgung. Orthopädie Technik 66(3): 52-57.

Sabbagh D, Fior J, Gentz R (2014): Die N.A.P.® Gait Classification als Werkzeug zur Qualitätssicherung und Standardisierung der orthetischen Versorgung bei Schlaganfallpatienten. Neurologie & Rehabilitation 20(6): 339.

Sabbagh D, Fior J, Gentz R (2014): Classification of Gait Pattern in Stroke Patients to Optimise Orthotic Treatment and Interdisciplinary Communication. 23rd Annual Meeting of the ESMAC.Rom, Italien, Oktober 2014.

外転

(ラテン語*abducere* = 退く、そらす): 身体の中心から離れる方向への、足部の動き。↑内転の↑反対の動き。

内転

(ラテン語*adducere* = 近づく、縮む): 身体の中心に近づく方向への、足部の動き。↑外転の↑反対の動き。

ADLスコア

(日常生活動作): ADLスコアは、↑脳卒中や多発性硬化症などの変性疾患患者が日常生活の動作を行う能力を↑測定するための方法。

AFO

短下肢装具の略称; 足関節と足部の両方をおおう装具。

ボツリヌストキシン

商標名としてBotox®がある。ボツリヌストキシンは、知られている限り最も強力な神経毒の1つである。有毒なタンパク質が、筋肉につながる神経細胞の信号伝達を阻害する。

大脳接続

(ラテン語*cerebrum* = [広義で] 脳): 脳は、複雑な運動パターンのための制御プログラムを保存している。繰り返しの↑生理学的運動パターンによって、脳内でこの制御プログラムが修正される。ひるがえって、環境による攪乱が起これと、制御プログラムエラーが繰り返されることがあり、↑病理学的運動パターンを生じることがある。

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): 組織の恒久的な短縮化あるいは収縮 (例として、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。

禁忌

(ラテン語*contra* = 反して、～とは逆に*indicare* = 示す): それ自体は適切な特定の薬品、または治療方法の使用や継続的な使用を禁止する状況。

両まひ

(ギリシャ語*dis* = 2回、ダブル、*plege* = 卒中、まひ): 両側のまひ。両まひでは、身体の2つの部分 (例えば両腕、両足など) が影響を受ける。

皿ばね

静的または動的に、軸に沿って付勢することができる円錐形シェル。単一のばね、またはばね積層として使用することができる。カラム内では、ばね積層には、単独の皿ばねまたは平行なばねセットを含めることができる。皿ばねの幾何学的形状により、↑求心力が吸収され、よってほぼ比例的なばね特性曲線が得られる。

背側

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

背屈

足を上に上げるよう足首を曲げる。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、ストレッチする意味の↑伸展の動きである。この動きを行わせる筋肉は、背屈筋と呼ばれる。

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足部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。

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、解剖学的足関節で確定された動きを可能にする。

遠心性

(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遠心性の運動を行い、関節運動を減速させることにより制御する。

尖足

踵の床面からの離地の原因となる、足部の底屈位での固定。歩行中に踵が床面に接地しないため、尖足位は下垂足(尖足)ともよばれる。

外がえし

(ラテン語 *evert* = 回転した、捻じれた): 外がえしは以下の複合運動↑回内、↑外転と↑背屈。Loading responseに踵骨の上にある足首の骨(距骨)の内旋中に起こる。↑内がえしの↑反対の動き:。

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伸ばすこと。伸展は曲げ(↑屈曲)の逆の運動である。↑関節の角度が増加するのが特徴である。この動きを行わせる筋肉は、伸展筋と呼ばれる。

足部外来筋

(ラテン語 *extrinsecus* = 外へ): 足部外来筋と↑足部内在筋には臨床的な区別がある。下腿の筋群は、足部の骨格の外側に起始があり、長い腱を介して足部に影響するため、足部外来筋に属する。

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。屈曲は、伸ばし(↑伸展)の反対の動きである。関節の角度が減少するのが特徴である。この動きを行わせる筋肉は、屈筋と呼ばれる。

FRAFO

(床反力AFO): 前方シェルを備えた硬い装具。Terminal stanceから、膝関節または股関節の伸展モーメントを提供する。FRAFOは、↑ポリプロピレンおよび炭素繊維で製造することができる。剛性または部分的に可撓性の足部を有する。しかしながら、↑床反力と相互作用する他のAFOもあるため、↑FRAFOは誤解を招きやすい↑用語である。

床反力

(略称、GRF): 体重の反作用として床に生じる力。

出血性梗塞

出血と、その周辺組織に対する帰結により起こる脳卒中。脳の出血のケースでは、これは脳出血と呼ばれる。

外反母趾

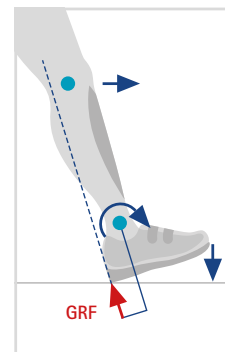
X-母趾。母趾の関節の小趾方向への傾斜。

ヒールレバー

旋回点が↑踵接地点である↑レバー(てこ)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。

ヒールロッカー

↑踵接地点を中心とした↑足部の完全な回転。Initial contactとLoading responseの間に、解剖学的足関節で起こる。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。反力ベクトル(破線)は、↑足首から↑背側を通る。結果として得られる↑ヒールレバーによって、足関節内に底屈モーメントが生じ、足部が下に下がる。↑前脛骨筋はこの動きに対して↑遠心性に作用し、↑制御された足部の下降が可能になる。



片まひ

(ギリシャ語 *hemi* = 半分、*plege* = 卒中、まひ): 半身のまひ。片まひでは、身体の右半分または左半分が完全なまひとなる。

ヒンジ付きAFO

古典的なヒンジ付き↑AFOは、↑ポリプロピレン製の背側シェルを備えた装具であり、↑エラストマー製ばね継手または単純なコイルばね継手がある。ヒンジ付きAFOでは、↑解剖学的足関節内で↑背屈が可能である。多くの場合、使用されるエラストマー製ばね継手は、↑底屈を可能にし同時に↑Swing phase中に足部を↑ニュートラル位置に維持するに十分な強度がないことが多い。これが、ヒンジ付きAFOでは、底屈がロックされている理由である。

神経支配すること

(ラテン語 *nervus* = 神経): 組織、例として筋などに神経の刺激を提供すること。

機能不全

臓器・器官系 (例えば筋系) の機能が不十分、または能力不足。

集中治療医療

命に関わる急性疾患とその治療を扱う医療分野。

多分野共同

(ラテン語 *inter* = 間): 複数の分野間の協力に関するもの。多職種横断的。

足部内在筋

(ラテン語 *intrinsecus* = 中から): 足部内在筋と↑足部↑外来筋には臨床的な区別がある。短い足部の筋群を含む内在筋は、起始、停止ともに足部の骨格自身の中にある。

内がえし

(ラテン語 *inverto* = 回転する): 内がえしは、以下を合わせた動きである。↑回外、↑内転と↑底屈。Mid stanceに踵骨の上にある足首の骨(距骨)の外旋中に起こる。外がえしの反対の動き。

虚血性脳卒中

(ギリシャ語 *ischēin* = 抑える、拘束する): 局所的な乏血や、不十分な血液供給、動脈血流の完全な制限。虚血性脳卒中になると、脳の特定の部分の血流が低下または中断される。

KAFO

膝関節-足関節-足装具の略称; 膝関節、足関節と足部をおおう装具。

長母趾屈筋 (1)

Musculus flexor hallucis longus: 長母趾屈筋。母趾を屈曲させる、長い屈筋。

腓腹筋 (2)

Musculus gastrocnemius: ふくらはぎの筋肉。上部が2つに分かれていて、↑足部↑を底屈させる筋。↑下腿三頭筋↑の一部。

Mm.腓骨筋 (3)

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。

大腿四頭筋 (4)

Musculus quadriceps femoris: 大腿部の、4つの頭部をもつ筋肉。身体では、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。

ヒラメ筋 (5)

Musculus soleus: 『ヒラメ筋。』下腿の筋。その腱と、腓腹筋の腱を合わせて、アキレス腱を形成する。足部の↑底屈↑に関与する。↑下腿三頭筋の一部。

前脛骨筋 (6)

Musculus tibialis anterior: 脛骨の前面の筋。脛骨から内側の足部内側縁まで延び、↑足部を↑背屈させる。

下腿三頭筋 (2および5)

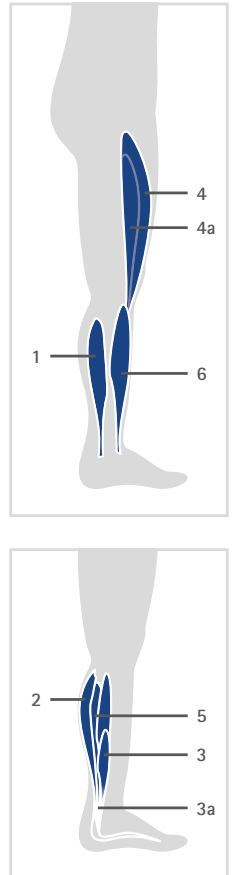
Musculus triceps surae: 上部が3つに分かれたふくらはぎの筋。上部が2つに分かれた腓腹筋と↑ヒラメ筋とを合わせたもの。

筋萎縮

(ギリシャ語 *atrophia* = 消耗、衰弱): 負荷の減少による、視認できる骨格筋量の喪失。

N.A.P.® 歩行分類

Neuro-orthopaedic Activity-dependent Plasticity®; N.A.P.® は、日常生活の運動戦略を改善するための、統合された神経整形外科治療プロセス。N.A.P.® 歩行分類は、↑脳卒中患者の↑病的歩行を4つの歩行タイプに分ける。この分類では、Mid stanceの、矢状面における膝関節の位置 (過伸展/過屈曲) と、前額面における足部の位置 (内反/外反) を評価する。



ニュートラル位置

正常、直立、ほぼ腰幅の立脚状態における人間の身体の位置。関節の可動域はニュートラル位置から計測することができる。

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): 足部の裏面に関する、足部の底方向。

底屈

足部を下に向けること。背屈の反対の動き。この動きを行わせる筋肉は、底屈筋と呼ばれる。

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

初期接地で、踵が最初に床面に触れる点。

ポリプロピレン

(PP): 熱成形可能、溶接可能なプラスチック群。

背側リーフスプリングAFO

(ラテン語 *posterior* = 背中): アキレス腱の背側にリーフスプリングを取り付けた下腿装具。多くは炭素繊維製。

重心動揺

姿勢の揺れ。直立した際の身体重心の同時発生的な動き。

脛骨前面の

(ラテン語 *prae* = 前、*tibia* = 脛): 脛骨の前面にある。

回内

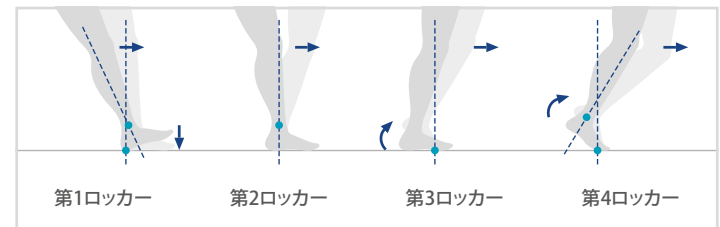
(ラテン語 *pronare* = 屈する、折り曲げる): 縦軸を回転軸とした足部の内向きの回転、あるいは足の外側縁の挙上。この動きを行わせる筋肉は、回内筋と呼ばれる。

蹴りだし

前遊脚期の爪先離地で、脚の前への動きを加速する。

ロッカー

立脚段階での、足の3つの異なる点を中心とした回転。第1ロッカー (ヒールロッカー) = Initial contact と Loading response の、踵を中心とした足の回転と、解剖学的足関節を中心とした下腿の回転、第2ロッカー (アングルロッカー) = Mid stance の、足関節を中心とした下腿の回転、第3ロッカー (フォアフットロッカー) = Terminal stance の、中足骨頭部を中心とした後足部の回転、第4ロッカー = Pre swing の、足関節および中足骨頭部を中心とした組み合わせ回転。

**SAFO**

(solid ankle-foot orthosis、硬い短下肢装具): 剛性の下腿装具。SAFOという用語は、↑ポリプロピレン製の剛性↑AFOについて国際的に↑使用されている。静的AFOも剛性であるため、現在、この用語の使用は不明瞭になっている。

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。

鎮痙薬

(ギリシャ語 *spasmos* = 痙攣): 弛緩剤。平滑筋の緊張を低減、または筋肉の張力を低減する。

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、安静、静止立位のこと。静的↑AFOは、解剖学的足関節による動きを許容しない。

卒中

(ギリシャ語 *apoplexía* = ストローク流れ): 卒中、狭義では脳卒中 (cerebral stroke); 血行の閉塞や脳出血による特定の脳領域における損傷。麻痺やその他の障害に帰結することがある。

脳卒中ユニット

脳卒中ユニットは、脳卒中患者の迅速な↑集中治療と↑多職種連携治療↑を専門とする病院部門。ドイツにおいては、German Stroke Society と German Stroke Foundationの連携において、認証されている。

回外

(ラテン語 *supinare* = 逆に動く、後に傾く): 縦軸を回転軸とした足部の外向き回転、あるいは足の内側縁の挙上。↑回内↑の反対の動き。この動きを行わせる筋肉は、回外筋と呼ばれる。

距骨

(ラテン語 *talus* = 足首の骨): 身体の荷重を脛骨から足部アーチへと移行させる、足根部の頂点にある骨。

脛骨

(ラテン語 *tibia* = 『脛の骨』): 膝関節と足関節の一部をなす2本の下腿の骨のうち、強靱な方。

トーンス

(ギリシャ語 *tónos* = 締めること): 広義では、何かを強化すること。

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。

坐骨結節

(ラテン語 *tuber* = 身体の成長、こぶ、いぼ、ギリシャ語 *ischium* = 股関節): 『坐骨結節』坐骨後方の肥厚。複数の筋の付着部をなす。

直立化

(ラテン語 *vertex* = 頂点): 身体を垂直な位置に直立させること。

WHO

World Health Organisation (世界保健機構)は、世界規模の公衆衛生に関する国連機関。

略語 情報源

[Bow] Bowers RJ (2004): Non-Articulated Ankle-Foot Orthoses.In: Condie E et al.(Hrsg.): *Report of a Consensus Conference on the Orthotic Management of Stroke Patients*.Copenhagen: ISPO, 87-94.

[Con] Condie E, Bowers RJ (2008): Lower limb orthoses for persons who have had a stroke.In: Hsu JD et al.(Hrsg.): *AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices*.4.Auflage.Philadelphia: Mosby, 433-440.

[Cor] Corsten T (2010): *Die neurologische Frührehabilitation am Beispiel Schlaganfall - Analysen zur Entwicklung einer Qualitätssicherung*. Dissertation.Universität Hamburg.

[Cum] Cumming TB, Thrift AG et al.(2011): Very Early Mobilization After Stroke Fast-Tracks Return to Walking.*Stroke* 42(1): 153-158.

[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.*Gait & Posture* 24(2): 142-151.

[Did] Diederichs C, Mühlenbruch K et al.(2011): Prädiktoren für eine spätere Pflegebedürftigkeit nach einem Schlaganfall.*Deutsches Ärzteblatt* 108(36): 592-599.

[Die] Diener HC, Forsting M (2002): *Schlaganfall, Taschenatlas spezial*. Stuttgart: Thieme.

[Fat] Fatone S (2009): Orthotic Management in Stroke.In: Stein J et al.(Hrsg.): *Stroke Recovery and Rehabilitation 2009*.New York: Demos, 515-530.

[Goe] Götz-Neumann K (2011): Gehen verstehen - Ganganalyse in der Physiotherapie.2.Auflage.Stuttgart: Thieme.

[Hes] Hesse S, Enzinger C et al.(2012): Technische Hilfsmittel.In: Diener HC et al.(Hrsg.): *Leitlinien für Diagnostik und Therapie in der Neurologie*.5.Auflage.Stuttgart: Thieme, 1150-1160.

[Hor] Horst R (2005): Motorisches Strategietraining und PNF.Stuttgart: Thieme.

略語 情報源

[Hes] Hesse S, Enzinger S et al.(2011): Rehabilitation After Stroke.*Deutsches Ärzteblatt International* 108(36): 600-606.

[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*.*Gait & Posture* 37(3): 457-459.

[Mac] MacKay J, Mensah GA et al.(2004): Global burdon of stroke.In: World Health Organization (Hrsg.): *The Atlas of Heart Disease and Stroke*. Brighton: Myriad Editions, 50-51.

[Nik] Nikamp C, Buurke J et al.(2017): Six-month effects of early or delayed provision of an ankle-foot orthosis in patients with (sub)acute stroke: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation* 31(12): 1616-1625.

[Nol] Nolan KJ, Yarossi M (2011): Preservation of the first rocker is related to increases in gait speed in individuals with hemiplegia and AFO. *Clinical Biomechanics* 26(6): 655-660.

[Owe] Owen E (2010): The Importance of Being Earnest about Shank and Thigh Kinematics Especially When Using Ankle-Foot Orthoses.*Prosthetics and Orthotics International* 34(3): 254-269.

[Pan] Pandyan AD, Gregoric M et al.(2005): Spasticity: clinical perceptions, neurological realities and meaningful measurement.*Disability and Rehabilitation* 27(1-2): 2-6.

[Per] Perry J, Burnfield JM (2010): *Gait Analysis – Normal and Pathological Function*.2.Auflage.Thorofare: Slack.

[Per2] Perry J, Garrett M et al.(1995): Classification of Walking Handicap in the Stroke Population.*Stroke* 26(6): 982-989.

[Rod] Rodda J, Graham HK (2001): Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm.*European Journal of Neurology* 8(Suppl. 5): 98-108.

[Thi] Thibaut A, Chatelle C et al.(2013): Spasticity after stroke: Physiology, assessment and treatment.*Brain Injury* 27(10): 1093-1105.



Orthosis Configurator

PR0224-JP-2025-06

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