歩行時の足関節の働きを近似する義足足部*

高 浜 逸 郎**

A Prosthesis Foot that has an Action of Ankle Joint during Walking

Itsuro T. TAKAHAMA

It is difficult to obtain simultaneously functions of easy walking and stability standing in a design of prosthesis foot. The former is always omitted in the most of conventional one. A design of prosthesis foot that has these functions and device for changing heel height was proposed. Furthermore, the rubber spring device was provided to give an action of ankle joint. The results of field trial show that both of below knees amputee can run, walk a slope and stairs and used the high heel shoes.

Key words: prosthesis foot, mechanism for easy walking and standing stability, changing heel height device, rubber spring device

1. は じ め に

両下腿切断者の駆け足やハイヒール歩行を可能にする義足足部を開発した。この足部の開発で目標にしたのは、歩行運動についての実験と解析によって得た力学的データ¹⁾²⁾を基にして、健常者の動作を義足によって再現すること、および、商品化して義足使用者の欲求にこたえることである。したがって、商品化が難しい動力の使用は避けて、メカニズム上の工夫と人の筋の働きを代行するゴムばねの利用を基本としている。

義足使用者が第一に要求するのは、義足を使っていることがわからないこと、したがって、音がしないことと、形良く義足が作れるように細身であることとなる。これらによって義足の機能を高める工夫が非常に難しい問題となって、歩きやすい義足の出現が遅れていた。

本研究の対象となる機能についての要求は、立っている時に安定、歩きやすい、かかと高さを靴に合わせて変えられる、軽い等と続く。ここで重要なのは、立位時の安定と歩きやすさは機能的には相反するものであって、立位時の安定のほうが歩きやすさに優先することである。

当足部では上述の要求をほぼ満足させながら規定の耐久性を持たせることができた。それで厚生省の認定が得られて公費で製作できるようになっており、HF (High Function) 足部という名称で市販されている。

なお、下腿切断者用に例を取って示せば、義足は図1に示すように、下腿残存部を包み込むプラスチック製のソケット、その下に取り付けられる芯出し装置、それにパイプで連結される足部およびクッションによって構成されるが、本論文では足部のみにについて述べる。

2. 健常者の歩行運動

図3に観測した健常者の右半身の歩行姿勢の変化を歩行の1周期の間について示す(上肢は省いている)。各姿勢は、図の上方に示されている4つの期間の区切りおよび各期間の中央付近のものであり、IはAから1周期を経たもので、AとIの姿勢はほとんど同じである。図においてA-Eの姿勢を右に半周期ずらして首の点をE-Iの首の点に重ねると全身の姿勢が得

られる。例として図の右方にD'とH'を組み合わせた姿勢を示している。また、B-Fの姿勢において下方から足裏に向けて描かれている矢印は床からの反力を示す。筆者はこの姿勢と反力のデータを解析して、股、膝、足関節における力学的データを求めている²⁾。そのうちの足関節における角度 θ とモーメント M の関係の線図を図4に示す。図に示すように θ が+の状態は下腿に対して足が底屈(足底方向へ屈曲)した状態、 θ が-の状態は背屈(足背方向へ屈曲)した状態である。また、+の M の作用は足背方向への屈曲の抑制または足底方向への屈曲の促進であり、-の M の作用はその逆である。

2.1 歩行動作と足関節回りのモーメント

図3において着床はAの姿勢でかかとから始まるがA-Bの間で下腿の前側にあって足関節の前を通る筋(筋肉および筋肉と骨をつなぐ腱や靭帯をまとめたもの)が緊張して底屈を抑制し、足裏全体の着床を緩やかにする。この時の M - θ の関係は、図4において直線的であるので、筋がばね的に作動していると言える。

下腿はCのころに鉛直になり、それ以後は全身を支えながら前に傾いていく。そのために、その一部がアキレス腱になっている後下腿筋が緊張して下腿が前に倒れるのを抑制する。アキレス腱には2つの大きな筋(ひらめ筋とひ腹筋)がつながっている。そして、Cの時期にはその片方だけがばねとして働い

Fig. 1 Construction of a below knee prosthesis

* 原稿受付 平成5年3月15日

** 正会員 熊本工業大学(熊本市池田4-22-1)

Fig. 2 The results of field trial of a below both of knees amputee

Fig. 3 Walking posture of the right side of body

Fig. 4 Relation between angle θ and moment M of ankle joint during level walking (M - θ diagram)

ており、CとDの中間付近からもう一方の筋もばねとして働いて、D'のころまでの M - θ 線図の急な勾配を作り出しているのである³⁾。図3のD'-H'の姿勢からわかるようにD'のころには体重心が支持足を外れて前に出てしまうが、まだ前足は十分に伸びていない。それで少しの間踏ん張って前足を伸ばしてEで着床する。そのためにエネルギーを使って筋肉を収縮させて筋の伸びを抑えるので、図4において背屈角の増加なしにEまで M が増加するのである。E以後は前足に体重心が移って行くのに連動して、後足にかかる重量が減って行く。それでEで踏ん張るのをやめてばねとしての働きにもどるので、図4では直線的な下降となるが、E以前にエネルギーを使った分だけ上昇経路から右にずれている。

そして離床直前のFのころから再びエネルギーを使い、床を軽くけって足を前方に送り出す。これは膝が前方に振り出される動作と連動しているので、小さなモーメントで底屈が大きく促進される。

3. 義 足 足 部

歩きやすい足部の開発は図4の M - θ 線図をばねで近似することが基本となる。

3.1 M - θ 線図の近似と立位姿勢安定機構の構成

自分の足に代わる歩きやすい足部をイメージするとすれば、だれしも直感的に図5(b)図のように足関節の前後に足首の自由度を得るためのばねを置くことを考えるだろう。しかしながら従来の最も一般的な足部は(a)図のような構造にされてお

り、(c)図のような背屈は止められている。これは、我々が立った時に足関節の前方の矢印で示す付近の上方に来る体重心を支えるためである。立位姿勢の安定は、前下腿筋と後下腿筋の筋力をバランスさせることで得られるが、立位姿勢での体重心はバランスの崩れの許容幅を大きくしてバランスを取りやすくするために、かかとに近い足関節の上方ではなく、かかとと足底前部の中央付近に置かれるのである。そして背屈機能の代替として木製骨の先を切り詰めて、体重心が出て行くくと早めに前に倒れることを利用している。このような足部での歩行では、図3Cのころに下腿の運動が止まり、上体だけが前進する、D'-E間の踏ん張りができないなどで、義足側と健足側の動作の対称性の崩れが大きくて人目に付く。また、図1において、下腿残存部の前傾運動をソケットが止める形になるので、下腿上部前方と下部断端後方に大きな圧迫力がかかって皮膚を傷める原因となる。これらの欠点は歩幅を大きく取って歩行速度を上げる程ひどくなる。図5(a)図の足部で健常者に近い歩き方ができるのは平坦な路面を狭い歩幅で歩く時だけである。

それで本研究では、(a)図の機能を持たせながら背屈を可能にするために、(b)図のように、前ゴムばねに補助ばね押さえで予圧をかけてストッパで止めた。これを立位姿勢安定機構と呼んでいる。これによって、体重心が足関節上方から前ゴムばねの上方まで進む間は下腿の傾きは無いが、更に進むと(c)図のような形で前傾して行く。また底屈は(a)図の足部と同様に(d)図のような形で実現できる。

ここで立位時の足関節における M - θ 点を図4に記入すると、◎印付近に来る。この点を通りながらどのような M - θ の関係を作り出すかが次の問題となり、破線で示すような経路を考えた。破線の中で M が負の時期は後ゴムばねによって実現できる。その後の M が真上に上がる部分は立位姿勢安定機構によって必然的に決まる。その後は◎点を通して素早く上昇経路に近づくことが望ましい。そのためにはばね定数の大きな変更が必要になる。それで、図6に示すように、前ゴムばねを上下2つに分け、それらの間に板をはさんで、下腿が前傾して前ゴムばねが圧縮されて行くと、板の先端が板止め段に当たるとともに、その時期には圧縮されて横にふくらんだ下方のゴムばねが空間にはば充滿する寸法関係にした。これによって、図4において破線が実線に合致した後はばね定数が上がってD'まで実線に沿って移行する。また、D'のころには、上方のゴムばねも空間に充滿する寸法関係にして、 M - θ 線図が垂直に上がるようにした。

以上のような構成によって、図3において、全支持足期間(A-G間)の大部分になる前両足支持期(A-C間)と片足支持期(C-E間)では義足が健足の動きをほぼ追従できるようになった。

なお、 M - θ 線図の M は基本的に体重に依存するので、後

Fig. 5 (a) Fundamental mechanism of conventional foot, (b) Mechanism for standing stability and easy to walk, (c) Dorsiflexion posture, (d) Plantar flexion posture

Fig. 6 Basic form of HF-foot

Fig. 7 Basic form of HF-foot with the component of adjusting heel height to the shoe

述する方法で体重に合わせてゴムばねの強さを変えている。

3.2 左右への傾き機構

図6に示すように、軸1に軸2を通して、それを軸受で支える構造にして左右への自由度を創成し、軸受の左右に横ゴムばねを置く構成にした。図6の足部がHF足部の基本形といえるものであり最も単純な形をしている。コンパクトで高い耐久性が要求される子供用足部はこの形式のみである。また、最も軽いという点で高齢者向きである。

パイプとの連結は、ばね押さえ上方のすり割りの入った円柱をパイプに押し込み、パイプに開けた穴を通して側方からねじを締めこんで、円柱を開かせてパイプに押し付ける方法を取っている。パイプを外から締め付ける一般的な方法よりも足首がスリムになる利点がある。要望に沿ってパイプを外側から締め付ける方式のものも製作されている。

3.3 かかと高さ調整機構

上述の足部では足底が水平であるので、成人が一般的に使用するかかとが高くなっている靴は履けない。そこで、靴のかかと高さに合わせて足首角度を調整する機構を付加したものが図7である。調整の際は、パイプソケットとばね押さえが接合している円筒面をずらして前後のねじで固定する。ボルト側に円筒面を持った座金が必要である。上述のように、使用する靴のかかと高さを合わせた後は固定してしまうので、靴を脱いだ状態では歩きづらいものとなるが、後述する足部より構造が簡単であるので音の発生等のトラブル頻度が低い点を利点としている。

3.4 かかと高さ切換機構

図8に示す偏心カム、足首枠およびばね押さえによって機構が構成される。足首枠の内部空間にばね押さえが収納された形で、両者が軸1（中心 O_1 ）によって下方で連結される。上方では、ばね押さえの溝に滑りこまを介して偏心カムのカム部（中心 O_3 ）が入り、スプラインおよびカム軸（中心 O_2 ）が足

Fig. 8 Standard form of HF-foot

首枠にはまる。これで足首枠とばね押さえが互いに固定状態になって足関節角度が決まる。 O_2 に対して O_3 が最も後方にある状態で足底と下腿の角度が直角になるように製作されている。これが裸足の状態である。靴を履く時は、偏心カムをハンドルの方に押し出してスプラインを外し、ハンドルをつまんで回転させながら、かかと高さを選んで、スプラインの位相を合わせて、元のように押しこむ。スプラインの歯がずれるごとにかかと高さが増して行き、ハンドルが半回転して、スプライン歯数の1/2の6段階増加した時に最大高さが得られる。それは、女性用で約5cmであり、おしゃれな靴に十分対応できる。男性用は最大高さ3cmにしている。この切換えは靴下を履いたまままで簡単に行える。

また、駆け足をする時は1歯ずらして使用すると、ゴムばねが固くなった感じで走りやすい、という感想を使用者から得ている。

図8の構成を標準型としている。

3.5 足首角度調整機構

これを備えた足部を図9に示す。これは、義足を製作する際に、連結パイプと足部の相対角度を微調整した後に固定するためのものである。足首枠上方の凸球面にパイプソケット下方の凹球面をはめ合わせて、球面の周囲の4本のねじの締め加減で足首枠に対してパイプソケットを任意の方向に傾けるという方法を取っている。なお、ボルト側に球面座金を用いる。

この機能は、背屈がほとんどできず左右への自由度もわずかである従来の足部では重要視されている。なぜなら、平地のみを対象としてさえ、立っている時の安定と歩きやすさのかね合いに微妙な調整が必要だからである。これに対して、当足部は足首に前後左右への十分な自由度を持っているので、足首角度の微妙な調整の必要性は低く、特別な義足使用者の場合に調整

Fig. 9 Standard form of Hf-foot with the component of adjusting ankle angle

する程度である。従来の足部が持っている機能はHF足部にも具備しておくべきだという、義足製作技術者の意見に沿う意味が大きい。足部に組み上げた状態での重量は図8の足部より8~10%大きくなる。

3.6 ゴムばね

ゴムばねは前方の上下および後方と左右に置かれる。これらの位置関係を正確にするためと組立を楽にするために、前下ゴムばね、横ゴムばねおよび後ゴムばねを薄いシートでつないで一体化している。また、他の部品との位置関係はゴムばねに設けた穴または突起に他の部品の突起または穴を合わせることで得ている。

体重への対応は、義足使用者の体重が5kgf増すごとにゴムばねを取り替えるように、硬度を基準にしてシリーズ化している。使用者の要望によって更に細かい調整をする場合は、義足製作技術者がゴムばねを削って弱くしたり、ゴムばねの下に薄い板を敷いて強くしたりしている。

4. 他の足部との比較

図2の駆け足、坂道上下、階段上下のいずれを見ても背屈している。このことから足部の背屈機能が極めて重要であることがわかる。それで、従来の足部（オットボック社製）および最近市販が始まった足部（今仙技術研究所製）で、ゴムばねを使って背屈を可能にしているもの、また、前方で互いに固定され足底および足背に沿って入れられた2枚の炭素繊維製板ばねによって底屈と背屈を可能にしているもの（フレックスフット社製）がある。しかしながら、HF足部の立位姿勢安定機構が生み出す機能を備えたものはない。したがって、それらの足部は一般の切断者のだれにでも適合できるものではなく、歩きやすさや走りやすさを重視する義足使用者のためのものといえる。また、体重に合わせてゴムばねの硬度を変える方式になっていないので、うまく適合できる範囲は狭いものとなる。

左右への自由度を持つ足部が1機種ある（オットボック社製）が、ゴムばねの硬度を変える方式になっていないで、硬いゴムばねが入れているので、左右への傾きは少ない。

かかとと高さの切り換えができる足部もある（今仙技術研究所製、高崎義肢製）が、裸足とかかと高さの決まった靴のどちらかに切り換えるという単純なものである。

従って、HF足部は上述の足部を含めた他の足部に対して、次のような優位性を持っている。

- ① 平坦な場所を狭い歩幅で歩く場合は他の足部との差は小さいが、早足、駆け足では、使用者の異和感、動作の非対称度が大幅に減少する。
- ② 坂道の上下や横断、階段の上下で大幅に安定性が向上する。
- ③ 他の足部では、足部に合わせて靴を選ばざるをえないが、HF足部ではかかとと高さの6段の切り換えが可能なることによって、好きな履物を履ける。これが特に女性に喜ばれている。

5. 結 論

義足足部の機構を構成する際の相反する要求である、立っている時の安定と歩く時の下腿の前傾とを両立させる機構を考案し、それに左右への傾き機構を付加して、本研究の足部の基本形を作り上げた。また、足部の中で人体の筋の働きを代行するゴムばねの圧縮特性を、健常者の平坦路歩行の際の筋の作動特性に近似させることができた。

そして、基本形を子供と高齢者に適用することとし、一般人用としては、靴のかかとと高さに合わせて調整機構を持ったもの、いろいろな靴に合わせて靴下の上からかかとと高さを簡単に換えられる切換機構を持ったもの、それに、足首角度を全方向に微調整できる機構を付加したものを用意した。

試用実験の結果、両下腿切断者が駆け足し、坂や階段を歩き、ハイヒールを使った。

終わりに、当足部が開発できたのは、人の歩行運動に関する一連の研究および足部のメカニズムの開発に従事した、大学院生（修士）および卒業研究生の努力に負うところが大きい。ここに心より感謝します。

参 考 文 献

- 1) 高浜逸郎、藤田昌大、佐藤又次、矢野正隆：正常歩行における歩行動作の解析方法、精密機械、47, 6 (1981) 733.
- 2) 高浜逸郎、藤田昌大、永田 茂、高橋一博：正常歩行時の下肢関節における力とモーメントの実験的解析、精密機械、47, 8 (1981) 949.
- 3) 高浜逸郎、藤田昌大：歩行時の下肢の筋の作動時期と筋力についての実験的解析、バイオメカニズム、7 (1984) 265.