2 足歩行と歩行機械

宮 本 博 幸*

1. ヒトと2足歩行

ヒトは動物の中でも2足歩行を行う、極めて限られた動物であり、類似の歩行を行う霊長類の中でもその行動の様式は際だっている。太古に、ヒトが4足歩行から2足歩行へと進化したことが、その後の人類の進歩に大きな影響を及ぼしたとしている。実際、2足歩行により上肢を自由に使うことができ、このことはその後道具を使うようになった原因ともいわれている。また、4足歩行をする動物に比べ、2足歩行をするようになり、脳の発達著しくなり、このためヒトの知能は発達をみたともいう。

ヒトの姿勢 (posture) を考えると、身体の構成要素である、頸部、体幹、四肢の相対的な位置関係を意味する構え (attitude) と、身体全体が重力方向に対して位置関係を意味する体位 (posture) の2つの要素がある。この2つの組み合わせにより種々の姿勢をとりうる。

ひとつの姿勢を保持した状態、すなわち、静的姿勢 (static posture) や、ひとつの姿勢から他の姿勢への変化である運動 (movement) の際の一過性の姿勢すなわち、動的姿勢 (dynamic posture) において、重力に抗して正しい姿勢、あるいは平衡を保持することは、大部分は自動的に行われており、意識下、無意識に巧みに行われている。これは姿勢反射 (posture reflex) という、合目的な姿勢保持機能・機構が基本構成要素となった反射活動があるためである。

例えば、ヒトが直立姿勢をとるときには、重力は常にヒトを前方に倒すように働くので、身体を構成する筋群の一部はこの重力に抗する力を生み、抗重力筋として働く。図1は直立姿勢をとったとき、矢状面で重心線が身体のどこを通るかを示したものである。重心線は脊柱と3点で交わり、下肢では股関節の後方、膝関節の前方、足関節の約5cm前方を通過する¹⁾。この図からもわかるように、脊柱線および各関節を結んだ線より、重心線

が前方にあるか後方にあるかにより、直立姿勢は重力により前方または後方に倒れようとする。ヒトの重心は、直立姿勢時に床面から身長55~57%の高さ(第2仙椎近傍)にある。ヒトの直立姿勢は力学モデルとしては倒立振子と考えることができ、これを直立状態に保つことは、本来不安定な力学系である。にもかかわらず、われわれが日常、直立し、歩行することができるのは、そこに巧みな姿勢制御機構が無意識のうちに行われているからである。姿勢調節は、平衡感覚系、視覚系、四肢からの体性感覚系から情報を得て、目標値からのずれを補正することにより行われている。

このような本来不安定な系ではあるが、2足歩行という身近な運動を人間が作ったシステムで実現しようという試みは多くの人の興味の対象となってきた。あるものは形態的には似ているが、足部が身体全体に比べて大きい、したがって、静的に安定な2足歩行人形であったり、あるものは動的な制御をすることで安定を実現するロボットであったりと種類も多い。なかでも、ロボットとしての2足歩行機械は、2足歩行がヒトの備えている基本

図1 直立姿勢と重心線 ([1] より引用)

原稿受付 1993年3月2日

Biped Locomotion and Walking Machine

* 千葉工業大学情報工学科

的な性質であることから、直観的にヒトに似たものと定義することができるロボットの概念を備えるべき最も基本的なもののひとつであるとして、これまでにさまざまな試みがなされてきた。

一方、ヒトの歩行については、古くから解析が行われており、歩行運動の理解を始め、障害をもつ人達の治療やリハビリテーションにも役立てられている。これら2つの場合を考えると一方は解析であり、他方は合成という、工学分野でよく見られるものである。しかし、ヒトの歩行についていえば、進化の過程で合目的なものになってきているとはいえ、必ずしも2足歩行に最適な形態、運動を行なうのに都合よくできているとはいえない。にもかかわらず、これだけ多くの2足歩行に関する研究が行なわれているのは、そこにロボットの機構、制御以外に何か魅力があるからといっていいだろう。

ヒトの歩行についてみると、一見、左右対称で位相が180度ずれた運動と考えられる。2足歩行ロボットでは多くはこれをモデルとして、制御系がもっている何らかの歩行パターンを位相をずらして左右の足を制御することで、歩行を実現している。しかし、実際、おおまかにはそうであるのだが、ヒトの歩行を計測してみるとそのような歩行をしている人はほとんど皆無である。これは安定な歩行をした結果、左右の歩行パターンがずれてくるのではなく、もともと、ヒトの歩行では左右の運動は完全に対称ではないからである。

身体の重心についてみると、静物のそれとは比較にならないほど複雑である。常に身体は動いているため、計算により重心を算出することは困難である。それは、“軽業師の指先の上ののった棒のように、体は距骨の上で、片足で平衡を保っている”²⁾。静物と異なり、常に筋収縮を行うことで初めて姿勢の安定を保っている。しかし、われわれが立位にあるときに、片方の手足を上げたらどうなるだろう。重心はさきほどの位置から7cmほど上方へ移動してしまうという。さらに、姿勢によっては、重心は身体の外にくる場合すらあるのである。このように身体の重心はたえず動いており、これを考慮しながら、歩行の安定化を図っているということに気がつく。

2. 2足歩行とリハビリテーション

このような2足歩行のメカニズムの研究は実際面でのような利益をもたらすであろうか。上記のような、純粹に2足歩行の安定問題について考える他に、実際に2足歩行機械を製作する際には役に立つであろう。しかし、実際には歩行機械として、2足でなければならないことは非常にまれである。なぜならば、一般に多足歩行機械を設計するには、静的にも安定を得られるものの方が有

利であるから、おのずと5足以上になる。4足でも一応安定ではあるが、4足のうち、遊脚として、1本の脚が地面を離れたとき、残る3本の脚が作る三角形内に体重心が収まらない場合には安定ではなくなるためである。

それでも敢えて2足歩行を機械に行わせるとすれば、それは人間への応用であろう。すなわち、事故や病気で下肢の機能が低下あるいは失われた人を支援する動力義足あるいは動力装具と呼ばれるものである。ここで義足と装具の違いに簡単に触れておく。事故などで、四肢の一部を失った場合には、その機能を補うために、義肢（上肢ならば、義手、下肢ならば義足）を用いる。一方、脊髄損傷などの事故により、上肢や下肢はそのまま残っているものの、その制御ができなかったり、筋力が得られない場合には、装具とよばれるものを生体の四肢に被せることで、その動きを安定させたり、体重を支えたりすることで、本来の機能の補助を行う。もちろん、筋力もなく、制御の自由も失われた下肢では、装具で体重を支えとともに、膝関節などが、曲がらないようにして、杖などで安定をはかりながら移動することになる。したがって、生体が本来もっている歩き方からは大きく離れたものになる。そこでこの装具にアクチュエータを取り付け、各関節を合目的に駆動することで、本来の姿に近い歩行を可能にしようとするのが動力装具である。このような機械も、ロボットと呼ぶことができるであろうが、この場合、いわゆる2足歩行機械と大きく異なる点がいくつかある。それはまず、ロボットの幾何学的な手法は、それを利用するユーザ、すなわち障害者の身体にぴったりと合ったものでなければならないこと。歩行の効率や安定性などの理由から脚長を決定することはできないわけである。さらに、この脚の内部空間には生体の体幹と下肢が入るので、ここには機構やアクチュエータ等をおくことはできない。さらに、ロボットは自重だけでなくユーザである人間を2足歩行により移動しなければならないので、かなりのパワーを必要とする。一方、現在のロボットが操作するワークの質量は自重の1/10から数分の1程度であることを考えると、ここでは並外れて、パワー/質量のよいアクチュエータと機構が必要になることがわかる。さらに、制御系や駆動系、エネルギーなどを内蔵していなければならない。

3. 歩行の医学的な意義

そもそもなぜ2足歩行にこだわるかを明らかにしておく必要がある。歩行を単にヒトの移動手段と考えれば、2足歩行よりも車を使った移動手段、すなわち、車椅子などがエネルギー効率をはるかによい。しかも、車椅子では本来安定であるので、2足歩行のような転倒の危険

性もない。無論、車椅子では階段には対処できないというものの、近年、種々のメカニズムを採用することで、動力により、階段を昇降できる電動車椅子も出現している。不整地や階段にも対処できるというのが多足歩行の大きな利点ではあるが、中にヒトが入って、階段を昇降するためには、安全性が十分確保されなければならない。では、このようなエネルギー効率や安定性を別としても、2足歩行を実現すべき理由があるのであろうか。それには生理学的に歩行の効用を考える必要がある。まず、ヒトは長期間ベッドなどに伏した後、立ち上がると、上体や脳は貧血状態となり、いわゆる立ちくらみを覚える。通常ならば、心臓は全身に血液を送るという仕事をしているが、身体を横にした状態では、この仕事は小さなものになってしまう。椅子に座った状態から、立ち上がっても同様の現象が起きる。また、起立と同時に、血液は下肢の方に集まってしまう。長い時間座っていることで、下肢での血液の循環は阻害され、下肢への栄養補給と老廃物の除去が困難になってしまう。これが循環器系に関連した問題である。さらに、座位から立位に移行するということは、体重を下肢にかけることになり、下肢の骨格系に力が加わることになる。本来骨には負荷がかかることにより、成長する性質がある。したがって、負荷がかからなくなれば、骨組織は急速に、カルシウムが抜け、もろくなってしまう。したがって、骨に負荷を与えることは必要である。

実際、完全にベッドに横たわった状態では、筋力の10から20%が毎週失われていくという。したがって、4週間もこの状態が続ければ、初期の筋力の50%は失われることになる。では、筋力を回復する場合にはどうであらうか。かりに最大の努力をしたとしても、筋力を失ったときの2倍以上の時間を要するという⁹⁾。これらのことは近年の長期宇宙滞在における微重力の影響としてよく知られるところとなった。

4. 動力装具

2足歩行ロボットの応用として、動力装具について述べる。一般に下肢では上肢ほど精緻な動きは要求されないと思われがちであるが、姿勢安定に関しては重要な要素となる。また、常に安定した立位を保ち、歩行を行うためには、大きなトルクを必要とする。近年ではFESと呼ばれる技術が開発されているが、ここで述べる動力装具は、この技術と互いに補完するものである。このようなFESも装具の一種と考えられるため、ここでいう動力装具を筆者らは外骨格型動力装具と呼んでいる。

動力を備えた下肢装具は能動下肢装具とも呼ばれ、そのアイデアはかなり古くからある^{9)~10)}。また、上記のよ

うに、歩行を行うときの歩き方(歩容)はヒトの歩行にできるだけ近いことが望ましく、生体関節をも屈曲・伸展させるため、生体関節の可動域を逸脱しないことや生体にとって無理のないトルクと力のかけ方が必要となる。

動力下肢装具の例として1970年代初め、旧ユーゴスラビアのVukobratovicらは外骨格式の装具を空気圧あるいは電動装置により動力化して、対麻痺患者による動力歩行を試みている⁵⁾。しかし、当時利用できた制御用コンピュータはミニコンピュータであり、歩行制御のためのプログラムに利用可能な記憶容量は非常に限られていた。

また、フランスのRabischongらは2気圧程度に加圧された空気チャンバーをもつモジュラー式の装具を油圧により動力化し、対麻痺患者(複数)に臨床応用している⁷⁾。その制御はマスタースレーブ方式と呼ばれるもので、理学療法士が装着した、各関節にポテンシオメータをもつ装具(マスター)から関節角を検出し、これを対麻痺患者が装着した動力装具(スレーブ)上にサーボ機構を用いて再現するものである。制御系としてみると、まず、理学療法士は患者の歩行を視覚により捉えて、患者が歩行しやすいように、自らの歩行を補正する。また、患者はマスターである理学療法士の動きを見て、自分がこれから行う運動を予測する、という2つの制御ループをもつことになる。これは制御自体は理学療法士に大きく依存するものの、対麻痺患者の動力歩行における運動学的な知見を得、また、患者の心理的反応を得ることができた点で興味あるものであり、現在も同研究は続けられている。ここで空気圧チャンバーを使用する利点は、装具が下肢と接する部分が“点”ではなく“面”となり、加重集中が起きないことに加え、座位姿勢にある患者が起立したときに、血液が下半身に集まるのを防ぐことが挙げられる(図2)。

筆者らは上記のような理学療法士(マスター)を必要としない、コンピュータ制御による動力歩行を実現するために、歩行解析、動力装具の試作を行い、健常者による動力歩行実験を重ねた^{9)~10)}。

試作した1号機では、健常者によるテストにより初めて明らかになった事項も多く見いだされた。たとえば、装具の強度を増すためには通常、脚の内側と外側に金属製の支柱を使うが、動力歩行では、この内側支柱同士が交差したり、ぶつかるといった現象が起きることが確認された。この現象は脊髄損傷患者等では顕著である。したがって、体重を支えるに十分な強度を確保しながら内側支柱を取り去ることが必要となった。さらに、下肢の股、膝、足関節には、多くの自由度を必要とする。すなわち、股関節は臼状関節でボールジョイント形の3自由度をも

図2 Rabischong らの Walking Machine
(手前がマスター, 向こうがスレーブ:
フランス INSERM U103)

ち、足関節は背屈・底屈とよばれる前後方向への屈曲以外にも、足底を内方、外方にそらす内反転・外反転と呼ばれる運動ができ、さらに爪先の向く方向を変えるため下腿部で回旋、いわゆる捻れを起こすことができ、やはり3自由度をもっている。このような多自由度の関節をすべて動力化することは現時点では大変困難である。たとえ動力化できたとしても、そのためのアクチュエータ等による装具質量の増加は大きな問題となる。とくにリンク系を構成する下肢先端部である足部の質量増加は極力避けなければならない。したがって、どの程度の自由度にするかがひとつの議論的となる。

このように装具の機構や材料面での問題以外に、アクチュエータの選定についても大きな問題がある。すなわち、歩行には150から200Wパワーが必要といわれ、特に蹴り出しのときに大きなパワーが必要となされる。アクチュエータとしては、まず、安全性と信頼性が求められる。また、出力/質量比が大きいこと、制御性がよいことはもとより、使用するエネルギー源が使用環境に適合していること、パワーダウンの際に、急激な出力低下を引き起こし、歩行等が危険な状態に陥らないことも不可欠である。上記のように装具の形状にも制約があるため、装具に無理なく実装できる形態のアクチュエータが望ましい。

筆者らが試作した動力装具2号機では、これらの点を踏まえ、装具全体を炭素繊維強化のFRP製とし、下肢全体を包み込むシェル(殻)構造とし、内側支柱を取り去ったものとした。また、患者の装着を考え、装具の前面に開閉部を設けることで、装具の装脱着を容易にした。このため、センサ、アクチュエータを取り付けるために

図3 デジタルアクチュエータ

残されたスペースは装具の外側部となった。また、股・膝の4関節を動力化することとし、足関節については、能動的な機構は設けず、バネを利用し、足底が離床するときに、爪先が床から十分離れるようにして、背屈動作を実現することとした。したがって、足関節でトルクを発生できないため、装具だけでは立位を安定に保つことは困難である。腰部の固定にはプラスチック製のコルセットを用い、その可塑性により、股関節はわずかに外転運動が可能となっている。アクチュエータの制御はすべてマイクロコンピュータにより行うこととし、このため、デジタル制御が可能な電気油圧アクチュエータ機構を新たに開発した。これは図3に示すように、ステップモータと直動式のシリンダから構成され、モータの動きにつれて、弁の開閉が順次行われ、これにより、シリンダ内の作動油の流れが制御されるもので、電氣的、機械的なフィードバック機構が2重に設けられており、信頼性を高めている。従来、フィードバック機構を構成するサーボ弁が形状と重量軽減のため、別置としていたため、油圧用ホースがアクチュエータ1台につき2本必要だったが、アクチュエータ本体でフィードバックを行うこととしたため、アクチュエータの縦続接続が可能となり、

図4 外骨格型動力下肢装具の概観(油圧源、制御装置が収まったワゴンと装具本体からなる)

対麻痺患者による動力歩行実験を行った。対象患者は2名の成人男子であり、両名とも交通事故による脊髄損傷患者である。被験者Aは第4、5胸椎脱臼骨折／脊髄損傷(Th 4, 5)(年齢 28 歳)、両下肢不全麻痺(両下肢感ぜん運動麻痺であるが、麻痺域に一部知覚を認めた)であり、歩行は不能で、日常生活においては車椅子による移動を行っている。被験者Aは痙性が強く、実験前には痙性抑制の目的で電気刺激による治療を行った。実験は発症後2年を経過したときに行った。

被験者Bは胸椎(Th 21)圧迫骨折／脊髄損傷患者(年齢 37 歳)であり、両下肢完全麻痺のため歩行は不能で、車椅子による移動を行っている。また、両大腿外側から末梢に知覚脱出を認める。実験は発症後1年6カ月を経過したときに行った。

実験はまず、被験者に仰位で動力装具を装着し、油圧を上げることで、アクチュエータを作動させ、また・膝関節を固定した後に、介助者により立位にした。被験者は上肢を装具前に置かれたワゴンから伸びた手すりに置くことで、姿勢の平衡をとる。十分に平衡をとる練習をした後に、動力歩行を開始した。まず、手すり上のスイッチ操作により“ステップバイステップ”モードにより1歩ずつ歩行動作を行い、十分、安全に立位を保つことができることを確認した後に、連続歩行を行った。被験者による動力歩行では歩行開始時には遊脚である右膝の最大屈曲角は約 60 度とし、定常歩行時のそれ(約 80 度)より小さく設定した。これは立位から定常歩行に、より円滑に移行するためである。これにより最初は 6.0 秒／歩程度の歩調で動力歩行を行った。さらに、実験日を変えて、4.5 秒／歩程度の歩調で約 10 m の動力歩行を行うことができた。被験者Aについても同様の実験を行い、動力歩行が可能であることを確認したが、痙性が強く現れる場合には、歩行に支障を認め、動力歩行を中断した。不完全麻痺の下肢を外力により動かすことで、逆に痙性を誘発すると考えられる場合もあり、動力装具の適用に当たっては痙性の問題は十分に考慮する必要がある。

動力歩行実験に参加した患者の反応としては、現状ではエネルギー自立型の動力装具や多様な歩行を行うことは望めず、限られた条件下でしか動力装具の使用はできないものの、立位をとり、歩行をすることができたことには満足を示した。

7. メディカルロボットのかかえる問題

動力下肢装具は構造や制御面で少なからずロボットの要素もっている。現時点ではこのような動力下肢装具を日常生活にすぐ活用することは困難である。機械とし

て軽量小型化、信頼性の向上、安全性の確保、保守性の改善などは元より、多様な歩行モードに対応するための制御方法の開発が必要である。それ以外にも動力下肢装具を使う人間の心理に立脚したマンマシンインタフェースの研究は不可欠である。ここで取り上げたような身障者用の機器ではマンマシンインタフェースの点で従来のロボットと大きく異なる。それを操作するのは常に人間であり、人間の指令なしでは動かない。歩行は人間の意志に基づいて行われる随意運動であり、運動の主体は人間でなければならない。この点が可能な限り自律性を追及する自動機械としてのロボットとの相違点である。もし、完全な自動歩行機械となったならば、ユーザは“みずから歩行をする”というよりは“歩行させられる”という意識をもち、そのような機械の使用は望まないであろう。

健常者の歩行や走行は力学的にみれば動的安定であり、しかも必要に応じて歩行のモードを大幅に切り替えることで、安定と安全を確保している。しかし、どのようにしても安定と安全を確保できないと経験から判断された場合には、できるだけ安全な転び方をする。ここに述べたような歩行機械は上記の機能のうち、ごくわずかの歩行モードを模倣しようとしているに過ぎず、歩行の多様性はもとより、上手なそして安全な転び方を知らないことに留意しなければならない。

8. ま と め

2 足歩行と動力装具について筆者らの行った動力装具を中心に述べた。下肢麻痺患者を対象とした動力下肢装具の形状、質量軽減を行うことで、制御用ワゴン 68 Kg、装具 19.5 Kg とし、商用 100 V 電流で運転可能なものとした。脊髄損傷患者による動力歩行実験を行った結果、最初は 6.0 秒／歩、続いて 4.5 秒／歩程度の動力歩行を行うことができた。2 足歩行はロボット工学の課題の中でもっとも象徴的なもののひとつである。人間の持つ特徴である 2 足歩行を歩行運動障害者にも取り戻そうという試みは多く行われている。たとえば、FES のように、生体の筋を合目的に電気刺激により制御しようという試みもある。この FES と動力装具は互いに補完するものである。FES を適用するには電気刺激に対して筋が収縮する場合でなければならないが、動力装具ではそのような症例以外にも適用可能であろう。また、発症からすぐに、FES だけを利用するより、リハビリテーションの過程で動力装具を用いることで、発症後すみやかに歩行練習を開始することが可能となる。今後、2 足歩行に関する研究がこのような福祉分野へも活かされるよう一層の努力が必要であろう。

謝 辞

外骨格型動力下肢装具の臨床実験にあたり、被験者の方々、山梨医科大学整形外科、リハビリテーション科のスタッフのみなさまの協力を得た。ここに感謝の意を表します。本研究は東京女子医科大学医用工学研究施設、慶應義塾大学理工学部との共同研究により行ったものであり、研究遂行にあたっては、(財)日本心臓血圧研究振興会の援助を得た。なお、本研究の一部は理化学研究所ライフサイエンス推進部の委託研究により実施したものである。

参 考 文 献

- 1) 島村宗夫：運動の解析—基礎と臨床応用—, 179, 医歯薬出版, 1980.
- 2) R. J. & P. Ducroquet, 鈴木良平訳：歩行と跛行—正常および病的歩行の研究—医歯薬出版
- 3) G. A. Okamoto: Physical Medicine and Rehabilitation, W. B. Sanders Co. 1984.
- 4) M. Vukobratovic, D. Juricic, A. A. Frank: On the Control and Stability of One Class of Biped Locomotion System, ASMEJ, of Basic Eng (June), 328-332, 1970.
- 5) M. Vukobratovic, 加藤一郎, 山下忠訳：歩行ロボットと人工の足, 日刊工業新聞 1975.
- 6) 賀勢 普：動力装具, 日本機械学会誌 78 (676), 228-233, 1975.
- 7) J. Gralle, A. Liègeois: Modele de locomotion bipède pour la commande d'une orthèse de marche, Innov. Tech. Biol. Med, 2(2), 132-151, 1981.

- 8) 宮本博司, 鳥居 毅, 五味和洋, 宮本博幸, 佐野 昭, 森 真作, 桜井靖久：自立型姿勢センサを用いた外骨格型動力下肢装具の制御, 第9回バイオメカニズムシンポジウム前刷集, 429-437, 1985.
- 9) H. Miyamoto, I. Israel, Y. Sakurai: Contrôle diune Orthèse Active des Membres Inférieurs, Revue Européenne de Technologie Biomédicale, 7(4), 246-251, 1985.
- 10) 宮本博幸, 沼尾利夫, 辻 宏之, 上田清志, 佐野 昭, 森 真作, 桜井靖久：外骨格型動力下肢装具の制御システム, 第10回バイオメカニズムシンポジウム前刷集, 413-422, 1987.
- 11) 宮本博幸, 山崎 亨, 佐野 昭, 森 真作, 中島育昌, 赤松功也, 桜井靖久：外骨格型動力下肢装具とその臨床応用, エルエスティ学会誌, 3巻, 470-479, 1991.

宮本博幸

(Hiroyuki MIYAMOTO)

1951年12月17日生。1974年慶應義塾大学工学部電気工学科卒。1976年同大学院工学研究科修士課程了。同年フランス政府給費留学生として国立ロレーヌ工科大学大学院博士課程に学び、1979年 Docteur-Ingénieur を取得。1980年より東京女子医科大学医用工学研究施設助手。医療福祉機器の開発、特に動力下肢装具等の研究に携わる。1989年フランス政府研究技術省外国人上級研究者招聘制度によりフランス国立健康医科学研究所 (INSERM) U 103にて動力下肢装具の研究。1989年より千葉工業大学情報工学科助教授。医療福祉用ロボットの研究に従事。電子情報通信学会、バイオメカニズム学会、エルエスティ学会、日本 ME 学会、IEEE の会員。

(日本ロボット学会正会員)