

免荷式歩行訓練システム—エアゲイターの開発

Development of body weight support gait training system “Airgait”

○ 柴田芳幸（芝浦工大） 今井進吾（芝浦工大） 信友達哉（芝浦工大）

三好扶（岩手大） 山本紳一郎（芝浦工大）

Yoshiyuki SHIBATA, Shingo IMAI, Tatsuya NOBUTOMO, Shin-ichiro YAMAMOTO, Shibaura Institute of Technology
Tasuku MIYOSHI, Iwate University*Key Words:* McKibben actuator, Gait training, Neurorihabilitation

1. はじめに

不完全脊髄損傷者の歩行機能再獲得のために、リハビリテーション施設の各所で見られる従来型の平行棒を用いた歩行訓練に加え、免荷装置とトレッドミルを併用した免荷式歩行訓練が有用であることが、先行研究により示唆されている^{(1),(2),(3)}。しかしながら、免荷式歩行訓練は理学療法士2名が手で患者の足を動かし歩行を再現させるものであり、理学療法士に多大な身体的負担を強いる。そのため、訓練の自動化が図られ、Lokomat に代表されるようなロボット型の免荷式歩行訓練装置の開発が行われ、不完全脊髄損傷者のニューロリハビリテーションとして効果を挙げている^{(4),(5)}。

一方で我々の研究グループでは、陸上や水中で歩行訓練を行うことのできる、McKibben 型空気圧人工筋を動力に用いた歩行訓練装置の開発を行ってきた^{(6),(7)}。空気圧人工筋はパワーソースが空気であるため、陸上、水中のどちらでも使用することができ、軽量でかつハイパワーを発揮できるといった利点がある。しかしながらこれまでの我々の研究では、空気圧人工筋の制御性の悪さ、免荷装置を備えていないこと、長下肢装具を基本としていたため異なる体型の被検者が装着できない、水中使用のための電気部品の防水処理ができていない、といった問題があった。このため、我々の研究グループでは、まず陸上における免荷式歩行訓練システムを構築し、続いて歩行訓練システムの運用を水中へ展開しようと考えた。本研究の目的は、不完全脊髄損傷者のニューロリハビリテーションとして資することのできるような歩行訓練システムを開発することである。本稿では、陸上用に開発した免荷式歩行訓練システムについて詳細を報告する。

2. システムデザイン

2-1 システムの概要

Fig.1 に免荷式歩行訓練システムの概要を示す。本システムは、主に動力付き装具部、クレーンおよびカウンターウェイトによる免荷部、トレッドミルによって構成されている。動力付き装具の重量は、ガススプリング付き平行リンクによって重量を補償されており、被検者に荷重として加わることはない。また平行リンクは、被検者の身体左右方向の運動を制限できるため、歩行訓練中の転倒を防止する。動力付き装具のフレームは、被検者の体型に合わせて長さを変えることができる。免荷方式は、ワイヤー接続によるカウンターウェイトを用い、動滑車を被検者のけん引部に適用したため、ウェイトの重さに対し免荷量が2倍になり省スペースを実現できる。

Fig.2a に実際に開発した免荷式歩行訓練システム“エア

ゲイト”の外観を示す。本システムは、クレーン上部が90度回転し、平行棒は取り外し可能で、けん引部の最大ストロークが1.5mほどあるので、被検者が車いす等に座った状態からけん引することができる。免荷ハーネスはセーフティハーネス(BDXU-SH, 酒井医療)を使用した。

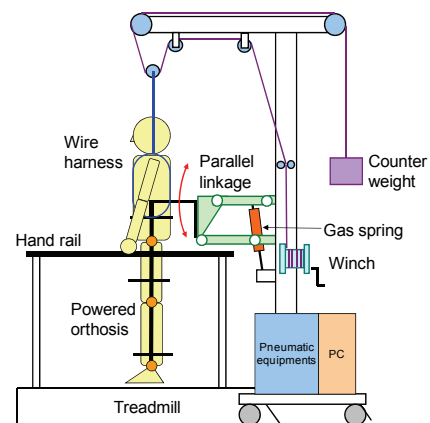


Fig. 1 System concept



Fig. 2 Body weight support gait training system “Airgait”

2-2 動力付き装具部

Fig.2b に動力付き装具部を示す。動力に用いた McKibben 型空気圧人工筋は、内側のゴムチューブが加圧され膨らむと、外側のメッシュチューブがこれを抑制するように働き、かつ全長が短くなる。このように、収縮によって力を発揮するためヒトの筋と同様のメカニズムを持つ。我々の研究グループでは、この空気圧人工筋をヒトの筋骨格系と同様

の拮抗二関節筋と拮抗単関節筋を模して配置した。ヒトの骨格筋は、Fig3.a に示すように、一組の拮抗二関節筋と二組の拮抗単関節筋が協調制御されていると考えられており⁽⁸⁾、ヒトの筋骨格系と同様に空気圧人工筋を配置することで、制御方法によっては、空気圧人工筋がピンポイントで任意の筋の筋力補助を行うことができる。

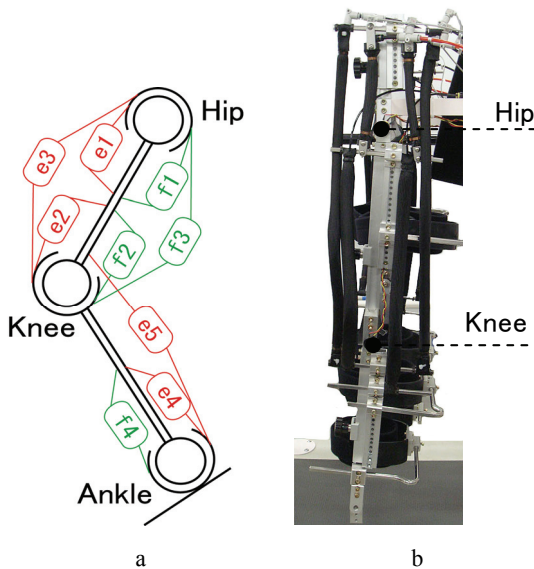


Fig. 3 Coordination control model

e : Extensor, f : Flexor, e3 f3 e5 : Bi-articular muscle model

本動力付き装具は、空気圧人工筋を拮抗単関節筋モデルとして股関節周りに1組、膝関節周りに1組、拮抗二関節筋モデルとして股・膝関節を跨ぐように1組配置した。よって、空気圧人工筋は両足で12本備えている。空気圧人工筋は、エアマッスル（神田通信工業）と、自作したものを併用している。

2.3 システム構成および制御系

Fig.4 にエアゲイトのシステム概略図(片足分)を示す。コンプレッサから供給される圧縮空気は、レギュレータにより減圧されたのち、サーボ弁（MPYE5-1/8-HF-010B, FESTO）によって流量制御される。このサーボ弁は排気ポートが二つあり、電圧に比例して各ポートの開口割合を変えることができ、ひとつのサーボ弁で拮抗配置した二つの空気圧人工筋へ空気を送ることができる。空気圧人工筋に加わる圧力は圧力センサ（PSE540A, SMC）によって測定し、装具の関節角度はポテンシオメータ（JC22E, COPAL）によって測定する。これらの情報をフィードバックし制御変数に用いている。制御系は Matlab/Simulink（The MathWorks）で構築した。本システムでは、Fig.5 に示すブロック線図のように、位置制御と圧力制御を並列に行っている。現在は、位置制御+圧力制御を拮抗単関節筋モデル

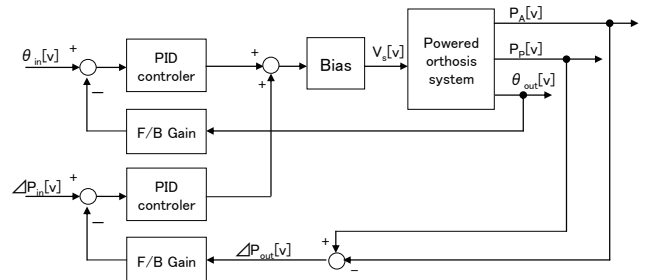


Fig.5 Block diagram of position and pressure feed-back system
 θ_{in} : Input joint angle, θ_{out} : Output joint angle of the orthosis,
 ΔP_{in} : Input data of inner pressure difference. P_A : Measured inner pressure value of McKibben actuator on anterior. P_P : Measured inner pressure value of McKibben actuator on posterior. ΔP_{out} : Difference between inner pressures of actuators set up in the antagonistic arrangement ($P_P - P_A$). Bias: Adjusted value to reference point of servo valve. V_s : Control voltage of the servo valve.

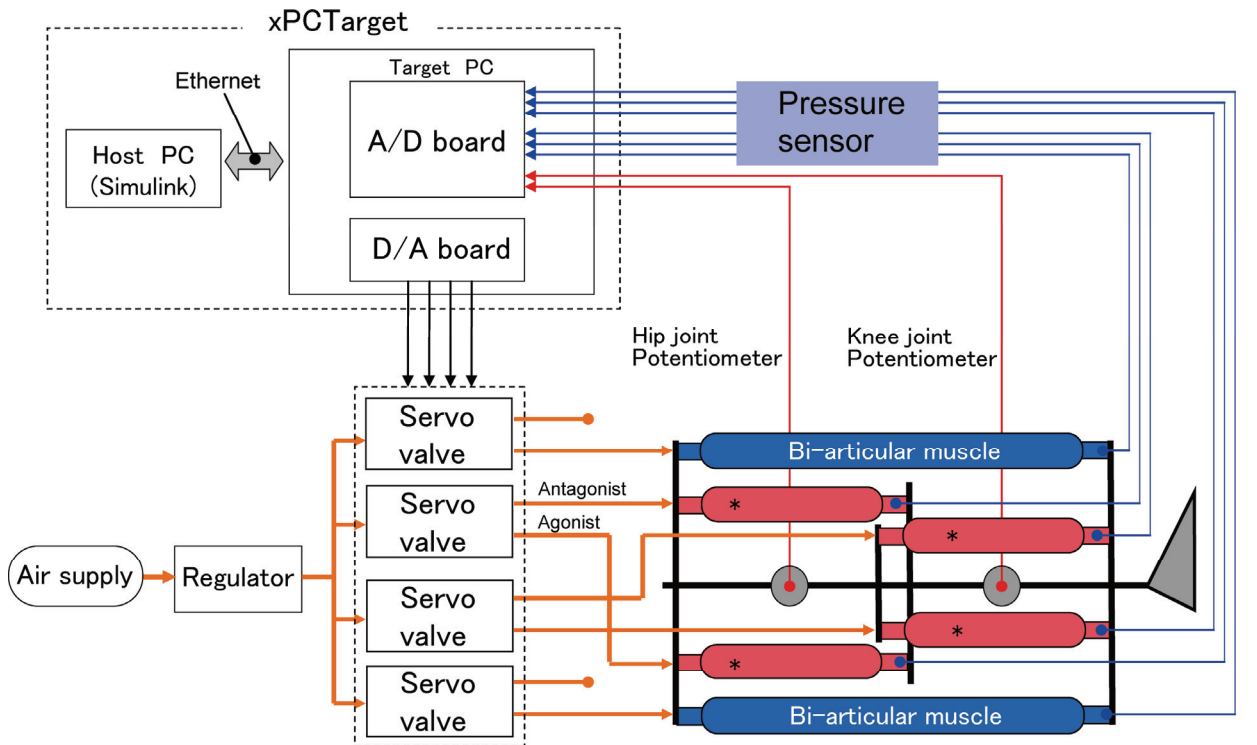


Fig.4 Schematic system diagram

*Mono-articular muscle model

にのみ行っており、二関節筋モデルに関しては、ひとつの空気圧人工筋に対しひとつのサーボ弁を用いて定圧制御を行っている。拮抗配置した二関節筋を常に定圧制御することは、すなわち筋が共収縮をしている状態と同じであり、これにより股関節と膝関節両方のスティフネス増大を図ることができる⁹⁾。

3. 歩行実験と結果

システムの動作確認のため、1)装具部のみ空振り、2)健康者装着時の2パターンで歩行実験を行った。装具動作の入力値はヒトの健康歩行の角度データ¹⁰⁾を用い、1歩行周期を5秒、空気圧人工筋への供給最大圧力は0.4MPaとした。健康者装着時のトレッドミルの速度は時速0.8km、免荷量は体重の100%で行った。被検者は健康成人男性1名(21歳、身長170cm、体重61kg)で行った。このときの結果をFig.6に示す。結果より、本装具は被検者なしの状態である空振り時では、入力値である健康者の歩容に近い挙動を示した。しかしながら、被検者が装具を装着した状態では、股関節の最大屈曲量と膝関節の屈曲および伸展量が足りなかった。ヒトの下肢の重量が負荷となり、現在仕様している空気圧人工筋のスペック、制御則では発揮力および歩行トルクが足りないことがわかった。

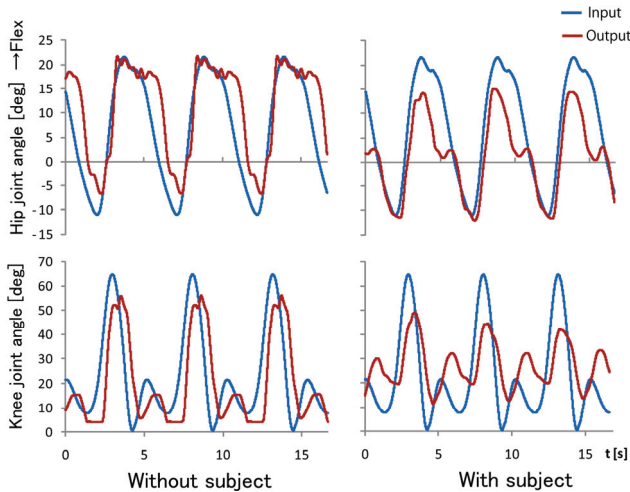


Fig.6 Kinematics data

Blue line: Input data by human natural gait, Red line: Output data of the orthosis. Positive value of degree is flexion.

4. 考察

4-1 空気圧人工筋

今回、我々が使用した空気圧人工筋は、市販品と自作品の2種類であるが、どちらも最大空気圧0.5MPa加圧時に直径1インチ(25.4mm)に膨らむ物である。動作実験より、装具を被検者が装着した状態では股関節および膝関節まわりのトルクがたりないことがわかった。よって、現在使用している空気圧人工筋をもっと直径の大きなものに変えるか、自然長を長くし、モーメントアームをかせぐように配置し直す必要がある。これまでの我々の研究では、空気圧人工筋のサイズは装具の取り付け部の寸法に依存して、幾何学的に決定していた。今回開発したエアゲイトの装具部は、空気圧人工筋の取り付け位置を任意に無段階で変更することが可能となっている。単関節筋モデルと、二関節筋モデルの最適な取り付け位置、サイズを決定するための指標を定めなければならない。

現在までに我々が構築した駆動システムでは、単関節筋を動的に制御して歩行トルクを発揮させている。しかしな

がら、生理学的には二関節筋が歩行のための大きな力を発揮させることに貢献していると考えられている⁸⁾。二関節筋モデルは自然長が単関節筋より長いので、モーメントアームをかせぐことができ、また、一回の動作で二つの関節を同時に駆動させることができる。今後は、二関節筋モデルの最適なサイズ、取り付け位置を見つけ出し、簡単なフィードバック制御だけでも駆動効率の良いシステムが作れないか検討する。

4-2 駆動系と計測系

現在のエアゲイトには、足関節部の補助具が装備されておらず、被検者の歩行時の足関節底背屈運動の補助を行えないため、足が引きずられてしまった。主に足関節の背屈を補助する装具を新たに開発する必要がある。また、フットスイッチを設けていないため、歩行時の立脚期と遊脚期の判別をつけられなかった。今回の動作実験では、実験的に被検者(健康者)の下肢筋群のEMG計測も行った。しかしながら、健康歩行時に比べ装具アシスト時の方がEMGは大きく発揮されていた。これは、被検者が健康者であったため、装具の歩行補助力の足りない分を被検者が補おうとしてしまったことや、現在のエアゲイトには足関節の底背屈を補助する機構がないので、遊脚時に足部の引きずりが生じ、被検者が随意に歩いてしまったことが伺える。今後は、空気圧人工筋の仕様変更や制御系の調整を行ったのち、被検者のEMGを計測し、装具がきちんとアシストできているか検証していく。

4-3 免荷

我々がエアゲイトに採用した免荷方式は、ワイヤーけん引とカウンターウェイトによるものである。これにより、異なる体型の被検者(健康者)が健康歩行時、および装具を装着した状態での随意歩行時の両方で、歩行を妨げられない、かつ歩行時の身体上下動に追従して一定に免荷を行うことのできる装置を開発することができた。しかしながら、脊髄損傷者など実際に下肢に疾患のあるヒトを被検者としたとき、そのヒトの症状に対して最も適した免荷量がどれほどなのかといったことはわかっていない。症例と免荷量についても調査し、なんらかの指標を作る必要がある。

5. まとめ

McKibben型空気圧人工筋を動力に用いた、免荷式歩行訓練システム“エアゲイト”を開発した。動力付き装具部は、空振り時ではヒトの健康歩行に近い歩容を再現したが、実際に被検者が装着した状態では歩行トルクが足りないことがわかった。今後は、より大きな歩行トルクを発揮できるように空気圧人工筋の再選定を行うと共に制御値を調整する。また、エアゲイトの駆動系とEMG計測装置等のシステム外部からの信号の同期がとれるような、エアゲイトの計測系を開発する。

参考文献

- (1) Wernig A, Muller S, Nanassy A, Cagol E: Laufband therapy based on ‘rules of spinal locomotion’ is effective in spinal cord injured persons, *The European journal of neuroscience*, vol.7, pp.823-829, 1995.
- (2) Hesse S, Konrad M, Uhlenbrock D, Treadmill Walking With Partial Body Weight Support Versus Floor Walking in Hemiparetic Subjects, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol.80, pp.424-427, 1999.

- (3) Behrman A, Harkema S, Locomotor Training After Human Spinal Cord Injury: A Series of Case Studies, *Physical Therapy*, vol.80, no.7, pp.688-700, 2000.
- (4) Colombo G, M. Joerg, R. Schreier, and V. Dietz: Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *Journal of Rehabilitation Research and Development* vol.37, no.6, pp.693-700, 2000.
- (5) Dietz V, MuÈller R, Colombo G, Locomotor activity in spinal man: significance of afferent input from joint and load receptors. *Brain* vol.125, pp.2626-2634, 2002.
- (6) Miyoshi T, Hiramatsu K, Yamamoto S, Nakazawa K and Akai M: Robotic gait trainer in water: Development of an underwater gait-training orthosis. *Disability and Rehabilitation*, vol.30, pp.81-87, 2008.
- (7) 山本紳一郎, 三好扶: 空気圧アクチュエータを用いた水中歩行補助装置の開発. *油空圧技術*. Vol.46, No.6, pp.64-68, 2007.
- (8) Kumamoto M, Oshima T, Fujikawa T: Bi-articular muscle as a principle keyword for Biomimetic motor link system, *Proc of 2nd Annual International IEEE-EMB Special Topic Conference on Microtechnologies in Medicine & Biology*, pp. 346-351, 2002.
- (9) 柴田芳幸, 三好扶, 山本紳一郎, 空気圧人工筋を用いた免荷歩行訓練装置の開発～拮抗二関節筋と拮抗単関節筋のフィードバック制御～, *生体医工学*, Vol.48, No.2, 2010.
- (10) Winter D: *Biomechanics and Motor Control of Human Gait*, 2nd ed. University of Waterloo Press, p.122, 1991.