

脳性まひガイド

脳性まひ患者の下肢装具療法のコンセプト

第9版



はじめに

幅広い調節オプションと強力なばね力を組み合わせたNEURO SWINGシステム足関節は現在、脳性まひ患者の装具療法の標準的ソリューションとなっています。

システム関節の継続的な改良により、新たに装具を装着する患者の治療成功率の大幅増が実現しました。この好ましいトレンドは、多数の治療成功例にはっきりと表われています。加えて、脳性まひ患者の装具療法におけるNEURO SWINGシステム足継手の利点は、さまざまな国際的研究により確認されています (p. 48fを参照)。

NEURO SWINGシステム足継手は、その動的特性により、理学療法士や医師の方々にますます受け入れられるようになっています。これは、標準理学療法の補完としての使用も実証されたことによるものです。このような傾向は、NEURO SWINGシステム足継手の発売と「脳性まひガイド」の出版を契機として、考え方が変化してきたことの表われです。

けれども残念ながら、脳性まひ治療の分野は、国によって依然としてさまざまな戦略が実施されています。脳性まひ患者の保存的治療はしばしば、本当の可能性を開くことを妨げてしまいます。アムステルダム式歩行分類 [Gru] を用いて病的歩行の単純な分類を行い、これに基づいた推奨治療を行うにあたって、本「脳性まひガイド」は、脳性まひ患者の装具療法において最適なコラボレーションの重要な基盤となります。

脳性まひ患者の運動機能発達において、新たなアプローチとなっているのは、立位の役割です。標的とする立脚のトレーニングを行うことにより、運動機能発達を促進し、歩行に良い影響を生み出すことができます。NEURO SWINGシステム足継手を備えた動的AFOは、そのような立脚トレーニングの不可欠な部分として使用できます。治療オプションの概要を把握していただくため、このガイドには初めて、NEURO SWINGシステム足継手の4つのモデルがすべて掲載されています。

初版が発行されて以来、さまざまなご提案や建設的批評をお寄せくださり、本「脳性まひガイド」のさらなる改善に貢献して下さった読者の皆様に感謝申し上げます。

FIOR & GENTZチーム

目次

治療の目標	
脳性まひとは？	4
多分野共同チームで脳性まひを治療	4
脳性まひの装具療法	
立位と歩行	6
従来型の装具	7
従来型の装具のデメリット	9
装具の要件	9
NEURO SWINGシステム足関節	10
NEURO SWINGを備えたAFOの機能的利点	
事前圧縮済みのばねユニット	14
事前圧縮していないばね	15
動的AFOにおけるNEURO SWING	16
患者の分類	
総合的運動スキルと可動性	24
病的歩行	25
推奨治療	
歩行タイプ1に対する推奨治療	26
歩行タイプ2に対する推奨治療	30
歩行タイプ3に対する推奨治療	34
歩行タイプ4に対する推奨治療	38
歩行タイプ5に対する推奨治療	42
本ガイドで提示された今後の見通しに関する研究	
開始ページ	46
用語集	
開始ページ	50
参考文献	
開始ページ	58

脳性まひとは？

脳性まひでは、脳から特定の筋肉に送られるインパルスが間違っているために、筋肉が過剰に活性化されたり、活性化が不十分だったり、誤ったタイミングで活性化されたりするものです。この異常な活性化はしばしば、特定の筋肉群の機能不全を引き起こし、通常、病的歩行をもたらします [Gag1, p. 65]。さらに、このような筋肉機能不全は痙縮を伴う場合があります [Pea, p. 89]、これによって筋緊張が変化し、歩行が悪化したり改善したりすることがあります。

多分野共同チームで脳性まひを治療

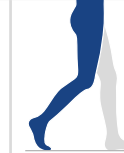
脳性まひの全体的な目標は、患者ができる限り制限なしに立って歩くことができるようにすることです。このために、医師、理学療法士、職業訓練士、義肢装具士、バイオメカニック技師からなる多分野共同チームが、同じ治療コンセプトを追求し、互いに緊密に協力し合うべきです [Doe, p. 113ff]。

治療コンセプトの第1段階は、理学療法を即座に開始することです [Kra, p. 188]。この治療の目的は、運動インパルスを通じて正しい大脳接続を確立し [Hor, p. 5-26]、また特定の筋肉トレーニングにより個々の筋肉群を強化することで、機能不全の筋肉群の治療を行うことです。この2つの方法によって、患者の歩行が生理学的歩行に近づきます。

一部の脳性まひ患者では、理学療法と共に、ボツリヌストキシンなどの抗痙攣薬を含む薬物治療や [Mol, p. 363]、変形を修復するための整形外科手術 [Gag2] が必要になります。

脳性まひ患者の治療において、多分野共同チームが治療目標を達成するためには、健常者の生理学的歩行が指針となります [Per, p. 9ff]。

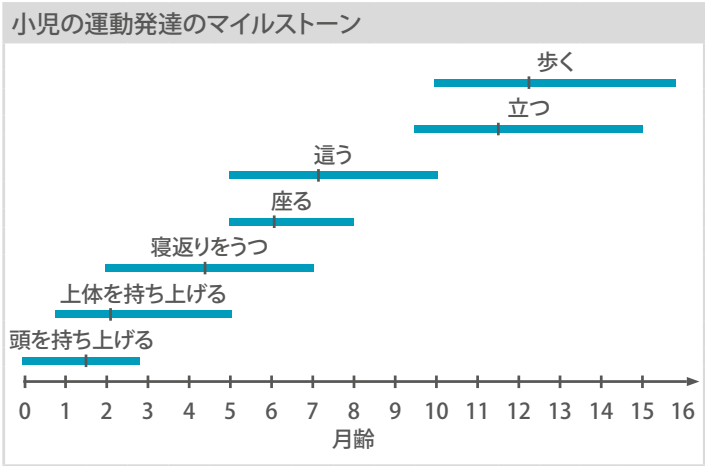
Jacquelin Perryによる、生理学的歩行の個々の段階の区分

									
用語 (略語)									
<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>
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

立位と歩行

脳性まひの患者の装具治療では、歩行だけでなく立位も重要な役割を果たします。歩くときに活性化される筋肉群は、立っているときにも関与しており、支持面積の上に身体の重心が来るようバランスをとります。このような小さなバランスをとる動きのため、静止して立つことは単なる静的な作業ではなく、複雑な動的作業となります。この特殊性を、装具治療中に考慮する必要があります。

運動機能の発達では、小児は月齢約9か月半で初めて立とうとし、約10か月で初めて歩行を試みます。立つこととはある意味、這い歩きから歩行への移行段階です。ほとんどの場合、脳性まひと診断されるのは12か月以降ですが、これらのマイルストーンの著しい遅れは、すでに脳性まひの可能性を示しています。立脚トレーニングを早期から標的を絞って行うことは、運動と歩行の発達に良い影響を与えます [Aud]。この点において、動的装具は立位をサポートし、まだ幼い患者に適切な運動インパルスを与えることができます。



装具は主として、関節を固定する筋肉の欠損と、それにより立位と歩行の際の問題の原因となっている不安定性とを補うものとなります。よって装具治療の最初の目標は、脳性まひ患者を動的に直立姿勢にすることです。歩行ができない患者であっても、動的立脚トレーニングは人体にさまざまなプラスの効果をもたらすため、メリットがあります [Pek]。ただし、適切な装具を選択することが、治療の成功には不可欠となります。

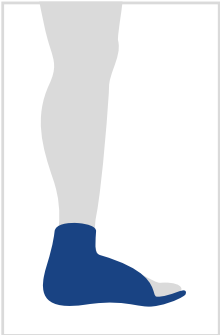
従来型の装具

脳性まひ患者の装具治療は、臨床的な重篤度と疾患パターンの特性に応じて、さまざまな装置を使って行うことができます。果上装具 (SMO) や知覚運動性インサートなどのように単純な装具から、短下肢装具 (AFO) (足関節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。これらの装具療法にはいずれも長所と短所があるため、脳性まひの治療には、それぞれプラスの効果とマイナスの効果が生じる可能性があります [Rom, p. 473]。

” ”
1種類の装具ですべての目標に対処するのは最適な方法ではない。
[Nov1, p. 330]
” ”

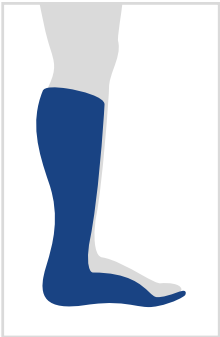
足装具

脳性まひ患者を治療する簡単かつ一般的な方法の1つは、知覚運動性インソールを備えた整形外科用インサートです。知覚運動性インソールは、果上装具 (SMO) に組み込むこともできます。SMOは足の位置を若干補正し、筋肉を活性化させます。アキレス腱領域が覆われていない場合は、動的な機能もあります。けれどもAFOに比べると、SMOには背屈支援効果がありません。



SMO

これまで、多くのAFOは、足継手なしで製造されています。AFOは、剛性/静的AFOと動的AFOの2種類に分けられます [Nov1, p. 330ff.]。動的AFOには、機械的な足関節か、または、解剖学的な足関節の動きを可能にする後側リーフスプリングがあります。



SAFO

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 [Nov1, p. 336]。

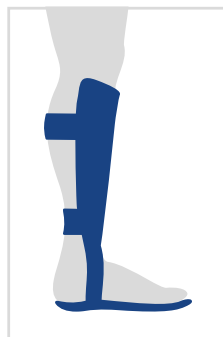
前側シェルを備えた、いわゆる床反力AFO (FRAFO) も、解剖学的足関節の動きをブロックします。FRAFOはポリプロピレン製またはカーボン製です。前側シェルは、立脚終期での膝関節伸展を可能にします。けれども、過伸展の膝関節がある患者には禁忌です。

足関節付きの装具

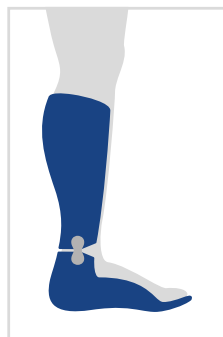
足関節付きAFO (ヒンジ付きAFO) は、画定された旋回点や運動範囲がある状態で、解剖学的足関節内での動きが可能です。これは使用される頻度は低くなります。ただし多くの場合、ヒンジ付きAFOは、エラストマー製ばね継手か、通常のコイルばねの継手しかありません。これらの継手のばね効果は弱い、または効果がなく、また背屈のストッパーがないため、かがみ歩行の進行につながる可能性があります [Nov1, p. 345]。よって、ヒンジ付きAFOは今のところ、脳性まひ患者の装具療法に使用されることはほとんどありません。

後側リーフスプリング付きの装具

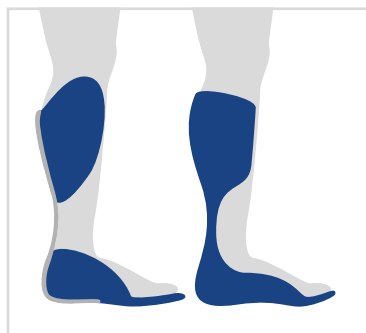
最近では、ばね効果付きのAFO (いわゆる後側リーフスプリングAFO) が使用されています。強いばね効果は、カーボン製ばねを用いて達成されますが、この効果はポリプロピレン製の同様のAFOでは非常に小さくなります。この種の装具のデメリットとしては、画定された旋回点がなく、画定済みまたは調節可能な運動範囲もなく、アライメントも調節できないことが挙げられます。受動的底屈は完全に制限されます。



FRAFO



ヒンジ付きAFO



後側リーフスプリングAFO

従来型の装具のデメリット

列举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、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、医師の要件、理学療法の目標に応じて、義肢装具士は必要なテコ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、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。そのため、前述の装具では、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。

2. 底屈が制限されている

列举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じて確立され [Hor, p. 5-26]、特別な筋肉トレーニングにより個々の筋肉群が強化されます。

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、立っているときも歩いているときも、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」が達成されることになります。

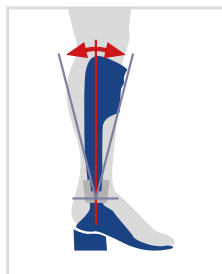
よって、脳性まひ患者向けの装具はすべて、調節可能な足関節を備えた構造で構成されるべきです。型の製造中の患者の足の位置と、装具を装着して体重がかかっているときの足の位置とは異なるため、装具アライメントを調節することが絶対に必要です。調節可能な運動範囲と可変ばね力により、装具士は、治療中に起こりうる歩行の変化に無理なく対応することができます。

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

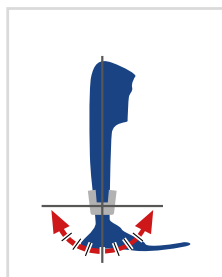
NEURO SWINGシステム足継手はアライメントが調整可能であるため、患者の生理学的歩行に合わせて装具を調節することができます。歩行に変化が生じた場合には、調整を修正し、チューニングすることによって素早く対応することができます。



調節可能なアライメント

2. 調節可能な運動範囲

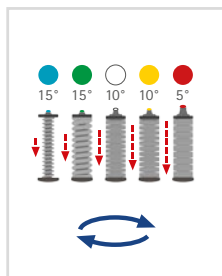
手術後のリハビリテーションの初期段階では、装具の運動範囲を部分的または完全に無効にし、治療の後期段階になってから運動範囲を有効にすることが必要な場合があります。NEURO SWINGシステム足継手に組み込まれた運動制限ねじにより、事前に設定された底屈と背屈の運動範囲を完全に遮断した後、徐々に解除することができます。



調節可能な運動範囲

3. ばね力が変えられる

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とき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、各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の耐水性モデルです。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

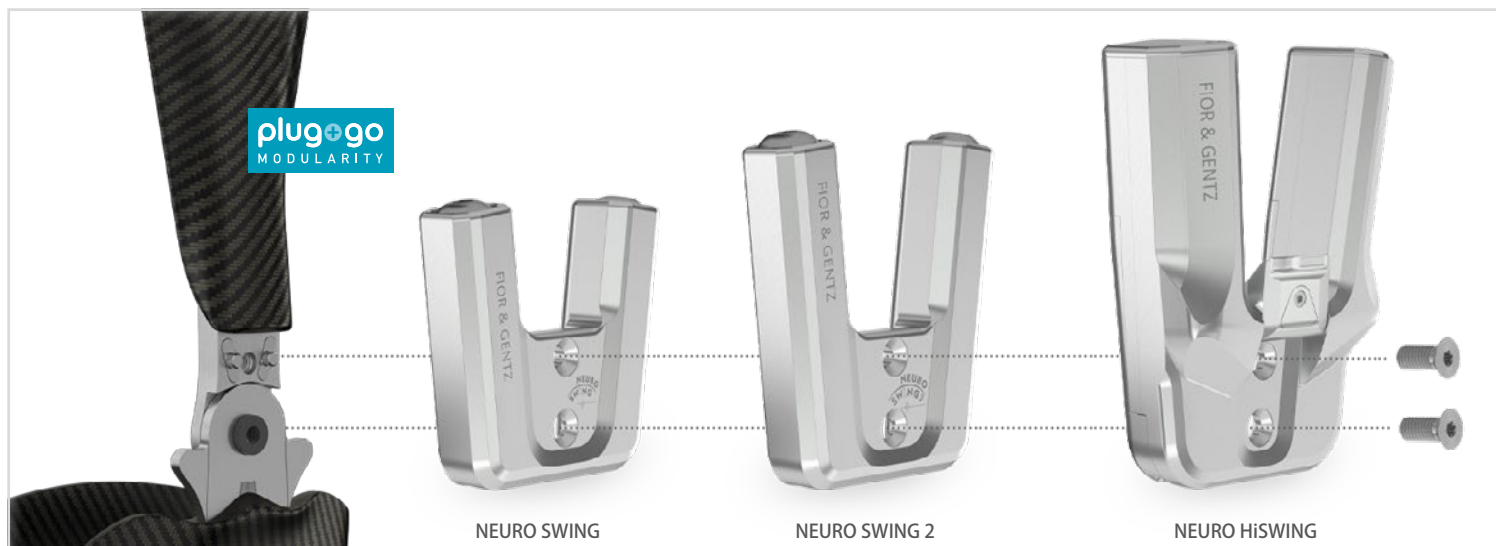


NEURO HiSWINGは、初めて開発された液圧式足関節です。足関節の角度は、液圧機構を使って患者自身が調整できるため、階段の昇り降りや凹凸のある地形を歩く際も、少ない労力で行うことができます。この装具は、さまざまな踵高さの靴に簡単に適合させることができ、座しているときも快適です。

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。

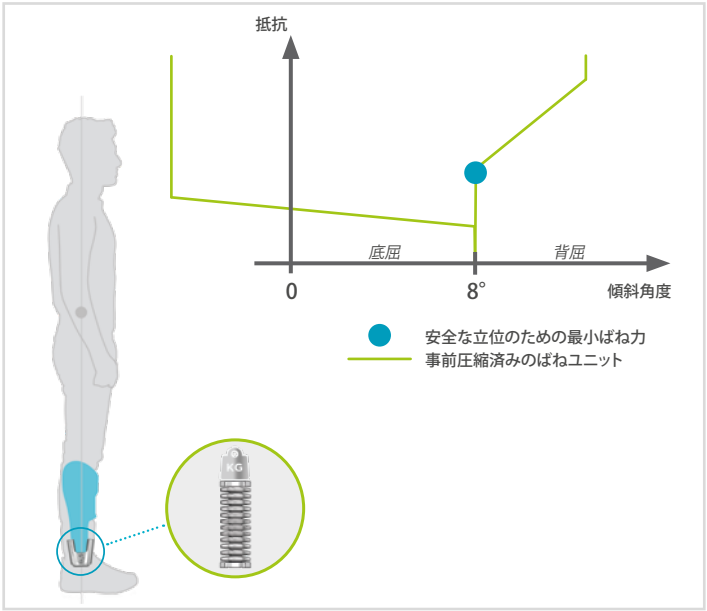


事前圧縮済みのばねユニット

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のてこ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。

立位への影響

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。

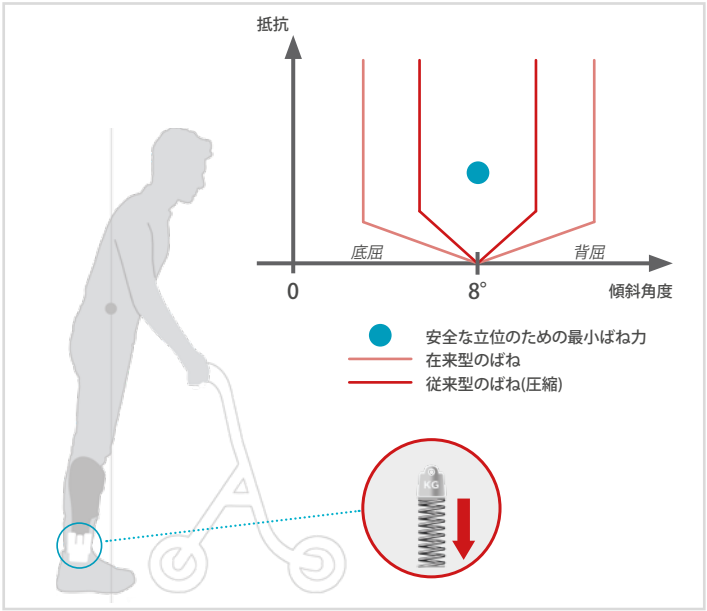


事前圧縮していないばね

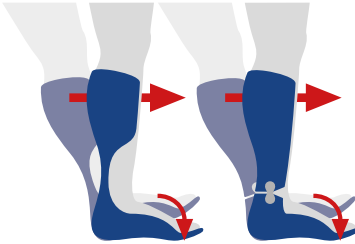
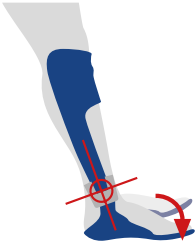
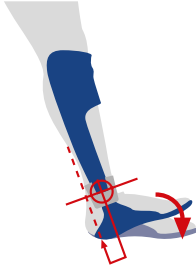
在来型の足継手の標準的なばねは、圧縮していないため、最小限の抵抗がありません。下腿三頭筋（底屈筋群）に筋力低下がある場合、それによって、前足部レバーを活動させることができません。通常、そのようなばねは、その後、圧縮されるのですが、抵抗が不十分であるため、最小限の抵抗を増すことはできません。足関節の動作に対抗する抵抗があるのみです（同種で一定）。同時に、持っている可動域も低下してしまいます。それによって、ばねの最大圧縮は、より早く来てしまいます。それに加えて、足関節に対抗する抵抗は、生理学的な歩行では異なる抵抗が必要であるにも関わらず、2つの運動方向で同一です。この問題は、全ての継手のない装具で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

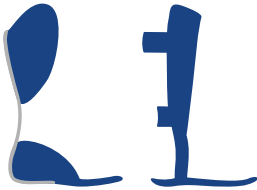
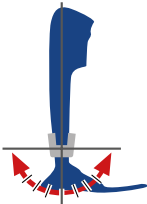
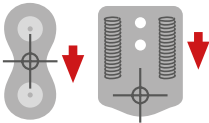
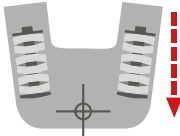
立位への影響

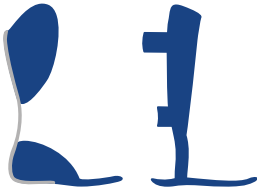
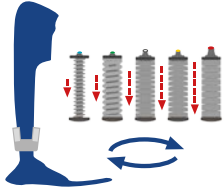
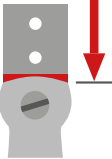
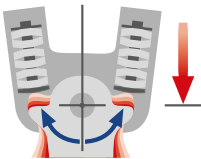
在来型の足継手を備えた、また全ての継手のないAFOは、患者の失われた安定性とバランスを補完することができません。そのため、直立した安全な立位をとることが難しく、松葉杖や歩行器などの医療器具を使用する必要があります。よって、支えのために手を使用しなければなりません。



既存のAFOの欠点	NEURO SWINGの特性	説明
 アライメント調節不能	 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、必要なテコ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 [Nov2, p. 488ff]、調節可能な足関節を使用することが必要になります。これは、脳性まひ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。 足関節のない剛性のAFOの場合は、アライメントはウェッジを挿入することでのみ調節可能です (チューニングとも呼ばれる) [Owe, p. 257]。けれども、ピッチが増大することで、背屈と、下腿の傾き、股関節と膝関節の屈曲、立脚中期での膝関節屈曲モーメントが増大します (p. 46ffを参照)。 NEURO SWINGシステム足関節では、装具のアライメントにより、ピッチを独立に変えることができます。
 画定された旋回点なし	 確定された回転軸あり	画定された旋回点 一部の装具では、足関節がなくても脚と下腿の間で動かすことができます。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、筋萎縮を生じます [Goe, p. 98f.]。さらに、脳性まひ患者の脚の表面で装具のシェルがずれてしまい、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、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 [Hor, p. 5-26]。

既存のAFOの欠点	NEURO SWINGの特性	説明
 底屈がブロックされている	 底屈が可能	底屈 底屈がブロックされているため、過剰なトルクが下腿にかかり、膝に伝わります。 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ような状態)。脳性まひ患者では多くの場合、大腿四頭筋が機能不全であるにも関わらずです [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。これにより、正しい大脳接続が運動インパルスを通じて確立され [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。これにより筋萎縮の進行を防ぐことができます [Goe, p. 98ff]。
 踵ロッカーなし	 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) ではこの機能は生じません。この種の装具では、筋肉作用に対して能動的にのみ足下げが可能になりますが、これは生理学的な動きには対応していません。NEURO SWINGシステム足関節では、画定された回旋点と、底屈の調節可能な運動範囲によって、受動的足下げが可能になります。この動きは、後側ばねユニットにより制御されます。

既存のAFOの欠点	NEURO SWINGの特性	説明
 調節可能な運動範囲がない	 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。 調節可能な足関節を静的AFOに使用する：一部の脳性まひ患者には、ボツリヌストキシンなどの抗痙攣薬が投与されます。筋肉は一時的にまひ状態になります。頻繁に使用すると、筋肉の強度が変化することがあります。この場合、静的AFOは最大限可能なテコ作用を提供することができます [Nov2, p. 488ff]。理学療法による奏功が一般的に期待できない場合は、足の変形が重度な場合であっても、脳性まひ患者に対して静的AFOで治療することが合理的です。
 エラストマーばねと コイルばね継手 弱いばね力	 皿ばね 強いばね力	ばね力 一部の脳性まひ患者の病的歩行には、非常に強いばね力が必要です。NEURO SWINGシステム足関節では、コンパクトなばねユニット内に重ねて組み込まれた皿ばねにより、このばね力が達成されます。ばねユニットは、体重により得られるエネルギーを蓄えます。Pre swing にエネルギーが放出されると、蹴りだしがサポートされます [Nov1, p. 333]。NEURO SWINGシステム足継手を備えたAFOは、背側リーフスプリングAFOと同様、少なくともこの効果を達成します。Mid stanceに過度な膝関節屈曲がある脳性まひ患者の場合は、赤と黄色のばねユニットの強力なばね力により、歩行時の関節の角度とエネルギー回復が改善されます (p.46ffを参照)。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ほとんどできません。

既存のAFOの欠点	NEURO SWINGの特性	説明
 ばね力が変えられない	交換可能なばねユニット  ばね力が変えられる	ばね力が変更可能 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。これにより、脳性まひ患者が歩行に必要なエネルギーを低減できるような最適のばね力を決定することが可能になります。さらに、底屈と背屈でばね力を別々に調整できるため、患者が実感できる測定可能な歩行改善が実現できます(p. 46ffを参照)。 足関節のないAFOでは、ばね力の変更は限定的にしか行えません。
 ハードストッパー	 ソフトストッパー	ソフトストッパー 組み込まれた皿ばねにより、痙縮の進行や悪化に対応できるソフトなストッパーが確保できます。

望ましい治療目標を達成するためには、多分野共同チームが共通の基盤に立って、脳性まひ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性まひ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。

総合的運動スキルと可動性

総合的運動機能分類システム (GMFCS) は、日常生活の活動における脳性まひ患者の総合的運動スキルを評価し、予後の判断を行うのに役立ちます [Rus]。必要な支援を考慮に入れながら運動能力を最優先に考え、年齢に従い、患者を5つのレベルに分類します [Öun, p. 151ff]。

機能的移動能力評価尺度 (FMS) では、移動能力によって、脳性まひ患者を6つのグループに分けます。歩行運動に使用されるデバイスと、それにより賄われる移動距離も、評価に含まれます [Gra, p. 515]。

病的歩行

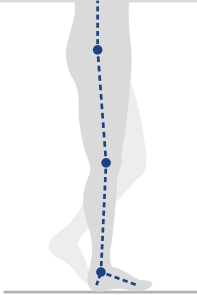
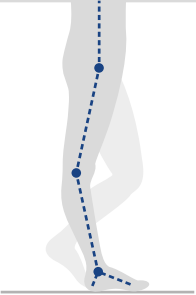
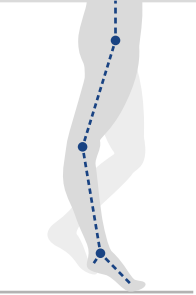
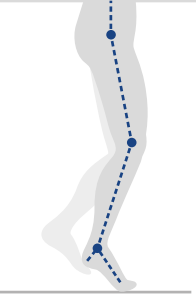
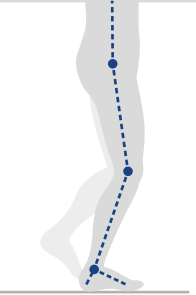
2001年にRoddaとGrahamは、痙攣性の片まひおよび両まひの患者をビデオ録画を用いて分析し、歩行パターンと姿勢を考慮に入れて、4つの歩行タイプに分類しました [Rod, p. 98ff]。現在、この分類は臨床現場で最もよく使用されています。

この分類のほか、アムステルダム式歩行分類が、アムステルダム のVU University Medical Centerで特に脳性まひ患者向けに開発されています。これは立脚中期の膝の位置と足の接地に従って、歩行を5つのタイプに分類するものです (下図を参照)。立脚中期の生理学的位置についての説明は、p. 4～5にあります。アムステルダム式歩行分類は、片まひと両まひの両方の患者に好適です [Gru, p. 30]。よって、標準化された装具療法の分類として好適に使用することができます。

アムステルダム式歩行分類により、脳性まひ患者の歩行に従って、患者を簡単に分類することが可能になります。これにより、多分野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。さらに、装具療法の標準化とその品質管理にも貢献します。

PerryとGötz-Neumannが著わした本には、臨床的歩行分析についてのわかりやすい概論が示されています [Per; Goe]。

アムステルダム式歩行分類による歩行タイプ

歩行タイプ	タイプ1	タイプ2	タイプ3	タイプ4	タイプ5
					
膝関節	正常	過伸展	過伸展	屈曲	屈曲
足の接地	完全	完全	不完全	不完全	完全
治療	p. 26～29を参照	p. 30～33を参照	p. 34～37を参照	p. 38～41を参照	p. 42～45を参照

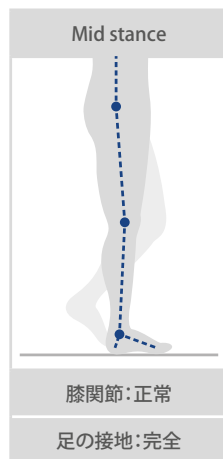
立脚中期の歩行タイプの図

歩行タイプ1に対する推奨治療

病的歩行

歩行タイプ1に典型的なのは、前脛骨筋の機能不全と、ほぼ短縮化した腓腹筋です。この筋機能不全により下垂足が生じ、これによって遊脚期の背屈が損なわれます。

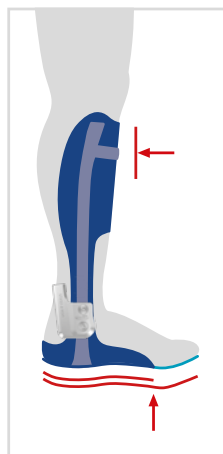
Mid stance には、足底が接地しており、膝が生理学的位置にあります [Bec, p. 1, p. 5f]。



推奨される装具

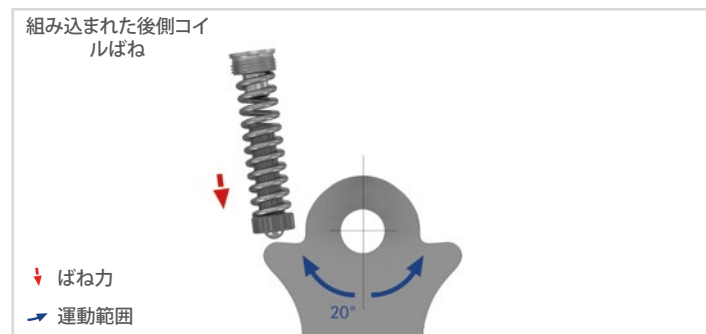
長い前側シェルと長い部分的可撓性フットピース (柔軟な爪先領域のある剛性の底面) とを備えた動的AFOと、NEURO CLASSIC-SPRINGシステム足関節。

NEURO CLASSIC-SPRINGシステム足関節にはコイルばねが組み込まれており、標準のばね力と20°の運動範囲を有しています。



NEURO CLASSIC-SPRINGシステム足関節の調節オプション

NEURO CLASSIC-SPRINGシステム足継手 (plug + goモジュラリティ付き) は、機能ユニットを交換することにより、NEURO SWINGシステム足継手に転換することができます。



足の変形の影響

患者の足の変形を改善するために適用できる方法には数多くのさまざまな方法があり、これを装具と組み合わせることができます：リング形のフットホルダーといわゆるインナーシューの両方を装具に組み込むことができ、これによって機能をさらにしっかりサポートします。

別の方法として、知覚運動性エレメントを使用することもできます。これをインナーシューや装具のフットピースに接着することができ、またポジ型の製造中にモデル化することができます (写真を参照)。



歩行タイプ1に対する推奨治療

現在の装具療法のオプション



この歩行タイプの脳性まひ患者は、生理学的歩行と比較してわずかな違いであることから、これまで多くの場合、もっぱら単純なデバイスで治療が行われてきました。これには足首丈のシューズや、果上装具 (SMO)、知覚運動インソールが挙げられます [Gru, p. 33; Nov1, p. 331]。しかしながら、これらのデバイスの背屈支持効果は、ごくわずかではあるものの、重要なものとして考えなければなりません。さらに、維持されている生理学的動きが制限される可能性があります。

装具の影響

- *Initial contact*と*Loading response*:NEURO CLASSIC-SPRINGシステム足継手の標準ばね力は、Swing phaseにニュートラル位置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中に踵が床に接触するようにします。同時に、画定された旋回点と、20°の運動範囲によって、受動的底屈が可能になります。これは、前脛骨筋の離心作用に取って代わり、踵ロッカーを実現するからです。足は、組み込まれた後側コイルばねの力に対抗して制御された状態で下がります。
- *Mid stance*:生理学的膝関節伸展は、NEURO CLASSIC-SPRINGシステム足関節の自由な背屈ストッパーのおかげで、影響を受けません。
- *Terminal stance*:生理学的膝関節伸展と踵挙上は、NEURO CLASSIC-SPRINGシステム足関節の自由な背屈ストッパーのおかげで、影響を受けません。
- *Pre swing*:組み込まれた後側コイルばねに20°の運動範囲があるため、生理学的離地が可能になります。
- *Initial swing*から*Terminal swing*:組み込まれた後側コイルばねにより、足がニュートラル位置に保たれます。脳性まひ患者はつまずかずに歩くことができ、胴体と腰が楽になります。

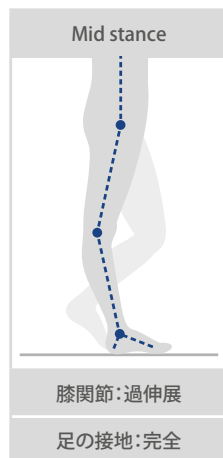
さらに、推奨される装具要素に、知覚運動性インソールなどの、治療をサポートする上述の簡単なデバイスを組み込むことも可能です。

歩行タイプ2に対する推奨治療

病的歩行

歩行タイプ2に典型的なのは、機能不全の前脛骨筋と、それに加えて下腿三頭筋の誤った活性化です。

Mid stance には、足底が接地しており、膝関節は過伸展のままです [Bec, p. 146]。



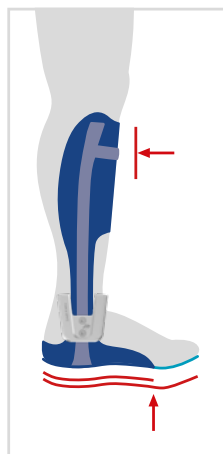
推奨される装具

長い前側シェルと長い部分的可撓性フットピース (柔軟な爪先領域のある剛性の底面) とを備えた動的AFOと、NEURO SWINGシステム足関節。

前側シェルが必要なのはなぜでしょうか? p. 33 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: 白色マーク (強いばね力、運動範囲最大10°)。

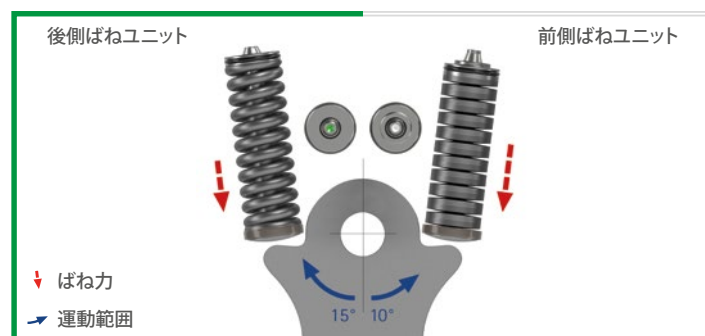


NEURO SWINGシステム足関節の調節オプション

病的歩行の個別調節方法:

- 交換可能なばねユニット
- 調節可能なアライメント
- 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。



足の変形の影響

患者の足の変形を改善するために適用できる方法には数多くのさまざまな方法があり、これを装具と組み合わせることができます: リング形のフットホルダーといわゆるインナーシューの両方を装具に組み込むことができ、これによって機能をさらにしっかりサポートします。

別の方法として、知覚運動性エレメントを使用することもできます。これをインナーシューや装具のフットピースに接着することができ、またポジ型の製造中にモデル化することができます (写真を参照)。



歩行タイプ2に対する推奨治療

現在の装具療法のオプション

これまでは、この歩行タイプの脳性まひ患者には、ほぼすべての場合、背屈のみが可能なヒンジ付きAFOで治療が行われてきました。この構造により、足部はニュートラル位置または若干の背屈位に保たれ、底屈はブロックされます [Gru, p. 33]。Initial contact と Loading response の間で、過剰なトルクが下腿にかかり、膝に伝わります。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

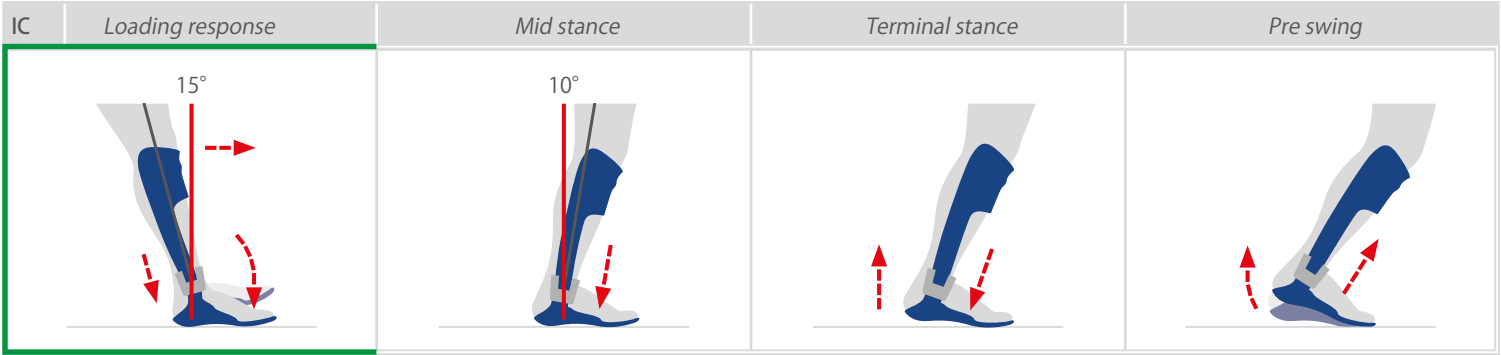
- Initial contact と Loading response: NEURO SWING システム足継手の後側ばねユニットは、ニュートラル位置に足を維持するのに十分な強さを持ち、これによって、Initial contact 中に踵が床に接触するようにします。前脛骨筋の離心作用が可能になることによって、受動的底屈が可能になります。よって、踵ロッカーが能動的に支持され、過剰なトルクが下腿にかかることはありません。足は、後側ばねユニットの力に対抗して制御された状態で下がります。受動的底屈により、腓腹筋の早期活性化を防ぎます。推奨されている場合、中程度の後側ばねユニット (緑色マーク) が踵ロッカーを過度に制限する場合は、標準のばねユニット (青色マーク) に交換する必要があります。

- Mid stance: NEURO SWING システム足関節の前側ばねユニットと前側シェルが、膝関節の過伸展を防ぎます。
- Terminal stance: 強い前側ばねユニットと前側シェルにより、踵の生理学的挙上が達成できます。踵挙上ができない場合は、強い前側ばねユニット (白色マーク) を、非常に強いばねユニット (黄色マーク) に交換する必要があります。
- Pre swing: 前側ばねユニットは、Pre swing から Mid swing まで、足をニュートラル位置にします。脳性まひ患者はつまずかずに歩くことができ、胴体と腰が楽になります。

i

前側シェルが必要なのはなぜでしょうか？

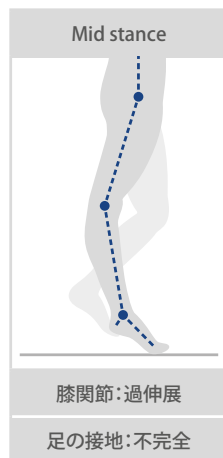
適用されるばねユニットに強いばね力がかかるため、長い前側シェルを備えた装具のみが製造可能です。前側シェルにより、患者が自分で身体を支えて安定を達成しようとする初期反応が変わります。脛を介して前側シェルに対して体重を押し付けることにより、立脚時に歩行安定性が得られます。これにより膝関節過伸展の増大を防ぎ、また解剖学的足関節の拘縮の進行を防ぎます。



歩行タイプ3に対する推奨治療

病的歩行

歩行タイプ3に典型的なのは、機能不全の前脛骨筋と、それに加えて下腿三頭筋の早すぎる活性化、または早すぎる過剰な活性化です。Mid stanceには、荷重は前足にかかったままで、踵は蹠行ではありません。膝関節は過伸展のままです [Bec, p. 146]。



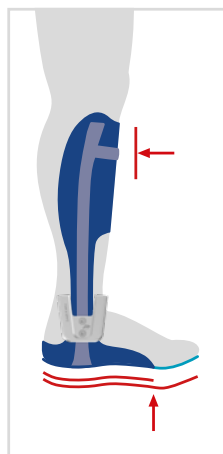
推奨される装具

長い前側シェルと長い部分的可撓性フットピース (柔軟な爪先領域のある剛性の底面) とを備えた動的AFOと、NEURO SWINGシステム足関節。

前側シェルが必要なのはなぜでしょうか? p. 37 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°)

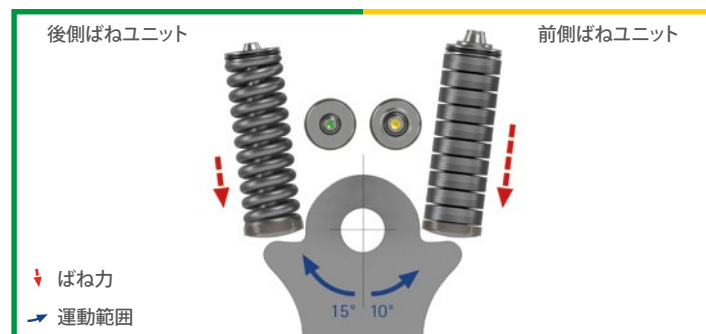


NEURO SWINGシステム足関節の調節オプション

病的歩行の個別調節方法:

- 交換可能なばねユニット
- 調節可能なアライメント
- 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。



足の変形の影響

患者の足の変形を改善するために適用できる方法には数多くのさまざまな方法があり、これを装具と組み合わせることができます: リング形のフットホルダーといわゆるインナーシューの両方を装具に組み込むことができ、これによって機能をさらにしっかりサポートします。

別の方法として、知覚運動性エレメントを使用することもできます。これをインナーシューや装具のフットピースに接着することができ、またポジ型の製造中にモデル化することができます (写真を参照)。



歩行タイプ3に対する推奨治療

現在の装具療法のオプション

これまでは、この歩行タイプの脳性まひ患者には、後側シェルを用いたSAFOで治療が行われてきました。これらは足をニュートラル位置または若干の背屈位に保ちます [Gru, p. 33]。ただし、剛性構造であるため、底屈が完全にブロックされます。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 (スキースーツを履いて歩いている状態) [Goe, p. 134ff; Per, p. 195]。さらに、背側シェルの構造が望ましくないため、脳性まひ患者が、立脚時に安定性を得ようとして、シェルに対してふくらはぎで身体を支えようとする反射が強化されます。これにより膝関節の過伸展が引き起こされます。

装具の影響

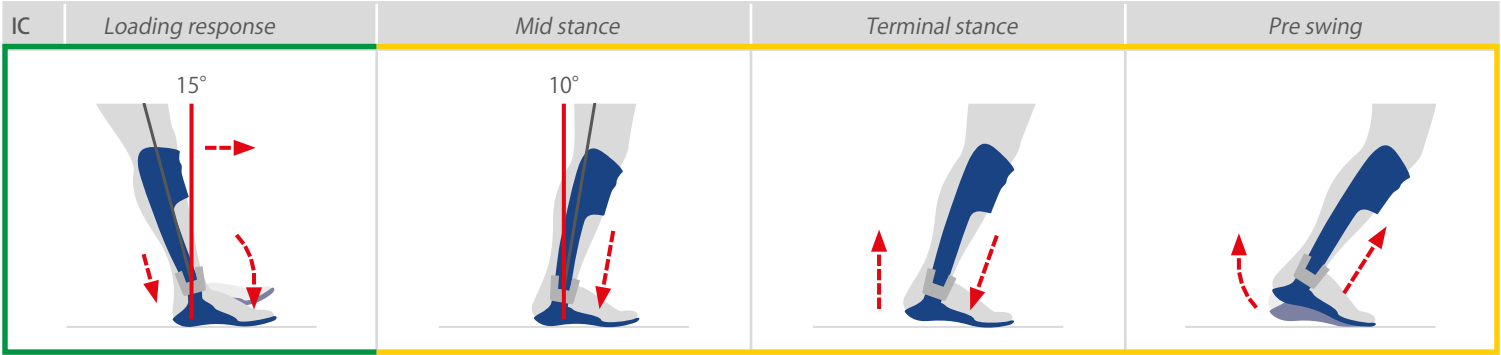
- Initial contactとLoading response:NEURO SWINGシステム足継手の後側ばねユニットは、ニュートラル位置に足を維持するのに十分な強さを持ち、これによって、Initial contact中に踵が床に接触するようにします。前脛骨筋の離心作用が可能になることによって、受動的底屈が可能になります。よって、踵ロッカーが能動的に支持され、過剰なトルクが下腿にかかることはありません。足は、後側ばねユニットの力に対抗して制御された状態で下がります。受動的底屈により、腓腹筋の早期活性化を防ぎます。

- Mid stance:脛骨の前進により足関節での背屈が起こり、これにより前側ばねユニットに予荷重がかかります。
- Terminal stance:ばねユニットは、調節された運動範囲まで予荷重されます。体重によりもたらされたエネルギーが、前側ばねユニットに蓄積されます。
- Pre swing:Terminal stanceからPre swingにかけて、前側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。

i

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。前側シェルにより、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応が変わります。脛を介して前側シェルに対して体重を押し付けることにより、立脚時に歩行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。



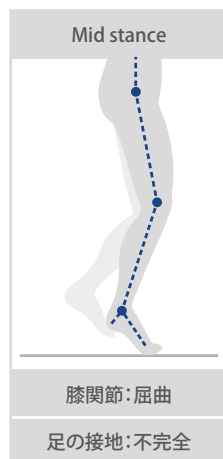
歩行タイプ4に対する推奨治療

病的歩行

歩行タイプ4に典型的なのは、腓腹筋または大腰筋の誤った活性化を伴う、坐骨脚筋の過剰な活性化です。

Mid stanceには、荷重は前足にかかったままで、踵は蹴行ではありません。さらに、膝関節と股関節が屈曲したままになります [Bec, p. 46]。

患者はさらに、歩行時に多大なエネルギーを消費します [Bre, p. 102]。



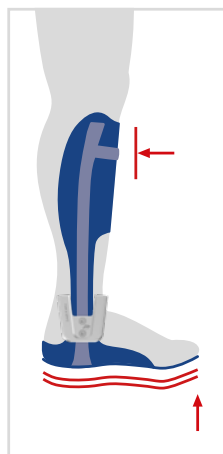
推奨される装具

高い前方シェルと長い剛性フットピース (トゥスプリング付き)、NEURO SWINGシステム足継手を用いた動的AFO。

なぜトゥスプリングが必要なのでしょう? p. 41 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: 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°)

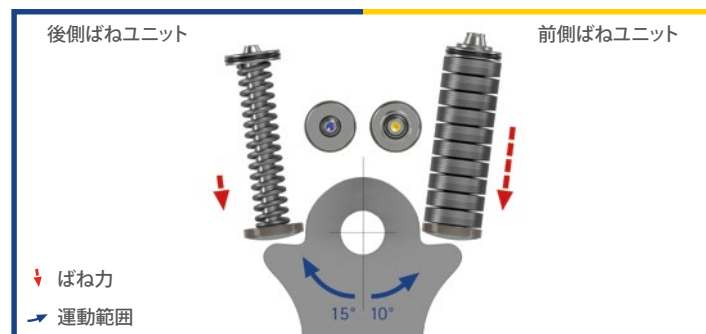


NEURO SWINGシステム足関節の調節オプション

病的歩行の個別調節方法:

- 交換可能なばねユニット
- 調節可能なアライメント
- 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。



足の変形の影響

患者の足の変形を改善するために適用できる方法には数多くのさまざまな方法があり、これを装具と組み合わせることができます: リング形のフットホルダーといわゆるインナーシューの両方を装具に組み込むことができ、これによって機能をさらにしっかりサポートします。

別の方法として、知覚運動性エレメントを使用することもできます。これをインナーシューや装具のフットピースに接着することができ、またポジ型の製造中にモデル化することができます (写真を参照)。



歩行タイプ4に対する推奨治療

現在の装具療法のオプション

これまでは、この歩行タイプの脳性まひ患者には、後側シェルと剛性底面を用いたSAFOで治療が行われてきました。これらは足をニュートラル位置または若干背屈位置に保ちます。ただし、剛性構造であるため、底屈が完全にブロックされます。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

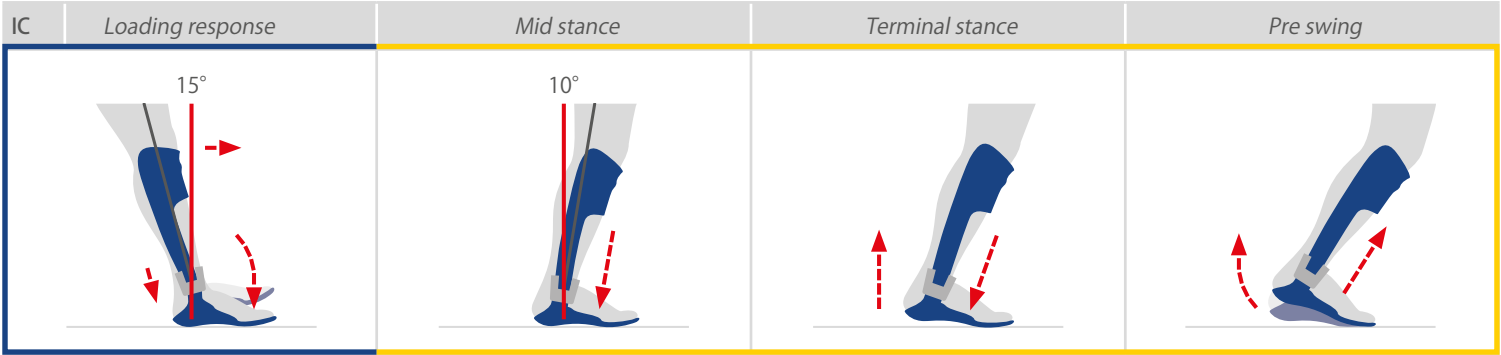
- Initial contactとLoading response: 脳性まひ患者に底屈拘縮がない場合は、NEURO SWINGシステム足継手の後側ばねユニットは、ニュートラル位置に足を維持するのに十分な強さを持ち、これによって、Initial contact中に踵が床に接触するようにします。前脛骨筋の離心作用が可能になることによって、受動的底屈が可能になります。よって、踵ロッカーが能動的に支持され、過剰なトルクが下腿にかかることはありません。足は、後側ばねユニットの力に対抗して制御された状態で下がります。底屈拘縮があるために、推奨されている普通のはねユニット (青色マーク) が、Terminal swingに足をニュートラル位置に維持するには弱すぎる場合は、より強いばねユニットに交換する必要があります。

- Mid stance: 長い剛性のフットピースおよび前側シェルと組み合わせた前側ばねユニットは、膝関節の伸展モーメントを生じます。これにより脳性まひ患者が直立し、過度の膝関節屈曲と下腿傾斜が大幅に改善されます (p. 46fを参照)。さらに、患者は立脚時の安定性を獲得します。非常に強いばねユニット (黄色マーク) ではまだ強さが不十分な場合、超強力ばねユニット (赤色マーク) に交換することができます。
- Terminal stance: Mid stanceからTerminal stanceにかけて、前側ばねユニットが、調節された運動範囲まで予荷重され、体重により得られるエネルギーを蓄えます。
- Pre swing: Terminal stanceからPre swingにかけて、前側ばねユニットがエネルギーを放出し、これが離地を支援します。装具の構造とばねユニットの支持効果により、患者が歩行時に消費するエネルギーが少なくなります [p. 46fを参照]。



つま先ばねが必要なのはなぜでしょうか？

ポジ型を変更する際に、好適なつま先ばねを考慮に入れてください。剛性フットピースでは、中足趾節関節 (第3ロッカー) を経由した踵からつま先への動きを可能にし、Pre swingに前足接触でより大きな安定性を得るために、つま先ばねが必要になります。

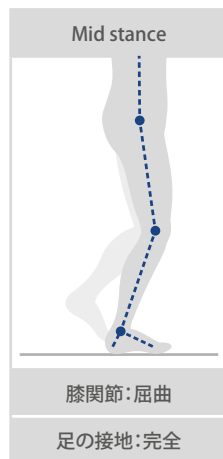


歩行タイプ5に対する推奨治療

病的歩行

歩行タイプ5に典型的なのは、腓腹筋の不十分な活性化、または大腰筋の誤った活性化を伴う、大腰筋の過剰な活性化です。これにより、Mid stance に膝関節と股関節の屈曲が増大します。さらに、足底は接地します [Bec, p. 146]。

患者はさらに、歩行時に多大なエネルギーを消費します [Bre, p. 102]。



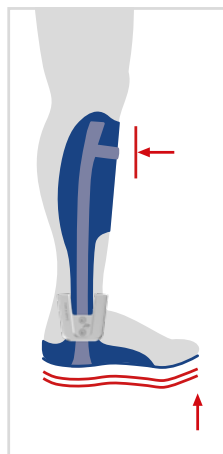
推奨される装具

高い前方シェルと長い剛性フットピース (トゥスプリング付き)、NEURO SWINGシステム足継手を用了動的AFO。

なぜトゥスプリングが必要なのでしょう? p. 45 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: 青色マーク (普通のばね力、運動範囲最大15°)
- 前側: 赤色マーク (超強力ばね力、運動範囲最大5°)。

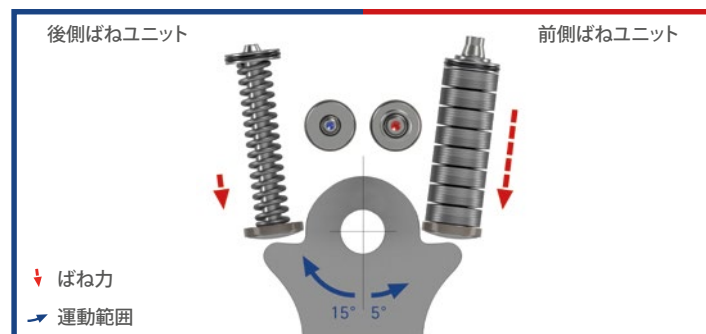


NEURO SWINGシステム足関節の調節オプション

病的歩行の個別調節方法:

- 交換可能なばねユニット
- 調節可能なアライメント
- 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。



足の変形の影響

患者の足の変形を改善するために適用できる方法には数多くのさまざまな方法があり、これを装具と組み合わせることができます: リング形のフットホルダーといわゆるインナーシューの両方を装具に組み込むことができ、これによって機能をさらにしっかりサポートします。

別の方法として、知覚運動性エレメントを使用することもできます。これをインナーシューや装具のフットピースに接着することができ、またボジ型の製造中にモデル化することができます (写真を参照)。



歩行タイプ5に対する推奨治療

現在の装具療法のオプション

これまでは、この歩行タイプの脳性まひ患者には、前側シェルと剛性底面を用いたFRAFOで治療が行われてきました。これらは足をニュートラル位置または若干背屈位置に保ちます。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。ただし、装具の構造により、底屈が完全にブロックされます。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 (スキースーツを履いて歩いている状態) [Goe, p. 134ff; Per, p. 195]。

装具の効果

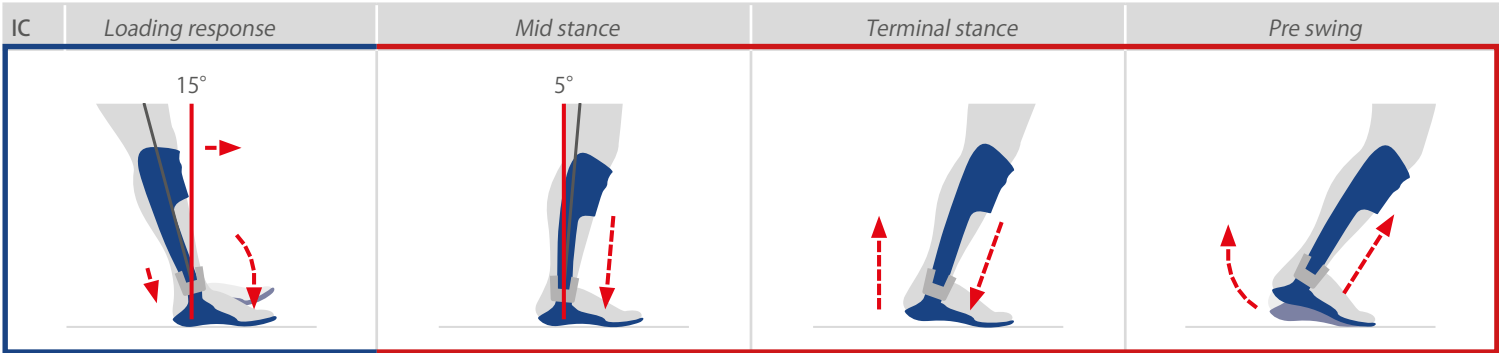
- Initial contactとLoading response: 画定された旋回点と調節可能な運動範囲により、前脛骨筋の離心作用が可能になることによって、受動的底屈が可能になります。よって、踵ロッカーが能動的に支持され、過剰なトルクが下腿にかかることはありません。足は、後側ばねユニットの力に対抗して制御された状態で下がります。
- Mid stance: 長い剛性のフットピースおよび前側シェルと組み合わせた前側ばねユニットは、膝関節の伸展モーメントを生じます。これにより脳性まひ患者が直立し、過度の膝関節屈曲と下腿傾斜が大幅に改善されます (p. 46fを参照)。これは、膝関節屈曲が、地面反力のベクトルに対して、解剖学的旋回点を回り込むほど十分な強さがない場合のみ、可能となります。さらに、患者は立脚時の安定性を獲得します。

- Terminal stance: Mid stanceからTerminal stanceにかけて、前側ばねユニットが、調節された運動範囲まで予荷重され、体重により得られるエネルギーを蓄えます。フットピースのテコ作用と、最適に調節された背屈ストッパーにより、踵が適切なタイミングで上がります。
- Pre swing: Terminal stanceからPre swingにかけて、前側ばねユニットがエネルギーを放出し、これが離地を支援します。装具の構造とばねユニットの支持効果により、脳性まひ患者が歩行時に消費するエネルギーが少なくなります。

i

つま先ばねが必要なのはなぜでしょうか？

ポジ型を変更する際に、好適なつま先ばねを考慮に入れてください。剛性フットピースでは、中足趾節関節 (ロッカー3つ) を経由した踵からつま先への動きを可能にし、前遊脚期に前足接触でより大きな安定性を得るために、つま先ばねが必要になります。



論文: Maximizing the efficacy of ankle foot orthoses in children with cerebral palsy (脳性まひの小児患者における足関節装具の効果の最大化)

この論文「Maximizing the efficacy of ankle foot orthoses in children with cerebral palsy」の中で、Yvette L. Kerkumは、オランダでの大規模研究の範囲で、痙攣性脳性まひの小児患者32人をNEURO SWINGシステム足関節を用いて装具療法により治療しました。小児患者の歩行が、数多くの設問に基づいて分析・評価されています。この研究の結果は、本ガイドに示されている今後の見通しを支持するものであり、下記に内容をまとめます：

ピッチの増大により、立脚中期に下腿傾斜と関節角度が増加
剛性AFOの下にウェッジを挿入（チューニング）することで、Mid stanceにおいて、下腿傾斜と膝関節および股関節の屈曲が有意に増加する [Ker, p. 49ff]。

ピッチの増大により、Mid stanceに関節モーメントが変化
剛性AFOの下にウェッジを挿入（チューニング）することで、Mid stanceにおいて、膝関節屈曲モーメントが有意に増加する [Ker, p. 49ff]。

フットピース剛性の増大により、Mid stanceに関節モーメントが変化
フットピースの剛性を増加させることにより、Mid stanceにおいて、膝関節屈曲モーメントが有意に減少する [Ker, p. 49ff]。

NEURO SWINGシステム足継手の機械的特性
NEURO SWINGシステム足関節のばねユニットは交換可能であるため、患者それぞれの歩行に合わせてAFOを適合させることができる。このデザインで閾値が、ばねユニットに提供され、これを下回るとき、解剖学的足関節にはわずかな動きのみが生じ、機械的足関節には動きはない（ばねユニットの圧縮）。この閾値は、Stance phaseの初期に、膝関節伸展をサポートする [Ker, p. 67ff]。

Mid stanceにおいて増大した膝関節屈曲を有する脳性まひ患者に、最適なばね力

NEURO SWINGシステム足継手の赤色および黄色のばねユニットは、Mid stanceに膝関節屈曲増大がある（歩行タイプ4および5）脳性まひ小児患者に最適である。黄色のばねユニットは、ばね力と運動範囲の最適なバランスを提供し、離地を改善し、高いエネルギー利得をもたらす最適な寄与を行う。赤色のばねユニットは、比較的強力な剛性と小さな運動範囲を有し、関節角度を最も効果的に標準化する [Ker, p. 67ff]。

黄色のばねユニットで歩行した場合に、エネルギー消費量が減少
黄色のばねユニットで歩行したときの、エネルギー消費量の改善は、蹴りだしの支援によるものではなく、Stance phaseにおける関節角度とモーメントの改善によるものである [Ker, p. 79ff]。

AFOおよび最適なばね力で歩行した場合に、エネルギー消費量が減少
最適なばね力により、単に靴を履いた時の歩行に比べ、AFOで歩行した場合の方が、エネルギー消費量が有意に減少し得る [Ker, p. 109ff]。

AFOおよび最適なばね力で歩行した場合に、膝関節角度が改善
最適なばね力により、AFOで歩行した時に、Mid stanceにおける脳性まひ患者の過剰な膝関節屈曲を低減させることが可能になる [Ker, p. 109ff]。

AFOおよび最適なばね力で歩行した場合に、下腿傾斜が改善
最適なばね力により、単に靴を履いた時の歩行に比べ、AFOで歩行した場合の方が、下腿傾斜が有意に減少する [Ker, p. 109ff]。

新しいAFOに慣れるのに時間は不要
AFOに一定期間慣れた後でも、重要な歩行パラメータ（時間－距離パラメータ、関節角度、関節モーメント）に更なる改善は見られなかった。すなわち、通常の臨床治療において、器具に慣れるための時間を設ける必要はない [Ker, p. 129ff]。

NEURO SWINGに関するその他の研究

前述の論文の他にも、NEURO SWING システム足関節は 2012 年以降、主に脳性まひ適応について、幅広い研究に採用されています。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講演発表され、あるいは著名学術誌に掲載されています。

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.

Gentz R, Friebus F (2012): Das NEURO SWING Systemknöchelgelenk. Seine Verwendung in der Orthesenversorgung für Patienten mit Cerebralparese. *Orthopädie Technik* 63(8): 35-41.

Kerkum YL, Harlaar J, Buizer AI et al.(2013): Optimising Ankle Foot Orthoses for children with Cerebral Palsy walking with excessive knee flexion to improve their mobility and participation; protocol of the AFO-CP study. *BMC Pediatrics* 13(1): 17.

Kerkum YL, Brehm MA, Buizer AI et al. (2014): Defining the mechanical properties of a spring-hinged ankle foot orthosis to assess its potential use in children with spastic cerebral palsy. *Journal of applied biomechanics* 30(6): 728-731.

Kerkum YL, Brehm MA, Hutten K et al. (2015): Acclimatization of the gait pattern to wearing an ankle-foot orthosis in children with spastic cerebral palsy. *Clinical biomechanics* 30(6): 617-622.

Kerkum YL, Buizer AI, Noort JC et al. (2015): The Effects of Varying Ankle Foot Orthosis Stiffness on Gait in Children with Spastic Cerebral Palsy Who Walk with Excessive Knee Flexion. *PloS one* 10(11): e0142878.

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, Buizer AI et al. (2016): An individual approach for optimizing ankle-foot orthoses to improve mobility in children with spastic cerebral palsy walking with excessive knee flexion. *Gait & Posture* 46: 104-111.

Sabbagh D, D´Souza S, Schäfer C et al. (2022): Optimizing Spring Hinged Ankle Foot Orthoses for Patients with Neurological Gait Disorders Using Separate Adjustability of Plantarflexion and Dorsiflexion Resistance. *Gait & Posture* 97 (Suppl. 1): 152~153

Sabbagh D, Fior J, Gentz R (2016): Long-term effects of a dynamic ankle foot orthosis on a patient with cerebral palsy following ischemic perinatal stroke – A case study. *Gait & Posture* 49 (Suppl. 2): 224.

Sabbagh D, Fior J, Gentz R (2014): The observance of biomechanical effects on the estimation of common ankle foot orthoses in cerebral palsy. *Gait & Posture* 39 (Suppl. 1): 95-96.

Sabbagh D, Fior J, Gentz R (2013): A Critical Consideration on Common Orthotic Treatment Concepts for Gait Problems in Cerebral Palsy. *Journal of Children's Orthopaedics* 7(4): 331.

Skaaret I (2012): *Evaluation of Ankle Joint Stiffness on Gait Function in Neuromuscular Diagnoses: a Case Study*. 9.Nordiske Ortopeditekniske Kongress. Lillestrøm, Norway, November 2012.

Wolf S, Block J, Heitzmann D et al. (2013): Kinetics of an ankle foot orthosis with a dynamic hinge joint for children with neuromuscular disorders. *Journal of Children's Orthopaedics* 7(4): 331.

AFO

(短下肢装具): 足関節と足にわたる装具。

アムステルダム式歩行分類

↑脳性まひ患者の↑病的歩行を5つの歩行タイプに分けた分類。立脚中期における膝の位置と、足と床との接触を評価する。アムステルダム式歩行分類は、Prof Dr Jules Becherにより、アムステルダムのVU University Medical Centerで開発された。

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。↑生理学的運動パターンを繰り返すことにより、脳内でこの制御プログラムが修正される。↑これにより、環境による邪魔が起こると、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。

脳性まひ

(Cerebral Palsy, CP): 出生前、出産時、出生後の、中枢神経系の損傷によって生じた、筋緊張または筋肉協調の障害。損傷の種類によって、まひは↑片まひ、↑両まひ、↑対まひとして起こることがある。↑多くの患者で、これらのまひには↑痙縮が伴う。

求心

(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。

かがみ歩行

股関節と膝関節が恒久的に屈曲した状態での歩行パターン

両まひ

(ギリシャ語 *dis* = 2回、ダブル、*plege* = 卒中、まひ): 身体の両側のまひ。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、よってほぼ直線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。足の位置: 足の背側。

背屈

足を上向きに挙げる、または下腿と足の間の角度を小さくすること。この動きにより背屈と呼ばれる (↑屈曲)。ただし機能的には、↑伸展の感覚のストレッチの動きである。↑底屈の反対の動き。

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、背屈ストッパーは、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には踵挙上が始まる。

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。

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。

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。

FRAFO

(床反力 AFO): 前側シェルを備えた硬い装具。立脚終期から、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フットピースを有する。ただし、↑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

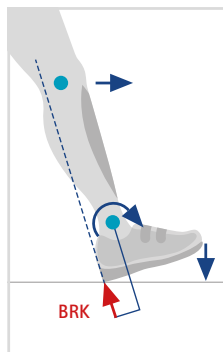
(GRF): 体重の反作用として床に生じる力。床反力ベクトルは、床反力の大きさ、原点、作用方向を示す理論的な線である。

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のときに、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。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、足が下になる。↑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。



片まひ

(ギリシャ語 *hemi* = 半分、*plege* = 卒中、まひ): 半身のまひ。片まひは、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後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中に足を↑ニュートラル位置に維持するほどの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。

機能不全

臓器・器官系 (例えば筋肉系) の機能が不十分、または能力不足。

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。学際的。

坐骨脚筋 (1)

ハムストリングス。太腿の後側にある。↑坐骨脚筋は股関節を↑伸展させ、↑膝関節を↑屈曲させる。↑

腓腹筋 (2)

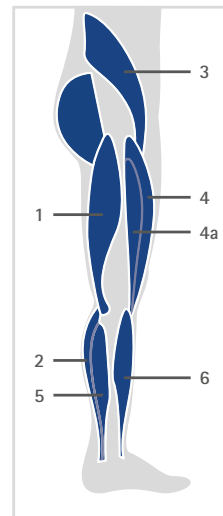
Musculus gastrocnemius: ふくらはぎの筋肉。上部が2つに分かれていて、足を↑底屈させる。↑下腿三頭筋の一部。

大腰筋 (3)

Musculus psoas major: 文字通り「大きな腰の筋肉」で、腰椎から始まる腰内部の筋肉。股関節で太腿を屈曲させ、外向きに回転させる。

四頭筋 (4)

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。



ヒラメ筋 (5)

Musculus soleus: 下腿の筋肉。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: 脛の前側の筋肉で、脛骨から内側の足骨端まで延び、足を↑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肉で、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。

外側広筋 (4a)

Musculus vastus lateralis: 大腿部の外側側面で、太腿の後側から膝蓋骨まで延びる。↑大腿四頭筋の一部。膝関節での下腿の↑伸展に関与する。

筋肉萎縮

(ギリシャ語 *atrophia* = 消耗、衰弱): 力がかかることが少なくなることによる、目に見える骨格筋量の喪失。

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。関節の運動範囲はニュートラル位置から判定することができる。

対まひ

(ギリシャ語 *para* = 横に、近くに、*plege* = 卒中、まひ): 対称位置にある2つの四肢の完全なまひ (多くの場合は脚)。

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

足を下げる、または下腿と足の間の角度を大きくすること。↑背屈の反対の動き。

底屈筋

足を下げるための筋肉。↑底屈を参照。

踵接地点

Initial contactで、踵が最初に床面に触れる点。

ポリプロピレン

(略称PP): 熱成形可能、溶接可能なプラスチック群。しばしば、単純な装具の製造に使用される。製造技法が経済的。同じ剛性でより高品質な材料 (炭素繊維など) に比べ、かなり重いことが欠点である。

後側リーフスプリングAFO

(ラテン語 *posterior* = 背中): アキレス腱の後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。

前脛骨

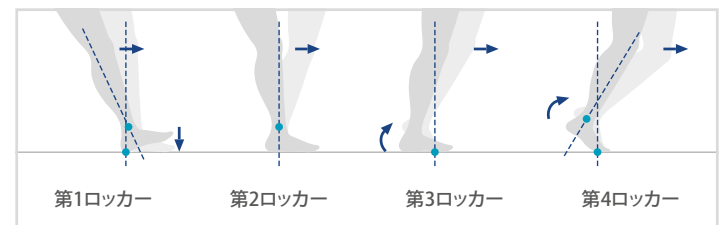
(ラテン語 *prae* = 前、*tibia* = 脛): 脛の前部にある。

離地

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、この用語の使用はあいまいになっている。

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。

SMO

(supramalleolar orthosis、果上装具)：強化皮革や↑ポリプロピレン製の、果上装具。アキレス腱領域が覆われていない場合は、解剖学的足関節での動きが可能。よって、SMO は↑動的特性をもつことができる。アキレス腱が覆われている場合は、↑底屈が制限される。

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最初の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、不随意の筋肉活性化 [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。

脛骨の前進

(ラテン語 *procedere* = 進む、増える)：立脚中期における、解剖学的足関節を中心とした運動方向での、脛骨の動き。足関節ロッカーとも呼ばれる (↑ロッカー)。

略語	文献	ページ
[Aud]	Audo O, Daly C (2017): Standing activity intervention and motor function in a young child with cerebral palsy. <i>Physiotherapy Theory and Practice</i> 33(2): 162-172	6
[Bec]	Becher JG (2002): Pediatric Rehabilitation in Children with Cerebral Palsy: General Management, Classification of Motor Disorders. <i>Journal of Prosthetics and Orthotics</i> 14(4): 143-149.	26, 30, 34, 38, 42
[Bre]	Brehm MA (2007): <i>The Clinical Assessment of Energy Expenditure in Pathological Gait. Dissertation. Vrije Universiteit/medical center Amsterdam.</i>	38, 42
[Doe]	Döderlein L (2007): <i>Infantile Zerebralparese.Diagnostik, konservative und operative Therapie.</i> Darmstadt: Steinkopff.	4
[Gag]	Gage JR et al. (2009): <i>The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy</i> , 2nd edition. London: Mac Keith Press.	58, 59
[Gag1]	Gage JR (2009): Gait Pathology in Individuals with Cerebral Palsy. Introduction and Overview.In: [Gag], p. 65.	4
[Gag2]	Gage JR et al. (2009): Section 5. Operative Treatment. In: [Gag], p. 381-578.	5
[Goe]	Götz-Neumann K (2006): <i>Gehen verstehen.Ganganalyse in der Physiotherapie.</i> Stuttgart: Georg Thieme.	17, 19, 25, 32, 36, 40, 44
[Gra]	Graham HK, Harvey A, Rodda J et al.(2004): The Functional Mobility Scale (FMS). <i>Journal of Pediatric Orthopaedics</i> 24(5): 514–520.	24
[Gru]	Grunt S (2007): Geh-Orthesen bei Kindern mit Cerebralparese. <i>Paediatrica</i> 18(6): 30-34.	2, 25, 28, 32, 36
[Hor]	Horst R (2005): <i>Motorisches Strategietraining und PNF.</i> Stuttgart: Georg Thieme.	5, 9, 17, 19
[Ker]	Kerkum YL (2015): <i>Maximizing the efficacy of ankle foot orthoses in children with cerebral palsy.</i> Dissertation. Vrije Universiteit medical center Amsterdam.	46, 47
[Kra]	Krämer J (1996): <i>Orthopädie.</i> 4th edition. Berlin: Springer.	5

略語	文献	ページ
[Mol]	Molenaers G, Desloovere K (2009): Pharmacologic Treatment with Botulinum Toxin. In: [Gag], p. 363-380.	5
[Nov1]	Novacheck TF, Kroll GJ, Gent G et al. (2009): Orthoses. In: [Gag], p. 327-348.	7, 8, 21, 28
[Nov2]	Novacheck TF (2008): Orthoses for cerebral palsy. In: Hsu JD, Michael JW, Fisk JR (eds.): <i>AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices</i> , 4th edition. Philadelphia: Mosby/Elsevier, p. 487-500.	17, 21
[Öun]	Öunpuu S, Thomason P, Harvey A et al. (2009): Classification of Cerebral Palsy and Patterns of Gait Pathology. In: [Gag], p. 147-166.	24
[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.	9, 17
[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.	57
[Pea]	Peacock WJ (2009): The Pathophysiology of Spasticity. In: [Gag], p. 89-98.	4
[Per]	Perry J, Burnfield JM (2010): <i>Gait Analysis: Normal and Pathological Function</i> , 2nd edition. Thorofare: Slack Inc.	5, 19, 25, 32, 36, 40, 44
[Pek]	Pekanovic A, Strobl W, Hafkemeyer U et al. (2022): Dynamic Standing Exercise using the Innwalk Device in Patients with Genetic and Acquired Motor Impairments. <i>Journal of Rehabilitation Medicine</i> 54: jrm00284	6
[Rod]	Rodda J, Graham HK (2001): Classification of gait pattern in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm. <i>European Journal of Neurology</i> 8(Suppl. 5): 98-108.	25
[Rom]	Romkes J, Hell AK, Brunner R (2006): Changes in muscle activity in children with hemiplegic cerebral palsy while walking with and without ankle-foot orthoses. <i>Gait & Posture</i> 24(4): 467–474.	7
[Rus]	Russel D et al.(2002): <i>Gross Motor Function Measure (GMFM-66 & GMFM -88) User’s Manual.</i> London: Mac Keith Press.	24



Orthosis Configurator

PR0221-JP-2025-03

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