

---

---

# 脳卒中片麻痺者のための短下肢装具の研究

## Development of Ankle Foot Orthosis for the Hemiplegia

- 底屈剛性を可変とする短下肢装具の試作 -

-Prototyping of ankle foot orthosis with variable joint stiffness-

赤澤康史、中川昭夫、中村俊哉、大塚博

AKAZAWA Yasushi, NAKAGAWA Akio, NAKAMURA Toshiya, OTSUKA Hiroshi

田中正夫 (大阪大学大学院基礎工学研究科)

TANAKA Masao (Osaka University, Grad. Sch. Engng. Sci., Div. Mech. Sci.)

---

Keywords :

Biomechanics, Rehabilitation, Ankle Foot Orthosis, Joint Stiffness

Abstract :

For the hemiplegia, an ankle-foot orthosis that suits the hemiplegia's lower limb condition well is an essential tool for helping him or her walk. Our study up to last year showed that the widely used anklefoot orthosis affected initial stance-phase movement. Because the mechanical characteristics of the anklefoot orthosis currently in use rely only on the footjoint angle, we test-manufactured an anklefoot orthosis whose stiffness in plantar flexion varied according to the initial phase of stance and other in a gait cycle. The result confirmed that the test product functioned exactly as it was designed to do. We conducted walking tests using the test product on able-bodied persons and found that gait patterns may be improved by adjusting stiffness according to the user's walking phase.

### 1. はじめに

脳血管障害の後遺症として一般的とも言えるのが片麻痺と呼ばれる運動障害であり、不幸にして十分回復しないまま、いわゆるプラトーを迎え歩行困難を呈する症例も多く存在する。歩行の再建、歩行能力の向上は、介護者の負担を軽減し当人の日常生活能力を確保する上で重要であるばかりか、自尊心を保ちながら生活を送るためにも大変重要な課題である。下肢装具の処方は、主として下肢痙性の軽重の診断に基づいて行われる。しかしながら、現状では、歩行を助けるツールとして重要な短下肢装具 (Ankle Foot Orthosis 以下、AFO と略す) の力学的特性は足関節運動に伴う角度変化に依存しており、歩行とい

う連続的な身体運動に常に適合しているかについては不明な点も多い。

当該研究テーマではこれまで、AFO が歩行運動に与える力学的影響について調べ、AFO の関節機構が持つべき機能について検討を試みてきた<sup>1)2)</sup>。本報では、歩行に適した剛性を発揮する AFO の可能性を探るため、底屈剛性を立脚初期とそれ以外の歩行周期とで可変とする AFO を試作し、最も普及しているシューホーン形 AFO との比較検討を通じ、歩行フェーズに沿った剛性調節の必要性とそうした AFO の実現に向けた課題について検討する。

### 2. 剛性可変機構の考え方と試作

#### 2.1 シューホーン形 AFO による関節運動への影響からみた AFO 剛性変化の必要性

図 1 に健常者の膝・足関節モーメントを示す。図 (a) は裸足歩行時のものであり、図 (b) はシューホーン形 AFO を装着した緩速歩行時のものである<sup>1)</sup>。足関節モーメントを見ると立脚後期では AFO の有無による影響はほとんど見られない。また山本らによる研究<sup>3)</sup>でも片麻痺者の立脚後期足関節モーメントに AFO が与える影響は小さいことが報告され、その後同じ著者らにより開発された背屈補助機構付き AFO も背屈側への運動はフリーとして片麻痺者に支持されつつある<sup>4)5)</sup>。これらより、足関節が背屈するとき、それに抗する形で底屈モーメントを発生する必要はないと考えることができる。ただし、膝・足関節とも弛緩傾向が見られる場合は、背屈抵抗が立脚中期から後期にかけての身体の安定性に寄与する可能性もある。ここでは、シューホーン形の対象となる、比較的強い足関節痙性、すなわち底屈状態保持傾向のあることを念頭に議論を進める。装着・非装着による立脚後期の底屈モーメントに差が見られない一

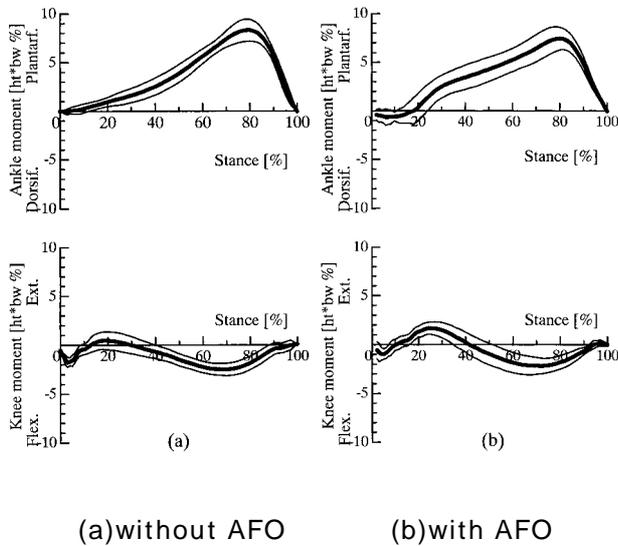


Fig.1 Joint moments of normal subjects<sup>1)</sup>

方で、図 1(b) の立脚初期の膝伸展モーメントは装着時が大きくなっている。これは、踵接地時の底屈剛性に起因する、AFO 下腿後面による下腿部への圧迫を伴う前傾作用を嫌って生じた代償動作の結果と捉えられる。したがって、踵接地時に底屈剛性を減少させることができれば、踵接地から全足底接地へのスムーズな移行が可能になり、前述の代償動作を行う必要性も減り、より正常に近い歩容が実現されると推測される。なお、片麻痺者の歩行においては、踵接地直後の爪先開き角の変動（とくに外旋方向）や下腿の急激な押し出しは日常的に観察される事実である。遊脚中期の足尖接地を回避するためには底屈に対する十分な剛性が必要であるのはもちろんのことであるが、AFO の底屈剛性が足関節角度のみの関数である限り、すなわちそれらが一対一の関係にある限り、立脚初期に見られる歩行の阻害要因と影響は不可避である。

2.2 剛性変化機構の考え方

前節の考え方によると少なくとも遊脚期と立脚初期とで底屈剛性を変化させることが必要である。そこで底屈 25 度、背屈 30 度の範囲で動作可能な関節機構をもち、下腿後面部に油圧シリンダーを配置することで関節剛性を調節可能とする構造を設計した(図 2)。すなわち、前述のように、背屈側はほぼ自由な運動を許容し、底背屈 0 度から底屈しようとするときに油圧シリンダのプランジャが圧縮を受け抵抗力を発生するものである。このシリンダは頭部ネジの回転で最弱から最強まで抵抗力を無段階で調整できるので、この調整ネジに直流モータを直結し、図 3 のように

モータの回転方向ごとに自己保持回路を設け、押しボタンスイッチで起動、リミットスイッチで停止させる。リミットスイッチは当初、調整ネジ部に取り付け、モータとシリンダの相対回転防止兼用フランジに接触して作動する形式とした。その後、リミットスイッチを固定し、調整ネジ部に取り付けた小棒が調整ネジとともに回転しスイッチ板を押す形式に変更した。小棒の取り付け位置によって抵抗力の強および弱の度合いを決定できる。

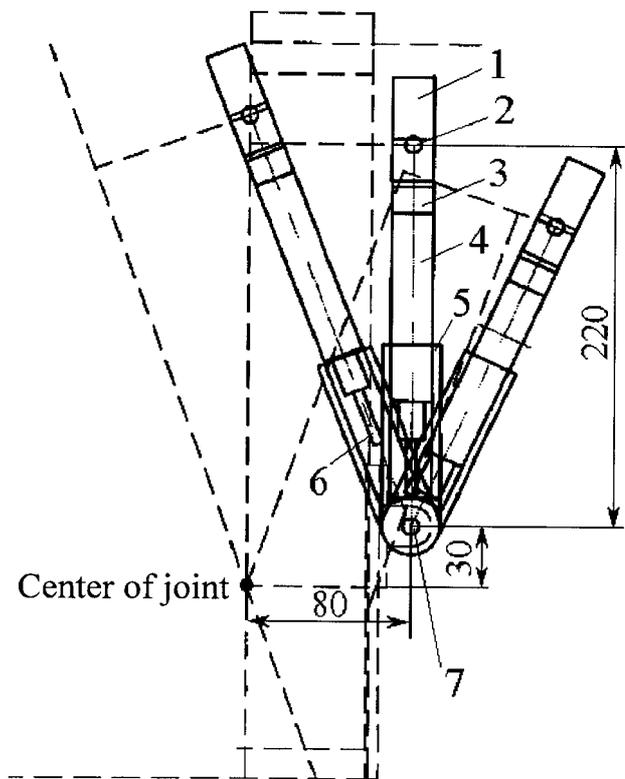


Fig.2 Sketch of variable stiffness joint for AFO  
 1 motor 2 upper axis 3 force adjuster  
 4 oil cylinder 5 cylinder guide  
 6 plunger 7 lower axis

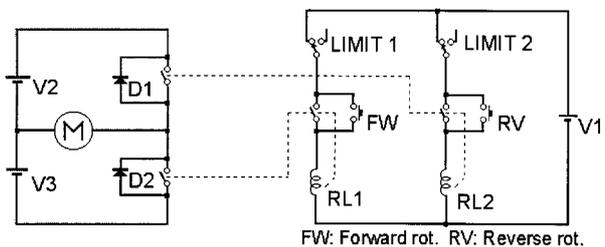


Fig.3 Motor control circuit for plunger force adjust

### 2.3 装具部の製作と剛性可変機構の組み付け

装具部は、いわゆる価格表<sup>6)</sup>の分類で下肢装具・足継手・制御式(制限式)固定足継手、同あぶみ・足板付を加工し可動域制限をなくしたものを用い、別に製作した樹脂製足部覆いを組み合わせ、下腿半月およびストラップを取り付けた。油圧シリンダ機構を設計位置に組み込んだ試作AFOを図4に示す。

これは上記両側金属支柱式AFOに、上部ブラケットの軸受けを支柱へ、またプランジャ受けを兼ねるシリンダガイドの軸受けを足部へ、それぞれアルミ板を介して取り付けられたものである。装具本体の製作と機構部の組み付けは義肢装具士が実施した。なお、用いた油圧シリンダ(図5)の特性は表1のとおりである。

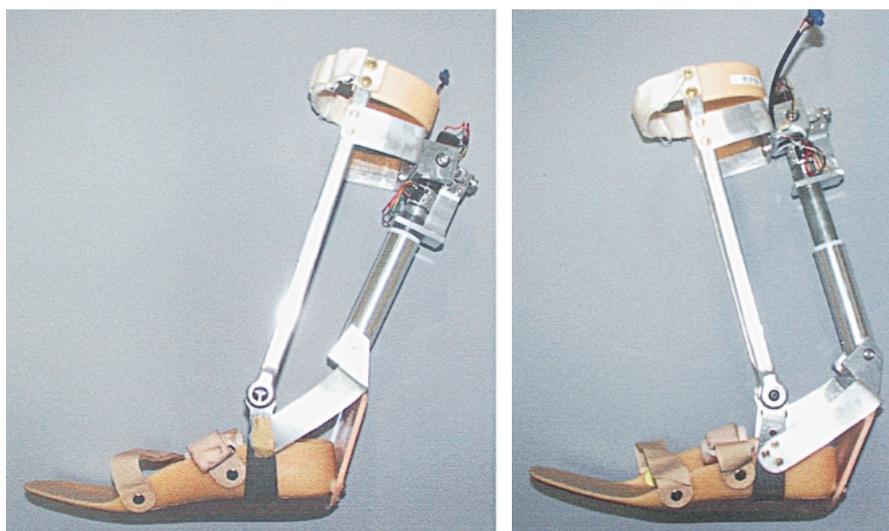
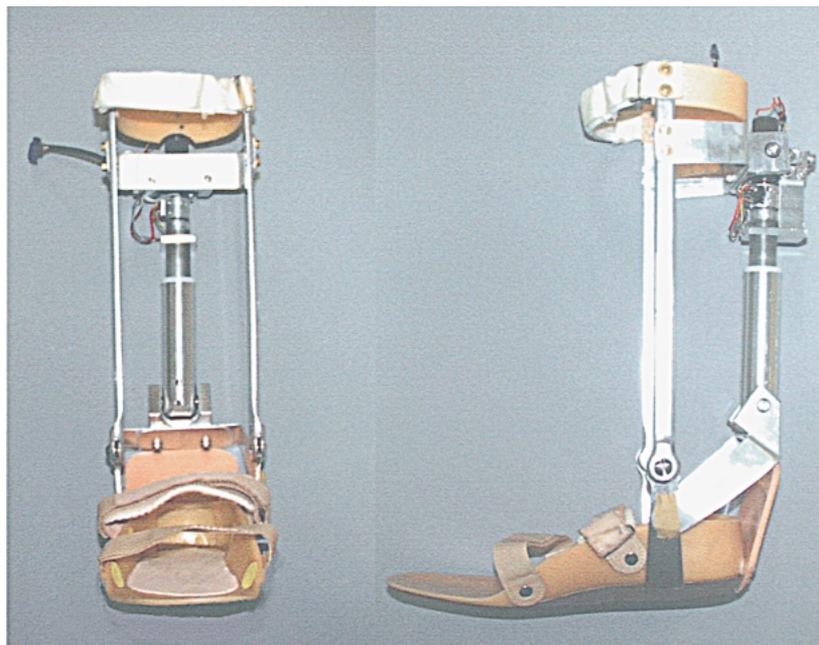


Fig.4 Prototype of the AFO



Fig. 5 Hydraulic cylinder

Table 1 Characteristics of hydraulic cylinder

stroke [mm]	minimum force for full stroke [N]	max time for full stroke [sec]			return time[sec]
		108N	666N	1333N	
25	10.8	72	12	6	0.13

### 3. シューホーン形および試作 AFO の剛性比較

材料試験機（ミネベア AL-50kN）を用いて、試作した AFO の底屈角度 - モーメント関係を計測した。方法は文献 1 と同様であるが、試作 AFO の足関節軸位置は一意に決まるため、シューホーン形の剛性計測で用いた下腿ダミーは用いず、足部ダミーのみを AFO 足部の固定に用いた。試作 AFO の剛性は強（油圧シリンダの調節目盛の 90%）と弱（同 30%）の

二通りで計測した（図 6）。図 7 に計測結果を示す。これより、試作 AFO は、剛性を強としたとき、底屈開始時にシューホーンより高剛性で、弱ではシューホーンより十分低剛性であると言える。なお、試作 AFO の剛性には速度依存性があるため、剛性「強」の計測の際には遊脚期の足部支持性を考慮して初期角速度を十分遅く（1.7deg/sec）、「弱」の計測の際にはできるだけ立脚初期の底屈角速度に少しでも近づけるため速く（5.5deg/sec）設定した。



Fig.6 AFO stiffness measurement apparatus

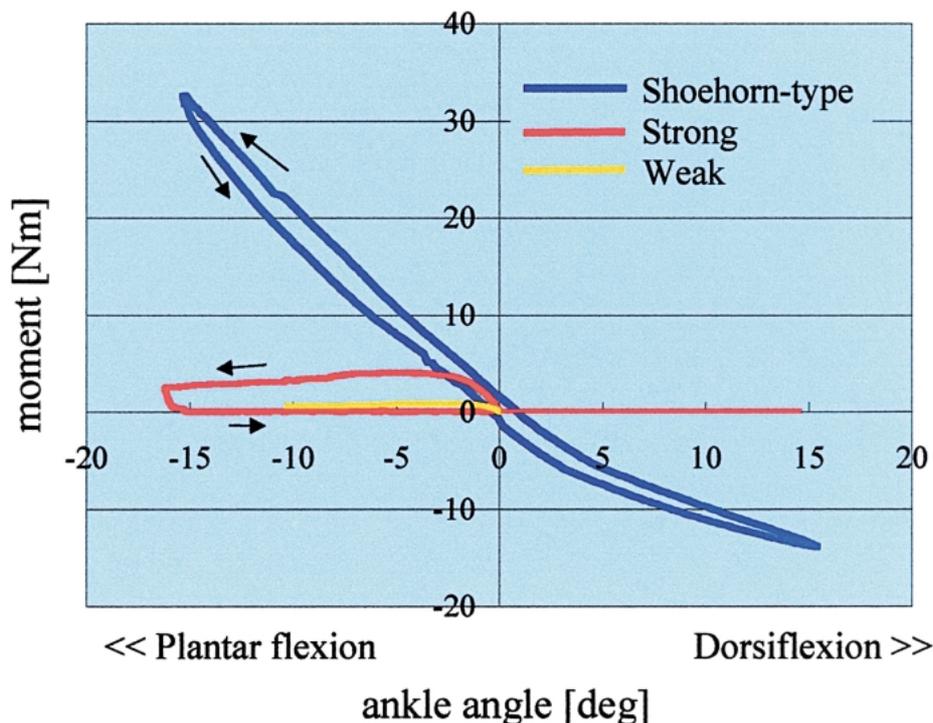


Fig. 7 Plantar/dorsiflexion stiffness characteristics of a shoehorn-type and the prototype AFO

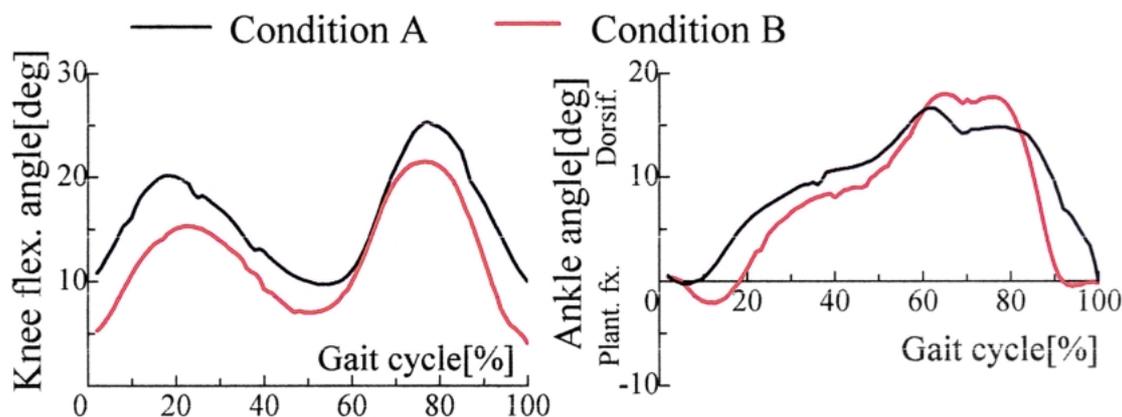


Fig. 8 Joint angles in sagittal plane (with the prototype AFO)

片麻痺者による歩行実験を今後行っていく予定である。また、今回は背屈0度から底屈しようとするときに初めて抵抗力を発生するように設定したが、シリンダガイド底部の位置を上げることで比較的簡単に背屈数度から底屈に対する抵抗力を発生することもできるのでパラメタの一つに加えることを検討中である。

## 5. インテリジェント化に向けた課題

本報告において、最小限の剛性変化として強弱二段階の切り替えを行ったが、本来は、歩行フェーズの瞬間瞬間に適切な剛性を発生する機能、すなわちインテリジェント機能を持つことがより合理的であると考えerことは妥当であろう。装着者による痙性の相違に対応することはもちろん、同じ装着者の日内変動（あるいはもっと短い時間単位における変動）にも自動的に対処できれば理想的である。また、運動の連続性および生体に与える影響（反射を誘発しないこと）から考えて剛性変化は無段階であることが望ましい。

このような諸条件をクリアするためには、まず、AFO 装着時の足関節痙性の程度を評価するしくみが必要であるし、遊脚・立脚の区別を始めとする歩行の各フェーズのセンシングと各時点において最適な足関節角度を実現する剛性の発生機序決定が要求さ

れる。さらにはこれらを実現する機構を搭載しても装具として許容される重量や体積の制限を越えてはならない。いずれをとっても簡単なことではないが、まず機能面を優先して実現し、受け入れられることを確認した後、外観や軽量性を改良する方向が現実的と考える。

## 6. おわりに

背屈自由・底屈剛性可変のAFOを試作し、歩行解析から、踵接地時の底屈剛性低下機能が歩容改善につながる可能性について考察した。痙性の強度や歩行スピードと対応するAFO底屈剛性の大きさ、剛性切り換えタイミングなど検討すべき点は多く、今後の課題である。装具には装飾性・軽量性が求められているが、現用のAFOに機能を追加することによって生じるマイナス面を十分補う性能を追求してみたい。

## 参考文献

- 1) 田中・赤澤・中川・劉、短下肢装具の力学的特性と歩行における運動拘束機能、日本機械学会論文集、63C-607、182-188、1997
- 2) 赤澤・中川・岡野・田中、脳卒中片麻痺者のための短下肢装具関節機構の基本設計 - 歩行時力学的特性からの検討 -、日本機械学会講演論文集、No99-3、356-357、1999
- 3) 山本・海老名・久保・川合、林・岩崎・土肥・宮崎・窪田、片麻痺患者の歩行の連続計測 短下肢装具の矯正モーメントの影響を中心として -、バイオメカニズム 11、319-330、東大出版会、1990
- 4) 山本・久保・海老名・筒井・早川、背屈補助付短下肢装具 (DACS AFO) の第一次モニター使用評価 - 使用者アンケートとハードウェアの改良について -、日本義肢装具学会誌、14-3、295-306、1998
- 5) 筒井・山本・久保、背屈補助付短下肢装具 (DACS AFO) の第2次モニター使用評価 - ハードウェアの改良と使用者アンケート結果について -、日本義肢装具学会誌、15-4、340-344、1999
- 6) 日本義肢協会編、補装具の種目、受託報酬の額等に関する基準、1999 (厚生省官報から制作されている)