短下肢装具の力学的特性と歩行における運動拘束機能*

田中正夫^{*1}, 赤澤康史^{*2}
中川昭夫^{*2}, 劉本武^{*3}Mechanical Characteristics of Ankle Foot Orthosis
and its Effect on Human GaitMasao TANAKA, Yasushi AKAZAWA,
Akio NAKAGAWA and Pen-Wu LIU

Ankle foot orthosis (AFO) assists the gait motion of persons with disability such as of hemiplegia, and the biomechanical function is the primary concern of AFO. In conventional prescription of AFO, the attention has been mainly focused on the ankle joint support at a secure position against the stumbling due to toe contact with floor during the swing phase of gait cycle, but little attention has been paid for its function during the stance phase. In this study, the mechanical characteristics of shoehorn-type AFO is examined in the context of the gait motion analysis during the stance phase of normal subjects, and by experimental analysis of the ankle joint stiffness in sagittal plane on a universal testing machine. Deformation of AFO is characterized by the relative angle between the shank and foot planes, and it is found that the stiffness of AFO depends strongly on the foot angle. The joint moment during the stance phase is evaluated for slow-speed gait with and without AFO. It is found that the knee extension moment of the gait with AFO is significantly larger than that without AFO. It is expected that the ankle joint constraint imposed by AFO results in a gait pattern different from the normal, although the resisting moment of AFO is not so significant in the joint moment.

Key Words: Biomechanics, Rehabilitation, Gait Analysis, Joint Moment, Shoehorn, Ankle Foot Orthosis

1. はじめに

種々の傷病により、身体の形態は損なわないが、機能に障害を残した場合、その悪化防止や、喪失機能補完を目指して装具が用いられる。例えば、脳血管障害の後遺症により半身が不随である片麻痺患者の場合、脳機能の損傷部位により運動機能障害の様態は異なる。下肢に障害をもつに至った患者にとって、歩行の再獲得は非常に切実な問題である。麻痺の程度と様式によるが、膝までの運動調節機能がある程度確保される場合、足関節が底屈位をとることに対処することを主目的として短下肢装具(以下、AFO: Ankle Foot Orthosis)が処方される。AFOは個々の患者の下肢形状に適合するよう義肢装具士により製作され、近年美観性、軽量性のし好からプラスチック製が大半を占めている。しかしながら、本来の運動機能にかかわる矯正力あるいは正常肢位の保持力等に関しては、異なる数種のタイプから選択されるにすぎない。本来、失われた運動機能を定量的に評価し、それに適合した装具

設計を行うことが肝要であるが、このような問題に関する取組は遅れており、山本らのグループによる研究⁽¹⁾⁽²⁾などが散見されるにすぎない。

本研究では、脳卒中患者を中心に現在最も多く処方されている、シューホン(靴べら)形プラスチック製AFO(図1)を取上げる。著者らの所属するリハビリテーションセンターで処方決定の目安として用いている評価用AFOの力学的特性を調べ、このAFOを健常者に装着した場合の歩容と下肢関節モーメントへの影響について解析する。これによりAFOのもつ運動拘束機能について検討を加える。

2. 歩行と下肢関節モーメント

2・1 歩行運動における関節モーメントの定義
人間の歩行は、足関節、膝関節など主として下肢各

Fig. 1 Shoehorn-type AFO

* 原稿受付 1996年7月12日。

^{*1} 正員, 大阪大学基礎工学部 (☎ 560 豊中市待兼山町1-3)。^{*2} 正員, 兵庫県立福祉のまちづくり工学研究所 (☎ 651-21 神戸市西区曙町1070)。^{*3} 学生員, 大阪大学大学院。

関節の動きにより生成される運動である。下肢筋が収縮し、各関節周囲にモーメントを発生させることで目的の運動が達成され⁽³⁾、下肢筋と関節の受動的組織である靱帯等の働きにより、歩行過程の関節運動の安定性が保たれる。なお、ここでいう関節モーメントは、関節軸回りに働く筋張力、受動的抵抗、体節の慣性とといった内力と体節に働く重力などの外力を全部足し合わせた結果、関節を回転させるように発生したモーメントである。

関節回転への最大寄与である筋力が不足すれば、おのずと関節モーメントは小さくなり、そのモーメントで達成しうる歩容に限定される。特に体の支持および前進の役割を担う立脚期における歩行の生体力学的考察は重要と考えられる。なお、運動中の筋力を直接計測することは、下肢の主要筋に限っても困難であり、関節モーメントを求めるには、外力である床反力や体節の動きから歩行の運動学および運動力学モデルに基づく逆力学解析の手順をとることが必要となる。

2・2 歩行計測システム 歩行路の左右上方に設置された運動計測システム(BTS社 ELITE)の計測カメラ4台で、被験者の体節表面につけた赤外線反射マーカの空間座標を、左右床反力および作用点を床反力計で、いずれもサンプリング周波数 50 Hz で同時計測する(図2)。左または右同側のカメラ2台を一組とし、それぞれ得られた2Dイメージフレームの組合せから、ステレオ法により左右の各マーカの空間座標を得る。なお、システムの空間座標系(絶対座標系)は、X方向を前方、Y方向を上方、Z方向を右方向とする。

2・3 体節リンクモデル 体節表面上のマーカ点から体内の関節点を第二近似法⁽⁴⁾により求め、関節モーメントの計算に必要なリンクモデルを構成する。すな

わち、股関節点は、マーカ位置より空間左右軸に沿って両大転子間距離の18%内側とし、膝関節点は、マーカ位置から空間左右軸に沿って、膝関節の左右径の1/2だけ内側と定める。足関節点および中足骨関節点も膝と同じく、それぞれ左右径と幅の1/2だけ内側とする。

以上の方法で構成したリンクモデルの各体節の質量中心を推定し、リンクの空間角度を求める。各体節の質量中心位置および角度を数値微分することにより、その加速度、角加速度を得る。これと図3に示す自由物体線図に基づき関節モーメントを計算する⁽⁶⁾。もちろん関節運動は三次元空間内のものであるが、本研究では、運動量の最も大きい矢状面内のモーメント等に注目することとする。

3. 評価用 AFO の変形計測

AFOの製作にあたり、遊脚期中のつま先接地を防止すべく、足関節の底屈を矯正する抗底屈モーメントに関する検討はなされるが、立脚期中の作用について議論されることは少ない。ここでは、処方支援目的で使用されているシューホン形評価用AFO(以下評価用AFOと略す)の歩行時の変形について、関節の可動域制限がなく、筋力も大きい健康者を用いて調べる。これによりAFOの力学的特性を調べる際の基礎データとする。なお、評価用AFOの素材はポリオレフィン系プラスチックで厚みは約3mmである。

3・1 AFOの変形計測手順 図4(a)のように評価用AFOの後面の内外側、踵骨後端、第一・第五中足骨頭近傍に赤外線反射マーカを付け、下腿裏面と足底面とを定義する。この両者の相対運動を観察するこ

Fig. 2 Kinematic measurement system with force plates (A: 10 m walkway B: 2 m field of view C: KIS TLER force plates D: ELITE 3D system TV: Infrared LED and CCD camera)

(a) Link model (b) Free body diagram

Fig. 3 Link model of lower limb system

Fig. 4 Coordinate systems of AFO

とで、抗底屈あるいは抗背屈モーメントに最も寄与すると考えられる AFO の背面と底面の相対的位置変化が得られる。健常男子(24~32 歳)3 名を被験者とし、次の各条件について計測した。

- (A) AFO 単体(基準を得るため)
- (B) 裸足の静止立位(ただし、被験者 1 名)
- (C) AFO 装着(右側)静止立位
- (D) 裸足の自由速歩行(ただし、被験者 1 名)
- (E) AFO 装着(右側)自由速歩行

なお、裸足計測の場合、マーカーは直接下腿皮膚表面に付けて計測した。定常歩行での計測となるよう、計測可能範囲の前後それぞれ 2.5 m を含む範囲の歩行を対象とし、本計測の前に 2~5 回の予備歩行を行わせた。また、立脚期の開始、終了は床反力により確認した。

3・2 変形角度 ふくらはぎ面の外側および内側のマーカーを mk 1, mk 2, かかとの上方のマーカーを mk 3, 第五および第一中足骨の骨頭のマーカーを mk 4, mk 5 とする。足底面を mk 3, mk 4, mk 5 で、下腿の裏面を mk 1, mk 2, mk 3 で定義し、mk 3 を原点とする足座標系と下腿座標系を定める [図 4(b)]。なお足座標系については、足部底面に垂直に Y_f 軸、mk 4-mk 5 の中点を通るように X_f 軸を定める。また下腿座標系については、下腿裏面に垂直に Y_s 軸、mk 1-mk 2 の中点を通るように X_s 軸を定める。足関節角度は両座標系の相対角度として定義し、これは AFO の変形角度となる。すなわち座標系の単位ベクトルを絶対座標系で式(1)と表すと、足座標系あるいは下腿座標系の絶対座標系に対する回転角度(図 5)は式(2)のように計算することができる。

$$\left. \begin{aligned} \hat{e}_x|_{O_{XYZ}} &= (A_x, A_y, A_z) \\ \hat{e}_y|_{O_{XYZ}} &= (B_x, B_y, B_z) \\ \hat{e}_z|_{O_{XYZ}} &= (C_x, C_y, C_z) \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots (1)$$

Fig. 5 Orientation of foot/shank coordinate system

$$\left. \begin{aligned} \alpha &= \sin^{-1} \left(\frac{A_z}{\sqrt{A_x^2 + A_z^2}} \right) \\ \beta &= \sin^{-1}(A_y) \\ \gamma &= \sin^{-1} \left(\frac{-C_y}{\sqrt{A_x^2 + A_z^2}} \right) \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots (2)$$

3・3 健常歩行時の AFO の挙動 足関節(厳密には下腿軸)内旋、底屈および内反を負とし、足関節外旋、背屈および外反を正の値と定める。ただし、ここでの内外反は、距骨下関節を中心とする内・外返しとは異なり、単なる足底面の足長軸に対する回転運動であることを注意する。なお、3・2 節で述べた AFO 単体(A)および裸足静止立位(B)での足座標と下腿座標の相対角度をニュートラルポジションとして、ここでは関節角度および AFO 変形角度の零位置を再定義した。

図 6 に裸足歩行(E)の立脚期の足関節角度および AFO 装着歩行(D)の AFO の変形角度を示す。AFO を装着すると、底背屈角度、内外反角度の値が小さくなり、内外旋方向も裸足のほぼ立脚期全体にわたり外旋角度から内旋角度になる傾向が見られる。これらは、足関節の運動が AFO により制限されたことによ

Fig. 6 Ankle angles (AFO deformation) during stance phase of the gait without AFO and with AFO

るものである。ここで用いた評価用 AFO では AFO 装着時の底背屈角度の絶対値が最も小さく抑えられており、この AFO は底背屈方向の制限が強いといえる。なお、AFO 装着歩行では試行間のばらつきが大きく、健常者においても安定した円滑な歩行とはなっていないことが推察される。これは、AFO 装着によって足部の底屈が滑らかに行えず、裸足歩行では立脚期 10% 程度で現れるフットフラットが立脚期 30% 以降に遅れるという現象とも関連すると考えられる。

4. 評価用 AFO の特性試験

4.1 特性試験の目的 3 章より健常者の例では、歩行の進行方向 X 軸と足底の長軸 (X_f 軸) が一致しておらず、いわゆる歩角 (図 5 における α) が 0° でない歩行であった。実際の患者の歩行を見ても、歩角が 0° であるケースは少ない。これは、屈曲共同運動パターンを呈する患者では股関節が遊脚期で外旋しやすく、そのまま接地するからである。逆に伸展パターンが出現すれば、内反尖足を伴って内旋気味に接地することが多いからでもある。AFO により内反尖足は矯正されるが、股関節内外旋までは矯正できない場合、内旋のまま接地することになる。したがって、AFO の剛性とそこから生じる抵抗モーメントを論じる場

Fig. 7 Stiffness Test for Shoehorn-type AFO

合、その変形の方によって特性が変わるのかどうか確認する必要がある。ここでは、装着時に評価用 AFO が与える力学的影響を推定するための基礎データとして評価用 AFO の特性を調べる。

4.2 試験方法 はん用引張試験機 (ミネベア社 AL-50 kN) に足底の固定角度を調節できる固定台を用いて試験を行う。足関節より遠位部のない下腿ダミーにベルクロテープおよび粘着テープを用いて評価用 AFO を装着し、義足足部を利用した足部ダミーにより固定台上向き (人体の前方に対応) に取付ける (図 7)。ダミーの下腿は石膏の心材の外側にウレタンフォームをまき、人間の足部の柔らかさおよび形を模するように整形してテフロンテープで固定した。この作業は義肢装具士に依頼した。下腿ダミーを、その中央に設けたユニバーサルジョイントの回転 2 自由度、下腿ダミー軸に沿う滑り 1 自由度をもつジグを介して試験機ヘッドに取付ける。これにより評価用 AFO の背面には、上下 (人の前後) 方向にのみ負荷が作用し、矢状面における足関節中心まわりのレバーアームが一定となる。

負荷の範囲は足関節の矢状面内角度 θ で、 -15° から $+15^\circ$ までとし、底面の長軸 X_f 軸と X 軸のなす角度が $+30^\circ$ (外旋) から -30° (内旋) まで 10° ごとに固定角度を変え試験を繰り返す。素材の粘弾性および摩擦等によるヒステリシスが安定するまで予備負荷を繰り返した後、本特性計測を行う。計測したヘッドの変位および負荷は、レバーアームを用いて AFO 単体の矢状面内抵抗モーメント M および足関節角度 θ に換算する。

4.3 AFO の剛性特性 図 8 に得られた評価用 AFO の底背屈角度一補助モーメント特性を示す。これは、底屈・背屈負荷の起点および終点近傍を棄却し、4 次関数で最小二乗法あてはめを行い、得られた曲線の定数項を零とおいたものである。太い実線は内外旋なしの場合を示す。やや細い線は外旋 (E) の場合、細い線は内旋 (I) の場合であり、そのうち実線、破線、点線はそれぞれ 10° 、 20° 、 30° を表す。これより、底屈

Fig. 8 Plantar-dorsi stiffness of AFO

方向への剛性は回旋のない場合が最も大きく(剛く)、回旋角度の増加に伴って小さく(柔く)なっていくことがわかる。背屈方向への剛性は、回旋角度の違いによる差は外旋ほど大きくはないが、やはり回旋なしに比べて小さくなっている。底屈剛性では内旋に比べて外旋のほうが、角度増加による剛性の減少のしかたが大きい。

歩角が外向き 20°(外旋 20°)の歩行の場合、底屈 10°を生じさせるに必要なモーメントは、内外旋角度が 0°, すなわち AFO の底面の長軸が歩行の進行方向と一致している歩角が 0° の場合の 3 分の 2 程度のモーメントしか必要としない。逆に 3.0 Nm の底屈モーメントでは、歩角が 0° の場合 5.0° しか底屈しないが、歩角が外向きに 20° の場合では 7.5° の底屈を生じさせる。すなわちこの AFO は、外旋気味に歩行するほど柔らかい装具を装着していると感じることになる。

5. AFO による健常者歩行への影響

ここでは 3, 4 章で特性を調べた評価用 AFO により健常者足関節に拘束を加えた場合の運動への影響について検討を行う。

5.1 AFO 装着歩行の計測 2.2 節で説明した歩行計測システムにより、左右両側の肩峰、上前腸骨棘、大転子、膝関節、足関節、第五中足骨頭の合計 12 点のマーカを用いて健常男子 5 名(年齢 21~26 歳、平均身長 172 cm、体重 65 kg)を被験者とし、以下の条件で計測を行った。

(A) AFO を装着しない裸足歩行

(B) 右側に AFO を装着した歩行

歩行速度は、リハビリテーションの現場で最低実用歩行速度といわれる 40 m/min(0.67 m/s)に近い速度を指示したが、被験者が過度に意識しないよう最大 2 回までの指示にとどめた。なお、定常歩行での計測となるように、いずれの条件でも本計測の前に 2~5 回の

Table 1 Average walking speed [m/s]

	without AFO	with AFO
At preferred speed	1.3	1.2
At slow speed	0.93	0.82

(a) Case (A) of gait without AFO (bare foot)

(b) Case (B) of gait with AFO

Fig. 9 Stick picture of slow gait

予備歩行を行わせた。なお、実際に計測した平均歩行速度は表 1 に示すとおりである。

図 9 に、裸足歩行条件(A)と AFO 装着歩行条件(B)それぞれの矢状面内の姿勢を示すスティックピクチャおよび床反力ベクトルを示す。横軸は、立脚期が 100% となるように正規化し、足関節位置を基準として 5% ごとに表示した。床反力値は体重で、スティックピクチャの体節長さは身長でそれぞれ正規化した平均値である。また、裸足歩行条件(A)および AFO 装着歩行条件(B)の立脚期の膝・足関節角度および膝・足関節モーメントを平均値±標準偏差により図 10 に示す。関節モーメントは被験者の体重と身長積で正規化したものであり、各モーメントのピーク値および出現時間を表 2 に示す。

5.2 AFO 装着の検討 図 9 および 10 の(a)と(b)を比べると、立脚期の後半では明確な差異は見られないものの、前半では、AFO 装着条件(B)では、裸足歩行条件(A)に比べ次のような特徴が見られた。

- ・踵接地時から膝が屈曲しており、立脚期 30% 近くにいるまで膝屈曲角度は増加傾向を示す。

(a) Case (A) of gait without AFO (bare foot)

(b) Case (B) of gait with AFO

Fig. 10 Joint angles and moments of slow gait

- ・膝伸展モーメントのピークが大きくなり、その出現時期が立脚期の20%以前から23%弱まで遅くなっている。またその発生時間も長い。
- ・足関節が踵接地直後から背屈モーメントを生じ、立脚期18%で背屈から底屈へ移行する。また、その後の底屈モーメントの発生が急である。

これはAFOのもつ底屈剛性からの寄与も考えられるが、踵接地時から膝が屈曲していたことから見て、踵接地直後からの膝関節の急激な屈曲を避けるような歩容を選択したものと考えられる。AFO装着条件(B)では、裸足歩行条件(A)に比しておよそ2倍の膝伸展モーメントを必要とする歩行を、健常者は行っていることになる。これは足関節の運動がAFOにより拘束されたことへの代償と考えるのが妥当であろう。しかしながら十分な筋力を発揮できるとは限らない場合、このAFOによる足関節の拘束が、歩行にどのような影響をもたらすか、すなわちどのような歩容を選択させることになるのかについては、今後慎重に検討を行う必要がある。実際シューホン使用障害者が、立脚開始時にAFOの足底と床面が平行となるよ

Table 2 Maximum ankle and knee moments [ht*bw%] and those time in stance phase [stance %]

	without AFO value	AFO time	with AFO value	time
Maximum plantarflexion moment	8.2	77	7.8	78
Maximum knee extension moment	0.81	19	1.7	24

Fig. 11 Ankle joint moment and auxiliary moment of AFO

うに接地する全足底接地は、膝折れによる転倒の危険性を回避する安定した歩容と密接に関連することが推察されているが、その一因として足関節の運動拘束の影響などは、今後の検討課題となり得ることが示唆される。これらは、遊脚時における足部矯正を目的としたAFOによる足関節運動の拘束が、立脚期に及ぼす影響についての検討の重要性を示すものである。

5.3 AFOによる拘束の力学的評価 裸足条件(A)およびAFO装着条件(B)での歩角は平均、外旋約9°であった。4.3節で求めたAFO底背屈モーメントの外旋10°の場合を用いて算出したAFOの補助モーメント(点線)をAFO装着歩行条件(B)(実線)および裸足歩行条件(A)(破線)の足関節モーメントとともに図11に示す。抗底屈(背屈補助)モーメントは最大値で2.0 Nmであり、条件(B)における同時期の足関節モーメントの38%であるが、条件(A)と条件(B)の差におよぶものではなかった。この差は、AFOを装着したことによる健常者の歩容の変化によるものと考えられる。現在使用されているAFOに、歩行訓練を開始するために最低限必要な機能があることは、これまでの臨床実績からみて十分認められる。しかしながら、運動機能が完全でない患者の立脚初期に与える影響については、患者個々のケースに合せて考える必要がある。例えば、患者が外旋歩行をする場合、屈曲パターンに起因するのか、底屈がAFOにより拘束されたために生じる接床直後のAFOの抗底屈モーメン

トからくる膝関節等への影響をやわらげるためなのかを検討する余地がある。

なお、立脚中期から後期にかけて発生される足関節底屈モーメントに比するとAFOによる抗背屈(底屈補助)モーメントはさらに小さな割合である。AFOには、立脚中期の下肢の安定性を高め、後期のけり出しを援助する機能があるといわれているが、モーメントの大きさから見て健常者ではほとんど影響が認められなかった。筋力が十分でない片麻痺者においてこの点がどうなのかについては、今後の検討課題として残るところである。

6. お わ り に

臨床現場で評価に用いているAFOの力学的特性を詳細に調べたところ、AFOの運動方向により剛性の変化が見られた。すなわち、同じAFOを装着しても歩角により、AFOから受ける力学的影響が異なることになる。AFOは、股関節を内旋も外旋もしない、いわゆる歩角が0°の場合最も剛く、それから外旋しても内旋しても柔らかくなるが、外旋のほうがより柔らかい。また、AFO単体の力学的影響を計測した結果、生体本来の足関節最大底屈モーメントに対してAFOの有無による差のモーメントに対する比は小さかった。しかしながら立脚初期の膝伸展モーメントは大きく、膝関節が屈曲しているなどAFOの存在が歩容に影響を与える可能性が、健常者の歩行解析を通じて示された。これはAFOの足関節で大きな抗底屈モーメントが発生しないような歩容を選択した可能性もあ

る。AFOを使用する片麻痺患者では意図しているか否かは問題であるが、股関節を外旋しながらの歩行がよく見られる。これはAFOの底屈剛性からくる膝への影響を少しでも減らすように獲得した歩容によるとも考えられる。これらの点を検証するためには、遊脚期には本来の抗底屈機能を発揮しながら、立脚初期から底屈を許容するような機構をもったAFOとの比較検討を行う必要があろう。これは今後の課題であり、追って報告したい。

なお、歩行計測とダミー作成にあたり兵庫県立総合リハビリテーションセンターの理学療法士および義肢装具士諸氏の協力を得た。記して感謝する。

文 献

- (1) 山本澄子・海老名政彦・久保茂・川合秀雄・林武雄・岩崎満男, 短下肢装具の機能の定量化—下肢に装着した状態での可撓性の計測—, 第11回バイオメカニズム学術講演会予稿集, (1990), 13-16.
- (2) 山本澄子・海老名政彦・川合秀雄・岩崎満男・宮崎信次・窪田俊夫・山口恒弘, 短下肢装具の可撓性と初期角度が片麻痺者の歩行に及ぼす影響, バイオメカニズム 12, (1994), 253-264.
- (3) 大橋正洋, 脳血管障害のリハビリテーションが望むもの—片麻痺歩行分析について—, バイオメカニズム学会誌, 18-4(1994), 198-205.
- (4) 臨床歩行分析懇談会, 歩行データ・インタフェース・ファイル活用マニュアル—歩行データフォーマット標準化提案書—, (1992), 臨床歩行分析懇談会.
- (5) Vaughan, C. L., Davis, B. L. and O'Connor, J. C., *Dynamics of Human Gait*, (1992), 83-106, Human Kinetics Publishers.
- (6) Giannini, S., Catani, F., Benedetti, M. G. and Leardini, A., *Gait Analysis*, (1994), IOS Press.