

## 複数の関節の動きに対応した 新しい概念の短下肢装具について

松本和久<sup>1)</sup>，木村篤史<sup>1) 2)</sup>，富田健一<sup>3)</sup>，永山智貴<sup>2)</sup>，小西倫太郎<sup>2)</sup>，  
神田佳明<sup>2)</sup>，堀田直樹<sup>2)</sup>，水島佳小里<sup>2)</sup>，森川重幸<sup>2)</sup>，浅野翔平<sup>2)</sup>，  
平澤泰介<sup>1) 2)</sup>

<sup>1)</sup> 明治国際医療大学

<sup>2)</sup> 明治国際医療大学附属病院総合リハビリテーションセンター

<sup>3)</sup> 障害者福祉センター 厚和寮

### 要旨：

症例は交通事故により足関節，および足部に関与する筋を一部切離することで内反尖足変形を生じていた。内反尖足変形の助長により日常生活に必要な体重支持を目的とした装具の着用が困難となったため，変形の矯正を目的とした短下肢装具を製作した。

装具は，足部を矯正した状態で採型し厚さ3mmのポリプロピレンで製作した硬性の矯正装具と，足部を矯正しない状態で採型し厚さ2mmの軟性ポリエチレンを用いて製作した軟性の未矯正装具とを重ねた二重構造で，荷重することで硬性の矯正装具の形に沿うように軟性の未矯正装具が変形することで，複数の関節の動きに対応した矯正を可能にし，足底板の高さを変えることで矯正力を調整した。

装具の着用は矯正時の疼痛により1日3時間未満であったが，1回に20～30分の着用は可能であり，変形の助長を抑制できたことにより，体重支持を目的とした装具の着用は容易となり装着感も向上した。

在宅リハビリテーションの対象者の中には，今回の症例のような筋力の不均衡により徐々に変形が悪化する場合も想定され，それらの対象に対して適切な装具療法を行うことは，対象者の日常生活動作水準を維持することに繋がると考えられた。

### I. はじめに

JIS用語（福祉関連機器用語：義肢・装具部門，JIS T 0101-1986）では，装具は「四肢・体幹の機能障害の軽減を目的として使用する補助器具」と定義されており<sup>1)</sup>，Deaverは装具の機能を①体重支持，②変形の予防，③変形の矯正，④関節運動のコントロール<sup>2)</sup>と定義している。装具に対応する外国語は“Orthosis”で，その意味は“変形を真っ直ぐにする”であり<sup>1)</sup>，変形の治療において装具療法は有効な手段の1つである。

装具により変形の矯正を行う場合，三点固定の原則（three point pressure system）が用いられる<sup>1)</sup>。例えば図1のように変形した円柱は，変形を矯正した装具に密着し三本のベルトを締め付けることで三点固定の原則を用いて矯正する。また，三点固定以外の矯正方法として荷重を力源とする矯正方法がある。例えば内反尖足を矯正する

装具であるVolkertの提唱したposterior single-upright ankle foot orthosis with adjustable subtalar joint (STJ-AFO)は，後方支柱と距骨下継手の要素からなり，後方支柱と金属の足底部

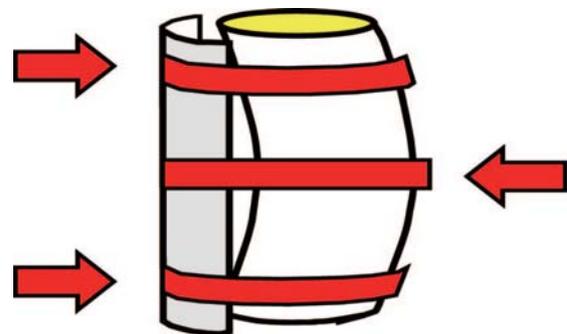


図1. 三点固定の原則

右の変形した円柱を，左の変形を矯正した装具に密着し，三本のベルトを締め付けることで矯正する。

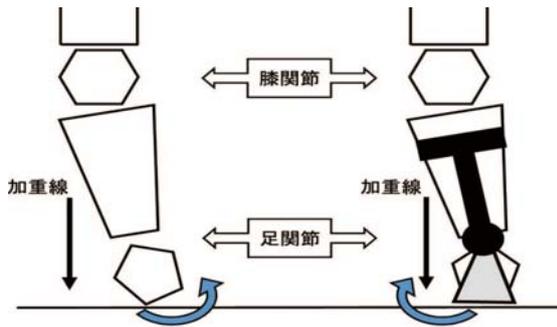


図2. 内反矯正のメカニズム(左下肢を後方から見た図)

- 内反変形した足関節は、加重線が内反を増強するように働く。
- posterior single upright AFO with “sub-talar” joint (STJ-AFO) を装着することで、加重線は内反変形を矯正するように働く。

を足指まで伸ばすことで尖足を矯正し、距骨下継手を回内位に設定することで荷重を力源とした内反矯正を可能にする<sup>3) 4) 5)</sup>(図2)。

脳卒中後の片麻痺患者では、錘体路および錘体外路の障害によって、運動麻痺のほか筋固癒縮、下肢伸展共同運動が長期間続き、足関節に底屈・内反拘縮および変形が生じやすく、これらの拘縮・変形は起立や歩行などの日常生活動作 (activity of daily living: ADL) に支障をきたすことが知られている<sup>6)</sup>。

今回我々は、交通事故により足関節、および足部に関与する筋を一部切離することにより生じた高度の内反尖足変形を矯正する目的で、複数の関節の動きに対応する新しい概念の装具を製作したので報告する。

## II. 症例紹介

症例は、平成5年11月5日に交通事故により右脛腓骨骨折と、右前脛骨筋と右下腿三頭筋の一部を除く筋群を切離した。そのため、筋力の不均衡により内反尖足変形を生じていた(図3)。この内反尖足変形により完全な足底接地が不可能とな



図3. 症例の足部

右前脛骨筋と右下腿三頭筋の一部を除く筋群を切離したため、筋力の不均衡により内反尖足変形を生じていた。



図4. 体重支持を目的とした装具を着用した症例の足部

内反尖足変形により生じた地面との隙間を埋めるように製作した体重支持を目的とした装具。

り、右下肢での体重支持が不十分となったため、体重支持を目的とした装具を装着し、自立した日常生活を送っていた(図4)。しかし、筋力の不均衡は改善しないことから徐々に内反尖足変形が助長し、体重支持を目的とした装具の装着が困難となってきたことから、内反尖足変形の矯正を目的とする装具を製作することになった。

## III. 矯正用短下肢装具の特徴

製作した矯正用短下肢装具は、足部を徒手で矯正した状態で採型し厚さ3mmのポリプロピレンで製作した硬性の矯正装具(図5-a)と、足部を矯正しない状態で採型し厚さ2mmの軟性ポリエチレンを用いて製作した軟性の未矯正装具(図5-b)とを重ねた二重構造とし(図5-c)、荷重することで硬性の矯正装具の形に沿うように軟性の未矯正装具が変形することで、複数の関節の動きに対応した矯正を可能にした(図6)。また矯正力は、足底板の高さを変えることで調整することができるようにした(図7)。

製作は川村義肢株式会社に依頼した。

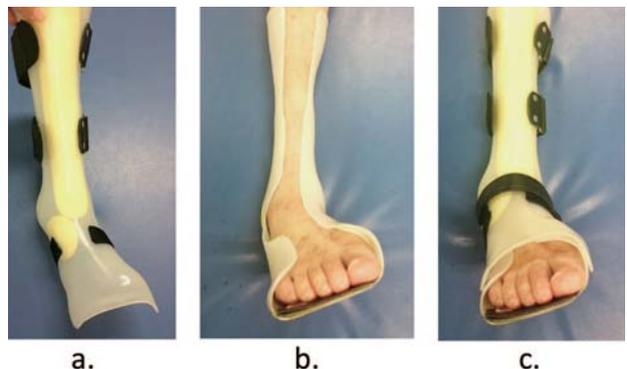


図5. 製作した矯正用短下肢装具 1

- 足部を矯正した状態で採型し製作した硬性の矯正装具。
- 足部を矯正しない状態で採型し製作した軟性の未矯正装具。
- 矯正装具と未矯正装具を重ねた状態。

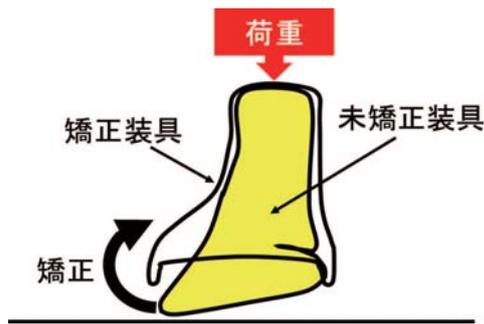


図6. 矯正用短下肢装具の作用機序 1

荷重することで硬性の矯正装具の形に沿うように軟性の未矯正装具が変形することで、複数の関節の動きに対応した矯正が可能になる。

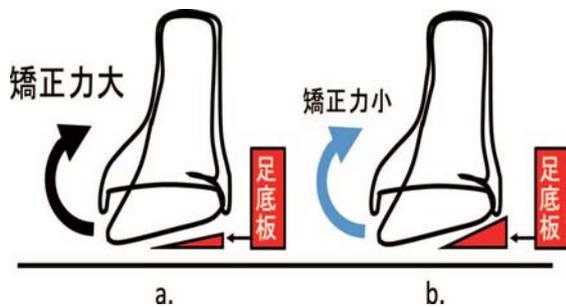


図7. 矯正用短下肢装具の作用機序 2

- a. 低い足底板では矯正力が大きく、
- b. 高い足底板では矯正力が小さい。

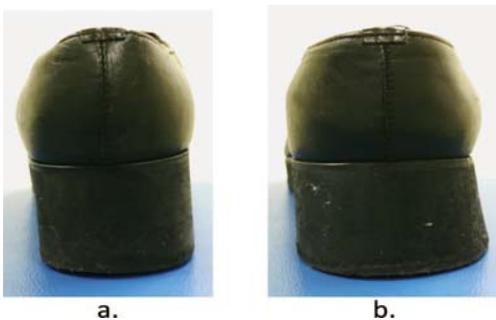


図8. 製作した矯正用短下肢装具 2

右の靴(b.)には外側フレアを付け、立位における安定性を高めるようにした。

#### IV. 結果

製作した矯正用短下肢装具は矯正力が強く、足底板の高さを高くすることで矯正力を弱めても、矯正時の疼痛により1日3時間以上の着用は不可能であったが、1回に20~30分の着用は可能であったことから、内反尖足変形が助長することを抑制できた。それにより、体重支持を目的とした装具の着用が容易となり、かつ持続的に使用することが可能となるとともに、装着感が向上した。

#### V. 考察

日本国内51社の装具製作施設を対象に、脳卒中片麻痺患者に対して製作された短下肢装具の製作状況の調査では、従来の金属支柱付き短下肢装具が23%、オーダーメイドのプラスチック短下肢装具が75%であり<sup>7)</sup>、オーダーメイドのプラスチック短下肢装具の需要が大きくなっている。プラスチック短下肢装具の利点として、プラスチック短下肢装具の中でも側方支柱タイプは足継手の位置が距腿関節軸に近いのでお互いの運動軸が一致すること<sup>8)</sup>や、強度と耐久性に優れた素材であるポリウレタンを使用したHiflex Foot Gearでは、継手を用いず可撓性を得ているために可動軸が足関節の解剖学的軸に近い状態で背屈動作を可能にしていること<sup>9)</sup>などがある。その一方で、プラスチック短下肢装具の中の後面支柱タイプやらせん式支柱タイプは、装具の足継手の底背屈の運動軸が解剖学的足関節運動軸の位置と一致しないので、歩行による両者のずれが不具合を起こしうるとされている<sup>8)</sup>。

これらの短下肢装具における足関節の運動軸は、主に矢状面上の動きを制御するためのものであるが、中野は短下肢装具の三次元的アライメントについて調べた結果、前額面上のアライメント不良が今まで問題視されてこなかった背景には、前額面上のアライメント不良を下腿の回旋力や体重心の移動など「代償運動」で補うことで、その存在が見過ごされていたとして<sup>10)</sup>、患者に対して身体機能、能力を最大限に高める装具を製作するためには、従来から検討されてきた立脚期矢状面上に関するチェック項目のみならず、前額面上や水平面上に関するチェック項目が必要であることを提唱している<sup>11) 12)</sup>。

足関節は二つの関節（距腿関節と距骨下関節）からなる複合関節であり、背底屈、内外反、内外旋の3自由度の回転運動をしながら、疑似回転中心も一緒に移動するという複雑な動きをしており<sup>13)</sup>、高岩らは、手関節を6自由度の関節運動を行う関節として認識した上で、手首部のリハビリテーション支援装置の開発を行っている<sup>14)</sup>が、足関節も手関節と同様に6自由度の運動を行っている関節であり、足関節において関節中心を計測することや、定めることは非常に困難である<sup>15)</sup>。

それにも拘らず、足関節の運動軸を矢状面上の1軸として装具が製作されているため、このように短下肢装具の足関節の運動軸に対しては様々な

意見が存在するものと考えられる。

今回我々は、交通事故により足関節、および足部に関与する筋を一部切離することにより生じた高度の内反尖足変形を有する症例に対し、内反尖足変形を矯正する目的で装具を製作した。内反尖足変形の矯正を目的とした装具には、STJ-AFO<sup>3,4,5)</sup>や外側ストラップ付き足底装具<sup>10)</sup>などがある。しかし症例の内反尖足変形は後足部だけでなく前足部にまで及んだ高度な内反尖足変形であり、従来の装具での矯正は不可能であった。小野寺らは、足関節の6自由度の運動を制御するために、スチュワートプラットホーム型パラレルリンク構造を採用した足関節に対するリハビリテーション支援装置を開発している<sup>15)</sup>が、装具として活用できるものではないため、新しい概念の装具が必要であった。

製作した矯正用短下肢装具の概念は、矯正して形成した『型』に荷重を利用して変形した足部を押し込むことで、『型』に沿って足部が矯正され、理学療法士が徒手で行うような足部の複数の関節軸に対応した矯正を再現しようとするものである。しかし『型』に沿って足部が矯正される際には、足部の皮膚に摩擦が生じるため皮膚が損傷する危険があったため、足部の皮膚を保護するものが必要であった。

プラスチック装具の特徴の一つに可撓性による関節運動の獲得があり、プラスチックの素材と厚み、及びトリミングは可撓性を決定する要素である<sup>17)</sup>。そこで『型』となる足部を徒手で矯正した状態で採型した硬性の矯正装具部分(図5-a)を厚さ3mmのポリプロピレンで、足部を保護する足部を矯正しない状態で採型し製作した軟性の未矯正装具部分(図5-b)を厚さ2mmの軟性ポリエチレンを用いて製作した。そして地面と内反した足底の間を埋める足底板(図7)と外側フレアを付けた靴を履き(図8)、荷重により内反尖足を矯正した。

関節拘縮を効果的に改善するためには、筋の防衛的収縮をできるだけ避けて弱い負荷で長時間持続的に伸張することが必要であり、そのためには疼痛の軽減や矯正効果から装具療法は最も有効な方法であり<sup>18)</sup>、「矯正効果は装着時間に比例する」といわれ1回に最低20~30分以上、1日8~12時間の装着が推奨されている<sup>19)</sup>。本来は、先に適切な肢位に矯正する力が定量化され、その力に対応する装具が選択されるのが理想と考えられている

が、現在の装具製作技術では定量化された矯正力に対応する装具の製作は不可能である<sup>7)</sup>。荷重による内反変形の矯正においては、加重線を矯正方向に入れることが重要であるため<sup>3,4,5)</sup>、内反変形の高度な症例では過矯正傾向となり、矯正時の疼痛により足底板の高さを高くしても1日3時間程度の装着しかできなかった。しかし、1回に最低20~30分以上の使用は可能であったことから、内反尖足変形が助長することを抑制できた。そのため体重支持を目的とした装具の装着が容易となり、かつ持続的に使用することが可能となるとともに、装着感が向上した。

在宅リハビリテーションの対象者の多くは、維持期(生活期)のリハビリテーションが必要とされている。しかし当初中間位での痙性尖足においては、立位等に伴う体重負荷の程度と加重線の位置、下腿の回旋方向等によって後足部の内反・外反要素が加わってくる場合があり<sup>20)</sup>、今回の症例のような筋力の不均衡により徐々に状態が悪化する対象も存在すると考えられる。それらの対象に対して、適切な装具療法を行うことは、対象者の日常生活動作水準を維持することに繋がると考えられた。

#### 【参考・引用文献】

- 1) 川村次郎, 竹内孝仁編集, 渡辺英夫: 義肢装具学, 医学書院. pp189-198, 1997.
- 2) 社団法人全国柔道整復学校協会監修: リハビリテーション医学, 南江堂. pp114-125, 2010.
- 3) 手塚主夫, 佐藤一望, 諸根彬ら: 痙性麻痺による内反・外反変形矯正のためのSubtalar joint付後方支柱AFOの使用経験. 日本義肢装具学会誌, 11(2): 136-140, 1995.
- 4) Volkert, R: Individual Engineering Orthopedic Care for Patients Suffering From Infantile Cerebral Palsy, Orthotics and Prosthetics, 33(2): 54-62, 1978.
- 5) 鈴木宗明, 鈴木恒彦, 青木健一郎ら: 痙性両麻痺の内反・外反尖足変形矯正のための距踵関節付後方支柱AFOの使用経験. 日本義肢装具学会誌, 8(4): 283-288, 1992.
- 6) 渡辺英靖, 水間正澄, 川手信行ら: 内反尖足・槌趾に対して観血的治療を行った脳卒中片麻痺患者の検討. 昭和医学会誌, 65(5): 443-448, 2005.
- 7) 高嶋孝倫: プラスチック短下肢装具の現況 - 短下肢装具の矯正力と痙性との適応に関する考察 -. 日本義肢装具学会誌, 19(2): 114-119, 2003.
- 8) 渡辺英夫, 浅見豊子, 有蘭修ら: プラスチック短下肢装具の適応と選択. 日本義肢装具学会誌, 6(3): 219-224, 1990.

- 9) 染谷光一, 牧田光代, 山田純生ら: 柔軟性をもつ短下肢装具— Hiflex Foot Gear —の検討. 理学療法学, 21 (3): 203-207, 1994.
- 10) 中野克己, 今井基次, 窪田幸生ら: 短下肢装具作製時に三次元的アライメントを考慮する必要性について. 理学療法学, 24 (5): 263-269, 1997.
- 11) 中野克己: 短下肢装具の作製時及び仮合わせ時におけるチェック表製作の試み. 理学療法 - 臨床・研究・教育, 21: 45-50, 2014.
- 12) 中野克己: 下肢装具に起因する脳血管障害患者の跛行分類と対応策 水平面・前額面における足底圧操作と三次元的アライメントの調整について. POアカデミージャーナル, 16: 113-118, 2008.
- 13) Arne Lundberg, Ola K. Svensson, Gunnar Nemeth, et al.: The axis of rotation of the ankle joint. J Bone Joint Surg. 71 (B) : 94-99, 1989.
- 14) Takaiwa M, Noritsugu T, Ito N, et al.: Wrist rehabilitation device using pneumatic parallel Manipulator based on EMG signal. Int J Autom Tech. 5: 472-477, 2011.
- 15) 小野寺貴之, 米澤 輝, 丁 明, 竹村 裕: 6自由度制御可能な短下肢リハビリテーション支援装置〜力, 剛性, 粘性制御精度の検証〜. 生体医学, 52 (2): 88-96, 2014.
- 16) 六崎裕高, 清水如代, 竹内亮子, 他: 内反型変形性足関節症に対する外側ストラップ付き足底装具の効果. リハビリテーションスポーツ, 34 (1): 7-10, 2015.
- 17) 嶺也守寛, 高嶋孝倫, 藤本浩志: 非線形有限要素解析による短下肢装具設計過程での可撓性評価法. ライフサポート, 19 (1) : 17-22, 2007.
- 18) 関西哲夫: 拘縮に対する「治療用装具と運動療法」. 理学療法ジャーナル, 28 (5) : 319-324, 1994.
- 19) 児玉春生, 高木一広: Ultraflex IIIコンポーネントの機能と効果について - 関節拘縮・痙縮に対する装具用継手 -. 日本義肢装具学会誌, 24 (1) : 24-28, 2008.
- 20) 君塚葵: バイオメカニクスから見た足部疾患. 日本整形外科学会誌, 66 (4) : 350-361, 1992.