

足部切断ガイド

足関節以遠の切断患者の義肢療法のコンセプト

第2版



はじめに

毎年、ドイツでは50,000人以上が足部切断を施術されます [Spo, p. 5]。切断後には、欠損した下肢の代替物として、義肢が支給されます。それによって、患者はもう一度、できる限り正常に近い状態で立ち、歩くことができるべきです。

この目標を達成するためには、基本的な解剖学と生理学の知識が必要です。義肢装具士は、患者に可能な限り最良の状態で、義肢を適合する義務があります。切断レベルにより、義肢療法は通常、伝統的な治療コンセプトのもとに実施されます。しかしながら、これにはまだたくさんの可能性が秘められています。

NEURO SWINGシステム足継手によって、足部切断の患者に対する多くの伝統的で、不適切な義肢のコンセプトは、批判的な疑問にさらされる可能性があります。このガイドは、足部切断患者の義肢療法の機能とその新しい可能性を示すために作られました。現代の治療コンセプトを創設するために、3つの異なるタイプの治療をもつ、目的を絞った分類を開発しました。その結果としての治療の推奨は、NEURO SWINGシステム足継手に関する実践経験と科学的所見に基づいています。

私どもの「ガイド」は、完璧ではないかもしれませんが。それでも、足部切断患者の義肢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。

最初のNEURO SWING 足部切断義肢を計画し、製作する際に、私たちは私たちの顧客を支援することに携われることを光栄に思いました。また、たくさんの感謝を、新しいタイプの治療を、勇気をもって試してくれた患者様たちに捧げたいと思います。

このガイドで、私たちは足部切断患者のよりよい義肢療法の新しい方法について示したいと思います。私たちはあなたを、ともにこの一歩を踏み出すことに、心からご招待したいと思います。

FIOR & GENTZチーム

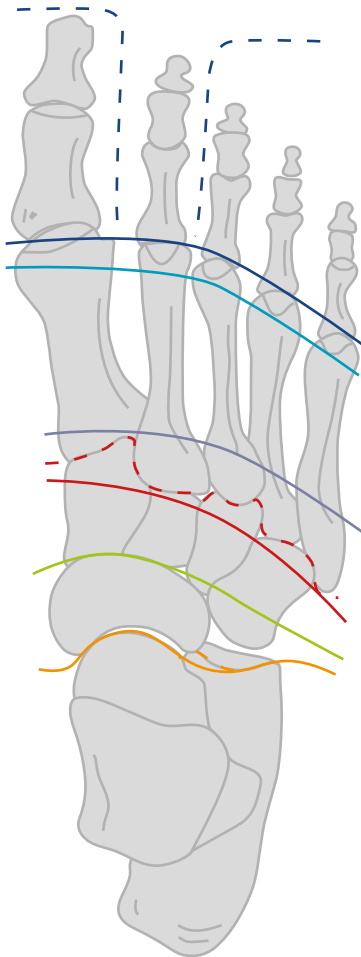
目次

足部切断	
切断原因	6
足部切断の統計	6
合併症	7
治療の目標	
生理学的な立位と歩行	8
多職種連携チームによる治療	10
足部切断の義肢による治療	
義肢治療の必要条件	12
現行の義肢療法の問題点	14
NEURO SWING足義足の新しい可能性	17
NEURO SWING足義足の機能的利点	
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
NEURO SWINGの特性	20
バイオメカニクスの変化	
骨構造の喪失	28
筋構造の喪失	29
前足部レバーの機能的短縮	31
足部切断の分類	32
推奨治療	
タイプ1に対する推奨治療	34
タイプ2に対する推奨治療	40
タイプ3に対する推奨治療	46
ばね力の調節による歩行への影響	52
用語集	
以下のページを参照	56
参考文献	
以下のページを参照	64

切断とは、四肢の完全な、あるいは部分的な外科的切除です。その重症度に応じて、大切断と小切断に分けられます。足部のケースは、足関節が残存していれば、小切断と見なされます。大切断は、解剖学な足関節の切除に関連するものです。足部の部分切断のケースでは、足関節が残存しており、足部の遠位部が切断されます。

切断では、歩行能力を再建するために、しっかりとした基礎を作らなければなりません。切断は、最大の機能性を保存するために、できる限り遠位で行うべきです。(今日、切断が実施される)解剖学的な線は、それらの切断を確立した外科医の名前に因んで名づけられています(囲み参照) [Bau, p. 136]。

切断は常に最後の頼みの綱であり、その身体部位を残す可能性がない場合にのみ、実施されます。また切断は、深刻な健康の悪化や重篤な慢性痛がある場合にも必要とされます。



中足趾節関節切断

- 全足趾の基節骨での離断
- 1趾の離断(破線)

中足骨切断(Sharp切断)

- 長い中足断端
- 中足骨頭海綿部での分離

中足骨切断(Sharp-Jäger切断)

- 短い中足断端
- 中足骨底海綿部での分離

足根中足切断(Lisfranc切断)

- 長い足根断端
- 中足骨 (Ossa metatarsalia) 切除
→ 不均一な断端(破線)、対して断端トップの丸め(実線)

足根骨切断(Bona-Jäger切断)

- 短い足根断端
- 立方骨(Os cuboideum)と第I-III楔状骨(Ossa cuneiforme I-III)から構成される遠位足根列の切除
→ 尖足と回外変形の増加

横足根切断(Chopart切断)

- 長い後足部断端
- 舟状骨 (Os naviculare) 切除
- 足関節温存
→ 筋に起因する変形、前脛骨筋のオフセットにより代償可

切断原因

- 87% 末梢血管障害 (PAD) と糖尿病足症候群
- 4% 外傷
- 4% 腫瘍と感染
- 0,2% 先天性奇形(肢異常)
- 5% その他

足部切断の統計

国による切断の登録は存在しないため、ドイツ国内の正確な統計は存在しません。調査によると、2014年には13,048 件の大切断と 40,992 件の小切断が実施されています。基本的な原因としては、糖尿病とPADの間の区別はなされていません。2005年と 2014年の間を比較すると、大切断は大きく減少し、同時に小切断は増加しています [Krö, p. 135]。

他の情報源では、2015年には55,595 件の切断が報告され、その内訳には29,153 件の足趾/足趾列切断と、8,688 件の足部、中足部あるいは前足部切断が含まれています [Spo, p. 5]。

切断は、主に男性に行われています。性別による比率は、男性3分の2に対し、女性3分の1です。全ての切断の頻度は、年齢が上がるにつれて増加します [Krö, p. 135]。

合併症

切断後の合併症は、外科手術中の問題もしくは、適合の悪い義肢、または不適切な靴により起きています。

義肢の不適合は、不適切な断端ソケットあるいは、断端の容量増加による結果と思われます。その結果、断端に加わる圧迫により、断端の疼痛や圧迫潰瘍の原因となることがあります。その一方、断端の容量の減少は、義肢内での段端末の接触の欠如となり、浮腫の形成に至ることがあります。

切断術については、例えば、断端末の丸く整えられていない骨や、過度にきつい軟部組織皮弁は、軟部組織の穿孔やその部位の炎症につながる可能性があります [Brü, p. 178f]。切断中に神経が過度に損傷すると、患者は通常、後に断端痛や幻肢痛に悩まされることになります [Krn, p. 486]。多くのケースにおいては、そのような合併症は断端の見直し(例として、再切断)に至り、それによって断端はさらに短くなり、義肢療法の再適合が必要とされます。

生理学的な立位と歩行

義肢療法の全体的な目標は、できるだけ生理学的に近い、立位や歩行を得ることです。下の表は、生理学的歩行の個々の相を示したものです [Per, p. 9ff.]. 安全な立位と歩行には2つの要素が大きく影響を及ぼします:

- 1. 断端の長さ
- 2. 筋や腱の切除

1.について断端の長さは、立位や歩行に対して以下のような影響を与えます:

切断による足部の短縮は、前足部レバーの短縮を起こし、断端の長さによって、以下のような影響があります:

- 立位では: 支持面の減少により、安定性が減少する [Grei, p. 160]
- 歩行では: 力の伝達の変更(例として、ステップ長の減少、非対称な歩行、歩行速度の低下)により、動作が制限される [Dil, p. 25; For, p. 45]

2.について切断による筋や腱の切除は、以下の影響を伴った機能や構造の制限を起こします:

- 距腿関節、距骨下関節の可動域の低下
- 筋の不均衡による変形 [Grei, p. 160]
- バランスの困難

筋の不均衡により、多くのケースで拘縮が起こります。通常、患者は機能の喪失を補うための代償メカニズムを発達させます [For, p. 45]。

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

治療の目標

多職種連携チームによる治療

治療の目標、最良の生理学的な立位と歩行への接近を達成するには、多職種連携チームは互いに緊密に連携しなければなりません。足部切断のケースにおいては、多職種連携チームは主に、医師(整形外科医または整形外科医)、看護スタッフ、義肢装具士もしくは整形靴技術者と理学療法士からなります。

医師と看護スタッフは通常、切断にあたって最初に患者とコンタクトをする役割を担い、その後の治療のための良い基礎を築くために治療にあたります。

健康で耐用性のある断端を得るためには、以下の点が重要です：

- 最適な準備(例として、患者教育、賢明な切断レベルの選択)、
- 注意深い手術の実施(例として、断端末を丸く整えた断端) [Bau, p. 135]、
- 一貫したフォローアップ(例として、創の管理)。

義肢装具士、あるいは整形靴技術者による義肢療法は、できる限り、現状の断端の状況を考慮しなければなりません。質の高い理学療法は、広範な歩行の再教育を行えるよう、また現存する筋の不均衡を軽減できるように、残存する関節可動域を最大限に活用することを目的とします。



義肢治療の必要条件

切断レベルに応じて、義肢療法には様々なバイオメカニク的な要求があります。切断位置が近位であるほど、解剖学的な足関節はしっかりと安定させなければならず、また、喪失した機能をより強く代償しなければなりません。

足部切断患者の義足は、前足部レバーの機能を再建し、喪失した筋機能を代替し、静的、動的バランスを確立できるように設計されます。

このことは、安全な立位や高く、長い負荷(例として、長距離の歩行)に関連があります。生理学的歩行に可能な限り近づけるには、解剖学的な足関節に残存する可動性の制限は、最小限に抑えるべきです。

義足を使用して歩行する際には、断端にかかるせん断力を可能な限り避けるべきです。潜在的な再切断は、義肢療法に対するバイオメカニク的な要求を大きく変えてしまう可能性があります。継続的に悪化する尖足位や回外位のようなことが予想されます。



現行の義肢療法の問題点

足関節下義足 (治療 1、2 と 3)

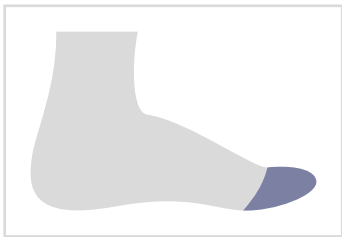
全ての一般的な足関節下義足は、断端へのしっかりとした密着が可能であり、それは、高い静摩擦(シリコン義足など)または、緊密に適合したヒールカップ(Bellmann義足など)によって、達成されます。しかしながらこのヒールカップのために、Bellmann義足は、完全荷重に耐えることができない断端をもつ患者には、適応禁忌となっています [Brü, p. 179]。また、断端長によって異なりますが、失われた解剖学的な前足部レバーの機能を代償することができないことも問題です。この機能的代償を行うためには、義足は、足関節よりも上部にある構造部品を備えていなければなりません。

足関節上義足 (治療 4 と 5)

足関節より上の義足は、機能的代償を機械式の前足部レバーの形で代償することができ、よって、解剖学的な足関節を安定させることができます。しかしながら、生理学的な可動域をブロックし、解剖学的な足関節の動作が欠けることは、拘縮のような二次的問題を引き起こす可能性があります。加えて、義肢療法の容易な適用はできません。

1. 足趾または前足部の補綴

1本のあるいは複数、全ての足趾が失われた際には、足趾や前足部の単純な補綴が使用されます。装飾的な使用に注目される場合、補綴物は通常、シリコンで作られます。単純な容量に対する補綴には、発泡素材が使用されます [Dil, p. 1319]。母趾が欠損した場合には、カーボン繊維製の足底による、機能的な代償も必要とされます。しかしながら、容量の補綴物は、靴の中に緩く入っているため、断端が歩行中に補綴物に向かって動く(シフトする)ために、断端の遠位端に炎症や圧痛点が起ることがあります。



2. 中足部のガイド付の義足

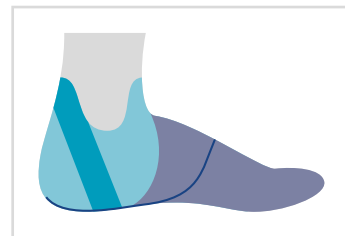
全ての足趾が欠損している場合、中足部まで伸びたシャフト(ソケット)付の前足部の補綴が使用されます。このような足趾義足は、主にシリコンで製作され、断端にしっかりとした最適の適合を可能とします [Schä, p. 161]。

しかしながら、足趾義足は単に容量の補綴を提供するのみで、装飾的なアピールは加わるとしても、機能的な代償はありません。切断によって、Swing phase の開始を支持する短趾屈筋の機能は失われています。このような制限は、足趾義足では代償できないか、限られた範囲でしか代償されません。



3. 足関節下 足義足

足関節下 足義足は、様々なデザインで作られています: 前足部付のベーシックな断端ソケットのあるもの、工業製品のシリコン義足、あるいはいわゆるBellmann義足。断端に対するしっかりとした適合は、摩擦率の増加した静摩擦(シリコン義足など)または、緊密に適合したヒールカップ(Bellmann義足など)によって保証されます。

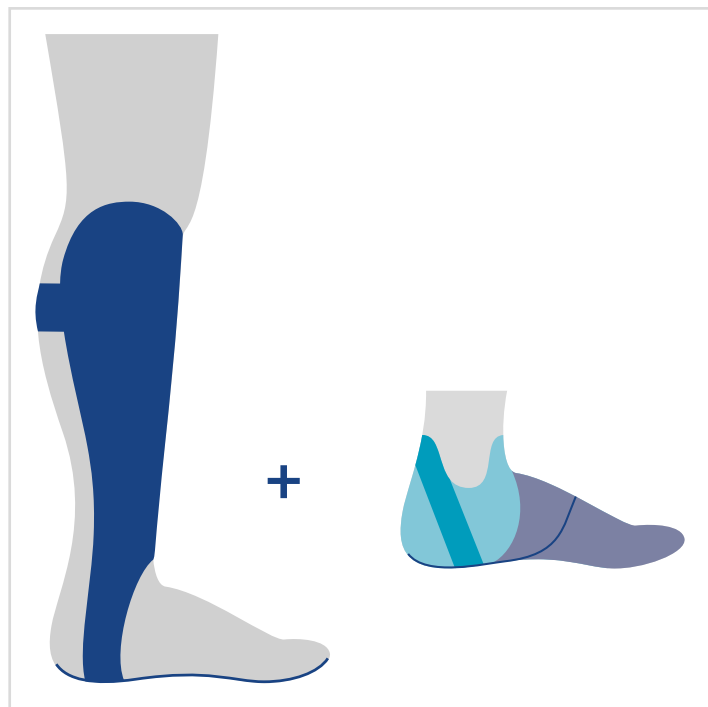


その双方が、快適に装着できます。解剖学的な足関節は損なわれておらず、足部の運動制御はわずかに制限されている程度です [Bau, p. 138]。目を引く装飾性は、シリコン義足特有の利点です。しかしながら、力の伝達は大きく制限され、特に簡素な断端ソケットでは、前足部レバーの再建は不十分です。よって、足関節下義足は、高く、長く続く負荷には向いていません。

4. 足関節下 足義足+ 短下肢装具

機能の欠如を代償するためには、特に短断端の場合には、足関節下足義足は、しばしば、カーボン繊維製の下腿シェルを備えたカスタムメイドの装具 [Schä, p. 163] あるいは、フレーム短下肢装具 [Kai, p. 2; Kai2, p. 19] と組み合わせられます。

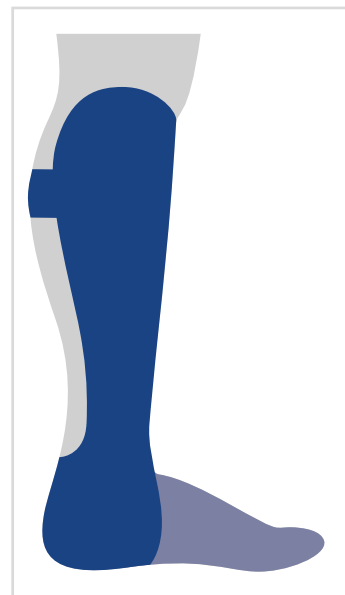
静的なカーボン繊維製の下腿シェルを備えた装具は、解剖学的足関節による動きを許容しません。もし、その装具が柔軟なフットピースを備えてると、せん断力が段端末にかかり、圧痛点を生じます。足継手のない既製の短下肢装具は調整ができず、よって、底屈や背屈の適切な制御を提供することはできません [Kai, p. 6]。この構造では、確定された回転軸も欠けているため、下腿シェルが下肢に対してズレてしまうことにつながる恐れがあります。既製の硬性短下肢装具は、膝関節の過伸展(反張膝)を起こす可能性もあります。



5. 下腿シェル型義足

下腿シェル型の義足は、患者に合わせて個別に製作され、締結方法や挿入フラップなど、様々なデザインのものがあります [Schä, p. 163; Kai, p. 2; Kai2, p. 19]。関節固定ブーツも、この装具療法カテゴリーに属します。全ての一般的な構造は、断端へのよい適合を可能とし、前足部レバーも提供します。

下腿と足部の固い接続は、断端末のせん断力を軽減させるために使用されます。足関節可動域の残存状態によって、義足は、静的構造、あるいは少しの可動域をつけて製作されます。可動域付の構造は、必要な安全性が確保できません。静的構造では、解剖学的な足関節の動きをブロックしてしまい [Kai, p. 6]、そこから拘縮や筋の萎縮が発生する可能性があります。



NEURO SWING足義足の新しい可能性

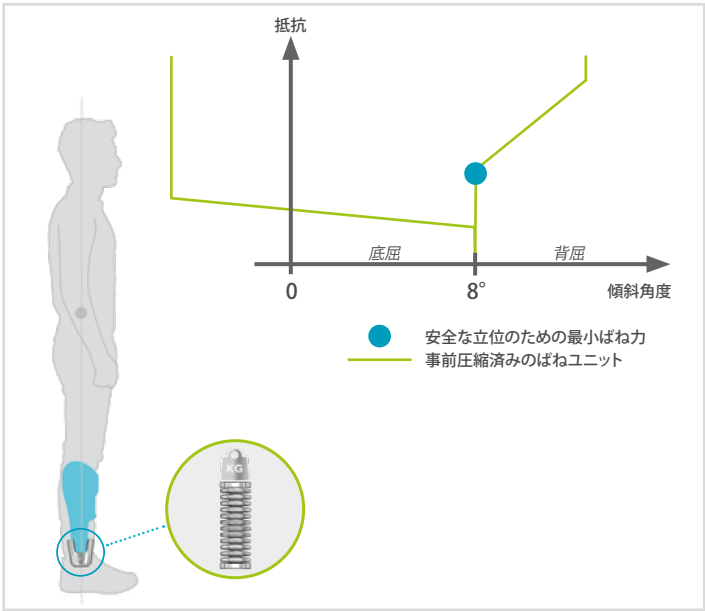
動的な足関節上部品は、足関節下 足義足に組み込むのに最適です。NEURO SWING システム足継手を組み込むことで、解剖学的な足関節を安定させることができ、同時に、動的な背屈ストッパーを使用して、可動域を提供することもできます。ばね力と可動域を調節することで、断端の状況の変化に対応することもできます。事前圧縮済のばねユニットは、立位や歩行中に起こる力の制御を最適化することができます。

事前圧縮済みのばねユニット

身体を安全なバランスの中に移動させるためには、足義足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。

立位に対する影響

NEURO SWINGシステム足継手を備えた足義足は、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、足義足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。

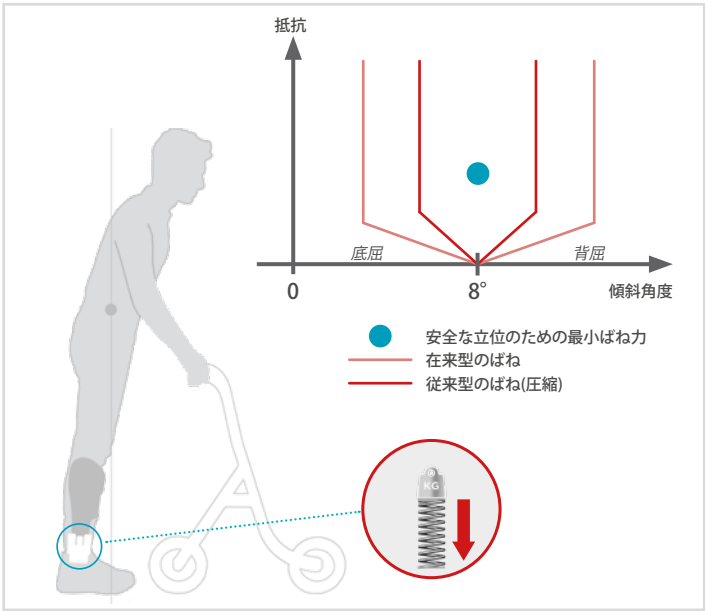


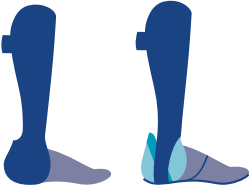
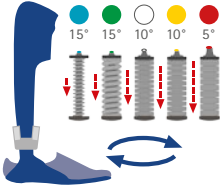
事前圧縮していないばね

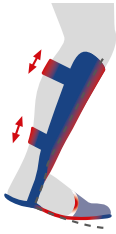
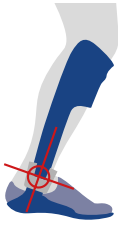
在来型の足継手の標準的なばねは、圧縮していないため、最小限の抵抗がありません。よって、前足部レバーを活動させることができません。通常、そのようなばねは、その後、圧縮されるのですが、抵抗が不十分であるため、最小限の抵抗を増すことはできません。足関節の動作に対抗する抵抗があるのみです（同種で一定）。同時に、持っている可動域も低下してしまいます。それによって、ばねの最大圧縮は、より早く来てしまいます。それに加えて、足関節に対抗する抵抗は、生理学的な歩行では異なる抵抗が必要であるにも関わらず、2つの運動方向で同一です。

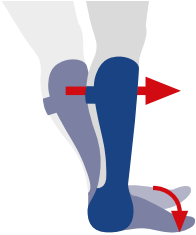
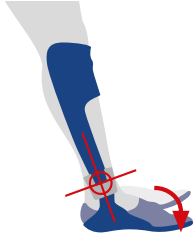
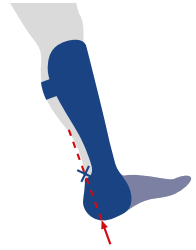
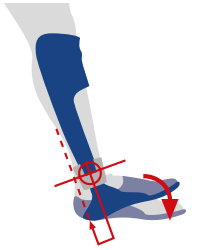
立位に対する影響

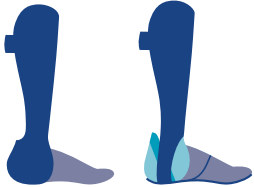
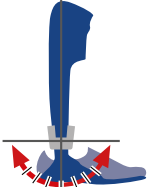
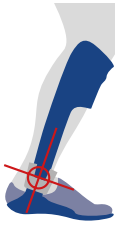
在来型の足継手を備えた足義足は、患者の失われた安定性とバランスを補完することはできません。そのため、直立した安全な立位をとることが難しく、松葉杖や歩行器などの医療器具を使用する必要があります。よって、支持のために手を使用しなければなりません。



欠点 現在の治療の	NEURO SWING の特性	説明
 動的背屈ストッパーがない	 動的背屈ストッパー	前足部レバーを活動させるため、背屈ストッパーが必要です。NEURO SWING 足義足は、前方ばねユニット付の動的背屈ストッパーを備えています。これにより、立位での安定しながら、動的なバランスが可能となり、Late mid stanceでの動的な膝関節伸展、Terminal stanceでの生理学的な踵離地が可能となります。これに対して予め重要なことは、ばねユニットが事前圧縮済であるということです。動的背屈ストッパーが、膝関節の過伸展や義足内の断端のズレの可能性を防止します。
 ばね力が変えられない	 ばね力が変えられる	義足に対する必要条件は、治療の過程や断端の見直しによって、時に大きく変化することがあります。コストのかかる新しい治療を避けるために、義肢療法は、このような断端の変化に適応できるものであるべきです。NEURO SWING付の足義足では、前方と後方のばねユニットを交換することによって、ばね力を調整することができます。ノーマルから最強までのばね力を備えた、5種類のばねユニットがあります。

欠点 現在の治療の	NEURO SWING の特性	説明
 アライメントが調節できない	 アライメントが調節可能	生理学的な歩行を達成するには、義足のとこ率は、患者に対して調整(チューニング)しなければなりません。調整可能な構造のおかげで、義肢装具士は、尖足位の増加の可能性に対応することもできます(バイオメカニクスの変化の章を参照)。NEURO SWING 足義足は、簡単に様々なヒール高に適応させることもできます。これにより、容易に靴を履き変えることができます。加えて、採型中には小さな位置のミスが起こることはあります。
 確定された回転軸なし	 確定された回転軸あり	足関節の高さにある確定された機械的回転軸は、動的背屈ストッパー、およびそれによる前足部レバーに重要な役割を果たします。NEURO SWING 付の足義足では、回転軸が、高い、長い負荷の際に、下腿シェルが下腿の上で、あるいは足関節下 義足が断端からズれる(シフトする)のを防ぎます。確定された回転軸はまた、受動的底屈の必要条件です。

欠点 現在の治療の	NEURO SWING の特性	説明
 底屈がブロックされている	 底屈が可能	受動的底屈は、足部の下降を起こし、それは荷重応答中には、衝撃吸収のために重要なメカニズムです。NEURO SWING 足義足のもつ底屈可動域のおかげで、Loading responseの膝関節にかかる過度のトルクは回避されます。これにより、生理学的な負荷が大腿四頭筋にかかり、膝は屈曲します。また、これにより、筋萎縮や拘縮を防止することができます。
 ヒールロッカーなし	 ヒールロッカー	受動的底屈は、踵の接地点から足関節の間をつなぐヒールレバーによって、引き起こされます。背屈筋群がヒールロッカーを制御し、足部の無制御の着地を防止します。切断に伴い背側の筋群が切除されると、この筋による制御は損なわれます。NEURO SWING 足義足は、確定された回転軸と底屈の可動域を備えているため、後方ばねユニットの抵抗に抗して、ヒールロッカーを可能とします。これによって、拘縮の発生に対抗し、生理学的歩行への接近が支持されます。後方ばねユニットの抵抗は、切断に伴う筋による制御の喪失にあわせて、力を微細に調整することができます。

欠点 現在の治療の	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	術後、あるいは断端の修正後に、特定のケースにおいては、解剖学的な足関節の一時的な固定が必要とされることがあります。NEURO SWING付の足義足では、可動域を完全にブロックして、その後、再び徐々に開放することができます。よって、切断によって起こった、解剖学的な足関節の可動域を微細に調整することができます。
 せん断力が起こる	 せん断力が軽減	繊細な断端が義足の中で最適に保護されるように、断端にかかるせん断力は可能な限り避けなければなりません。この必要性は、多くの患者は刺激を感じることができないため、糖尿病患者の義肢療法においては特に、考慮しなければなりません。NEURO SWING足義足の確定された回転軸と動的背屈ストッパーは、断端にせん断力をもたらす、いわゆるズレを防止することができます。同様に、断端にかかる危険な圧力のピークは、目的をしばり、フットピースを個別に設計することによって、最低限に留めることができます。

足部の部分切断は、立位と歩行のバイオメカニクスに、顕著な影響を及ぼします。制限の強さは、切断レベルと筋や骨構造の欠損の結果によって異なります。この欠損は、前足部レバーの機能的短縮、底屈筋群と背屈筋群の間の筋のバランスの変化、そして立位や歩行中に関与する筋力の低下をもたらします。

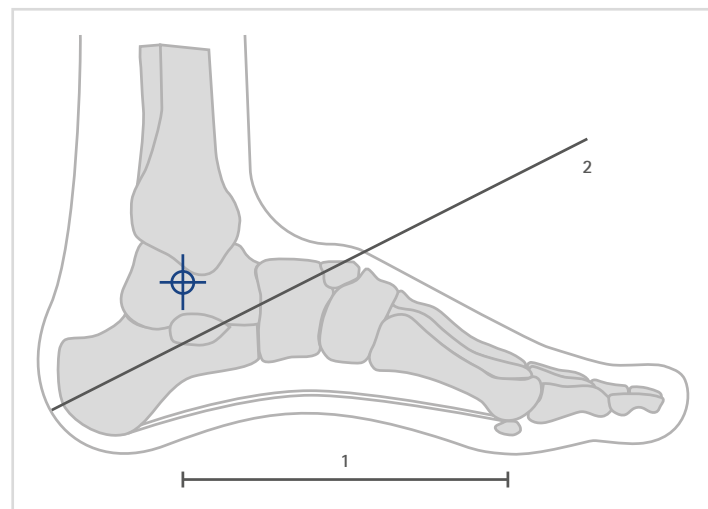
骨構造の喪失

足部の骨格は支持基底面を形成し、よって、立位や歩行の静的なベースを形成します。生理学的な立位では、荷重は踵骨と、母趾および小趾の中足骨頭に分散されます。歩行の際には、足趾もまた、身体重心の支持面の一部として、重要な役割を果たします。足部切断後には、断端末より遠位の骨構造が失われ、支持基底面は制限されます。断端が短いほど、単脚、両脚支持の立位で、支持基底面は小さくなります [Bau, p. 135]。



前足部レバーの構造的短縮

矢状面においては、断端長が短くなるに従い、踵骨角 (2) そしてそれによって足部の縦アーチもまた平坦になり、それは尖足位の増加と脚長の機能的短縮に至ります。骨構造の欠損は、前足部レバーの顕著な構造的短縮にも関与します (1)。



筋構造の喪失

足部の部分切断では、足部の筋は完全に残されます。切断術の過程において、足部の内在筋群や足底腱膜は、断端末をおおう軟部組織の被覆として使用されます。足部の内在筋や足底腱膜には、ともに足部の内側縦アーチを安定させる役割があるため、骨構造の補強が損なわれることによって、踵骨角が平坦化します。筋構造の喪失は、2つの方法で、安全な立位と歩行に大きな影響を及ぼします：

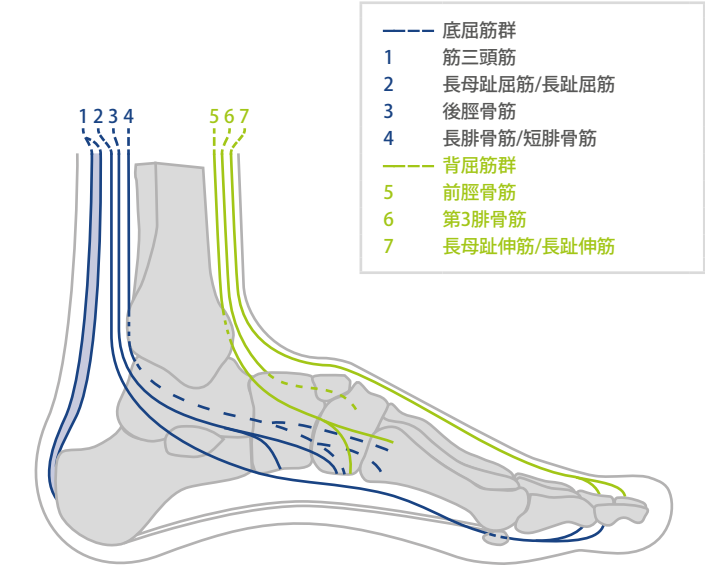
- 筋のバランスの変化
- 筋力の低下

筋のバランスの変化

切断の影響を受ける足部の外来筋は、骨への接続を失い、筋のアンバランスにつながります。下腿三頭筋は、アキレス腱を通じて強い底屈のけん引力をかけます。それによって、底屈変形(尖足)が起こります。切断が近位であればあるほど、このけん引を制御する背屈筋群が接続を失います。この力の不均衡は、前脛骨筋の停止部を失うため、ボナイエガーまたはショパール切断で、特に顕著です(図、参照)。断端がこのように底屈位になるため、距腿関節の可動域は顕著に制限され、拘縮に至ることがあります。陰性モデルを採型する際に断端を少し背屈位にすると、最低限の機能的可動域を得ることができます。

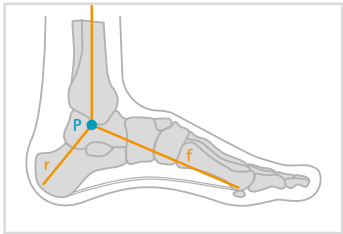
筋力の低下

切断に伴う足部の外来筋と内在筋の切除は、背屈筋群と底屈筋群の筋力低下につながります [Dil2, p. 1328]。双方の筋群は、生理学的な立位と歩行に関係があります。例えば、底屈筋群は前足部レバーの活動を保証し、それに対して、背屈筋群はSwing phase 中の足部挙上を保証します。この筋力低下の程度は、どれだけの数の筋がまだ機能しているかによって変化します。



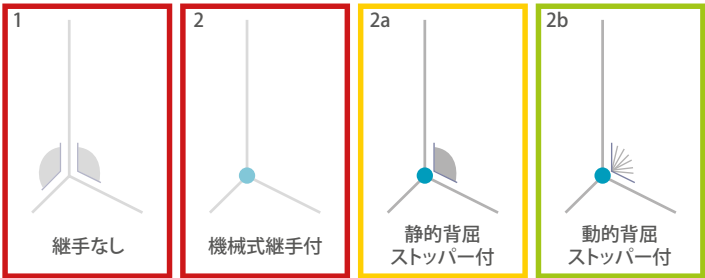
前足部レバーの機能的短縮

立位と歩行のバイオメカニクスは、距腿関節の解剖学的な回転軸 (P) と前足部レバー (f) および後足部レバー (r) の相互作用の效果に大きく依存します。



足部切断患者の立位と歩行のバイオメカニクスの制限は主に、前足部レバーの短縮によるものです。切断がなければ、前足部レバーは底屈筋群によって起動され、エネルギー効率の良い立位と歩行を起こします。歩行中には、Terminal stance での生理学的な踵離地、膝関節の伸展と身体重心の上昇が起こります。義肢療法の目標は、切断によって起こった骨および筋構造の喪失を代償することにあります。このための基礎は、欠損した骨構造を機械的な前足部レバーに置き換えることです。生理学的な底屈筋群による起動がもう起こらないとすれば、前足部レバーは、機械的に起動されなければなりません。

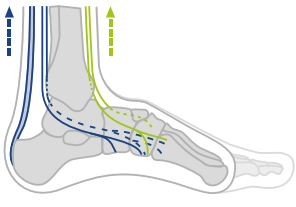
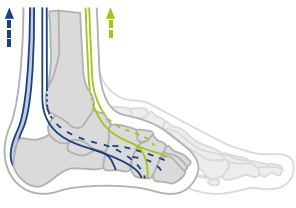
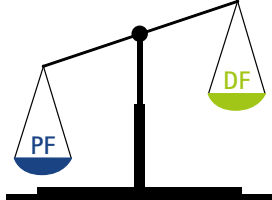
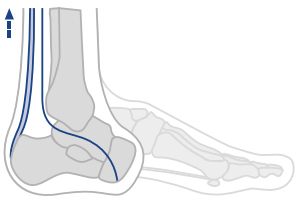
前足部レバーは、継手のない、在来型の整形外科器具 (1) によっても、機械的な接続を通じて起動させることができます。しかしながら、距腿関節の可動性を促進および維持するためには、この起動は、好ましくは機械的継手 (2)、静的な (2a)、あるいはよりよいものとしては、動的背屈ストッパー (2b) を通じて起こるべきです。



- 非推奨 (Not recommended)
- 推奨、制限付き (Recommended, with restrictions)
- 推奨 (Recommended)

義肢療法を最適に患者に適応するには、筋と足部の骨格の個々の状態を考慮しなければなりません。義肢療法を構造化し、システム化するには、様々な切断をタイプに分け、義肢療法の必要条件も同様にすべきです。

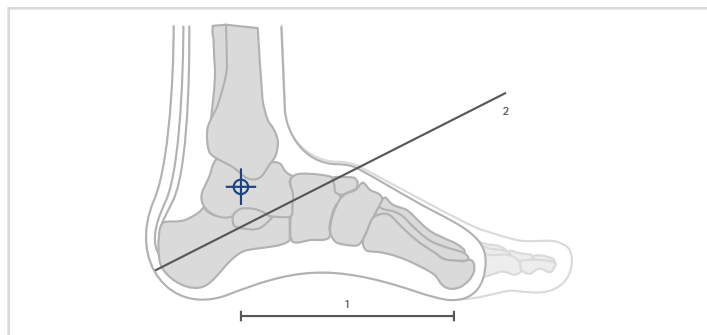
この分類は、前足部レバーの長さ、底屈筋群 (PF)と背屈筋群 (DF)の間の筋のバランス、そして背屈の筋力を考慮しています。
例: タイプ1では、内在および外来の趾屈筋群と伸筋群の接続は、すでにそこにありません。それが、筋のバランスが取れているにもかかわらず、背屈の筋力が制限されている理由です。

タイプ	切断	前足レバー	筋肉アンバランス	筋肉強度
	非切断			
		長い	バランス	完全な筋肉強度
1	中足趾節関節 足根中足骨 (Sharp)			
		長い	バランス	限定的な筋肉強度
2	足根中足骨 (Sharp-Jäger) 足根中足骨 (Lisfranc)			
		中程度	底屈筋 (PF) が優位	筋肉強度が低い
3	足根骨 (Bona-Jäger) 足根骨 (Chopart)			
		短い	底屈筋 (PF) が非常に優位	筋肉強度なし

バイオメカニクスの変化

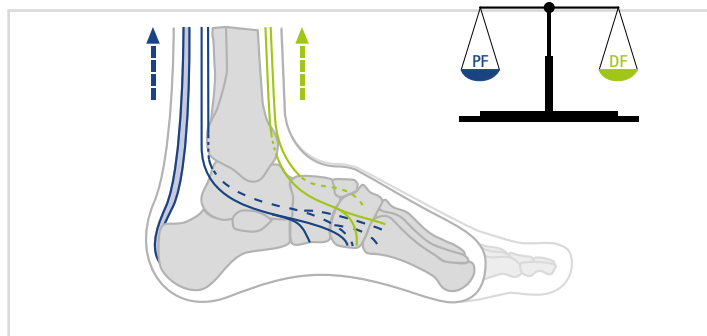
タイプ1には、中足部先端の骨幹端部での足趾関節離断、放射状切断、足趾切断の後の断端が含まれます (Sharp 切断)。

前足レバーは比較的長いままです (1)。支持基底面は、立位、および歩行時の Stance phase ではほとんど減少していません。踵骨角はわずかに平坦化します。そのため、断端はわずかに尖足位 (2) に変形し、脚長差が生じます。



短趾伸筋と長趾伸筋の接続はなくなっています。これらの筋群が活動しないため、Pre swing に受動的な前張力の喪失が起こり、よって、Swing phase を開始するための蹴りだしの支持がなくなります [For, p. 42f]。

背屈筋群と底屈筋群の間のバランスは均等です。筋群の筋力は両方ともわずかにほぼ正常です [Dil2, p. 1328]。



NEURO SWING 足義足

以下から構成:

- 高い脛部前方シェル、
- 断端ソケット付フットピース、
- NEURO SWING システム足継手。

高い脛部前方シェル

高い脛部前方シェルは、脛骨に接触して静止しています。このことにより、スキーブーツでゲレンデを下る時のように、患者は自身の体重を直接、NEURO SWING 足義足に加えることができます。この特徴により、動的背屈ストッパーを使用して、前足レバーの即座の作動を可能にします。

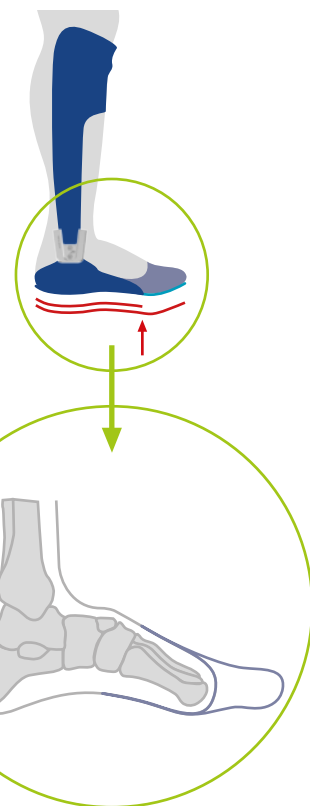
断端ソケット付フットピース

患者が可能な限り生理学的な踵からつま先への運動を行えるよう、長い部分的に可撓性のあるフットピース (柔軟な爪先領域のある剛性の底面) が推奨されます。

注意: 糖尿病足症候群の患者を治療

する際には、長い部分的に可撓性のあるフットピースの代わりに、長い剛性のフットピースを使用しなければなりません。

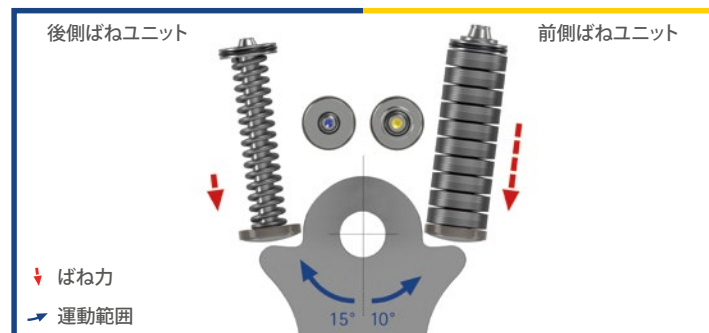
断端ソケットは、NEURO SWING 足義足に不可欠なパーツであり、足趾義足として製作するか、フットピースにしっかりと固定して製作することができます。最適に足部断端の皮膚と軟部組織をケアするために、断端は圧力やせん断力から保護されなければなりません。段端末にパッドをあてるのに加え、ソケットも足趾の補綴物を提供します。



NEURO SWINGシステム足継手

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°)



足義足の個別適合は以下を通じて行います:

- 交換可能な、事前圧縮済みのばねユニット、
- 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。

NEURO SWING足義足の効果

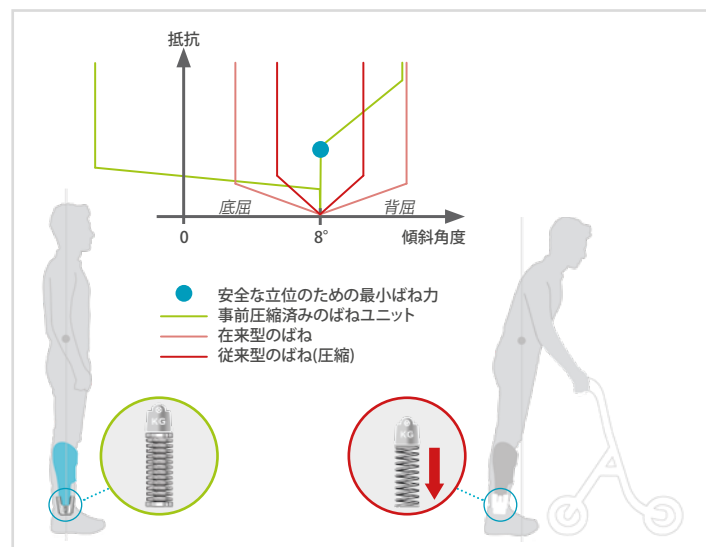
立位 (Stance)

動的背屈ストッパーは、前足部レバーを活性化させ、さらに、それによって生理学的な支持基底面と安定したバランスを確立します。NEURO SWINGシステム足継手の黄色のばねユニットは、事前圧縮済みであり、それによって既に、立位に必要な十分に高い基本的な抵抗のトルクを発生します(囲み参照)。

歩行 (Gait)

Mid stance から *Terminal stance* の間で、脛骨の前傾運動が黄色の前方ばねユニットにエネルギーを蓄積します。動的背屈ストッパーは、踵離地を可能とし、それによって生理学的なストライド長をもたらします。

Pre swing では、このエネルギーが放出され、それと部分的に可撓性のあるフットピースが組み合わさり、*Swing phase* 開始時の膝関節屈曲を支援します。黄色いばねユニットの10°の背屈方向の可動域が、外来の底屈筋群のストレッチを促進します。



現在の治療の選択肢

この歩行タイプの患者は、従来、単純な靴に対する容量の調整で治療されてきました。これには、靴の中やインソールに取り付けて、緩く配置された足趾の補綴物が関わります。機能的な代償は、存在しません。

そのような治療の、必要なパッドが施されていない靴の中の容量の補綴物は欠点であり、歩行中の断端末に強い圧迫を加えます。この圧力は、断端末が容量調整の補綴物に対して動くことによって引き起こされます。加えて、Swing phase 開始時の膝関節屈曲の欠如に対する機能的な代償は、適切に提供されていません。

糖尿病の治療に対する注意点

糖尿病足症候群により切断を受けた患者では特に、断端に対する圧力のピークを避ける必要性が高まります。断端の固定は、剛性のソールによって達成され、それは靴の中に組み込むか、記述したようにNEURO SWING 足義足の中に直接組み込むことができます。

靴

NEURO SWING 足義足を適合する靴は、中でも、次の必要条件を満たさなければなりません:

- NEURO SWINGシステム足継手の適合に十分な内部空間
- 靴の中でNEURO SWING 足義足を十分に安定させることのできる高いヒールカップ
- 滑りにくいアウトソール

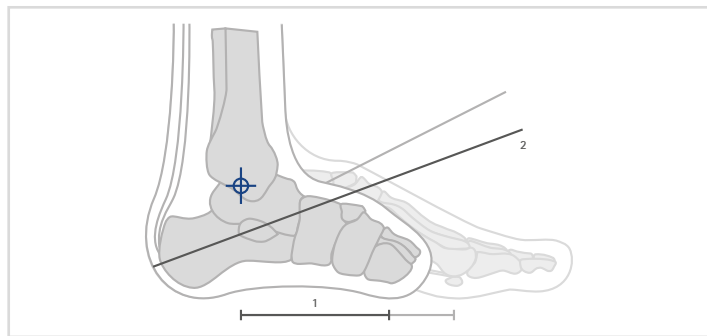
FIOR & GENTZ の URBANSTREET、PARKSTREET、CITYDRIVE と CROSSROADS という装具用シューズは、これらの必要条件を満たしています(下の写真は黒のCROSSROADS 装具用シューズ)。



バイオメカニクスの変化

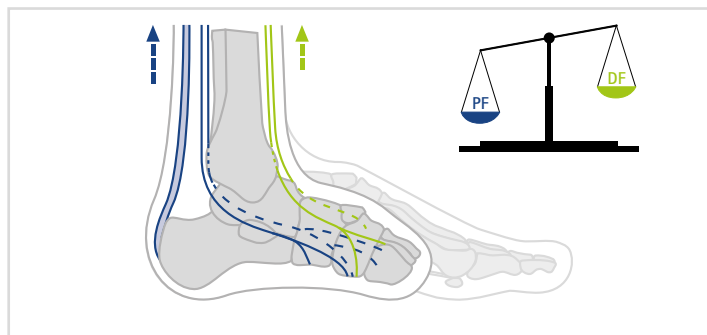
タイプ2には、中足骨基部の骨幹端部での切断後の断端(Sharp-Jäger切断)、および足根中足骨切断後の断端(Lisfranc切断)が含まれます。

前足部レバーは中程度の長さであり(1)、支持基底面が減少しているため、立位や歩行が制限されます。踵骨角(2)が平坦化しているため、尖足位になり、わずかな脚長差が生じます。



中足骨を完全除去した場合(Lisfranc切断)は、第一中足骨底上部に付着している前脛骨筋の停止部が除去されています。よって、タイプ1で説明した制限に加えて、下腿三頭筋による底屈と回外の制御が低下します。

背屈筋群と底屈筋群の間の筋力がアンバランスで、底屈側に偏っています。筋力、特に背屈筋群の筋力は大幅に低下しています[Dil2, p. 1328]。



NEURO SWING足義足

以下から構成:

- 高い脛部前方シェル、
- 断端ソケット付フットピース、
- NEURO SWINGシステム足継手。

高い脛部前方シェル

高い脛部前方シェルは、脛骨に接触して静止しています。このことにより、スキーブーツでゲレンデを下る時のように、患者は自身の体重を直接、NEURO SWING 足義足に加えることができます。この特徴により、動的背屈ストッパーを使用して、前足レバーの即座の作動を可能にします。

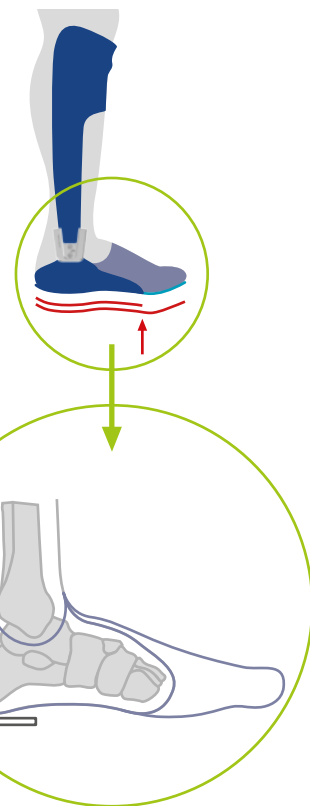
断端ソケット付フットピース

患者が可能な限り生理学的な踵からつま先への運動を行えるよう、長い部分的に可撓性のあるフットピース(柔軟な爪先領域のある剛性の底面)が推奨されます。

注意: 糖尿病足症候群の患者を

治療する際には、長い部分的に可撓性のあるフットピースの代わりに、長い剛性のフットピースを使用しなければなりません。

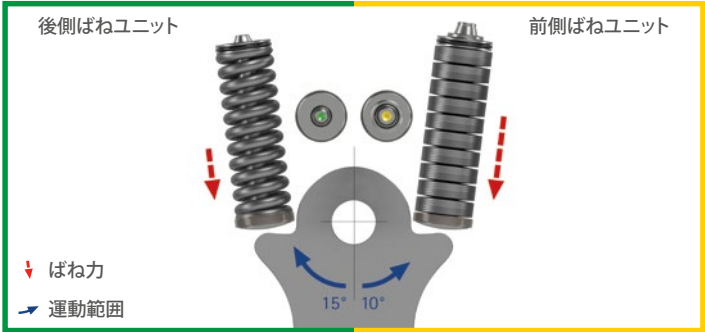
断端ソケットは、NEURO SWING 足義足に不可欠なパーツであり、足関節下義足として製作するか、フットピースにしっかりと固定して製作することができます。最適に足部断端の皮膚と軟部組織をケアするために、断端は圧力やせん断力から保護されなければなりません。段端末にパッドをあてるのに加え、ソケットも前足部の補綴物を提供します。わずかな脚長差は、断端ソケットで代償することができます。



NEURO SWINGシステム足継手

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°)



足義足の個別適合は以下を通じて行います:

- 交換可能な、事前圧縮済みのばねユニット、
- 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。

NEURO SWING足義足の効果

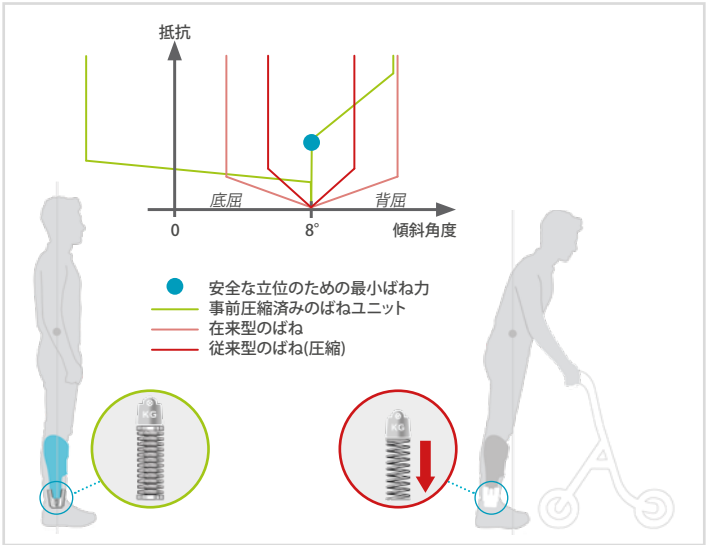
立位 (Stance)

動的背屈ストッパーは、前足部レバーを活性化させ、さらに、それによって生理学的な支持基底面と安定したバランスを確立します。NEURO SWINGシステム足継手の黄色のばねユニットは、事前圧縮済であり、それによって既に、立位に必要な十分に高い基本的な抵抗のトルクを発生します(囲み参照)。

歩行 (Gait)

Mid stance では、部分的に柔軟なフットピースが前足部レバーを再建し、それは、NEURO SWINGシステム足継手の非常に強い黄色いばねユニットによって起動されます。動的背屈ストッパーは、Late mid stance で、安定したバランスと制御された脛骨の前傾を可能とし、最適な膝関節の安静性に寄与します。

Terminal stance では、動的背屈ストッパーは、背屈方向の確定された機械的回転軸の可動性を提供し、底屈筋群をストレッチします。事前圧縮済のばねユニットによって生み出された基本的な抵抗は、踵離地を可能とし、それによって生理学的なストライド長さをもたらします。底屈筋群をストレッチすることによって、Pre swing での、Swing phase の開始が支持されます。



現在の治療の選択肢

このタイプの患者は、しばしば足関節下 足義足(Bellmann 前足部義足、またはシリコン前足部義足)、または前足部の補綴物付の断端ソケットと短下肢装具によって治療されてきました。

足関節下 足義足では、足部にしっかりと適合するとはいえ(Bellmannのヒールグリップ;シリコンの静摩擦)、前足部レバーは限られた範囲でしか起動されません。義足は、*Terminal swing*と*Pre swing*中に、前足部に高いまたは長時間の負荷がかかった際には、ズれるかもしれません。

簡素な断端ソケットによる、この不十分な機能的代償は、シェル型の装具や既製の短下肢装具を使用することで固定し、代償されるべきです。しかしながら、多くのシェル型の装具では、解剖学的足関節の動作はまったく許されておらず、よって、生理学的な歩行を達成する役には立ちません。それに対して、多くの既製短下肢装具は、前足部レバーを再建できるほどには安定していません [Kai, p. 6]。加えてそれらは、確定した回転軸が欠けているため、下肢と装具のシェルの間でズレが生じます。その結果としてのフットピース内のせん断力は、敏感な断端末に大きな圧力を加えます。

糖尿病の治療に対する注意点

糖尿病足症候群により切断を受けた患者では特に、断端に対する圧力のピークを避ける必要性が高まります。断端の固定は、剛性のソールによって達成され、それは靴の中に組み込むか、記述したようにNEURO SWING 足義足の中に直接組み込むことができます。

靴

NEURO SWING 足義足を適合する靴は、中でも、次の必要条件を満たさなければなりません:

- NEURO SWINGシステム足継手の適合に十分な内部空間
- 靴の中でNEURO SWING 足義足を十分に安定させることのできる高いヒールカップ
- 尖足位による脚長差を代償するために形を変えられる、滑りにくいアウトソール。

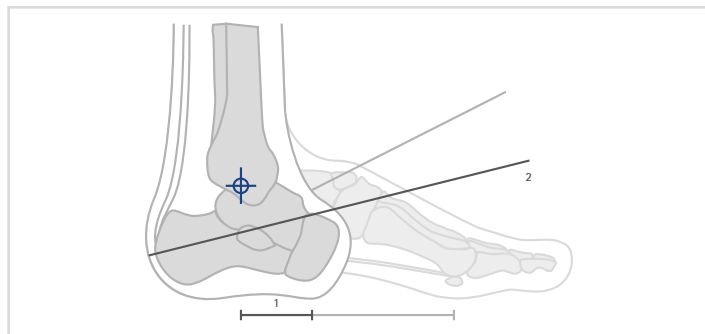
FIOR & GENTZ の URBANSTREET、PARKSTREET、CITYDRIVE と CROSSROADS という装具用シューズは、これらの必要条件を満たしています(下の写真は黒のCROSSROADS 装具用シューズ)。



バイオメカニクスの変化

タイプ3には、横足根切断後の断端が含まれます (Bona-Jäger切断または Chopart切断)。

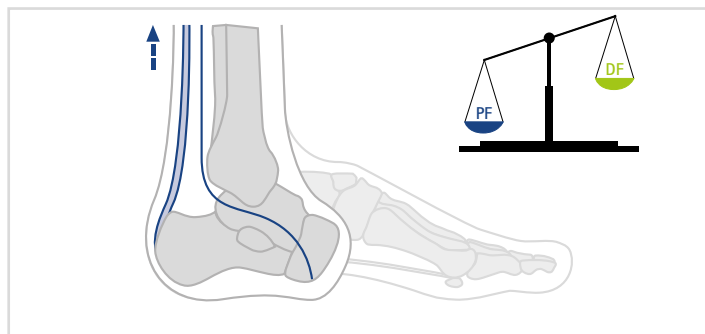
前足レバーは短く (1)、支持基底面が大幅に減少しているため、立位と歩行は、かなり制限されます。踵骨角 (2) が平坦化しているため、顕著な尖足位になり、脚長差が生じます。



このタイプでは、前脛骨筋と第3腓骨筋の最後の枝が除去されているため、下腿三頭筋の底屈と回外を制御できる筋肉がありません。残肢が顕著な底屈ポジションで、上側足関節の運動範囲が欠如しているため、痛みを伴う拘縮が生じるリスクがあります。

背屈筋群と底屈筋群の筋のアンバランスがあり、底屈側に大幅に偏っています。

背屈筋群は、動作に関わる力を発揮できません [Dil2, p. 1328]。



NEURO SWING足義足

以下から構成:

- 高い脛部前方シェル、
- 断端ソケット付フットピース、
- NEURO SWINGシステム足継手。

高い脛部前方シェル

高い脛部前方シェルは、脛骨に接触して静止しています。このことにより、スキーブーツでゲレンデを下る時のように、患者は自身の体重を直接、NEURO SWING 足義足に加えることができます。この特徴により、動的背屈ストッパーを使用して、前足レバーの即座の作動を可能にします。

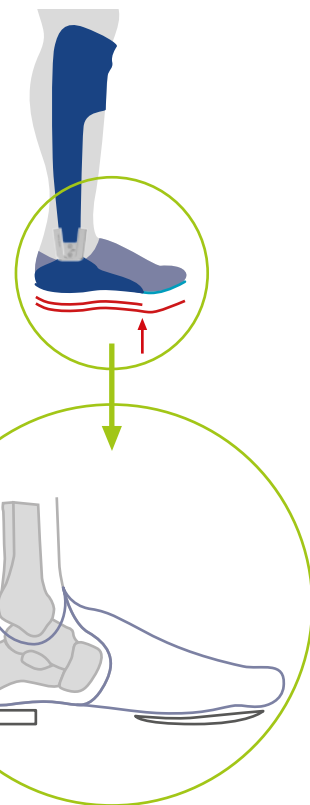
断端ソケット付フットピース

患者が可能な限り生理学的な踵からつま先への運動を行えるよう、長い部分的に可撓性のあるフットピース (柔軟な爪先領域のある剛性の底面) が推奨されます。

注意: 糖尿病足症候群の患者を治療

する際には、長い部分的に可撓性のあるフットピースの代わりに、長い剛性のフットピースを使用しなければなりません。

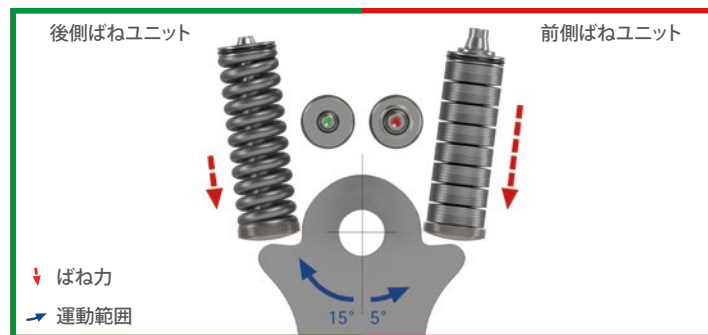
断端ソケットは、NEURO SWING 足義足に不可欠なパーツであり、足関節下義足として製作するか、フットピースにしっかりと固定して製作することができます。最適に足部断端の皮膚と軟部組織をケアするために、断端は圧力やせん断力から保護されなければなりません。断端末にパッドをあてるのに加え、ソケットも中足部と前足部の補綴物を提供します。脚長差は、断端ソケットや靴内で代償することができます。



NEURO SWINGシステム足継手

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: 赤色マーク (超強力ばね力、運動範囲最大5°)。



足義足の個別適合は以下を通じて行います:

- ・ 交換可能な、事前圧縮済みのばねユニット、
- ・ 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。

NEURO SWING足義足の効果

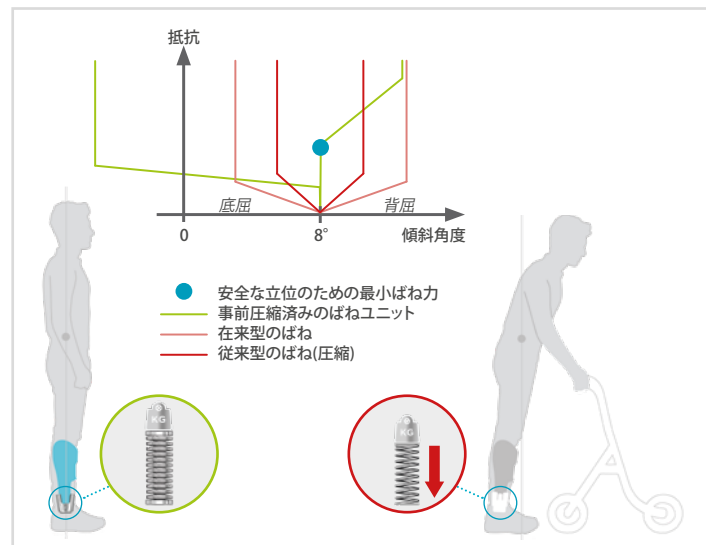
立位 (Stance)

動的背屈ストッパーは、前足部レバーを活性化させ、さらに、それによって生理学的な支持基底面と安定したバランスを確立します。NEURO SWINGシステム足継手の赤色のばねユニットは、事前圧縮済みであり、それによって既に、立位に必要な十分に高い基本的な抵抗のトルクを発生します(図み参照)。

歩行 (Gait)

Mid stance では、部分的に柔軟なフットピースが前足部レバーを再建し、それは、NEURO SWINGシステム足継手の最高に強い赤色のばねユニットによって起動されます。動的背屈ストッパーは、*Late mid stance* で、安定したバランスと制御された脛骨の前傾を可能とし、最適な膝関節の安静性に寄与します。

Terminal stance では、動的背屈ストッパーは、背屈方向の確定された機械的回転軸の可動性を提供し、底屈筋群をストレッチします。事前圧縮済みのばねユニットによって生み出された基本的な抵抗は、踵離地を可能とし、それによって生理学的なストライド長さをもたらします。底屈筋群をストレッチすることによって、*Pre swing* での、*Swing phase* の開始が支持されます。



現在の治療の選択肢

このタイプの患者は、しばしば足関節上のシェル型義足、または足関節下 足義足(Bellmann 前足部義足、またはシリコン前足部義足)によって治療されてきました。

しかしながら、足関節下 足義足は、患者に十分な安定性も提供できませんし、機能的な代償も不十分です。よって、それらの治療は、短下肢装具(カーボンシェル型装具、または既製の短下肢装具)によって補われます。

しかしながらシェル型の装具では、足関節上シェル型義足と同様に、解剖学的足関節の動作はまったく許されておらず、よって、生理学的な歩行を達成する役には立ちません。それに対して、多くの既製短下肢装具は、前足部レバーを再建できるほどには安定していません [Kai, p. 6]。加えてそれらは、確定した回転軸が欠けているため、下肢と装具のシェルの間でズレが生じます。その結果としてのフットピース内のせん断力は、敏感な断端末に大きな圧力を加えます。

糖尿病の治療に対する注意点

糖尿病足症候群により切断を受けた患者では特に、断端に対する圧力のピークを避ける必要性が高まります。断端の固定は、剛性のソールによって達成され、それは靴の中に組み込むか、記述したように NEURO SWING 足義足の中に直接組み込むことができます。

靴

NEURO SWING 足義足を適合する靴は、中でも、次の必要条件を満たさなければなりません:

- NEURO SWINGシステム足継手の適合に十分な内部空間
- 靴の中でNEURO SWING 足義足を十分に安定させることのできる高いヒールカップ
- 尖足位による脚長差を代償するために形を変えられる、滑りにくいアウトソール。

FIOR & GENTZ の URBANSTREET、PARKSTREET、CITYDRIVE と CROSSROADS という装具用シューズは、これらの必要条件を満たしています(下の写真は黒のCROSSROADS 装具用シューズ)。



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

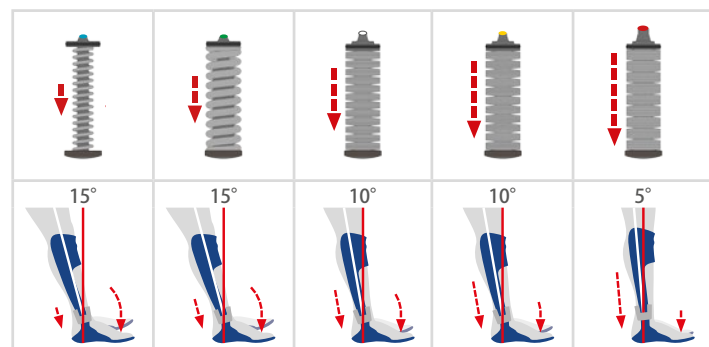
Initial contact と Loading response 中の歩行に対する効果

NEURO SWINGシステム足継手のばねユニットは交換可能であるため、病的歩行に対して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、義足のパーソナライズに大きなメリットとなります。

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

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。

ヒールロッカーの調節

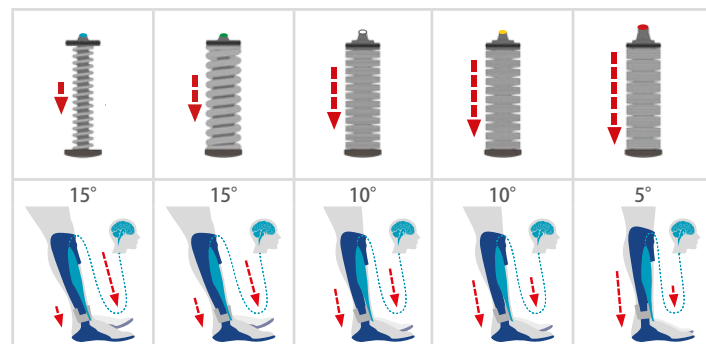


ばね力が弱いほど、ヒールロッカーは大きくなる。

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。

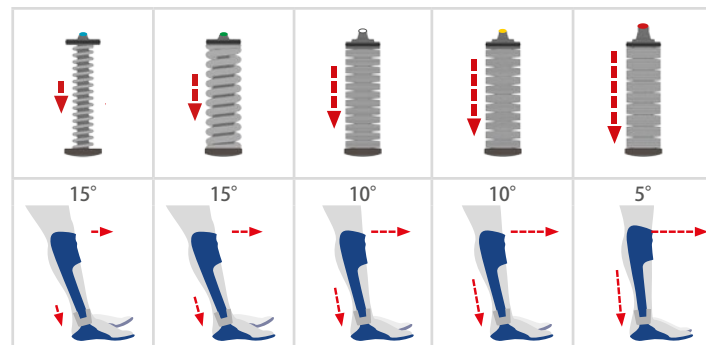
ばね力が大きくなることによって、ヒールロッカーの範囲と最大の受動的底屈の可動域が減少するため、これに比例して膝関節に加わる屈曲モーメントは増加します。これによって脛骨の前傾は速くなり、大腿四頭筋に対する荷重が大きくなります。底屈に対する抵抗が増加することによって、Loading response と Early mid stance との間で膝関節の屈曲が増大し、最大底屈は小さくなります [Kob, p. 458]。

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。

脛骨の前傾の調節

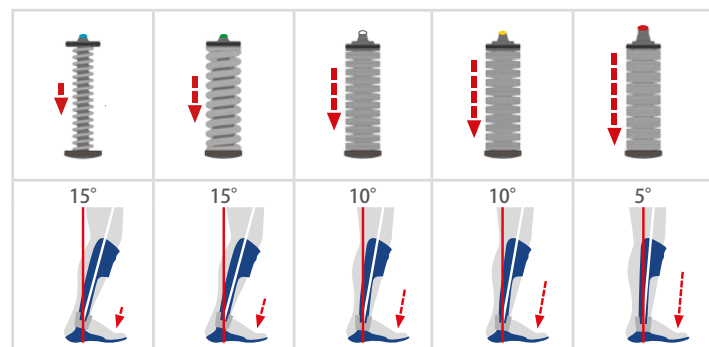


ばね力が強いほど、脛骨の前傾は速くなる。

Mid stance 中の歩行に対する効果

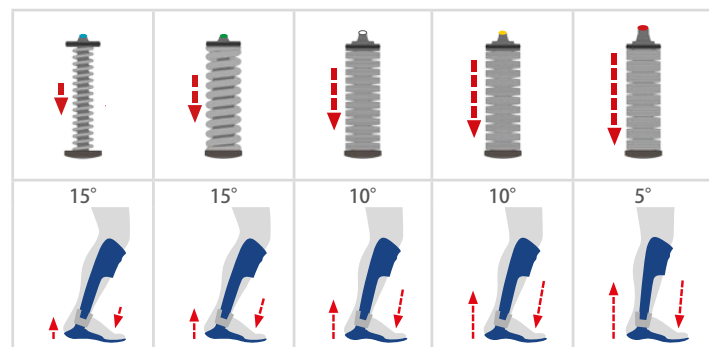
Mid stance には、下腿は前方ばねユニットの抵抗に抗して、前方に傾斜します。超強力なばね力を備えた、赤いばねユニットにより、最大の抵抗が生じます。加えられたエネルギーは、皿ばね内に蓄積されます。足関節の運動の大きさは、選択したばねユニットの可動域 (5°~15°) によって制限されます。この歩行周期中の装具の調整可能なアライメントの利点をフル活用するためには、10°~12°の脛骨前傾を意図することが推奨されます。この傾斜の状態で、最適なたこ比が現れます [Owe, p. 257]。この装具のアライメント調整は、継手で直接に調節できます。

背屈に対する抵抗の調節



ばね力が強いほど、背屈に対する抵抗が大きくなります。

踵離地の調節



ばね力が強いほど、踵の離地は早くなる。

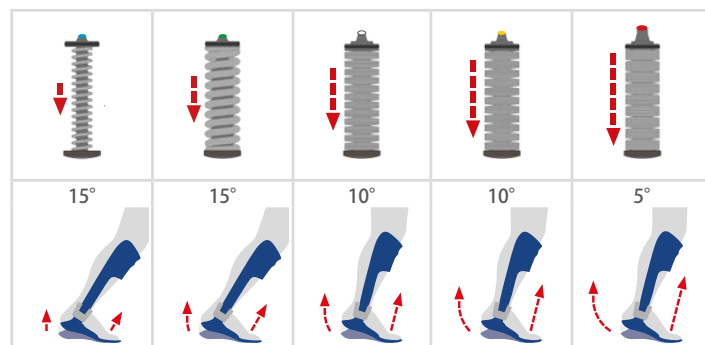
Terminal stance 中の歩行に対する効果

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

Pre swing 中の歩行に対する効果

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

蹴りだしのためのエネルギー回復の調節



ばね力が強いほど、蹴りだしのためのエネルギー回復は大きくなる。

Swing phase 中の歩行に対する効果

NEURO SWINGシステム足関節の5本のばねユニットはそれぞれ、ニュートラル位置またはわずかな背屈状態で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。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]。

切断

外科的なあるいは外傷による、身体部位の分離。大切断は、下肢あるいは下肢に関わるもの。その際、足関節は除去される。小切断では、足関節は完全に残される。

関節固定ブーツ

関節固定ブーツは、足関節の動きを完全にブロックする。固定カップに加え、支持ストラップとロッカー底も、そのブーツに組み込まれており、それが固定ブーツが固定ローリングブーツとよばれる理由である。

Bellmann 義足

スイスの義肢装具士、Dieter Bellmann によって開発された、足関節下足義足。ハンドメイドであり、柔軟なシャフト、カーボン製の踏み返しライン、発泡素材による前足部の補綴物から構成される。足部への懸垂は、↑バンテージストラップ付の↑ヒールフレームによってなされる。

(カーボン) シェル型 装具/義足

カーボン製の足首をおおう医療器具。フットピースは、↑内側と↑外側で、脛骨前方シェルと接続している。患者は、装具または義足を、↑背側のフレームを通じて履く。

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。

装飾用

義肢において、装飾用とは、視覚的に身体を模した義肢カバーのデザインをいう。

遠位

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

背側

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

背屈

足を上に上げるよう足首を曲げること。↑底屈の反対の動き。↑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。

末荷重

断端のソケット内への完全な接触。

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。

離断

関節線での四肢の切断。↑近位にある骨は、完全な状態で残される。足趾離断は、↑足趾の基部の関節を残した状態での↑足趾列の切断をいう。

前足部レバー

距腿関節から足趾の足趾のMP関節の間を通る、解剖学的なこの腕。

ヒールフレーム

義足シャフトの構造部品による踵部の固定。

ヒールレバー

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

ヒールロッカー

踵接地点を中心とした足の完全な回転。*Initial contact* と *Loading response* の間で、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」。床反力は、踵接地点で効果を発揮する。その力のベクトル (破線) は、↑足首から↑背側を通る。結果として↑得られる踵レバーにより、底屈モーメントが足関節内に生じ、足が下に下がる。↑前脛骨筋はこの動きに対して遠心性に作用し、制御された足下げが可能になる。

多職種連携

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

外側

(ラテン語 *latus* = 側面、側): 外側に、身体の中心から離れる方向を示す。

内側

(ラテン語 *medius* = 中心のもの): 中心、身体の中心に向かう方向、中心に向かう位置。

骨幹端

(ギリシャ語 *meta* = 間の、真ん中の; *physis* = 本質): 長管骨の骨のシャフト (骨幹) と関節を形成する末端 (骨端) の間にある部分。海綿状の骨物質 (↑海面質) からなる。

中足趾節関節

中足部の骨 (中足骨) と、基節骨の間の関節。

筋萎縮

(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。

大腿四頭筋

Musculus quadriceps femoris 大腿部の、4つの頭部をもつ筋肉。身体で最大の筋肉。膝関節で下腿を伸展させる。大腿直筋、内側広筋、外側広筋、中間広筋が含まれる。

前脛骨筋

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

下腿三頭筋

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。

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、このニュートラル位置から判定することができる。

浮腫

(ギリシャ語 *oidema* = 腫れ): 体液の蓄積、体液の滞留; 細胞間に蓄積する血管からの体液の浸出。

O. Metatarsalia

Ossa metatarsalia: 中足骨。中足部にある5本の長管骨。それぞれが近位の骨底、骨幹、遠位の骨頭からなる。骨底は、足根骨と関節し、骨頭は足趾と関節する。

O. Naviculare

Os naviculare: 舟状骨足根骨のひとつ。

病理学的

(ギリシャ語 *pathos* = 痛み、病気): 異常 (変化)。

穿孔

(ラテン語 *perforare* = 穴を開ける): 身体を包む組織に穴が開く、その穴。例えば、骨の突出部は、切断後に丸く整えないと、それを被覆している組織に穴が開くことがある。

幻肢痛

幻肢痛とは、切断後にもうそこにはない身体部位に感じるもの。患者は通常、実際の身体の外にそれを詳細に位置づけることができる。

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。

足底腱膜

足底にある腱膜。足底腱膜は、踵骨 (Os calcaneus) に起始し、V字状にMP関節の関節胞とMP関節の屈筋腱に停止する。

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。

踵接地点

初期接地で、踵が最初に床面に触れる点。

高圧点

圧力は、歩行中に足底面に加わる。圧迫のレベルは、負荷に依存する。骨が突出している部分では、圧力は特に高くなる。この高い圧力値は、高圧点とよばれる。

近位

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

蹴りだし

*Pre swing*の爪先離地で、脚の前への動きを加速する。

足趾列

足趾列は、中足部の骨とそれに接続する足趾からなる。

足趾列切除

中足骨底部での足趾列の完全な切断。

再切断

断端の合併症に原因する、再度の切断。よって再切断をすると、断端はさらに短くなる。

矢状面

(ラテン語 *sagitta* = 矢): 身体を前方から後方に切った際の面。前面からみると、矢状面は線として現れる。

せん断力

せん断力は、面が互いにズれる際に起こる機械的力。

ピストニング

歩行中の断端末に対する義肢の動き。

軟部組織被覆

切断中の骨に対する、皮膚、筋や皮下脂肪組織のような軟部組織による覆い。足部切断では、背側から施術され、足の底面の耐久性のある軟部組織が、断端を覆うのに使用される。

海綿質

(ラテン語 *spongia* = 海綿): 微細な骨の梁(骨梁)から形成される、骨内部の海綿状の組織。海綿質は、薄い緻密質の内部に閉じ込められている。

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。

静摩擦

接触している2つの物体が動作する際に、その物体の接着力によって減少する力の値。

回外

(ラテン語 *supinare* = 逆に動く、後に傾く): 長手方向軸を中心とした足の外向き回転、あるいは足の内側縁の挙上。この動きを行わせる筋肉は、回外筋と呼ばれる。

足根中足関節

(ラテン語 *articulatio tarsometatarsalis*): リスフラン関節線; 個々の足根骨と中足部の骨 (第1-5中足骨)の間にある関節接合。

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。

タイトな/よい適合

メカニクス工学において、この用語は、2つの作用する物体の間の動きを防止できる、ギャップのない適合をいう。整形外科技術においては、タイトフィットという用語は、器具の上縁(例として、義肢ソケット)が、解剖学的な構造(例として、断端)と、隙間なく接続していることをいう。

横中足骨

(ラテン語 *trans* = 超える、上の *metatarsalia* = 中足部の骨): 横中足骨切断では、切断線は、5つの中足骨を横断して走る。

横足根

(ラテン語. *trans* = 超える、上の *tarsus* = 足の根): 横足根切断では、切断線は足根骨を横断して走る。

潰瘍

(ラテン語 *ulcus*): 膿瘍

距腿関節

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

創管理

臨床における、構造的で、多職種が連携した創の治療。切断後においては、創管理を通じての目的は、創治癒の過程を短縮し、創の治療率を高めることである。これが、義肢療法の最適な基礎をつくる。

略語	文献	ページ
[Bau]	Baumgatner R, Stinus H (2001): <i>Die orthopädietechnische Versorgung des Fußes</i> . Stuttgart: Thieme. ____	5, 10, 15, 28
[Brü]	Brückner L (2009): Amputationen am Fußskelett und Hilfsmittelversorgung. <i>Trauma Berufskrankheit</i> 7 (Suppl. 1): 177-184. ____	7, 14
[Des]	Desloovere K, Molenaers G et al.(2006): How can push-off be preserved during use of ankle foot orthosis in children with hemiplegia - A prospective controlled study. <i>Gait & Posture</i> 24(2): 142-151. ____	55
[Dil]	Dillon MP, Fatone S et al. (2007): Biomechanics of Ambulation After Partial Foot Amputation: A Systematic Literature Review. <i>Proceedings</i> 8: 2-62 ____	9
[Dil2]	Dillon MP, Barker TM (2008): Comparison of gait of persons with partial foot amputation wearing prosthesis to matched control group: Observational study. <i>Journal of Rehabilitation Research & Development</i> 45(9): 1317-1334. ____	14, 30, 34, 40, 46
[For]	Forczek W, Ruchlewicz T et al. (2014): Kinematic gait analysis of a young man after amputation of the toes. <i>Biomedical Human Kinetics</i> 6: 40-46. ____	9, 34
[Gre]	Greitemann B. (2017): Technisch orthopädische Versorgung nach Amputationen am Fuß. <i>Trauma und Berufskrankheit</i> (Suppl. 2): 158-162. ____	8, 9
[Kai]	Kaib T, Block J et al. (2019): Prosthetic restoration of the forefoot lever after Chopart amputation and its consequences onto the limb during gait. <i>Gait & Posture</i> 73(1): 1-7. ____	16, 17, 44, 50
[Kai2]	Kaib T, Block J et al. (2018): Fallstudie zum Einfluss verschiedener Chopart-Prothesen auf das Gangbild des Anwenders. <i>Orthopädie Technik</i> 69(11): 18-22. ____	16, 17

略語	文献	ページ
[Krn]	Kern U, Busch V et al. (2009): Prävalenz und Risikofaktoren von Phantomschmerzen und Phantomwahrnehmungen in Deutschland. Eine bundesweite Befragung. <i>Schmerz</i> 23(5): 479-488. ____	7
[Kob]	Kobayashi T, Leung AKL et al.(2013): The effect of varying the plantarflexion resistance of an ankle-foot orthosis on knee joint kinematics in patients with stroke. <i>Gait & Posture</i> 37(3): 457-459. ____	53
[Krö]	Kröger K, Berg C et al. (2017): Amputationen der unteren Extremität in Deutschland – Eine Analyse auf der Grundlage von Daten des Statistischen Bundesamtes im Zeitraum 2005 bis 2014. <i>Deutsches Ärzteblatt</i> 114(8): 130-136. ____	6
[Nol]	Nolan KJ, Yarossi M (2011): Preservation of the first rocker is related to increases in gait speed in individuals with hemiplegia and AFO. <i>Clinical Biomechanics</i> 26(6): 655-660. ____	55
[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. ____	54
[Per]	Perry J, Burnfield JM (2010): <i>Gait Analysis – Normal and Pathological Function</i> , 2nd edition.Thorofare: Slack. ____	8
[Schä]	Schäfer M, Baumeister T (2019): Prothetische Versorgung nach Amputation im Fuß. <i>Fuß & Sprunggelenk</i> 17: 155-170. ____	15, 16, 17
[Spo]	Spoden M (2019): Amputationen der unteren Extremität in Deutschland – Regionale Analyse mit Krankenhausabrechnungsdaten von 2011 bis 2015. Zentralinstitut für die kassenärztliche Versorgung in Deutschland. <i>Versorgungsatlas-Bericht</i> Nr. 19/03.: Berlin. ____	2, 6

This image shows a full page of blank, lined paper. It features approximately 20 evenly spaced horizontal grey lines across its entire width, providing a guide for handwriting or typing. The paper itself is a clean, off-white color.



Orthosis Configurator

PR0268-JP-2025-02

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