

対まひガイド

対麻痺後の下肢装具療法の評価

第2版



はじめに

『もう一度歩けるようになりたい。』そのようなこと、あるいはそれによく似たことは、対まひと診断されたばかりの多くの患者が夢見ることです。神経経路が途絶した直後の期間は、運動技能の回復に非常に重要であるため、この目標は、遅滞なくリハビリテーションを開始することによってのみ、成し遂げることができます。

また対まひ患者のリハビリテーションは、多職種連携チーム、患者の縁者と患者自身全体の強い関わりを必要とします。今日、目標志向の歩行訓練は、多くのSCIセンターが選択する治療となっており、幅広い先進技術を使用した過程が用いられています。現代的な装具は、この先進的なリハビリテーション過程において重要な役割を果たすものとして、採用されています。

それにもかかわらず、いまだに多くの患者は、装具療法の可能性を十分に評価されないままに、車椅子の提供受けただけだと報告しています。このことは、多くの医療従事者は、いまだに装具の効果についてたくさんの留保を設けていることの現れでしょう。そのような保留の多くは装具に対する時代遅れの見方によるものだとはいえ、残念ながら、そういった誤解は多くの人々の心にいまだ存在するようです。

このガイドでは、私たちは対まひの患者や専門家に対して、現代的な装具療法の可能性を示すコンセプトを紹介します。装具療法の有効性の評価は、この可能性を正しく示す、根本的な必要条件です。ASIA障害スケールを用いて患者の残存した運動機能と感覚機能を分類することは、このことに対して、しっかりとした基盤を提供します。

加えて、このガイドは、様々なシステム膝継手や足継手について紹介します。そのことによって、患者それぞれの要求に合わせた装具療法をカスタマイズすることができます。このガイドは、対まひの装具治療についての可能性の概要を提供することを意図しています。

あなたの患者の目標への旅路の拡大に、思い切って飛び込みましょう！

FIOR & GENTZチーム

目次

対まひ	
対まひ	4
治療の目標	6
モビライゼーション	6
脊髄損傷の装具療法	
歴史的視点からみた装具	8
脊髄損傷の治療に対する装具の必要性	9
対まひのリハビリテーションにおける近年の装具	10
近年の装具の機能	11
装具のタイプ	12
装具治療の有効性の評価	
分類	14
完全対まひ	16
不全対まひ	17
損傷レベルと筋力の関連性	18
損傷レベルと装具タイプの関連性	22
最適な装具	
コンフィグレーションを通じた装具タイプの決定	24
4ステップの Orthosis Configurator	25
患者の視点	26
付録	
生理学的歩行	28
典型的な歩行障害	30
代償メカニズム	32
用語集	
以下のページを参照	34
参考文献	
以下のページを参照	40

対まひ

対まひ

対まひは、脊髄の完全、または不全の切断であり、組織や筋の不全に至ります。損傷の形態やレベルにより、現れる不全が決まります。対まひは、外傷や外傷以外の原因で起こることがあります。外傷によるものは、より若い患者で一般的であり、外傷外の原因は年齢が上がることに関連して増加します [McD]。

外傷による原因:

- 交通事故、労働事故やスポーツ外傷
- 墜落 (転倒)
- 自殺未遂
- 暴力犯罪

外傷以外による原因:

- 先天性 (二分脊椎)
- 退行性変性 (脊髄性筋萎縮症)
- 代謝性 (ガングリオシドーシス)
- 炎症性 (多発性硬化症)
- 感染性 (神経ボレリア症)
- 虚血性 (大動脈解離、塞栓)
- リウマチ性 (関節リウマチ)
- 中毒性 (メトトレキサート)
- 腫瘍起源 (圧迫性腫瘍)

骨格筋系の感覚や運動機能の初期の悪化に加え、特定の組織の劣化や膀胱、腸や生殖機能の障害が観察されます。さらに、しばしば脊髄ショック後に痙性が発現し [Ber]、それによって、より強い運動制限に至ることがあります (例として、拘縮)。

頸椎以遠の外傷により両下肢が麻痺し、それでも上肢の機能には影響がない場合、その症状は対まひとよべれます。右下肢と左下肢が異なる状態で障害されることは、まったくあり得ることです。頸椎部での損傷により両上肢と両下肢の機能に障害がある場合、それは三肢まひ、あるいは四肢まひとよべれます。



治療の目標

急性期の治療に続き、リハビリテーションが開始され、幅広い治療的検査が行われ、自立の再建を目的とした、患者に合わせてカスタマイズされた治療器具が支給されます。多くの患者は、歩行能力の再獲得や向上を望みます。目標は、可能な限りの運動能力を獲得することであり、それによって患者は、大きな制限がなく、他人の介助にも頼らずに、社会的に正常な生活に戻ることができます。リハビリテーションに置かれる要求は高く、治療がより成功すればするほど、患者の社会的再包摂は、より容易になります。

SCIリハビリテーションのケースにおいては、それらの要求は、医師、ケアスタッフ、理学療法士と作業療法士、義肢装具士、バイオメカニクス技術者や健康保険/費用負担者とともに、患者の縁者や患者自身からなる多職種連携チームによって実現されます。そして、参加するすべての人が、治療計画の進展や実行に継続的に参加します[Kir]。

モビライゼーション

リハビリテーションの進展は、外傷性対まひの段階に合わせて進みます(以下を参照) [Row]。外傷後の最初の1年間は、臨床症状の自発的な向上がみられることがあります[Bur]。このことが、専門家が、できる限り早期に、歩行訓練や対応する医療器具を用いて治療を開始することを推奨される理由です[Cur2]。

亜急性期にすでに理学療法が実行されていても、広範な歩行訓練において装具のリハビリテーション効果を得られるように、患者は、その間にもできる限り早期に装具を提供されるべきです。

喪失した脊髄の接続のリハビリテーションはその次の時期に可能であるため、この訓練は、脊髄ショック後に、できる限り早期に開始されるべきです。同時に、歩行訓練の頻度が、リハビリテーションの成功を決定します [Cur2, Kir]。

現代的なSCIリハビリテーションは、荷重を部分的に軽減するトレッドミル上のトレーニングやロボットが支援する歩行訓練を導入しています。患者が装具を装着した状態で平行棒の中を歩行するよう試みることは、通常、自立歩行に向けた最初のステップです。入院状況では、外骨格やトレッドミルのような治療デバイスが主に用いられますが、どのような場所でも、サイズやコスト面で、広範なリハビリテーションの過程を通じて、また、自宅に帰った後でも、装具はよく用いられます。しかしながら、そして残念ながら、装具は患者に対して支給されるのが遅すぎ、それはつまり、治療に並行して用いられることができません。

外傷性対まひの経過



歴史的視点からみた装具

ほんの数年前まで、装具はまだ一般的には『キャリパー』という用語を使用してよばれており、治療的な利点は最小限の固定器具としてみられていました。よく知られたこのような歴史的な装具を装着した歩行の例は、『フォレストガンプ』という映画にみられます(9ページを参照)。その特徴によって、これらの医療用具は時に、患者に重篤な二次的損傷を起こしました。

この無数の装具療法の失敗は、基本的には使用される部品の機能が乏しいことによるものと遡ることができ、それによって全体的には、装具の機能が乏しいという結果に至ります。このことは、皮革、金属のような伝統的な構成部品は、重い装具に至るという事実によって、さらに悪化します。

加えて過去においては、推定される負荷を計測するいかなる演算処理システムも存在しなかったため、詳細な装具療法を計画することは、非常に難しいことでした。そのようなシステムなしには、装具の複雑な演算を行うことは不可能です。その結果として、そのような装具によって示される機能は、使用する患者にとって時に、不適切であったり、協調的ではありませんでした。負荷の過小評価は、しばしば破損に至るか、あるいは重すぎる装具に至りました。

新素材や革新的な部品の使用、また演算処理システムの採用に関する知識の欠如は、今日においても、製作され、患者に提供される装具の失敗がいまだに起こる原因の一つです。ここまでの前提条件の概要を考慮すると、車いすが、移動に関しての唯一可能であり、効果的な代替案を代表することとなります。不適切で不完全な装具による、否定的な経験の結果として、残念ながら多くの病院において、車いすはいまだに治療として推奨されています。

装具療法の可能性は、常に追求されるとは限らず、それは、原理的には歩行が可能な患者が、その代わりに急いで車いすに閉じ込められるということを意味します。さらに、効果的な歩行訓練の要求は、リハビリテーション中の治療や技術的な労力を増加させるため、あまりにも頻繁に無視されてしまいます。残念なことに、このようなことはしばしば、可能性のある患者の歩行能力の再建機会を逃すという結果に至るのです。



よく知られたこのような歴史的な装具を装着した歩行の例は、Robert Zemeckisの映画、『フォレストガンプ』にみられます(Paramount Pictures 1994)。

脊髄損傷の治療に対する装具の必要性

SCIの装具を使用した治療の目標は、患者に対して可能な限り広範な運動機能を達成することです。この目標は、装具全体、そして個々の部品がともに、高度な機能を持つことを要求します。装具にはしばしば過度の負荷がかかるために、安定した構造が必須です。復元力が高いことと並んで軽量であることは、装具療法の成功と装具の受け入れのために、同様に重要なことです。

SCIリハビリテーションの中で、装具の多彩な有用性は、重要な役割を果たします。その器具は、トレッドミル上や平行棒の中のような歩行訓練の視点のなかで、すでにサポートを組み込んでいる必要があります。いったん、患者が自身の最初の一步を踏み出したら、それは日々のリハビリテーションの一部として、可動域を増加させ、日常生活活動(ADL)を管理するのに役立つことができます。歩行能力が再獲得される前にでさえも、装具の使用による直立の達成は、有利なものです [Nen]。

医療用具としては、装具は治療的な利点を提供しなければなりません。リハビリテーションの過程で、装具による立脚中の安定性の向上がもっとも重要な要求であるといっても、装具はまた、患者自身が能動的に可能な運動を制限したり、最低限の範囲で行うようにするものであってはなりません。このことが、リハビリテーションを通じて歩行訓練中に維持されることによって、成功を達成するために唯一必要なものです。

対まひのリハビリテーションにおける近年の装具

革新的な装具に必要な基本条件

近年の整形外科技術は、(例として、機械的、電子的、油圧式の膝継手や Stance phase と Swing phaseを検知する様々なタイプのセンサーのような) 技術的に高度な膝継手や足継手を提供するだけではなく、カーボンやチタンのような、新しく、軽量であり、しかも安定した素材も提供しています。e-Cast(デジタル採型)のような継続的に向上する技術やツールは、作業効率を高めます。FIOR & GENTZのOrthosis Configuratorのような情報演算システムは、簡易で透明性があり、詳細な方法で、推定される負荷の計測や、それに耐えることのできる装具の能力を決定するために使用されます。そしてそれによって、適切な形状の部品を選択することができます。

現代的な歩行分析方法は、治療の成功を即座に可視化することができ、必要な調整や向上の要求を簡単にみつけ、調整が必要な部位を特定することを可能とします。

装具療法を計画する際には、最大限に可能な動作の自由度に対して、立脚の安定性の要求を詳細に評価しなくてはなりません。装具のバイオメカニクス的なタスクは以下からなります：

1. 患者が立つ際に、安定したバランスを確立すること。二次的効果：直立化には、幅広い明確な効果がある [Nen];
2. 動的動作中の失われた機能の支援：理学療法と組み合わせた軽い運動刺激は、新たな大脳接続を創出することができる [Hor]。このメカニズムは、神経可塑性とよばれる [Cur1]。

近年の装具の機能

歩行に関わる筋群は、損傷した神経経路によっては、もはや正しく制御されることはありません。近年の装具は、このような筋機能の大部分を代替することができる、あるいはそれらを再建することさえできます。この理由によって、装具療法を早期に開始することは重要なことです。異なる装具のタイプや継手は、喪失の重症度によって採用されます(12～13ページを参照のこと)。

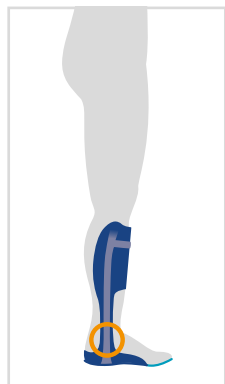
使用する装具タイプや継手は、それぞれの患者個々に決定されなければなりません。FIOR & GENTZのOrthosis Configuratorは、必要な装具の部品の詳細な決定を支援します。

Stance phase の制御を例とした、装具を使用した機能

Stance phase 中 – 支持脚が体重全体を支持する際には – 装具は膝継手をロックし、立脚期の制御を保証して、転倒を防止します。Swing phase においては、膝継手は遊脚が完全に遊動するのをゆるし、装具の膝継手は自動的に膝関節の屈曲を可能とします。Stance phase の開始と終了は、様々なセンサーにより、機械的または電子的に検知されます。

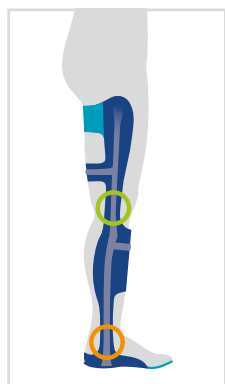
i e-Cast = デジタル式採型支援; は、陰性モデルを製作する際にそれをチェックし、必要ならば関節角度を正すために開発されました。

装具のタイプ



短下肢装具(AFO):

AFOは、異なるバージョンや様々な足継手を使用して製作することができます。これらは、主に底屈筋群や背屈筋群に問題がある際に採用されます。使用される足継手によって、AFOには足部リフターや、背屈ストッパーとしての過度の背屈を防ぐ機能が組み込まれます [Plö]。



膝関節-足関節-足装具(KAFO):

KAFOは、足継手と、自由に動く筋力の強さによるものの、自動的な (Stance phase 制御付の) 膝継手または、ロック式の膝継手を組み込んで製作されます。それらは主に、大腿四頭筋が明確に衰弱している際に採用されます。患者は、膝関節の伸展を補助するために、歩行中に大腿の上に手を置きますが、これは、この衰弱を示唆するものです。膝関節の過伸展はそれを代償するものであり、体幹が過度に前傾していることは、KAFOが必要であることを示唆する早期の警告兆候です [Nol]。

(AFOとKAFOの)足継手の機能:



背屈ストッパー

- 患者が立つ際に、安定したバランスを確立すること
 - 生理学的な膝関節の伸展と *Terminal stance* で開始する踵の離地
 - 静的または動的背屈ストッパー付の足継手;
- 例: NEURO VARIO または NEURO SWINGシステム足継手



フットリフター

- Swing phase 中に足部は軽度背屈を保つ
 - 足部の底屈の動的制御の調整性
 - 膝関節屈曲モーメントと下腿の制御された前傾の調整性
- 例: NEURO CLASSIC-SPRINGシステム足継手

(KAFOの)膝継手の機能:



自由可動

- 膝関節の動作は妨げられない
- (伸展ストッパーを使用することにより)伸展の可動域制限が可能
- 外側のガイドと安定性
- 後方にオフセットされた継手により、*Mid stance* に安定性が増加

例: NEURO CLASSICシステム膝継手



自動

- 膝関節屈曲はStance phase でロックされ、Swing phase で再度解除
- 機械式 (NEURO MATIC システム膝継手) または、電子制御 (NEURO TRONIC システム膝継手) ロックと解除
- 理想的な安全性と卓越した運動の自由度
- また、リハビリテーション中の訓練デバイスに適する



ロック

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

例: NEURO FLEX MAXシステム膝継手



AFO = 短下肢装具 – 足関節と足部のおおう装具
KAFO = 膝関節-足関節-足装具 – 膝関節、足関節と足部をおおう装具。

分類

装具療法の有効性を推測するためには、多職種連携チームには対まひの範囲の情報が重要です。最も重要なデータには、損傷レベルと完全、または不全麻痺に関する事象が含まれます。この情報を詳細に示し、伝達する目的のために、ASIA障害スケールは、対まひ分類の国際基準を作るために開発されました [May]。最初のステップでは、運動も感覚の欠損も観察されない脊椎部位を特定することによって、損傷レベルを

決定することが必要とされます(神経学的レベル)。これは、徒手筋力テストによって選択された参照筋の運動損傷レベルを決定し、デルマトームとして知られる皮膚のキーポイントを軽く触れたり、ピンテストすることで感覚障害レベルを決定することによって行われます。これらのキーポイントの感受性は、脊椎の位置で、どの感覚刺激がまだ伝達されているかについての情報を提供してくれます(14～15ページ下を参照)。

運動損傷レベル: 参照筋のグレードの確定

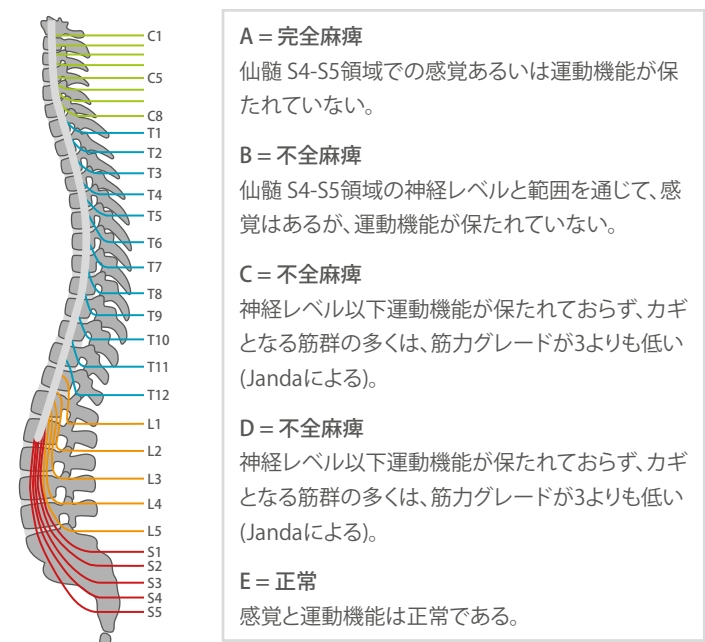
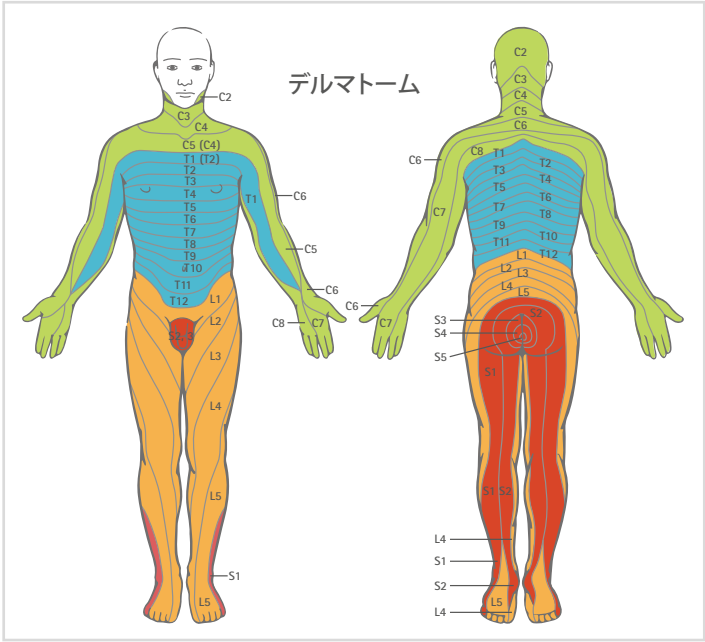
上肢			下肢		
L R 関与するカギとなる筋群			L R 関与するカギとなる筋群		
C5		肘関節屈筋群	L2		股関節屈筋群
C6		手関節伸展筋群	L3		膝関節屈筋群
C7		肘関節伸展筋群	L4		背屈筋群
C8		手指屈筋群	L5		長趾伸筋群
T1		手指外転筋群	S1		底屈筋群

ASIA 障害スケールによる損傷レベル:

頸髄損傷 (C1-C8) 頸椎レベルでの損傷
胸髄損傷 (T1-T12) 胸椎レベルでの損傷
腰髄損傷 (L1-L5) 腰椎レベルでの損傷
仙髄損傷 (S1-S5) 仙椎レベルでの損傷

それ以降のステップでは、それぞれのケースが完全麻痺(ASIA A)あるいは不全麻痺 (ASIA B-D)であるかを決定する特定の評価スケールが導入されます(下の囲みを参照)。

感覚損傷レベル: 特定キーポイントの感受性



完全対まひ

完全対まひは、ASIA 障害スケールによると、ASIA A とよばれます。損傷レベル以遠の神経経路の全ては完全に途絶し、脊椎のS4 と S5領域での感覚および運動機能の両方が保持されていません。基礎的な身体機能に対する完全なリハビリテーションの予後は、比較的良好ありません。

T12 以遠の完全対まひでは、骨盤の活動残存筋(腰方形筋)により、障害された下肢の前方への運動が可能です。このことにより、装具を用いた歩行の最低限の要求が満たされます[Mic]。それに加えて、それら筋群の筋力に影響を及ぼす協調性と知覚運動要素は、それら筋群の微細な制御のために重要です。

腰部と仙骨部の損傷のケースでは、運動および感覚機能は、完全対まひの場合においてでさえ、まだ残存しています。これらの機能は、装具を操作するのに使用することができます。装具療法の可能性の評価結果によって、Stance phase で要求される安定性を得るために、異なる装具や継手の機能が必要です。

予後が悪い状況でさえ [Cur1]、最初の1年間での早期の装具療法は、患者の歩行能力と運動レベルの向上に寄与します。

i ASIA = American Spinal Injury Association; バージニア州リッチモンドに所在する、対まひ領域の治療、訓練や研究に関する北米の団体。

不全対まひ

不全対まひは、ASIA B-Dとして分類されます。脊髄は、損傷レベル以遠で部分的に損傷しています。脊椎のS4 と S5領域でのデルマトームの感覚機能と参照筋の運動機能は保持されています。重要な身体機能のリハビリテーションの可能性はあり、よって、歩行能力も十分です。

障害された身体機能と脊髄の損傷の状況は、損傷の重症度と特定の脊髄症候群に依存します [Ber]。脊髄症候群については、脊髄の損傷領域を参照します。

この脊髄症候群によって、不全対まひは、完全対まひとは異なり、特定の神経領域で常に同様の運動機能の喪失を示すわけではありません。いくつかの筋群の制御は、特に制限がなく可能であると推定されるのです。しかしながら、正確な残存範囲を推定することは、非常に困難です。

腰部および仙骨部領域の不全対まひのケースでは、装具療法が可能です – T12 領域より高位の損傷でさえ、対応する筋力が十分であると確認されれば可能です。リハビリテーションの早期においては、装具は、理学療法士の介助による歩行訓練で、訓練用具として使用することができます。早期の装具療法は、患者の歩行能力と運動レベルの向上に寄与することが可能です。ASIA C や、さらに ASIA B の患者よりも、ASIA Dとして分類された患者の方が、改善の可能性は高くなります [Cur1]。



様々な脊髄症候群の分類:

前脊髄症候群: 脊髄の前方部分に対する損傷

後脊髄症候群: 脊髄の後方部分に対する損傷

中心脊髄症候群: 脊髄の中心部に対する損傷

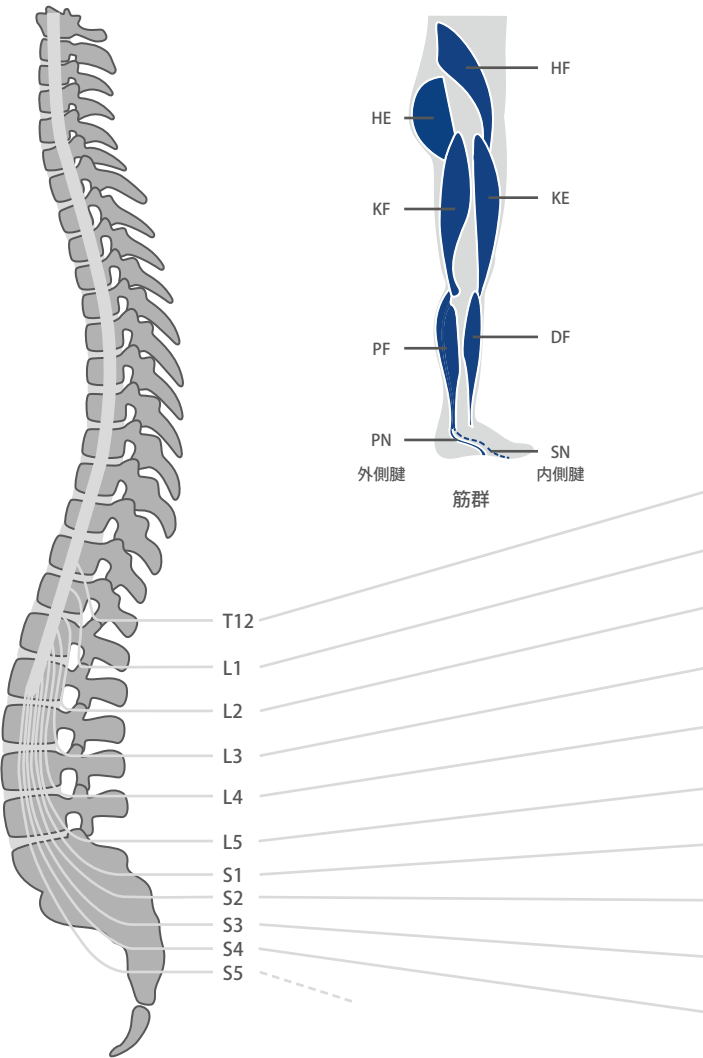
ブラウン-セカール症候群: 脊髄の片側部の損傷

脊髄円錐症候群: 脊髄末端の円錐部分(脊髄円錐)に対する損傷

馬尾症候群: 脊髄の神経根と末端(馬尾)に対する損傷。

損傷レベルと筋力の関連性

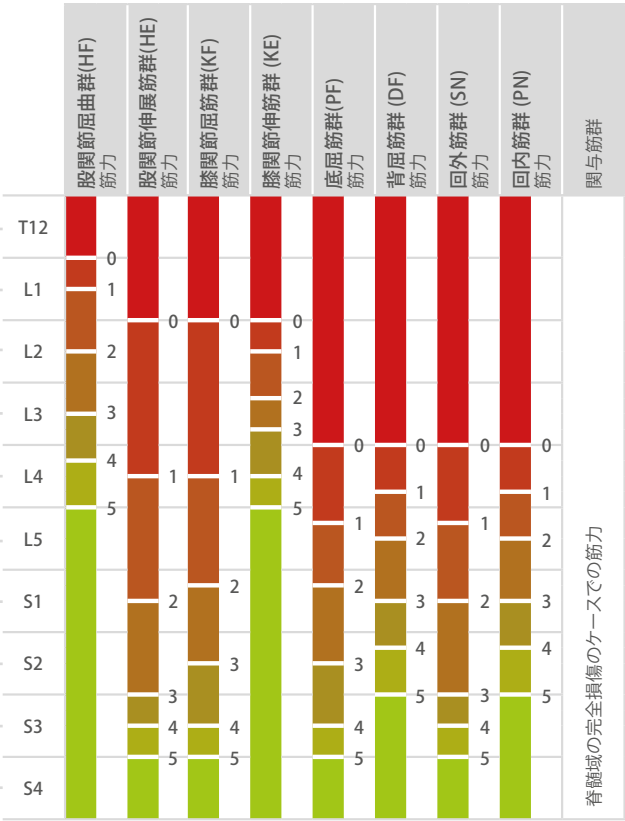
全ての筋群は、様々な筋から構成されています。それらの筋は、異なる脊椎領域に起始をもつ神経によって、神経支配されています[Put]。それに対応して、それぞれの筋群には脊椎領域の連続体があり、損傷レベルごとの残存機能もまた、存在します。



歩行に特に重要な筋群と装具療法の可能性の評価は以下です:

- 股関節レベル: 股関節の屈筋と伸筋
- 膝関節レベル: 膝関節の屈筋と伸筋
- 距腿関節では: 底屈筋と背屈筋
- 距骨下関節では: 回外筋と回内筋

下の表を使用することによって、損傷レベルをもとに、どの範囲の筋群が対まひによって障害を受けているかどうかを推定することができます。翻って、このことによって個々の筋群の筋力も推定することができ、よって、装具療法の可能性も推定することができます。同様に、それぞれの筋群で測定された筋力は、損傷レベルごとに使用できる装具のタイプや継手の選定に使用することができます (22~23ページを参照)。



装具治療の有効性の評価

完全対まひの患者 (ASIA A)

損傷レベルと筋力の関連性は、損傷レベル以遠の神経経路の喪失に、完全に適用することができます。このことによって個々の筋群の筋力 (18～19ページを参照)も容易に推定することができ、装具療法の可能性の評価もすることができます。

しかしながら、筋群の制御には、協調性や知覚連動要素もまた重要であるため、筋力の詳細な計測や装具療法の計画のためには、広範な筋機能テストを行わなければなりません [Jan]。

不完全対まひの患者 (ASIA B-D)

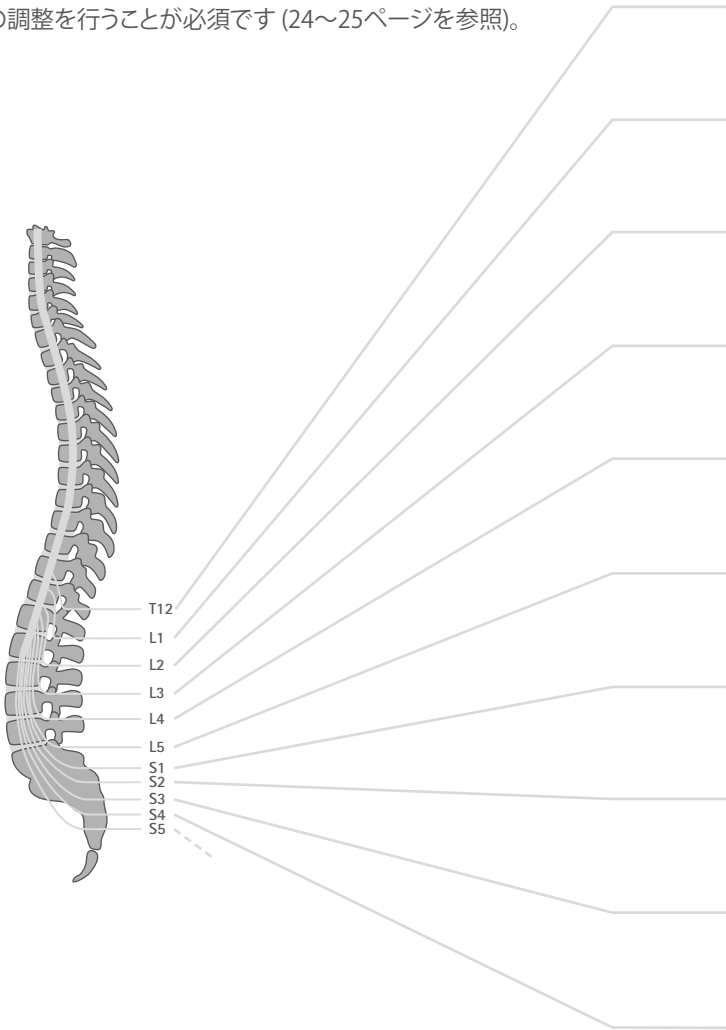
これらの患者では、いくつかの筋群は、損傷による障害が少ない、あるいは全くない可能性があります。よって、表にある筋力は、対応する制限に関して、単に最悪の状態を示しているに過ぎません。したがって、T12より近位の損傷にさえ、装具の使用は適切であるかもしれません。

ここではまた、筋力の詳細な計測や装具療法の計画のためには、広範な筋機能テストを行うことは必須です [Jan]。



損傷レベルと装具タイプの関連性

完全対まひでは、筋力は損傷レベルによって推定できるため(18～19ページを参照)、使用可能な装具のタイプや継手は、同様に損傷レベルによって選択することが可能です。不全対まひのケースでは、表に示されている装具のタイプや継手は、装具療法の最大の必要性を代表することはほとんどありません。多くのケースでは、T12より高位置のケースでも、装具療法は可能です。しかしながら、そのようなケースでは、詳細な筋力の測定や装具の調整を行うことが必須です (24～25ページを参照)。



- 推奨
- 代替
- 非推奨

	AFO	KAFO		
		 自由可動	 自動	 ロック
T12	非推奨	非推奨	推奨	推奨
L1	非推奨	代替	推奨	代替
L2	非推奨	代替	推奨	代替
L3	非推奨	代替	推奨	代替
L4	代替	推奨	推奨	代替
L5	代替	推奨	推奨	代替
S1	推奨	代替	代替	代替
S2	推奨	代替	代替	代替
S3	推奨	代替	代替	代替
S4	代替	非推奨	非推奨	非推奨

コンフィグレーションを通じた装具タイプの決定

負荷に耐えることができながらも軽量であり、機能的な必要条件を全て満たすことのできる対まひ患者の装具を製作するには、様々な患者の情報が必要です。

患者データの例:

- 体重と身長
- 疾患と障害 (損傷/麻痺のタイプ)
- 膝関節と股関節の肢位(例として、過伸展)
- 活動レベルと移動器具
- 筋力

装具と関節機能の例:

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

義肢装具士にとって、装具を計算したり設計する際に、これらの情報のそれぞれを考慮に入れることは、しばしば非常に難しいことです。FIOR & GENTZのOrthosis Configuratorのような演算処理システムのみが、豊富なデータを正確に評価することができます。



コンフィグレーションの過程を通じて、治療に関連する全ての患者データが収集され、FIOR & GENTZのOrthosis Configuratorの入力マスクに入力されます。その後技術者は、最終的な装具が設計されるまで、工程ごとに、使用可能な装具のタイプや継手機能(12～13ページを参照)の選択を通じて、ガイドを受けることができます。

4ステップの Orthosis Configurator



1. 患者データ

義肢装具士は、対応する分野で収集された患者データを入力マスクに打ち込みます。

2. システム部品

彼は、様々な代替案の間で選択をし、Orthosis Configurator は、これをベースに必要なシステム部品を計算します。

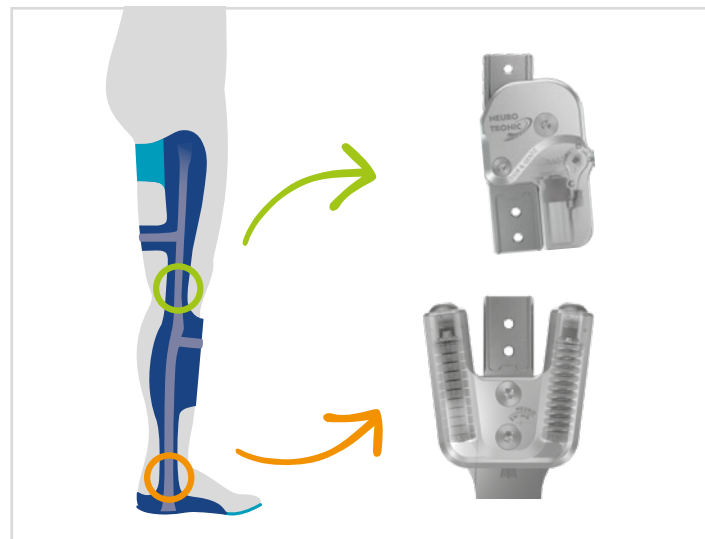
3. 構成部品のリスト

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

4. 注文/ショッピングカート

ここで、こうして計算された部品を注文することができます。コンフィグレーションのデータは、印刷することもできます。

可能なコンフィグレーション結果の引用:



最適な装具

患者の視点

Jarno Rintschwentner は、屋根職人として訓練を受けましたが、2006年に12mの高さから落下し、第3腰椎以遠の不全対まひを受傷しました。彼は、最初の装具を自分から求めて受け取りました。それには、自動膝継手が備えられていました。

ここでは、Jarno Rintschwentner の声を聞くことができます…

…リハビリテーション中の目標:

私が最初に「非雇用者自賠責保険組合」の代表者と会合をもった際に、私は『この施設を自分の2つの足で去りたい』と言いました。

…車いすに対する誤った議論:

私は、車いすを持ったことはありません (...). リハビリテーションでは、彼らはこのように言い続けました: 『車いすでは、あなたは自分の手を自由に使えるようになります。そして最低でも、膝の上で何かを運ぶことができます。』そのことは、私の眼には説得的には映りませんでした。

…装具に対する不当な保留:

何度も何度も、同じ議論に直面しました (...); 彼らは、装具が金属でできており、極端に重かった、20年ほども前の考え方をベースにしていたのです。

…彼の最初の装具療法のタイミング:

私は、最初の装具を事故の6か月後に入手しました。私の意見では、それはとても遅いことでした。(…) 私は、自分のような早期の患者が装具を装着した方が、より治療が成功するということを固く信じています。

…装具のおかげで彼の歩行は改善:

私が装具を装着せずに歩いた時には、左脚を前に出し過ぎました。けれども装具のおかげで、私の歩行は正常な生理学的歩行にかなり近づきました。私がズボンの下に装具をつけて、よい一日を過ごしたら、それはほとんど分からないほどです…。



生理学的歩行についての詳細な知識は、いかなる歩行障害の程度や、装具療法の効果についての専門的評価のために必須です。ヒトの生理学的歩行は、様々な異なるパラメータを使用して記述することができます。

以下の見地を評価し、比較することができます:

- 関節の動き(運動学)
- 関節にかかる力やモーメント(運動力学)
- 空間的、時間的パラメータ。例として速度、ストライド/ステップ長やケーデンス(毎分あたりの歩数)
- 歩行中に必要なエネルギー

最も一般的に採用される方法は、Jacquelin Perry による記述方法であり、ヒトの生理学的歩行は、異なる相に分割されます(下の表を参照)。1歩行周期は、下肢の状態をもとに、大まかに Stance phase(IC から PSwまで) とSwing phase (ISw から TSw)に分かれます。

それぞれの特定の相は、1歩行周期の決められたパーセンテージ (%)を構成し、股関節、膝関節、足関節の特定の角度変化によって特徴づけられます。それらの相の英語での用語とその略称は、今や世界中で一般的に使用されるようになっています [Per]。

Jacquelin Perryによる、生理学的歩行の個々の期の区分

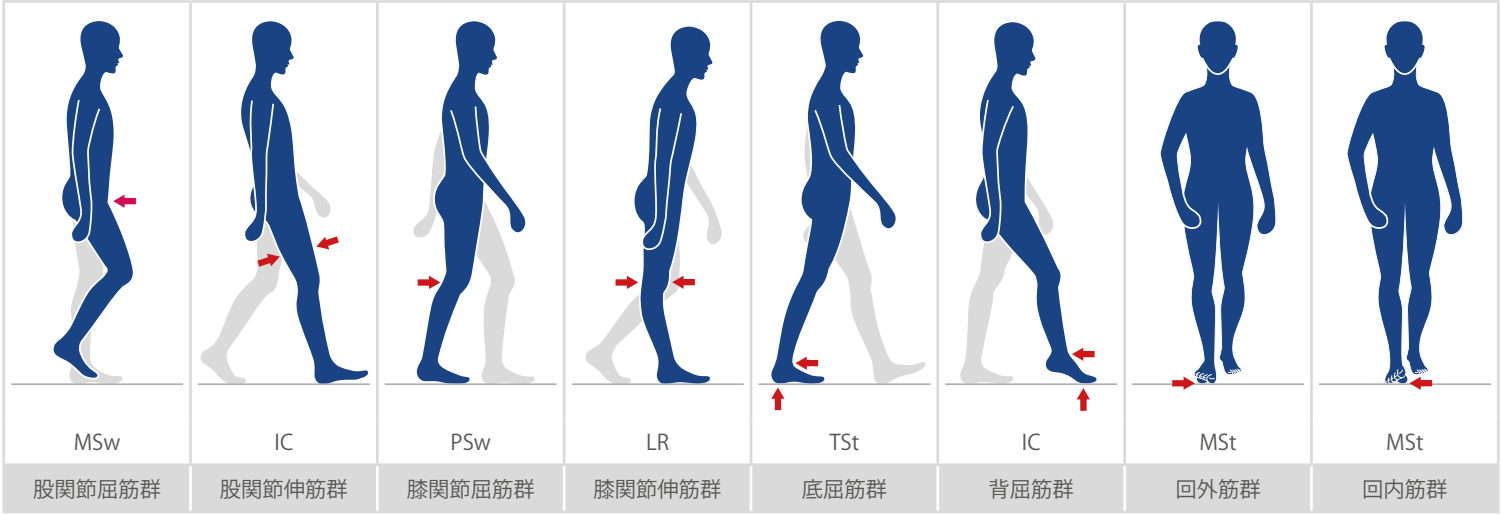
									
用語 (略語)									
Initial contact (IC)	Loading response (LR)	Early mid stance (MSt)	Mid stance (MSt)	Late mid stance (MSt)	Terminal stance (TSt)	Pre swing (PSw)	Initial swing (ISw)	Mid swing (MSw)	Terminal swing (TSw)
歩行周期の割合									
0%	0～12%	12～31%			31～50%	50～62%	62～75%	75～87%	87～100%
股関節角度							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

ここに挙げた歩行障害は、対応する筋群の完全な機能不全として参照されます[Per]。実際の歩行障害の程度は、筋力によって説明されます。以下に挙げた図は、典型的な歩行の相での対応する筋群の完全な機能麻痺として参照されるものです。損傷レベルによって、歩行は複数の部分で構成されます。

股関節屈筋群	下肢の振り出しが途絶します。患者は、分回し、伸び上がりもしくはヒップハイクによって股関節屈曲の欠如を代償します(代償メカニズムについては、32~33ページを参照)。
股関節伸筋群	床反力ベクトル(GRFベクトル)は、Stance phaseの開始時には、股関節の前方に落ちます。患者は、IC時に股関節の安定性の欠如を、体幹を後方に傾けることによって代償します。
膝関節屈筋群	P S wの開始時の膝関節屈曲の欠如は、Swing phaseへの移行を妨げます。GRFベクトルは、膝関節の前方に留まったままです。代償メカニズムが発達します(32-33ページを参照)。

膝関節伸筋群	膝関節の安定性の欠如を代償するために、LRの開始時に、患者は上体を前方に傾けます。GRFベクトルは、膝関節の前方に落ち、P S wでの屈曲を妨げます。
底屈筋群	前足部レバーが不活発であることによって、踵離地が遅滞し、反対側の膝関節屈曲が過度となり、ステップ長が短縮します。大腿四頭筋には、より高い負荷がかかります。
背屈筋群	Swing phaseの足部の挙上が途絶します。ICは、足底全体または前足部で接地します。躓かずに歩行するため、代償メカニズムが発達します(32-33ページを参照)。
回外筋群	足部は、過度に回内した肢位となります。底屈筋群が障害されているほど、Stance phaseの歩行障害はより顕著となります。
回内筋群	足部は、過度に回外した肢位となります。底屈筋群が障害されているほど、Stance phaseの歩行障害はより顕著となります。

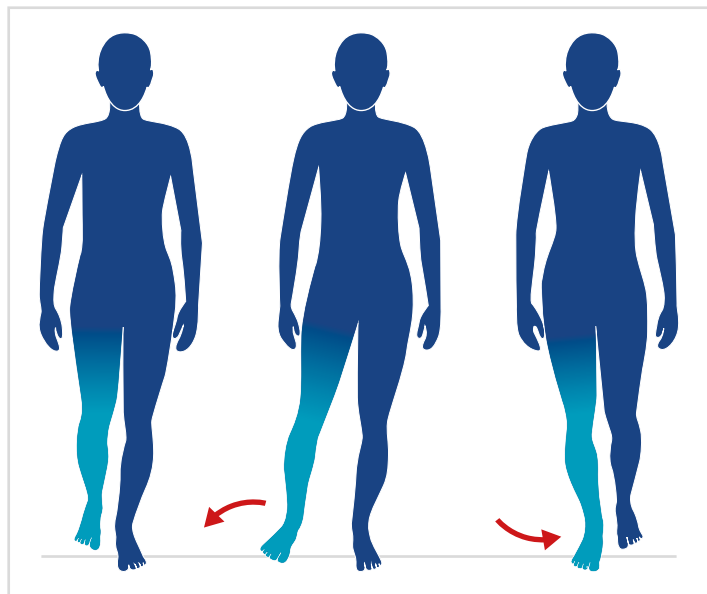
特定の筋群の独立した機能不全のケースでの生理学的歩行からの逸脱



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

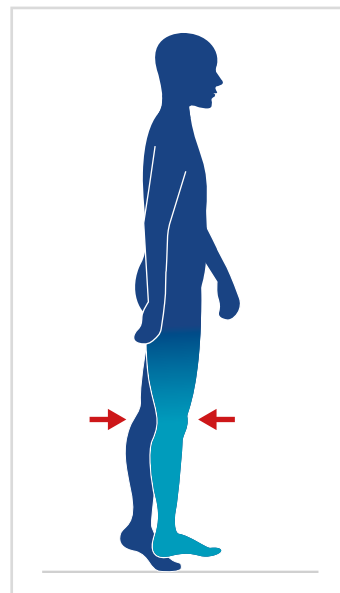
特定の歩行障害では、この下肢の短縮が欠如していることがあります。その例として、股関節や膝関節の屈筋群の機能障害など。背屈筋群が機能障害を起こすと、Swing phase に足部の底屈が増加するために、遊脚側は、機能的に延長します。ロック式のKAFOを装着していると、膝継手の恒久的なロックにより、同様に膝関節の屈曲が妨げられます。

この機能的短縮の欠如に対しては、身体は以下の3つの異なる方法で代償が可能です：



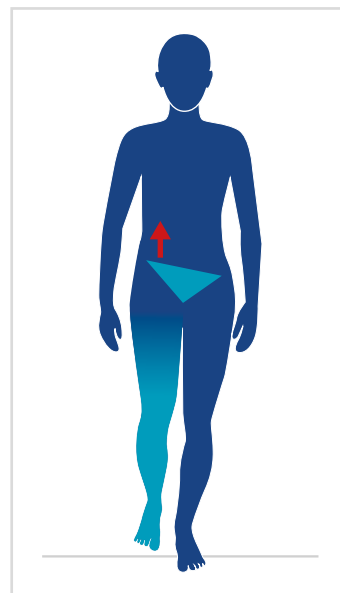
分回し

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



伸び上がり

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



ヒップハイク

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

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、脚の遠位方向の動き。↑内転の↑反対の動き。この動きを行わせる筋肉は、外転筋と呼ばれる。

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脚の近位方向の動き。↑外転の↑反対の動き。この動きを行わせる筋肉は、内転筋と呼ばれる。

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。

ケーデンス

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

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 [Hor]。これにより、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。

分回し

(ラテン語*circumducere* = 円をなす): 歩行中のSwing phaseでの、下肢の短縮の不足による代償。障害された遊脚側は、支持脚の周囲で半円を描いて運動する。

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、可動性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。

反対側の

(ラテン語*contra* = 対抗する; *latus* = 側、側面): 身体の逆側にある。

デルマトーム

(from Greek *dérma* = 皮膚; *tom* = 部位): 脊髄からの感覚機能の↑神経支配を受ける↑皮膚の部位。

背屈

足を上に上げるよう足首を曲げること。背屈の反対の動きは、↑底屈。下腿と足部の間の角度が減少するため、↑背屈と言われる(↑屈曲)。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、前足部レバーを活性化させ、支持面積を形成する。さらに、背屈ストッパーを装具のフットピースと組み合わせることにより、膝関節の伸展モーメントが生じ、Terminal stanceには踵離地が始まる。

外骨格

(ギリシャ語*exo* = 外側の; *skeletós* = 乾いた身体): 外側の骨格。技術的な外骨格は、例としては、医療において麻痺の治療の一部として、ヒトの動作を支持、または補強するために使用される。定義的には、装具はすでに外骨格として作用する。

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。

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。†

床反力

(Ground Reaction Force、GRF): 身体が床にかけける力に応じて、床により印加される力。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。

ヒップハイク

股関節の挙上。歩行中のSwing phaseでの、下肢の短縮の不足に対する代償。踏くことなく振り出せるように、遊脚側の骨盤を挙上する。

神経支配

(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。

多職種連携

(ラテン語inter＝間): 複数の職種間の協力に関するもの。

虚血

(ギリシャ語ischein＝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。脳卒中により虚血状態になると、脳の特定の部分の血流が低下または中断される。

運動学

(古代ギリシャ語kinema＝運動; kinein＝運動すること): 力の作用について考慮しない、ある点や身体の空間内での運動に関連するメカニクスの一分野。歩行分析においては、この運動は、例えば異なる身体部位の互いに対する位置や角度の変更などを例として記述される。

運動力学

(ギリシャ語kinesis＝運動): 力とその結果としての身体の空間内での運動に関連する、力学の一分野。歩行分析においては、その主なタスクは、↑歩行中のヒトの身体にかかる↑床反力を測定することにより、それは、関節に作用する力やモーメントを計算するために使用される。

多発性硬化症

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

筋力

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

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

神経可塑性

神経の可塑性ともよばれる。↑生理学的要求の変化による↑中枢神経系の構造的変化。例として、脳の隣接した領域が、卒中に侵された損傷領域の作用を代替するなど。このことは、シナプス、神経終末や軸索でも起こる。この過程はまた、神経の学習としても説明することができる。

ニュートラル位置

ニュートラル位置とは、足を骨盤幅程度に開いて直立姿勢になったときの状態。関節の運動範囲は、この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): (よみかえ) 疾患。

生理学的

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

ピン刺激痛覚テスト

皮膚の痛覚に関する臨床テストであり、鋭利な物体(例として、針)を用いて試験される。

底屈

足首を下に伸ばすこと。↑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。

回内

(ラテン語pronare＝屈する、折り曲げる): 長手方向軸を中心とした足の内向き回転、あるいは足の外側縁の挙上。↑回外↑の反対の動き。この動きを行わせる筋肉は回内筋と呼ばれる。

腰方形筋

腹壁後方に位置する筋。他の機能の中で、腰方形筋は、胸郭が固定された状態で、腸骨稜を外側に挙上する。

大腿四頭筋

4つの頭部をもつ、大腿の筋。主に、↑膝関節で下腿を↑伸展させる。

知覚運動

神経系の知覚部分と運動部分の組み合わせを指す。例えば、足底の感覚印象は、特定の筋肉の機能に影響する。知覚運動性エレメントは、例えば、インサートやインナーシュー、装具のフットピースに組み込むことができる。

痙縮

(ギリシャ語 *spasmos* = 痙攣): 知覚運動系を受け持つ上位運動ニューロンの病変により生じる、間欠的または持続的な、不随意の筋活動 [Bas, p. 61; Pan, p. 2ff.]。

二分脊椎

(ラテン語 *spina* = 棘、スパイク; *bifidus* = 2つの部位に分かれる): 胎生期に腰椎や仙骨部の脊椎の閉鎖が不完全な状態に至る、脊柱の障害。開放と閉鎖型の障害の鑑別が存在する。形成不良の重症度により、患者は対まひと同様の身体障害に侵される。この疾患は、1,000出生に対し約1例に起こる。

脊柱

(ラテン語 *spinalis* = 背骨に関する): 脊髄または椎骨に関連する。脊髄性筋萎縮症 (SMA): この遺伝性の疾患では、脊髄の運動神経細胞の進行性の変性がおき、その結果として麻痺に至る。それにより、主に筋が喪失し、筋トーンが減少する。この疾患は、10,000出生に対し約1例に起こる。

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。

四肢まひ

(ギリシャ語 *tetra* = 4、*plege* = 卒中、まひ): 四肢のまひとして知られる。四肢(上肢と下肢の両方)全ての完全麻痺。

伸び上がり

歩行中のSwing phaseでの、下肢の短縮の不足に対する代償。この動作中には、↑逆側の支持脚の足関節が↑底屈位になる。このことにより、患側下肢の↑Swing phaseでの↑背屈、股関節屈曲あるいは膝関節屈曲の欠如のバランスをとり、躓くことなく足を振り出すことができる。

直立化

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

略語	文献	ページ
[Bas]	Bassøe Gjelsvik BE (2012): Die Bobath-Therapie in der Erwachsenen-neurologie, 2 nd edition. Stuttgart: Thieme. _____	38
[Ber]	Berlit P (2014): <i>Basiswissen Neurologie</i> , 6 th edition. Heidelberg: Sprin-ger. _____	4, 17
[Bur]	Burns AS, Ditunno JF (2001): Establishing Prognosis and Maximizing Functional Outcomes After Spinal Cord Injury: A Review of Current and Future Directions in Rehabilitation Management. <i>Spine</i> 26(24): 137-145. _____	6
[Cur1]	Curt A, van Hedel H et al. (2008): Recovery from a Spinal Cord Injury: Significance of Compensation, Neural Plasticity, and Repair. <i>Journal of Neurotrauma</i> 25(6): 677-685. _____	10, 16, 17
[Cur2]	Curt A (2012): Leitlinien der DGN – Querschnittlähmung. In: Diener HC et al.(Hrsg.): <i>Leitlinien für Diagnostik und Therapie in der Neurologie</i> .5 th edition. Stuttgart: Thieme. _____	6, 7
[Hor]	Horst R (2005): <i>Motorisches Strategietraining und PNF</i> .Stuttgart: Thieme. _____	10, 34
[Jan]	Janda V (1994): <i>Manuelle Muskelfunktionsdiagnostik</i> , 3 rd edition. Berlin: Ullstein Mosby. _____	20, 36
[Kir]	Kirshblum SC, Priebe MM et al. (2007): Spinal Cord Injury Medicine. 3. Rehabilitation Phase After Acute Spinal Cord Injury. <i>Archives of Physical Medicine and Rehabilitation</i> 88(Suppl 1): 62-70. _____	6, 7
[May]	Maynard FM, Bracken MB et al. (1997): International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury. <i>Spinal Cord</i> 35(5): 266-274. _____	14
[McD]	McDonald JW, Sadowsky CL (2002): Spinal-cord injury. <i>The Lancet</i> 359(9304): 417-425. _____	4
[Mic]	Michael T, Arpad M et al. (2002): <i>Physiotherapie und Orthesenver-sorgung bei Spina bifida</i> . Dortmund: ASbH Bundesverband. ____	16

略語	文献	ページ
[Nen]	Nene AV, Hermens HJ et al. (1996): Paraplegic locomotion: a review. <i>Spinal Cord</i> 34(9): 507-524. _____	9, 10
[Nol]	Nollet F (2015): <i>Proceedings of the 15th SPO World Congress</i> . Lyon, France. _____	12
[Pan]	Pandyan AD, Gregoric M et al.(2005): Spasticity: clinical perceptions, neurological realities and meaningful measurement.Disability and Rehabilitation 27(1-2): 2-6. _____	38
[Per]	Perry J, Burnfield JM (2010): <i>Gait Analysis – Normal and Pathological Function</i> , 2 nd edition. Thorofare: Slack. _____	29, 30
[Plo]	Ploeger HE, Bus SA et al. (2014): Ankle-foot orthoses that restrict dor-siflexion improve walking in polio survivors with calf muscle weak-ness. <i>Gait & Posture</i> 40(3): 391-398. _____	12
[Put]	Putz R, Pabst R (2007): <i>Sobotta – Anatomie des Menschen</i> , 22 nd edition. München: Elsevier. _____	18
[Row]	Rowland J, Hawryluk G et al. (2008): Current status of acute spinal cord injury pathophysiology and emerging therapies: promise on the horizon. <i>Neurosurgical Focus</i> 25(5): E2. _____	6



Orthosis Configurator

PR0232-JP-2022-03

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