

麻痺性疾患に対する新しい短下肢装具の開発と応用

藤田保健衛生大学大学院

医学研究科・外科系リハビリテーション医学 I (指導教授:才藤栄一)

横田元実

緒言

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」と定義される¹。つまり、患者もしくは障害者が、そのままでは病態や障害が増悪したり、障害のために生活に制限が生じる場合、身体に装着して当該患部の固定、免荷、矯正、運動制限を行うことで、病態・障害や生活の改善を図るために使用される。その他の補助器具(補装具)として、義肢、杖、車いす等がある。

歴史的には、古く紀元前から骨折治療に用いられていたといわれている^{2,3}(図1)。医学の父といわれる Hippocrates (B.C.460~377) も脊椎の牽引装具をはじめ種々の装具を作っている。

装具は骨・関節疾患や神経・筋疾患において特に重要な補助器具である。その使用目的は以下の3点に整理できる。1)変形の予防と矯正、2)免荷と固定、3)機能的補助、である⁴。リハビリテーション医療においては特に神経・筋疾患等によって生じた四肢・体幹の機能低下を補う目的で使用されることが多い。とりわけ下肢に装着して使用する下肢装具は、歩行障害に対するリハビリテーションを実施する際に用いられ、その使用頻度が高い。実際、片麻痺や不全対麻痺など下肢麻痺をきたす疾患においては、下肢装具の使用によ

って初めて安全な歩行が可能となる症例も多い。ことに下腿から足部までを覆う短下肢装具(Ankle foot orthosis: AFO)は脳血管障害患者を中心に最もよく用いられる下肢装具である。その効果として、立位安定性改善、歩行速度向上、また歩行エネルギーコスト軽減など多面的な有効性が確認されている^{5,6,7-9}。また、AFOはリハビリテーション施行時以外に日常生活場面でも実用的に用いられる。

現在、日本で多用されている短下肢装具は、第二次世界大戦後に機能・構造が改良された両側金属支柱付き短下肢装具(Double upright AFO: DU-AFO)と1960年代に米国の Simons らによるプラスチック製の Seattle 型短下肢装から発展したプラスチック製の靴べら式 AFO(Shoehorn AFO: SH-AFO)である。また近年、継手付きプラスチック短下肢装具(Plastic AFO with joint: JP-AFO)も使用されるようになってきた(図2)。しかしながら、どれも幾つかの問題点があり、決して充分満足できるものではない。

下肢用の補助器具のもうひとつの代表である義足が、コンピュータ制御を有するようになるなど、目まじしい発展を遂げているのに比べて、下肢装具の発展は遅々としている。厳しい見方をすれば、プラスチック製装具の登場以来、およそ50年間大きな発展がないといってもよい。著者は、その理由を「麻痺肢が存在すること」によって生じる装具の難課題によると考えている。すなわち、装具は存在する麻痺肢の上から装着しなければならず、外骨格構造とならざるを得ない。重度歩行障害例では、下肢装具は確実な関節固定機能が最重要課題となり、単純な構造でその目的が達成可能である。一方、歩行障害が軽度な症例では足関節部の微細な制御が求められ、複雑な機構が必要になる。外骨格構造を取らざるを得ない装具では、複雑な機構を組み込めるスペースが欠如しており、高機能な装具ほど嵩張りや重量が生じてしまう。一方、歩行能力が高い症例の多くは社会活動性が高く、装具の外観に対する要求水準も高い。つまり、機能性と外観性の

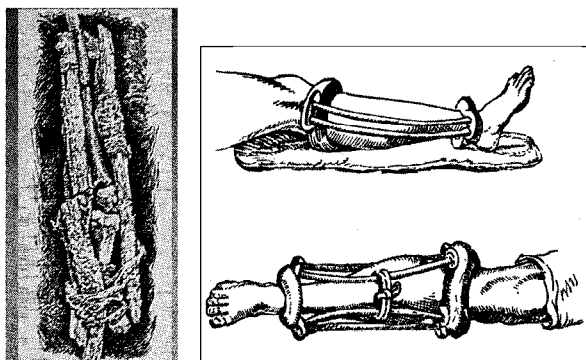


図1 紀元前の装具
(a) エジプトのミイラから発見された世界最古の装具²
(b) Hippocrates 時代の装具³

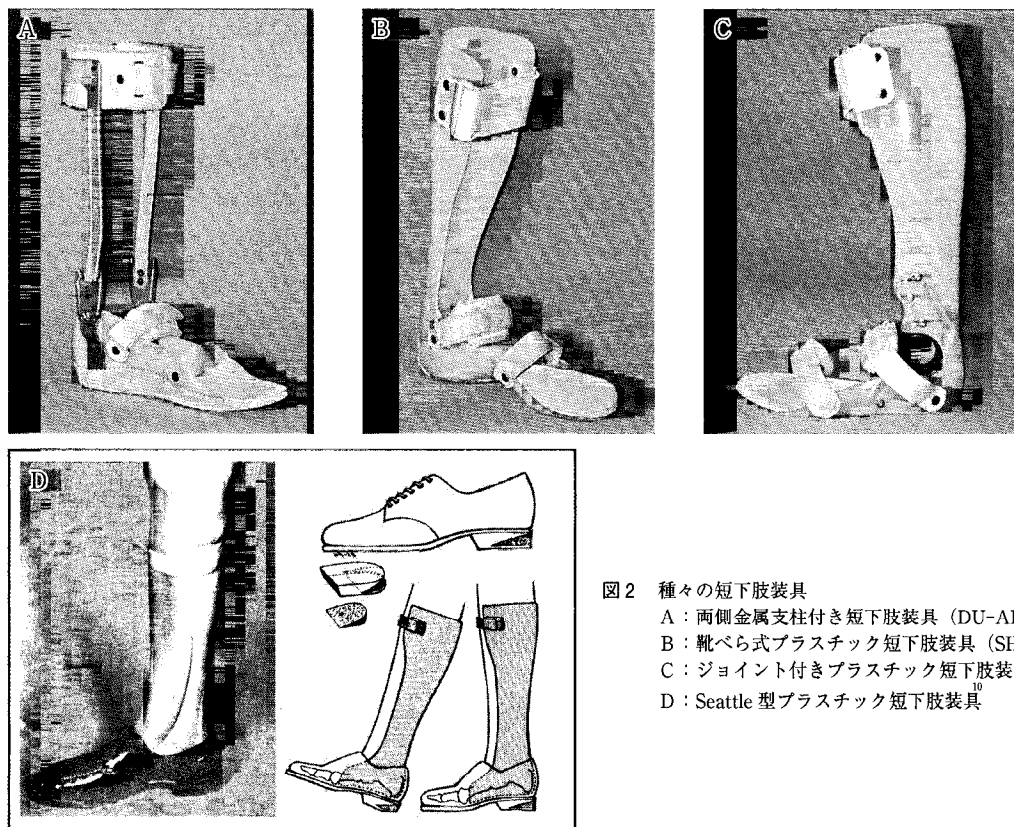


図2 種々の短下肢装具

- A : 両側金属支柱付き短下肢装具 (DU-AFO)
- B : 靴べら式プラスチック短下肢装具 (SH-AFO)
- C : ジョイント付きプラスチック短下肢装具 (JP-AFO)
- D : Seattle 型プラスチック短下肢装具¹⁰



図3 大腿義足¹¹
健側でジャンプし義足で着地しているところ。

間にトレードオフが存在する。以上に対し、装具同様に身体に装着して使用する義肢では、肢の欠損に伴って生じる空間が存在するためコンピュータ制御機能の継手¹¹などの複雑な機構を組み入れやすい(図3)。装具では、「麻痺肢が存在すること」によって空間の制

約が大きく、機能性と外観性の間にトレードオフが生じやすく、装具開発の難易度は高い。さらに装具と身体との結合部、そして、その近位部にも麻痺があるため、装具のコントロールが充分でない。そこで、装具には、装着している身体部分の直接的な制御のみでなく、非装着部に対する間接的制御まで要求されることになる。AFO 背屈制限による立脚時の膝伸展補助機能はその実例である。対して、義肢使用者の残存部の機能は良好で、残存部による義肢のコントロールが充分に可能である。

以上のような背景から、藤田保健衛生大学医学部リハビリテーション医学I講座では、2000年から株式会社ティムスおよび東名ブレース株式会社と共同で、「自由度制約」という概念(後述)を重視しつつ機能性と外観性を兼ね備えた新しい短下肢装具の開発に着手し、2004年に調整機能付き後方平板支柱型短下肢装具(Adjustable posterior strut-AFO: APS-AFO)(図4)を発表した。その後、臨床研究を重ね、2006年にTAPS[®]として東名ブレース株式会社より販売を開始し、2009年9月現在、1,831セットを販売した。

著者は開発当初からこの研究に従事してきた。そこで、本論ではAPS-AFO開発において著者が主体となって行ってきた機能性、調整性、外観性に関する検討を中心に述べ、その臨床展開に触れる。

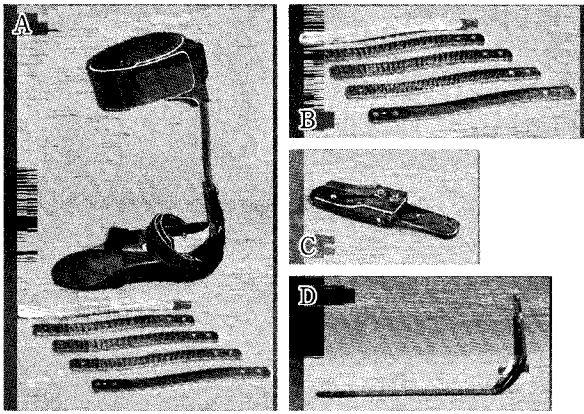


図4 調整機能付き後方平板支柱型短下肢装具とモジュラーパーツ
 A. 調整機能付き後方平板支柱型短下肢装具
 B. 支柱
 C. ヒンジジョイント（足継手）
 D. シャンク

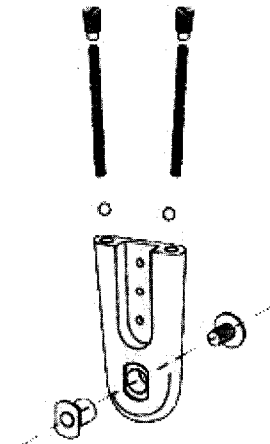


図5 クレンザック継手

第1章 APS-AFOの開発

第1節 これまでの短下肢装具

DU-AFOは、耐久性に優れ、且つ、種々の足継手を付加することが可能で、機能的には優れたAFOである。最も頻用されている足継手はクレンザック継手である（図5）。足関節底屈、背屈の2方向ともに制御するダブルクレンザック継手とどちらか一方のみを制御するシングルクレンザック継手がある。継手内部に組み込まれた小さなコイルスプリングが圧縮されるときに発生する反発力を利用して、麻痺等によって随意的にコントロールできなくなった足関節を制御する構造となっている。しかし、小さなコイルスプリング2本では重たい麻痺肢を支えられず、一瞬で圧縮されてしまい、足関節運動を制御するに十分な力が得られないことがわかってきた。そこで近年では、コイルスプリングを金属ロッドに置き換え、足関節可動域を制限する2方向制限足継手や1方向制限足継手が多用されている。けれども、継手は内外側それぞれに設置されているため、角度調整の際には両側の調整ネジを同時に調整しなければならず、時間がかかるといった調整性の問題がある。このため、臨床上、DU-AFOは機能性、調整性において充分とはいえない。また、患者へのDU-AFO導入にあたり大きな問題となるのが外観である。DU-AFOは両側に金属の支柱と足継手を有するために、「重たい」「嵩張る」「外見が悪い」「使用時に雑音がある」といった問題が繰り返し指摘^{5,12}されている。

一方、SH-AFOはプラスチックで作製されているため軽量である。また、下肢の輪郭に合わせて形成するため外見も良い^{12,13}。SH-AFOの足継手はプラスチックの撓みを利用した撓み継手である。継手の可撓度は用いるプラスチックの材質や厚み、足関節周囲のトリミングによって異なるため、その作製には熟練した技

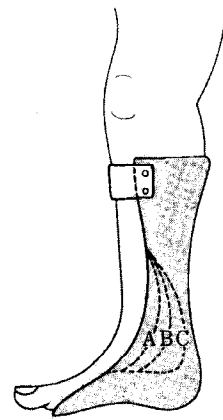


図6 トリミング¹²
 A→B→Cとトリミングするほど足関節背屈・底屈の可撓度がよくなる

術が求められる（図6）。可撓度の変更は原則的にはrigidからflexibleへの変更のみ可能であるが、工具を必要とし手間がかかる。また、作製後に足関節角度を変更することが困難で、可撓度と角度の調整性に優れているとは言いがたい。また機能面においては、足関節の底背屈動作の際に解剖学的足関節軸とSH-AFOの撓み継手軸とが一致せず、生体とAFOとのずれや圧迫が生じると問題視^{13,15}されている。

しかし、実際には軸の不一致による不快感は大きな底背屈運動時にしか出現せず、AFOを必要とする多くの症例ではほとんど問題にならない。著者はSH-AFOの機能性に関する最大の問題点は軸位置の乖離問題ではなく、SH-AFOの支柱形状（装具後面部分）の問題によって内外反の抑制が困難で足関節機能を充分制御できないことにあると考えている¹⁶。一般にSH-AFOの後方支柱部分の断面は、下腿後面に沿ってU字状に湾曲している。その機能的意味合いは、1) 後方支柱部分を下腿に合わせることで良好な外観性を得る、2) カーブによって強度を確保する、の2つである。しかし、この形状は物理的に底背屈に比べ

内外旋（捻れ）を生じやすくしてしまう（図7）。つまり、歩行時に抑制したい内外反運動をかえって誘導しやすく、かつ、許可してよい足関節の底背屈運動を阻害してしまう。SH-AFOの形状には、運動方向性という大きな問題を抱えている。

近年、開発された種々のJP-AFO¹⁷は、プラスチック製のAFOに機能性を持たせるための足継手を付加したものである。しかし、足継手の存在のために「軽量」「外見が良い」といったSH-AFOの外観面での利点を大きく損なってしまっているものが多い。さらに、継手機能も充分とはいえず、結果として満足のゆくものとはなっていないと思われる（表1）。

第2節 短下肢装具に求められる機能

優れた神経系は高い自由度を持つ随意運動を可能にするが、神経系の働きが損なわれた麻痺肢は同様に振舞うことができない。装具を使用して自由度を制約することで効率や多様性を犠牲にしても安全で再現性の高い運動を可能にする必要がある。つまり、麻痺性疾患患者の装具の機能は、自由度制約によって運動を単

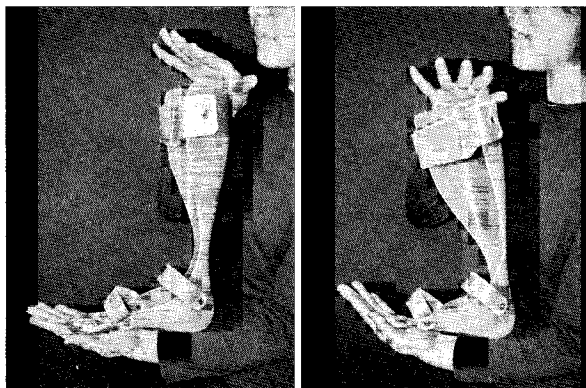


図7 シューホーン型短下肢装具のU字形態と運動方向性
左：SH-AFOの後方支柱部分の断面は、下腿後面に沿ってU字状に湾曲している。
右：背屈方向に力を加えた場合、背屈より内外旋を生じやすい。図8も参照のこと。

純化すること（solving the degree of freedom problem¹⁸）と言える。

AFOに求められる機能は、具体的に2点ある。つまり、

1) 自由度制約によって底背屈方向の運動だけを一意的に誘導：歩行時に生じて欲しくない内外反や内外旋を効果的に抑制することによって適切な底背屈方向の運動を確実に生み出すこと、

2) 底背屈運動の制御とその調整性：遊脚を容易にするために尖足を予防する底屈制限（＝後方制限, posterior stop）と立脚相初期にheel rockerを実現するための遠心性背屈補助（底屈への抵抗）、また、立脚中期以降のankle rockerを実現するために重心の前進を阻害しない自由な背屈の許可、そして、場合によって弱い膝伸展を補助する背屈制限（＝前方制限, anterior stop）が必要である。さらに、これら変数を患者の身体機能の変化に応じて正確かつ簡単に変更できる調整可能性・容易性が要求される。

第3節 APS-AFOの概要

求められる機能特性を満たす新しいAFOを開発するにあたって、後方平板支柱（posterior strut）を採択した。弾性のある平板は、平面に対しては可撓性が大きく、側面に対しては剛性が高いという運動特性を持つ（図8）。この平板の運動特性を利用して、下腿の後面に平板支柱の面が歩行の進行方向を向くように設置し、歩行時の下肢運動方向を規定するように、つまり、側方への運動を抑制し底背屈は許可するデザインとした。また、強度の異なるカーボン製平板支柱を複数用意することで底背屈撓み度の調整性（底背屈の防止を含む）を実現した。義足ではこのような平板の撓みを利用した製品が数多く発表されており、走行や跳躍を可能にしている。装具ではこの構造の優位性を検討した研究報告は見あたらないが、同様の後方平板支柱型短下肢装具（Posterior strut-AFO；PS-AFO）

表1 3種の装具の比較表

		SH-AFO	DU-AFO	JP-AFO
機能因子				
1.	内外反防止	不十分	良好	不十分
2-1.	底屈制動	不十分	不十分	不十分～良好
2-2.	背屈位補助	不十分	良好	不十分～良好
2-3.	背屈制動	不十分	不十分	不良～良好
3-1.	基本調整	不十分	不十分	不十分
3-2.	追加調整	不良	不十分	不良～不十分
4.	関節運動適合	不十分	良好	良好
現実因子				
5.	外観性(コンパクト)	良好	不良	不良
6.	装着操作性	不十分	不十分	不十分

は、製品としていくつか発表されている。Quorum Orthopedics 社（米国）の Quorum's new Posterior Leafspring Kit, USMC 社（米国）の Littig AFO, Fior & Gentz 社（ドイツ）の Carbon foot lifter orthosis などである。

著者らは、さらに底背屈の初期角度や可動範囲の調整を可能にするため、平板支柱に付加する足継手（ヒンジジョイント）を開発し、調整機能付き後方平板支柱型短下肢装具（APS-AFO）へと発展させた。平板支柱と足継手によって構造の単純化が可能となりコンパクトさも得ることができた。

カーボン製の平板支柱は曲げ剛性の違いにより4種（曲げ剛性 9,500, 7,700, 4,000, 1,000Gpa・mm⁴）、Rigid, Semi-Rigid, Standard, Flexible タイプとした。後述する長下肢装具（Knee ankle foot orthosis; KAFO）へと APS-AFO を発展させるにあたり、アルミ製の可撓性の小さな支柱も用意した。アルミ製の支柱はカーボン製支柱と同じ形状をしている。支柱の長さは305mmとし上端をカットすることで下腿長に合わせた調整が可能となるようにした。後方平板支柱を柔らかいものにする、適切な heel rocker 様運動を再現でき、踵接地後の自然な足底接地を実現できる。シャンクは、足部強度と足部・足継手間の固定性を高めると同時に、作製の際の運動方向を確実に設定できるようにする目的でステンレス製板厚 2mm の規格品とした。荷重により足部が撓むガマ口現象（frogmouth phenomenon）¹⁹を避けるために足部の側壁にカーボンの補強を行う場合もある。調整機能を持たせるために足継手を開発した。ステンレスとジュラルミンからなる70グラムの単軸ヒンジジョイントで、足部のシャンクと平板支柱の間に取り付ける。足継手は底背屈50度の可動範囲を有し、継手部背面の2本の六角ネ

ジで底屈制限、背屈制限角度を調整できる。設定変更は患者が装具を装着したままでも容易に行える。また、設定角度を目視できるように目盛りを描き入れている。装具全体の重量は400～500gになる。これらはモジュラー部品として製品化し、厚生労働省基準完成用部品（完成用部品コード10044-080001～080015）に登録された。

第2章 APS-AFO の特性概要

第1節 機能性

AFO の底背屈や内外かえしの変位に際し生じるモーメントを検討した報告は数多く見られる（図9）が、両者の比についての考察や運動方向性という視点での検討は少ない。AFO の機能的目的として「運動の一意的誘導」が重要と考えたため、生じやすい両者の複合状態である背屈時の回旋を直接観察した。APS-AFO の基本概念である「後方平板支柱は底背屈方向の運動を一意的に誘導する自由度制約を持つ」という仮説を検証するために3種類のAFOの下腿部の変位に対する抵抗張力を測定し、その特性を比較、考察した。¹³

1. 方法

APS-AFO のプロトタイプである足継手のない PS-AFO と DU-AFO, SH-AFO の3種類について下腿部の変位時に生じる抵抗張力を測定し、運動の特性を検討した。

装具足底を固定したうえで下腿カフ部（足底から320mm高に設定）をワイヤーで張力計（デジタルプッシュプルゲージRX-20, アイコーエンジニアリング社、日本）に接続し、用手的に牽引しながら9方向に偏位させ、その際に生じる張力を計測した（図10）。

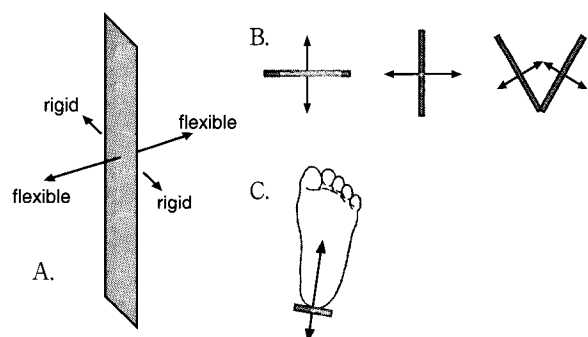


図8 平板の面と可撓性
A: 弾性のある平板は、正面に対しては可撓性が大きく、側面に対しては剛性が高いという運動特性を持つ。
B: 右のように組み合わせたVあるいはU字（シューホーン型短下肢装具に類似）の場合、可撓性は斜め方向に大きくなる（図7も参照）。
C: 足部進行方向に直交する平板では、底背屈の可撓性が大きく、内外旋など捻れには剛性が高いと考えられる。

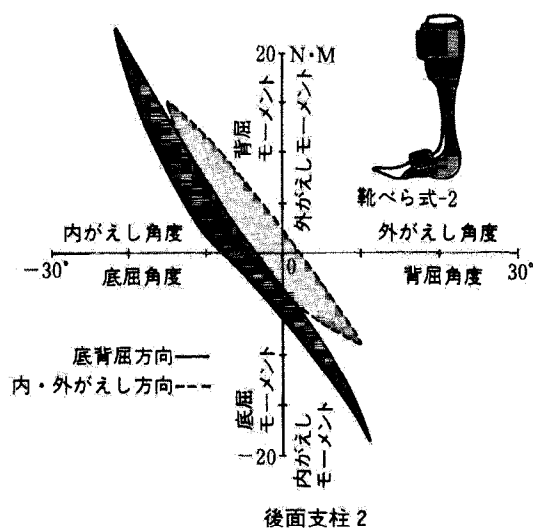


図9 装具のモーメント²¹

牽引方向は、足部長軸背屈方向を0度として、0度、内外側各30、45、60、90度に設定し、運動方向別に変位距離（5、10、15、20、25mm）に応じた装具の抵抗張力を測定し、比較した。測定は、変位距離20と25mmを除いて、各3回ずつ行い平均値を求めた。変位距離20と25mmについては装具の破損を防ぐため1回の計測とした。なお、PS-AFOの支柱はカーボン支柱のうち2番目に硬いSemi-Rigidタイプ（曲げ剛性 $7,700\text{Gpa}\cdot\text{mm}^4$ ）を用いた。DU-AFOは、二方向制限足継手付きの足底板型を用い、継手可動域は背屈0～10度とした。SH-AFOは、厚さ4mmのポリプロピレン製で中等度の可撓性（トリミング最狭部70mm）を有するものを使用した。これらの装具は東名ブレース株式会社製のものとした。

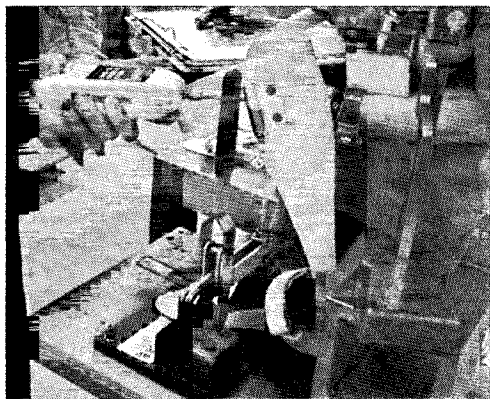


図10 抵抗張力の測定

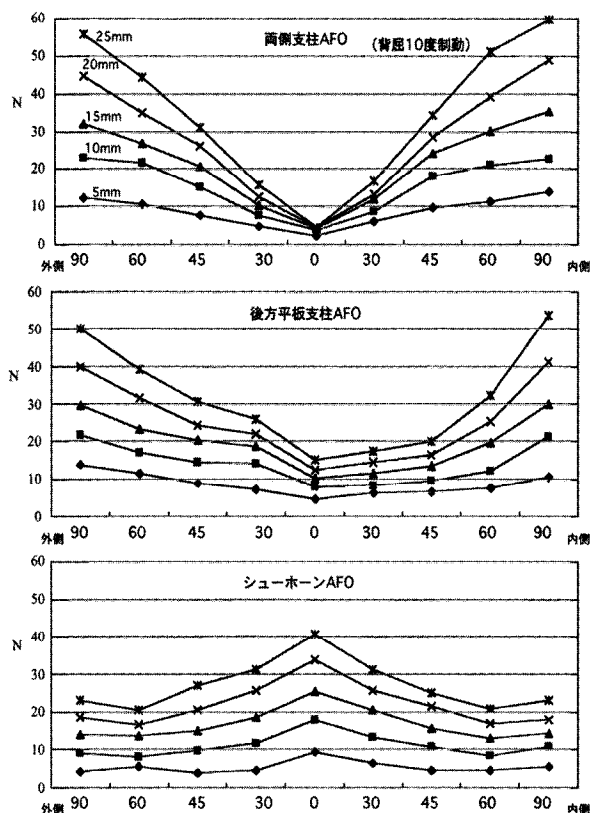


図11 偏位軸と抵抗張力との関係

2. 結果

各装具の抵抗張力を図11に示す。SH-AFOでは足部長軸方向0度での背屈時の抵抗張力が最大で内外側方向への偏位が増すに従って抵抗張力が小さくなる逆V字型となったのに対し、DU-AFO、PS-AFOでは、足部長軸方向0度での背屈時の抵抗張力が最小で内外側方向への偏位が増すに従い抵抗張力は大きくなるV字型を示した。

3. 考察

SH-AFOでは足部長軸方向0度での背屈時の抵抗張力が最大で内外側方向への偏位が増すに従って抵抗張力が小さくなった。すなわち、SH-AFOは歩行時に許可して良い底背屈運動よりも抑制したい内外反方向へ誘導され易い運動特性があるといえる。これでは、立脚において「荷重したい方向に運動が行われにくい」結果になってしまうと予測される。SH-AFOの問題点として、生体の足関節軸と装具軸の不一致が問題視されるが、この現象は、大きな可動範囲を要求された時に初めて顕著となるに過ぎない。硬性強度補強と下腿形状適合を目的として作られたSH-AFOは、U字状の形状が故に最大の目的である「残したい自由度だけを選択し、他の自由度を捨てる」すなわち「底背屈だけを許し内外反を防止する」ことが達成できず、自由度制約を適切に行えないことが最大の問題点であろう。PS-AFOではDU-AFOと同様に足部長軸方向0度での背屈時の抵抗張力が最も小さく内外側方向への偏位が増すに従って抵抗張力が大きくなった。この実験から、後方平板支柱を基本デザインに考案したAPS-AFOは自由度制約の観点から十分な機能性を備えることができると考えた。

第2節 調整性

APS-AFOは、足継手角度調整が容易に行えるように足継手背面部分に底屈制限用・背屈制限用の2つの調整ネジを有するように設計した。さらに角度調整性を高めるため、足継手の側面には目盛りを描いた（図12）。

APS-AFOの足継手角度調整性について継手付きAFOの中でも多用されている二方向制限足継手付きDU-AFOと比較検討した。

1. 方法

理学療法士（Physical therapist：PT）20名（臨床経験1～9年）と、理学療法士養成校在学中の学生20名を対象とした。二方向制限足継手付きDU-AFOとAPS-AFOの足継手角度調整に要す時間を計測した。また、継手調整終了後に著者が角度計によって誤

差角度を確認した。

角度調整は、課題1) 底背屈0° 固定設定から背屈5° 固定設定に変更する、課題2) 背屈5° 固定設定から底背屈0° ~背屈10° 遊動設定に変更する、の2課題とし、それぞれの所要時間と誤差角度を計測した。課題終了後に被検者から装具の角度調整に関する感想を聴取した。

PT被験者は二方向制限足継手の調整を日常的に行っていたが、APS-AFOの角度調整は16名が未経験で、経験者も数回調整したことがある程度であった。学生被験者は二方向制限足継手の構造については講義にて学習済みであったが、その調整方法については未学習で、実際に角度調整を行ったことはなかった。APS-AFOについては全員が未学習・未経験であった。

二方向制限足継手とAPS-AFO足継手の調整方法を説明し、十分に理解を得た後に、課題を施行した。なお、両継手ともに事前の練習は行わなかった。統計にはpaired t-testを用いた。

被験者には、書面および口頭でアンケート調査の目的を十分に説明し、同意を得た。

2. 結果

PT被験者の平均課題遂行所要時間は、課題1) DU-AFO 138.3 ± 62.6秒、APS-AFO 35.0 ± 20.3秒、課題2) DU-AFO 176.4 ± 72.6秒、APS-AFO 34.9 ± 15.9秒であった。学生被験者の平均課題遂行所要時間は、課題1) DU-AFO 179.6 ± 64.6秒、APS-AFO 51.6 ± 22.6秒、課題2) DU-AFO 266.1 ± 100.8秒、APS-AFO 68.9 ± 34.0秒であった。PT、学生ともに、DU-AFOに比べてAPS-AFOで有意に所要時間は短かった ($p < 0.01$) (図13)。DU-AFOとAPS-AFOの調整時間の差は学生で顕著であった。

PT被験者の平均設定誤差角度絶対値は、課題1) DU-AFO 0.9 ± 0.9度、APS-AFO 0.0 ± 0.0度、課題2) DU-AFO 1.2 ± 1.3度、APS-AFO 0.0 ± 0.0度であった。APS-AFOの角度調整時には誤差を生じず正確に課題遂行可能であったのに対し、DU-AFOでは課題1)、課題2)ともに12名で誤差が生じた。

学生被験者の平均設定誤差角度絶対値は、課題1) DU-AFO 2.8 ± 2.1度、APS-AFO 0.9 ± 1.3度、課題2) DU-AFO 3.1 ± 2.0度、APS-AFO 1.9 ± 1.8度であった。両装具ともに誤差を生じたが、誤差は課題1)、課題2)ともにAPS-AFOの方がDU-AFOよりも小さかった ($p < 0.01$) (図13)。

被検者の感想では「APS-AFOは調整が簡単」、 「DU-AFOは調整箇所が多く面倒」との意見が多かった。

3. 考察

APS-AFOの足継手調整性について、機能的に優れ頻用されている二方向制限足継手付DU-AFOと比較検討した。その結果、APS-AFOで所要時間が短く、設定誤差が小さく、優れていると考えられた。二方向制限足継手付DU-AFOは左右両側に1つずつ継手を有し、底屈方向、背屈方向の角度調整ネジが2つずつ、計4つある。更に、左右の継手を均等に調整する必要がある。一方、APS-AFOの継手は1運動方向に対し1つの調整ネジで調整が可能となるよう設計されており、また、これら2つの調整ネジが操作しやすい背面にまとめられている。継手側面には目盛りが描かれており、調整の目安にできる。以上の差が、所要時間と設定誤差の差につながったと考えられた。また、APS-AFOの継手背面に調整ネジを配置したことにより装具の着脱を行わずに継手の角度調整が可能となる。臨床場面では、歩行訓練を通して歩容を観察しながら、継手角度の調整の必要性やどの程度角度を

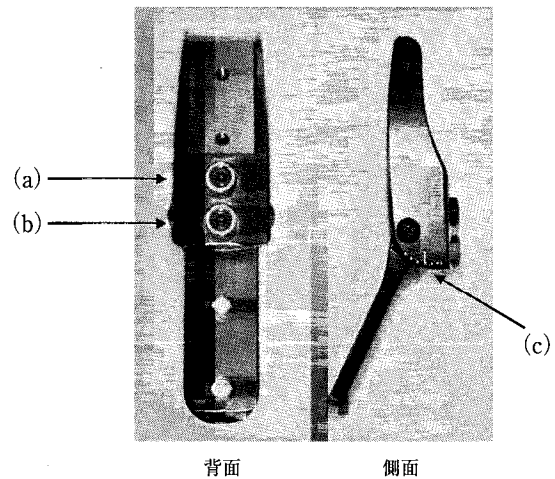


図12 ヒンジジョイント (足継手)

- (a) 背屈制限ネジ
- (b) 底屈制限ネジ
- (c) 目盛

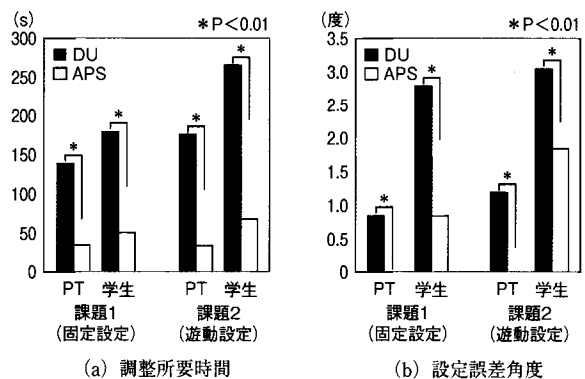


図13 足継手調整所要時間と設定誤差角度

- (a) 調整所要時間
- (b) 設定誤差角度

変更するかを決定している。一回の角度変更では調整角度を決定できないことも多い。継手角度の調整に時間が要すると、歩行訓練時間は減少してしまう。時間的制約の大きい臨床現場において装具の角度調整時間減少とその正確性向上は歩行訓練時間を確保するという面からも有用かつ重要であろう。

第3節 外観性

装具使用者は、歩行補助具を使用すること自体に大きな心的ストレスを感じている。特に身につけて使用しなければならない装具の心的ストレスは大きい。加えて、装具の外見の悪さや嵩張りは、使用者の負担感を増大する^{5,24}。

AFOの外観性についてアンケート調査を実施し、AFOの形状や色に関して検討した。

1. 方法

10～80歳代の健常者65名と装具使用経験者20名の計85名（男性36名、女性49名）を対象にAFOの外観に関するアンケートを施行した（表2）。アンケート内容は、1）本人もしくは家族のAFO使用経験の有無とその種類、2）AFOを使用しなければならない場合、APS-AFO、SH-AFO、DU-AFO、JP-AFOの4種類のうちの形のAFOを選択するか、またその理由、3）上記4種類のAFOそれぞれの形についてどう思うか（10点法）、4）AFOを使用し

表2 外観性調査対象者

平均年齢	: 51±20歳 (19歳～89歳)		
年齢別	: 39歳以下 25名	: 40～59歳 25名	: 60歳以上 35名
性別	: 男性 36名	: 女性 49名	

なければならぬ場合、黒色、白色、肌色の3色のうち何色のAFOを選択するか、またその理由、とした。

形状に関する1)～3)までの設問は、同じモデルから作製した4種のAFOを実際に提示し、回答を得た。選択基準に機能性が加味されないようにするため、触れることは禁止した。なお、色の違いが影響しないよう、4つのAFOは全て白色とした。

色に関する設問4)ではコンピュータ処理にて3色に色付けしたAFOの写真を提示して回答を得た。

被験者には、書面および口頭でアンケート調査の目的を十分に説明し、同意を得た。

2. 結果

健常者では、家族にAFO使用経験者有り12名、なし53名であった。家族を含む使用経験者のAFOはSH-AFO(14名)やDU-AFO(7名)が多かった。

装具の選択理由は、「シンプルさ」や「目立たない」など外観性重視が59%、「安定しそう」など安定感重視が28%で外観重視が多かった。特に女性では外観重視による選択が70%と非常に多かった。年齢別では39歳以下では64%、40～59歳では72%が外観を重視していた。形による装具選択は、APS-AFO 42.4%、SH-AFO 34.1%、DU-AFO 14.1%、JP-AFO 9.4%であった。その選択理由は、APS-AFOとSH-AFOでは、外観のシンプルさや目立たないことが、DU-AFOとJP-AFOでは、安定感が多くみられた。女性ではAPS-AFOとSH-AFOが多く選ばれており、DU-AFOやJP-AFOの選択は少なかった。59歳以下ではAPS-AFOを選択する人が多かった（図14）。

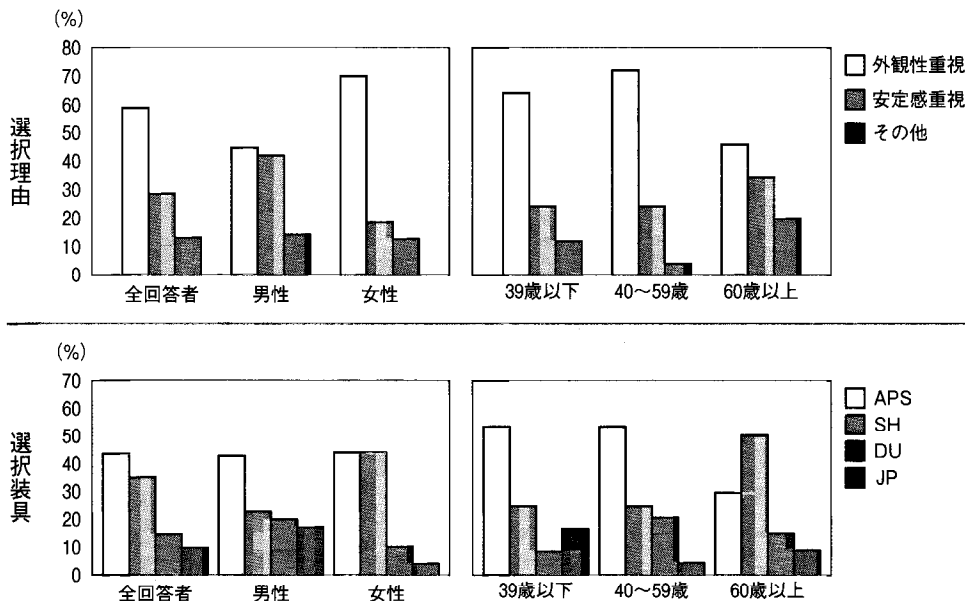


図14 装具の選択理由と選択装具

10点法による各AFOの形状に関する評価はAPS-AFO 6.3点, SH-AFO 6.3点, DU-AFO 4.5点, JP-AFO 5.2点であった。

色の選択は、黒色 20.0%, 白色 22.4%, 肌色 57.6%と肌色の選択が半数を超え、その理由としては「目立たない」「肌に近い色」が多かった。

3. 考察

AFOの外観性アンケート調査の結果は、形状、色ともに目立たないという点に選択のポイントがあった。特に女性や若い年齢層では外観が重視される傾向にあった。APS-AFOやSH-AFOは、外観のシンプルさ、目立ちにくさという観点から高い評価を得た。一方、DU-AFOやJP-AFOは複雑な構造と高張りのため評価が低くなったと思われる。特に、JP-AFOが外観性の点でDU-AFOと同様に優れていなかった点は装具開発を考えるうえで重要と思われる。なぜなら、JP-AFOは主にDU-AFOの外観性の問題への解決策として生まれてきたからである。

APS-AFOは、1本の支柱と1つの足継手、下腿カフ、足部より構成されており、シンプルな形状を達成している。また支柱と足継手は下腿の後面に配置するようにデザインされており、装着時には前面からは支柱や足継手が目立たない(図15)。これらの点が外観性アンケート結果につながったと思われる。

装具使用者の装具の受け入れを少しでも改善するとともに日常的に装具を使用しなければならない装具使用者の心的負担軽減のためには、色を含めた外観への配慮は重要課題であろう。

第3章 APS-AFOの臨床応用

第1節 従来型装具との比較

APS-AFOの機能性に関しては抵抗実験によって目的通りの役割を果たすことが期待できた。そこで、臨床においてAPS-AFOの機能性が充分であるかを検証するため、10m平地歩行分析とトレッドミル歩行による3次元動作解析を行い、従来型装具と比較し、検討した。

1. 方法

リハビリテーション施行中の従来型AFO使用者23名(男性16名, 女性7名, 平均年齢48±16歳)を対象とした。原疾患内訳は、脳血管障害(片麻痺)17名, 脊髄損傷(対麻痺・四肢麻痺)6名であった。従来型AFOの使用状況は、SH-AFO 8名, DU-AFO 12名, JP-AFO 3名であった(表3)。従来使用しているAFOは全て対象者個人のものを使用し

表3 装具10m歩行分析対象者内訳

	脳血管障害(17)	脊髄損傷(6)	全例(23)
使用装具内訳			
SH-AFO	7	1	8
DU-AFO	7	5	12
JP-AFO	3	0	3
歩行自立度内訳			
修正自立レベル	11	5	16
監視レベル	4	1	5
軽介助レベル	2	0	2
歩行補助具内訳			
T字杖	12	1	13
四脚杖	2	4	6
ロフトランド杖	0	1	1
なし	3	0	3



(a) 脳血管障害 (b) 二分脊椎 (c) 外傷性脊髄損傷

図15 APS-AFOを装着している様子

- (a) 脳血管障害(右片麻痺): 右下肢に装着
- (b) 二分脊椎(対麻痺): 両下肢に装着
- (c) 外傷性脊髄損傷(対麻痺): 両下肢に装着

た。APS-AFOは施設所有の評価用を用い、対象者ごとに担当療法士が歩容を確認ながら設定した。AFO以外の杖などの歩行補助具の使用は通常使用しているものを許可した。

10m平地歩行分析ではAPS-AFOと従来使用しているAFO(DU-AFO, SH-AFO, JP-AFO)で平地10m快適歩行を採取し、速度・歩幅・歩調を求めた。

10m歩行は、藤田保健衛生大学病院リハビリテーション部の理学療法室で行い、時間はストップウォッチで、歩数は目視で計測した。統計にはpaired t-testを用いた。

協力の得られた2名(脳血管障害片麻痺者1名, 不全頸髄損傷四肢麻痺者1名)を対象に、3次元動作解析装置を用いてトレッドミル歩行分析を実施した。

【症例1】脳血管障害左片麻痺。48歳の男性。下肢のBrunnstrom recovery stage(BRS)はIV。従来型AFOはSH-AFOを使用しており、使用装具の設定は、初期角度は背屈5度、可撓度はSemi-rigidタイプである。APS-AFOの継手初期角度はSH-AFO同様、背屈5度とし、底屈運動は制限、背屈運動は全可動範囲可動するように設定した。支柱は最も可撓性の高いFlexibleタイプを用いた。

【症例2】第5頸髄損傷による不全四肢麻痺。38歳の男性。Frankelの分類はC。従来型AFOは二方向制限足継手付きDU-AFOを使用している。使用装具は、継手初期角度は背屈5度、底屈運動は制限、背屈運動は全可動範囲可動設定である。APS-AFOの足継手設定は、DU-AFOと同様の設定とした。APS-AFOの支柱はカーボン製支柱の中で最も可撓性の低いRigidタイプを用いた。

装具歩行実験については、その計画について藤田保健衛生大学医学部倫理委員会の許可を得た(2004年1月21日付)。また、患者には、書面および口頭で実験の目的を十分に説明し同意を得た。

2. 結果

10m平地歩行分析による快適歩行の平均値は、速度(km/hr)がAPS-AFO 1.59 ± 1.0 , 従来型AFO 1.50 ± 1.0 , 歩幅(cm)がAPS-AFO 33.9 ± 12.9 , 従来型AFO 32.6 ± 12.8 , 歩調(steps/min)がAPS-AFO 72.8 ± 26.4 , 従来型AFO 69.4 ± 26.6 と、APS-AFOで速度が速く、歩幅が大きく、歩調は増加した。t-testにて、速度($p < 0.01$), 歩幅($p < 0.05$), 歩調($p < 0.01$)全てに有意差を認めた(図16)。

3次元動作解析装置を用いたトレッドミル歩行分析より、歩行時の股関節、膝関節、足関節の運動を関節角度変化にて得た(図17, 18)。

症例1(片麻痺例)では従来型AFO(SH-AFO)に比べてAPS-AFOでは立脚相の踵接地後の足関節底屈運動が大きく、同時期の膝関節の屈曲運動は緩やかであった。立脚相における股関節伸展運動はAPS-AFOで大きかった。

症例2(四肢麻痺例)でも症例1と同様に従来型AFO(DU-AFO)に比べてAPS-AFOでは立脚相の踵接地後の足関節底屈運動が大きかった。従来型AFOでは立脚相初期に膝関節の過度の屈曲運動が見られたのに対し、APS-AFOでは見られなかった。立脚相における股関節伸展角度に大きな違いは見られなかったが、APS-AFOではばらつきが少ない傾向が見られた。

3. 考察

歩行速度、歩幅、歩調ともにAPS-AFOは従来型AFOに比べて良好な結果を得た。APS-AFOは5種の異なる可撓度の平板支柱を症例ごとに選択することで、立脚相初期に症例に適した遠心性の背屈補助力を得ることができ、その結果、heel rockerを可能とする。また足継手の可動範囲を調整することで症例に適した足関節運動を可能にし、ankle rockerを達成す

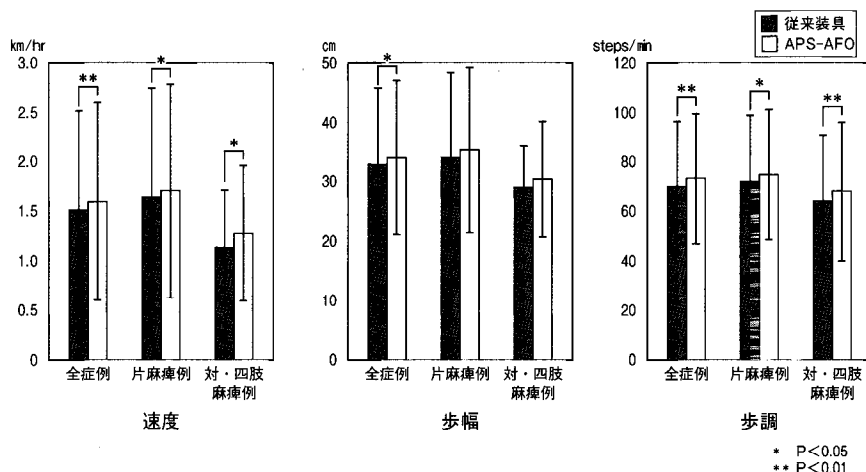


図16 従来装具とAPS-AFOによる装具10m歩行分析結果

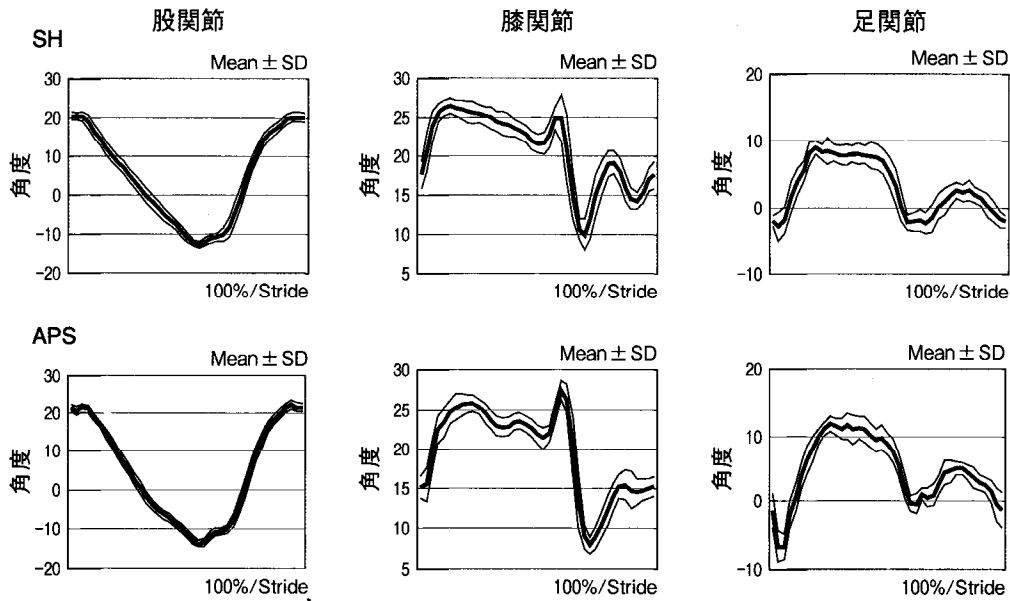


図17 1歩行周期における関節角度変化(片麻痺例)
左から股関節, 膝関節, 足関節の角度変化を示す。
上段: 従来型 AFO (SH-AFO)
下段: APS-AFP

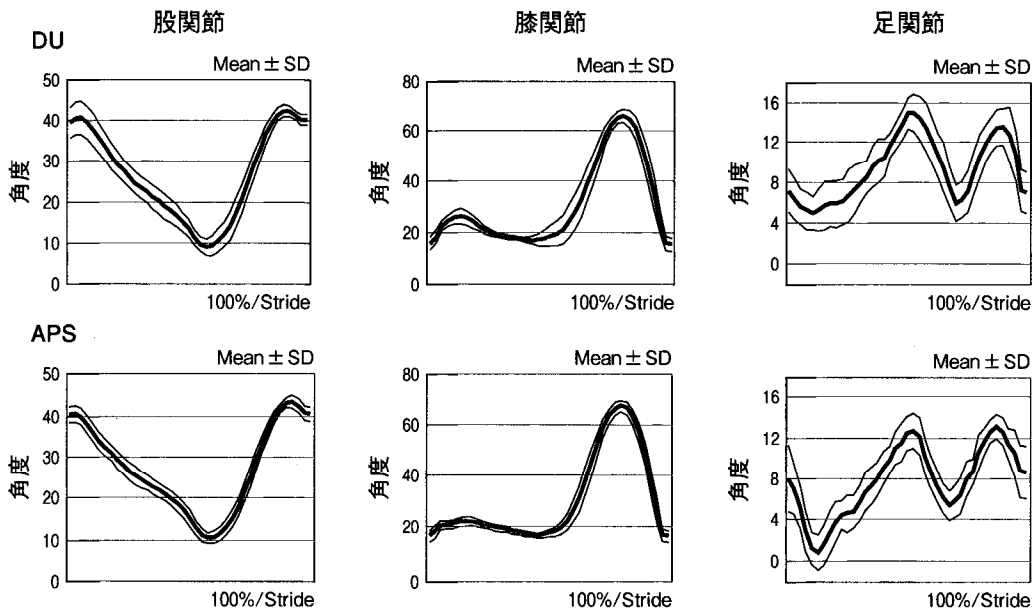


図18 1歩行周期における関節角度変化(四肢麻痺例)
左から股関節, 膝関節, 足関節の角度変化を示す。
上段: 従来型 AFO (DU-AFO)
下段: APS-AFP

る。麻痺肢の heel rocker と ankle rocker を実現することで立脚の逆振り子運動を円滑化でき、歩幅を確保したことで歩行速度が上がったと考えられた。さらに、症例の歩行に応じた微妙で正確な底背屈角度設定が容易にできるという特徴もその差を明瞭にした理由のひとつと考えられた。一方、今回は検討していないが、歩行障害がより重症な症例では、立脚相の不安定性が大きな問題となる。このような例の最大の原因は立脚相での膝関節の不安定性である。その場合、足繼

手によって背屈を制限することにより膝関節の伸展補助を行い、立脚中期～後期において麻痺側下肢の支持性を助けることができる^{28,29}。

第2節 脳卒中片麻痺での使用

下肢装具の処方決定では、BRSによる下肢の麻痺の程度が重視される傾向がある^{17,25,30,31}。しかし、下肢装具の目的は自由度を適切に制限し、運動を一意的に誘導し、安定した歩行を獲得することにある。すなわち、

下肢装具の処方や設定調整には歩行評価が最も重要と考えている。

APS-AFO を作製した片麻痺者 52 例の臨床経験からどのように足継手角度や制動・補助力(支柱の選択)を設定したかを調査し、装具の適応について後方視的に検討した。

1. 方法

藤田保健衛生大学病院で APS-AFO が処方された片麻痺患者 52 例(女性 18 例, 男性 34 例)を対象とした。平均年齢は 53 ± 16 歳, 原疾患は脳出血 24 例, 脳梗塞 24 例, AVM 2 例, 脳腫瘍 2 例, 障害側は, 右片麻痺 26 例, 左片麻痺 26 例であった。なお, 52 例全症例の APS-AFO の処方, 設定は担当のリハビリテーション医師と理学療法士, 義肢装具士のチームによって行われ, 著者は関与しなかった。

APS-AFO の設定と, 1) 患者情報, 2) 身体機能, 3) 歩行能力との関係を検討した。1) 患者情報として年齢, 性別, 診断名, 障害側, 2) 身体機能として, BRS 下肢, Stroke Impairment Assessment Set (SIAS)

表 4 装具適応検討変数

(1) 患者情報	: 年齢 性別 診断名 障害側
(2) 身体機能評価	: BRST 下肢 SIAS 下肢運動機能 3 項目 SIAS 下肢表在感覚 SIAS 下肢深部感覚 SIAS 下肢筋緊張
(3) 歩行能力評価	: 歩行自立度 歩行様式 歩行速度 歩幅 歩調

BRST: Brunnstrom recovery stage, SIAS: Stroke impairment assessment set

から下肢運動機能 3 項目 (hip-flexion, knee-extension, foot-pat), SIAS 下肢感覚検査 (表在覚, 深部覚), SIAS 下肢筋緊張, 3) 歩行能力として歩行自立度, 歩行様式, 歩行速度, 歩幅, 歩調を用いた。歩行自立度は Functional Independence Measure (FIM) の評価尺度に準じて訓練レベルでの歩行自立度を評価した(表 4)。対象者が使用していた APS-AFO の足継手の設定と支柱タイプの組合せから APS-AFO 設定状況を 6 段階に分類した(表 5)。設定 0 はほぼ完全固定であり, 設定 5 は底背屈運動をほぼ完全自由としたものである。足継手と支柱との組合せは他にもあり得るが, 対象者には存在しなかったためこの 6 設定で検討することにした。統計には Spearman の順位相関係数を用いた。

2. 結果

APS-AFO の設定は, 設定 0: 6 例, 設定 1: 10 例, 設定 2: 6 例, 設定 3: 8 例, 設定 4: 13 例, 設定 5: 9 例であり, 全例の 3 分の 1 が足継手を固定していた(設定 0 と 1)。足継手を固定して使用している症例の支柱は可撓性の低いアルミ製か Rigid タイプに限定されていた。逆に足継手に可動域を持たせた遊動設定では, 支柱は可撓性の高いタイプが使用される傾向にあった。足継手を固定していた症例の多くは, 股関節, 膝関節の随意性が低かった(図 19)。

APS-AFO の設定と相関を認めた変数は, 歩行自立度 ($r = 0.60$), SIAS hip-flexion ($r = 0.55$), SIAS

表 5 APS-AFO の設定

AFO 設定	足継手	+	支柱タイプ
0	固定	+	アルミ
1	固定	+	Rigid
2	遊動	+	Rigid
3	遊動	+	Semi-rigid
4	遊動	+	Standard
5	遊動	+	Flexible

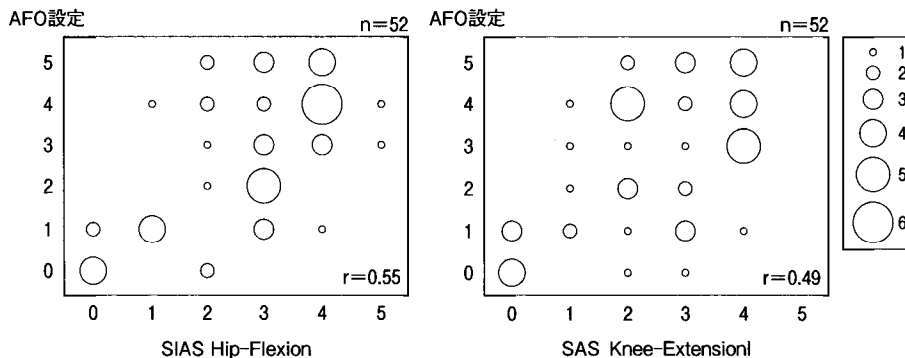


図 19 下肢機能障害と装具設定との関係

左: 股関節機能を表す SIAS Hip-Flexion と装具設定との関係

右: 膝関節機能を表す SAS Knee-Extension と装具設定との関係

knee-extension ($r = 0.49$), 歩行様式 ($r = 0.40$) であった(表6)。AFOの設定と最も相関の高かった歩行自立度との関係を見ると、FIM3点(中等度介助レベル)以下の歩行自立度の低い症例では、AFOの足継手は固定設定で支柱はアルミ製もしくはRigidタイプを使用していた。FIM4点(軽介助レベル)以上の症例では足継手は遊動に設定する例が多かった。支柱も歩行能力が高くなるほど可撓性の高い支柱が使用されていた(図20)。

身体機能評価においてAFOの設定と相関の高かったSIAS hip-flexion, SIAS knee-extensionは歩行自立度とも高い相関($r = 0.60, r = 0.49$)を示した。

3. 考察

APS-AFOを作製した片麻痺患者52例からAFOの適応を検討した。

調整性に優れたAPS-AFOの設定変更は短時間で可能なため、臨床では、種々の試みを行った上で最適な装具設定を決定していると思われる。そして、APS-AFO設定と歩行自立度とが最も高い相関を示したことから、臨床家が装具を選択する際に歩行能力を重視していると思われる。

一方、AFO設定と下肢運動機能との関係は、BRS下肢よりもSIAS hip-flexion, SIAS knee-extensionで高い相関を得た。BRSはstageごとに1~3項目のテスト動作より構成される多項目評価である。このため同じstageと判定された患者でも、その下肢機能は必ずしも一様ではなく、BRSのstage判定はやや大まかな判定といわざるを得ない。それに対し、SAIS下肢運動項目テストは、股関節、膝関節、足関節機能評価から構成されている。このため、各関節の機能障害の程度を明確にすることが可能である。特

に、股関節、膝関節機能は、歩行における支持性、振り出しの可否に大きな影響を与えるものであり、実際、歩行自立度とも高い相関があった。そのため、AFOの設定と相関が高くなったと推定された。

以上、APS-AFO設定について、歩行能力の低い症例では、足継手を固定し、支柱も可撓性の低いタイプを使用していた。これは、支持性を得るために下肢自由度を減じた設定が有用であったことを示唆する。一方、FIM4点(軽介助レベル)以上の比較的歩行能力の高い症例では、足継手が遊動設定で、支柱の可撓性の高いタイプが使用されていた。さらに、歩行能力が高いほど可撓性の高い支柱が選択される傾向にあった。つまり、歩行能力に応じて、個々の歩容を考慮した自由度制約と補助機能とを微細に調整されていたと思われる。

従来、このように幅広い調整を種類の装具で行うことは困難で、歩行能力の回復に伴い異種の装具を再作製することが多い。装具作製には、装具制作に必要な時間(およそ2週間)に加え、制度利用手続きなどの手間もかかる。当然、費用面の負担もかかる。そして、再作製に関する最大の問題は、再作製装具ができ

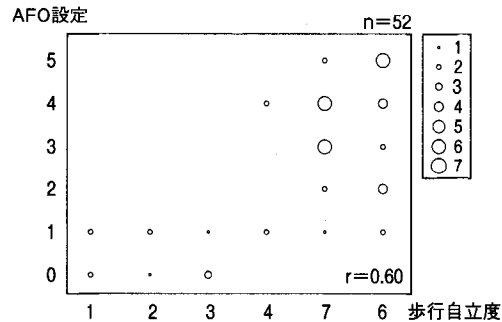


図20 歩行能力と装具設定との関係

表6 APS-AFOと相関

変数	年齢	性別	診断名	障害側	BRST下肢	SIAS HF	SIAS KE	SIAS FP	下肢LT	下肢P	下肢MT	歩行自立度	歩行様式	歩行速度	歩幅	歩調	APS設定
年齢	1	-0.07	-0.07	0.02	-0.14	-0.32	-0.17	0.05	-0.18	-0.1	-0.11	-0.2	-0.22	-0.25	0.2	-0.34	-0.2
性別		1	-0.03	-0.08	0.1	0.14	0.03	0.16	0.2	0.01	0.13	0	-0.22	0.18	-0.22	0.31	
診断名			1	-0.09	0.2	0.12	0.14	0.19	0.28	0.31	0.16	0.08	0.32	0.44	-0.5	0.32	0.03
障害側				1	0	0.09	0.24	0.04	0.3	0.04	0	0.16	-0.04	0.04	-0.03	0.14	0.1
BRST下肢					1	0.7	0.65	0.61	0.43	0.45	0.07	0.29	0.25	0.35	-0.32	0.35	0.38
SIAS HF						1	0.84	0.55	0.3	0.45	0.22	0.6	0.4	0.59	-0.59	0.54	0.55
SIAS KE							1	0.68	0.31	0.41	0.17	0.49	0.34	0.4	-0.44	0.41	0.49
SIAS FP								1	0.35	0.33	0.28	0.21	0.22	0.28	-0.36	0.15	0.28
下肢LT									1	0.77	0.17	0.2	0.23	0.12	-0.04	0.15	0.3
下肢P										1	0.12	0.28	0.22	0.18	-0.19	0.14	0.34
下肢MT											1	0.08	0.11	0.14	-0.15	0.11	0.11
歩行自立度												1	0.62	0.57	-0.66	0.54	0.6
歩行様式													1	0.65	-0.7	0.61	0.4
歩行速度														1	-0.89	0.89	0.21
歩幅															1	-0.68	-0.34
歩調																1	0.22
APS設定																	1

SIAS HF: SIAS hip-flexion, SIAS KE: SIAS knee-extension, SIAS FT: SIAS foot-pat, 下肢LT: 下肢light-touch(下肢表在感覚), 下肢P: 下肢position(下肢深部感覚), 下肢MT: 下肢muscle tone(下肢筋緊張)

あがるまで、状態に合わない装具で歩行訓練を行わなければならないことである。一方、APS-AFOは多様な装具設定が可能であることから、発症早期の歩行能力・身体機能ともに重篤な時期はもとより、日々状態が変化する回復期まで様々な状態に対応できる。患者の状態変化に応じて装具を作り替える必要がない利点は大きいと思われる。

第3節 APS-AFOの発展

1. KAFOへの発展

膝関節はもとより股関節・体幹の支持性が低下し、著しく歩行能力が低下している症例に対して、大腿から足部に及ぶ構造を持ち、直接的に膝関節と足関節を制御するKAFO^{1,6,32}が処方される。KAFOには種々のタイプがあるが、大腿部まで両側に支柱を持つ両側金属支柱付きKAFOが一般的な構造である。両側金属支柱付きKAFOの下腿部以下をプラスチックAFOにしたハイブリッドタイプKAFOは患者の回復に応じてKAFOからAFOへと作り替えることなく移行を可能としたKAFOである。ハイブリッドタイプKAFOが処方されるのは、脳血管障害患者では、最終的には歩行能力の改善に伴ってプラスチックAFOを使用する機会が多いため、装具の追加作製による経済的、時間的コスト増大を避けるためである。しかし、KAFOは元来、下肢、体幹の支持性が著しく低下し、歩行能力も低下している症例に用いられるため、膝関節、足関節の強固な自由度制約が必須となる。そのため、運動方向性に問題を抱えるプラスチックAFOをKAFOに使用することは大きな問題であろう。さらに前章で述べたように、歩行能力に応じてAFOの設定は異なる必要があるので、回復段階にある症例に「回復後に用いるべきAFO」を使用すれば、装具の補助機能が不足する可能性がある。

KAFOは大腿から足部までを覆っており、非常に嵩張り、装着に手間がかかる。加えて、KAFOの適

応患者の歩行能力は非常に低く、日常生活における使用は困難であることが多い。このためKAFOは訓練時のみに用いられることが多い。しかしながら、このような症例は、移乗動作時やトイレ動作時に重篤な下肢の接地不良や荷重困難があり介助負担が大きい。そこで、そのような場面では、AFOを使用して、足部の形状を整え麻痺側下肢の足底接地を可能とする利点がある。つまり、ハイブリッドタイプKAFOのように随時膝継手支柱部と下腿以下のAFO部の取り外しが可能であれば、日常生活場面ではAFOとして、リハビリテーション場面ではKAFOとして使い分けることが可能となる。けれども、現在処方されているハイブリッドタイプKAFOの膝継手支柱部とAFO部の接合は多くの場合、10個前後のネジで固定されており、AFOからKAFO、KAFOからAFOへ移行するには工具を用いなければならず、時間を要する。

そこで、機能性と調整性を備えるAPS-AFOの適応範囲拡大を目的に、調整機能付き後方平板支柱型長下肢装具(APS-KAFO)の検討をおこなっている(図21)。

APS-KAFOはAPS-AFOに膝継手支柱部を追加して取り付けのようにデザインした。膝継手支柱部とAFO部の接合が容易に行えるようにネジ留めは1~2か所(下腿カフ部後面)とし、工具も不要となるように工夫した。症例を重ねて、その効用について後日報告したい。

2. 軽症例への対応

APS-AFOは多彩な調整性によって様々な病態に対応が可能であるが、腓骨神経麻痺によるdrop foot例や歩行時に足関節部の側方動揺(内反足など)はあるものの歩行能力が高い症例には「over brace」となり、よい適応とはならなかった。このような症例にもAPS-AFOの機能性、調整性を活かすべく、ショートタイプAPS-AFOを試作した(図22)。足部や足継手の軽量化、支柱の短縮化を行うことで、従来のAPS-AFOに比べてコンパクトなデザインになるよ

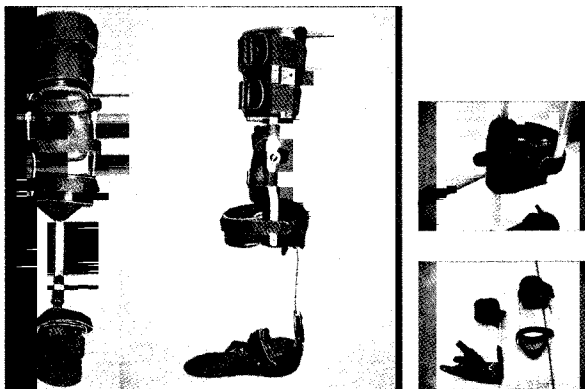


図21 調整機能付き後方平板支柱型長下肢装具
右上：膝継手支柱部とAFOの接合部
右下：膝継手支柱部をAFO部から外したところ

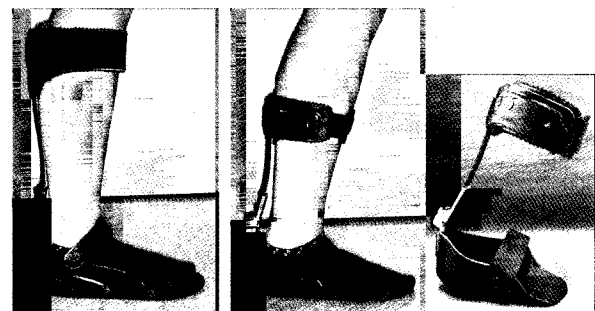


図22 ショートタイプ調整機能付き後方平板支柱型短下肢装具
右：従来のAPS-AFO
左：ショートタイプAPS-AFO

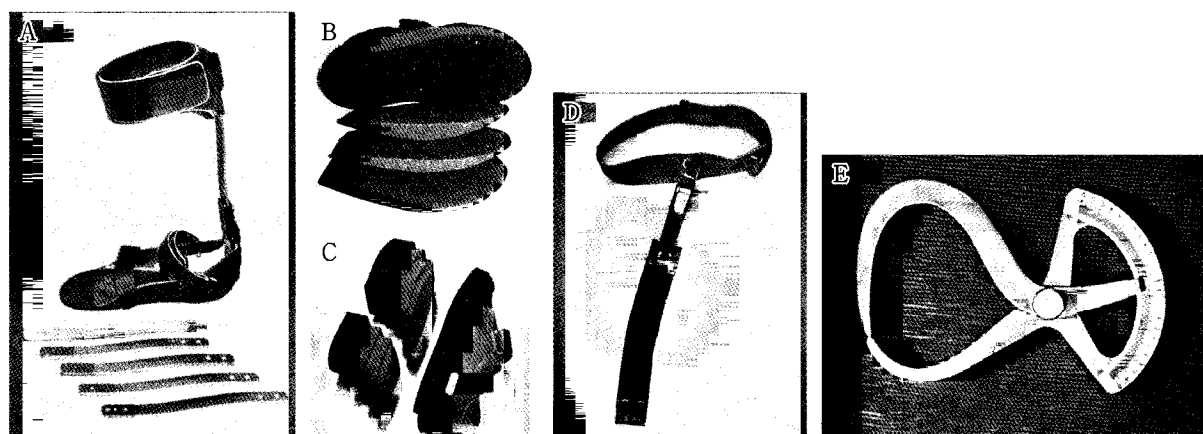


図23 評価用装具セット
 A. APS-AFO
 B. 評価用ロッカー足底
 C. 調整補高
 D. ツイスター
 E. キャリパー

う検討を進めている。

3. 評価用装具セットの考案

APS-AFOは機能性と多彩な調整性を兼ね備え、その適応範囲は早期の重度歩行困難な症例から極軽度の歩行障害を有する症例まで幅が広い。このような特徴を活かし、処方装具設定を決定するための評価用装具セット(図23)を考案した。

評価用装具セット内容は、APS-AFO(支柱:強度5タイプ・長さ2タイプ, 足継手, 足部:左右各3サイズ, 下腿カフ:左右各2サイズ), 評価用ロッカー足底, 調整補高, ツイスター, キャリパー(ボトムゲージ[®]), である。なお, 調整用補高とツイスターは、森中らの開発したもの^{33,34}を採用した。調整用補高は後述のように、著者らが改良を加えている。

評価用 APS-AFO の足部には予め足継手を付けておき、支柱と下腿カフのみ装具検討症例に適したものを選択して使用することで、装具組み立ての時間軽減を図った。

ロッカー足底は従来ロッカー・バーと呼ばれている。しかしながら、現在使用されているロッカー・バーは、棒状ではなく足底全体に丸みを持たせた舟底していることから著者らはロッカー・バーという名称は不適切であると考え、ロッカー足底と改めた。ロッカー足底は足関節炎や足関節強直などにより、歩行時に前方への体重心移動が困難な症例や踏み返し困難な症例³⁵に用いられてきた。膝関節の支持性不良の症例に対し、AFOにて足関節の背屈運動を制限することで膝の伸展補助力が得られるが、ankle rockerを損なうため速やかな体重心移動を妨げるとともに立脚相後期ではつま先離れに困難感を生じさせる。このような現象は歩行速度の極めて遅い症例ではさほど問題とならな

いが、歩行速度の速い症例では顕著となる。脳血管障害患者においては膝関節機能と歩行能力の関係性は高く、装具によって膝関節の安定性を得ている症例ではさほど問題にはならない。しかし、ポリオ罹患患者では、膝関節機能が著しく低下しているにもかかわらず、膝折れを起こさないように上手にバランスをとって速い速度で歩行している症例は少なくない。このようなポリオ罹患患者がポストポリオ症候群の発症などによって安定性に問題が生じた際に、AFOによる足関節背屈運動制限とロッカー足底が有効となる^{36,37}。教科書ではロッカーの山高は5~10mmで、山位置は中足骨骨頭の直下とされているが、適切な山高、山位置は個々の症例によって異なり、その調整は微細で困難である。特に、ポリオ罹患患者は感覚障害に問題がないこと、微妙なバランスで歩行していることから、装具の設定はもとより、ロッカー足底の山高と山位置の調整には十分な検討が必要となる。これらの臨床経験に基づき、評価用ロッカー足底を考案した(図23)。評価用ロッカー足底は、5, 10, 15mmの3種の山高と装具足部用・靴用の2サイズを用意した。ロッカー足底と装具足部底と靴底に毛足の短いベルクロを貼り、任意の位置にロッカー足底を設置し、調整が可能となるようにした。なお、調整補高のベルクロも同様に毛足の短いものへと改良し、接合部での不安定感軽減に努めた。

補高の高さを決定するためには装具足部の厚みや靴底厚を計測する必要がある。しかしながら、市販のキャリパーでは靴や装具足部のカウンター(踵部側壁)が当たり計測出来ない。キャリパーのアーム形状を非対称とすることで計測を可能とするキャリパーを開発した(図23)。

調整性の良いAPS-AFOや評価用ロッカー足底、

調整用補高によって、様々な種類の評価用装具や靴をそれぞれいくつものサイズで準備する必要がなく、かつ、症例に適した装具の選択を可能にできると考える。

総 括

下肢装具はリハビリテーション実施にあたり重要な歩行補助器具の1つである。近年、新しい足継手を付加した継手付きプラスチック短下肢装具を中心にいくつかの新しい短下肢装具が開発されている。しかしながら、機能的に充分でないこと、外観を損なうことなどが原因で普及するには至っておらず、第二次世界大戦後に改良された両側金属支柱付き短下肢装具と1960年代に発表されたプラスチック短下肢装具が現在でも頻用されている。機能性、調整性、外観性の3点を兼ね備えた新しい装具、調整機能付き後方平板支柱型短下肢装具(APS-AFO)の開発を藤田保健衛生大学ならびに株式会社ティムス、東名ブレース株式会社の3施設共同で行い、2006年より臨床での使用を開始した。著者はAPS-AFOの開発にその当初から従事し、機能性、調整性、外観性に関する検討を行ってきた。

第一章では、現在使用されている短下肢装具の問題点を分析するとともにAPS-AFOの開発経緯とともに概要について述べた。

第二章では、APS-AFOの機能性、調整性、外観性に関する実験、調査を議論した。機能性に関しては、自由度制約の観点から優れた機能性を確認した。調整性に関しては、APS-AFO用に開発した足継手の調整は容易でかつ正確性の高いものであることを示した。外観性については、アンケート調査において、従来外観が良いとされていたプラスチック短下肢装具と同等の評価を得た。

第三章では、APS-AFOの臨床応用について検討した。10m歩行で、従来のAFOとの比較では、歩行速度と歩幅、歩調がAPS-AFOで有意に増加した。APS-AFOではheel rockerとankle rockerを実現できるとともに、微細な調整が可能であるため個々の症例に最も適した装具の設定を実現できたためと推察した。

今後は、早期からより重症例に対応すべく、長下肢装具の改良にAPS-AFOを利用するとともに、足部周囲のわずかな不安定性を呈する軽症例にもAPS-AFOの優れた機能性、調整性を活かしたショートタイプを開発していく予定である。また、APS-AFOの多彩な調整性を利用した評価用装具セットは、臨床における、時間的、経済的コスト軽減に役立つことはもとより、医師、療法士、義肢装具士の装具設定決定

に貢献するものと考えられる。

謝 辞

稿を終えるにあたり、終始御懇篤なる御指導ならびに御校閲を賜りました藤田保健衛生大学医学部リハビリテーション医学I講座才藤栄一教授に心から深謝いたします。また短下肢装具の開発にあたり共同研究をおこないました藤田保健衛生大学医療科学部リハビリテーション学科金田嘉清教授、岡田 誠准教授、株式会社ティムス林 正康様、東名ブレース株式会社織田幸男義肢装具士に心から感謝いたします。本研究においてデータ収集にご協力いただきました藤田保健衛生大学病院リハビリテーション部伊藤三貴副主任、伊藤美和子副主任に深謝いたします。

文 献

- 1) 飛松好子(2003)総論. pp.1-7, 加倉井周一編「装具学」医歯薬出版, 東京
- 2) 矢崎 潔(2007)手のスプリントのすべて. pp.4-26, 三輪書店, 東京
- 3) 川村次郎, 竹内孝仁(編集)(2002)義肢装具学. pp.170-190, 医学書院, 東京
- 4) 才藤栄一(1999)装具療法. pp.109-116. 臨床歩行分析研究会編「歩行関連障害のリハビリテーションプログラム入門」医歯薬出版, 東京
- 5) 加倉井周一(1992)装具療法の変遷と今後の課題. 理学療法学 19. 195-205.
- 6) William, J. H. (2007) Lower Limb Orthoses. *In* Physical medicine and rehabilitation. R. L. Braddom (ed.), pp.347-355, Saunders, Philadelphia
- 7) Wang, R., Yen, L., Lee, C., Lin, P., Wang, M., and Yang, Y. (2005) Effects of an ankle-foot orthosis on balance performance in patients with hemiparesis of different durations. *Clin. Rehabil.* 19. 37-44.
- 8) Franceschini, M., Massucci, M., Ferrari, L., Agosti, M., and Paroli, C. (2003) Effects of an ankle-foot orthosis on spatiotemporal parameters and energy cost of hemiparetic gait. *Clin. Rehabil.* 17. 368-372.
- 9) Pohl, M. and Mehrholz, J. (2006) Immediate effects of an individually designed functional ankle-foot orthosis on stance and gait in hemiparetic patients. *Clin. Rehabil.* 20. 324-330.
- 10) Simons, B. C., Jebesen, R. H., and Wildman, L. E. (1967) Plastic short leg brace fabrication. *Orthot. Prosthet. Appl. J.* 21. 215-218.

- 11) 月城慶一, 仲内伸行 (2001) 義足におけるコンピュータ制御—第16回JSPO学会における発表の再現—. 日義肢装具会誌 17. 98-101.
- 12) 渡邊英夫, 高嶋孝倫 (2003) 下肢装具. pp.51-83, 加倉井周一編「装具学」医歯薬出版, 東京
- 13) 飛松好子, 高嶋孝倫 (2007) 下肢装具. pp.230-262, 日本整形外科学会, 日本リハビリテーション医学会編「義肢装具のチェックポイント」医学書院, 東京
- 14) Lehmann, J. F., Esselman, P. C., Ko, M. J., Smith, J. C., deLateur, B. J., and Pralle, A. J. (1983) Plastic ankle-foot orthoses: evaluation of function. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 64. 402-407.
- 15) Lehmann, F. J. (1979) Biomechanics of ankle-foot orthoses: prescription and design. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 60. 200-207.
- 16) 水野元実, 才藤栄一, 岩田絵美, 岡田 誠, 寺西利生, 伊藤実和, 林 正康, 織田幸男 (2005) 調整機能付き後方平板支柱型短下肢装具の開発—その概念と基本性能の検討—. 日義肢装具会誌 21. 256-257.
- 17) 問川博之, 栗田修司, 岡本勝治 (2003) 下肢装具. pp.141-153, 千野直一, 安藤徳彦編「リハビリテーションMOOK7 義肢装具とリハビリテーション」金原出版, 東京
- 18) Bernstein, N. A. (2003) デクステリティ巧みさとその発達. pp.24-48, 工藤和俊 訳. 金子書房, 東京
- 19) Major, R. E., Hewart, P. J., and MacDonald, A. M. (2004) A new structural concept in moulded fixed ankle foot orthoses and comparison of the bending stiffness of four constructions. *Prosthet. Orthot. Int.* 28. 44-48.
- 20) Yamamoto, S., Ebina, M., Iwasaki, M., Kubo, S., Kawai, H., and Kayashi, T. (1993) Comparative study of the mechanical characteristics of plastic AFOs. *J. Prosthet. Orthot.* 5. 59-64.
- 21) 野坂利也 (1996) 装具の力学. pp.47-64, 日本義肢装具学会編「下肢装具のバイオメカニクス」医歯薬出版, 東京
- 22) Klasson, B., Convery, P., and Raschke, S. (1998) Test apparatus for the measurement of the flexibility of ankle-foot orthoses in planes other than the loaded plane. *Prosthet. Orthot. Int.* 22. 45-53.
- 23) 早川康之, 峯島孝雄, 栗山明彦, 田中勇治 (2001) 後方板ばね支柱付きプラスチック短下肢装具の形状の規格化による発生モーメントの調整. 日義肢装具会誌 17. 122-129.
- 24) 青木秀哲, 中村 健, 幸田 剣, 田島文博 (2008) ポリオ患者の下肢装具の現状と課題—アンケート調査より—. 日義肢装具会誌 21. 225-233.
- 25) 大峯三郎, 緒方 南 (1991) 脳卒中片麻痺における短下肢装具の現状と問題点—療法士の立場から—. 日義肢装具会誌 7. 263-269.
- 26) Götz-Neumann, K. (2005) 観察による歩行分析. pp.26-30, 月城慶一, 山本澄子, 江原義弘, 益子原秀三訳. 医学書院, 東京
- 27) Perry, J. (2007) ベリー歩行分析—正常歩行と異常歩行—. pp.17-21, 武田 功 訳. 医歯薬出版, 東京
- 28) 森 信孝 (1997) 脳卒中患者に対する装具療法の効果. 理療ジャーナル 31. 259-265.
- 29) 渡辺英夫 (2007) 脳卒中の病態から短下肢装具を選択する. 日義肢装具会誌 23. 107-112.
- 30) 水落和也 (1992) 歩行訓練—装具の種類と選び方. 総合リハ 20. 799-804.
- 31) 和田 太, 牧野健一郎, 蜂須賀研二 (2007) PDC継手付き短下肢装具の適応. 日義肢装具会誌 23. 127-130.
- 32) Dibello, V. T. (2000) Knee-ankle-foot orthoses. In *Orthotics and prosthetics in rehabilitation*. M. M. Lusardi and C. C. Nielsen (eds.), pp.191-203, Butterworth-Heinemann, Boston
- 33) 森中義広, 日野 工 (2005) 脳卒中片麻痺維持期におけるプラスチック短下肢装具活用のポイント. 理学療法 22. 773-787.
- 34) 森中義広, 日野 工, 酒井潤也 (2007) 脳卒中片麻痺の病態とC.C.AD継手付き下肢装具療法. 日義肢装具会誌 23. 131-141.
- 35) 加倉井周一 (2003) 整形外科靴 (靴型装具). pp. 29-37, 加倉井周一編「装具学」医歯薬出版, 東京
- 36) 横田元実, 沢田光思郎, 鈴木由佳理, 才藤栄一, 山本澄子 (2009) ポリオの装具—ポストポリオ症候群の問題を踏まえて—. 日義肢装具会誌 25. 94-100.
- 37) 横田元実, 才藤栄一, 沢田光思郎, 鈴木由佳理 (2009) ポストポリオ症候群の装具処方に関する予備的検討. 藤田学園医会誌 33. 77-79.