

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～

柴田 芳幸*・三好 扶**・山本紳一郎*

Development of Body Weight Support Treadmill Training System Using Pneumatic Mckibben Actuator

Yoshiyuki SHIBATA,* Tasuku MIYOSHI,** Shinichiro YAMAMOTO*

Abstract Previous studies suggest that body weight support treadmill training is effective to improve walking ability for incomplete spinal cord injuries. However, the moving of a patient's legs during the treadmill training represents ergonomically unfavorable and tiring work for therapists. Therefore, the purpose of this study is to develop a body weight support treadmill training system. This system consists of three parts, powered orthosis, equipment of body weight support and treadmill. The part of powered orthosis is based on Hip-Knee-Ankle-Foot orthosis with trunk support and is driven by pneumatic Mckibben actuator. Pneumatic Mckibben actuator is safe to use, obtains high power and contributes to lose weight of the orthosis. In this study, we try to develop a feedback control system which referred difference between inner pressures of actuators set up an antagonistic arrangement and joint angle of the orthosis. This control method is able to increase stiffness of hip and knee joints of the orthosis and achieves large torque for the orthosis walking. Additionally, co-contraction of pneumatic Mckibben actuators which set up an antagonistic arrangement as bi-articular muscle is able to increase stiffness of both hip and knee joints of the orthosis.

Keywords : gait training, Mckibben actuator, powered orthosis, bi-articular muscle.

1. はじめに

15歳以下の児童・生徒数が27年連続で減少するなど少子高齢社会を迎えている日本では、将来的な運動機能系疾患患者の増加と理学療法士など専門職不足の問題は解決すべき喫緊の課題である。とりわけ、10万人以上の脊髄損傷者や147万人もの脳神経疾患患者らへ理学療法を提示するには、ロボット技術援用型訓練装置の導入などが期待される。1992年にWernigら[1]は不全脊髄損傷者へトレッドミル免荷歩行訓練を行い、33人中25人が自律歩行機能を

再獲得したことを発端に、トレッドミルを併用した免荷歩行訓練が急速に実施されるようになった。この訓練では2名の理学療法士が患者の脚に歩行様動作を実施するわけだが、理学療法士への身体的負担が大きく訓練時間は10分程度が限界と言われている。これに対し、Colomboら[2]は動力付歩行訓練装置 Lokomat (Hokoma社)を開発し訓練時間を飛躍的延伸、歩容の再現性向上を実現している。ニューロリハビリテーションとしての歩行訓練では確かに Lokomat は有用であり、これまでの様々な臨床的あるいは科学的知見が得られているが、Lokomatのようなモータによって駆動する装置では、モータの発揮するトルクや自重を支えるための強靱なフレームが必要になり、装置全体の重量が増えてしまう。このため、必然的に装置が大掛かりとなるので製作コストが高くなり、また広い設置場所が必要となる。

我々の研究グループは、脊髄損傷者や脳梗塞片麻痺者のニューロリハビリテーションに資する簡便な免荷歩行訓練装置の開発を行っている。開発コンセプトとして、1) 空気圧を動力とした駆動系、2) 二関節筋の配置、3) 水中環

生体医工学シンポジウム 2009 発表 (2009 年 9 月, 千葉)
2009 年 7 月 31 日受付, 2009 年 10 月 1 日改訂, 2009 年 12 月 17 日再改訂
Received July 31, 2009; revised October 1, 2009, December 17, 2009.

* 芝浦工業大学大学院工学研究科
Graduate School of Engineering, Shibaura Institute of Technology

** 岩手大学工学部
Faculty of Engineering, Iwate University

境での使用, を設定した. 空気圧駆動による軽量かつハイパワーで水陸両用なシステムが構築できれば, 運用可能範囲が広がり, 陸上, 水中の双方で歩行訓練に適用できる. そこで本研究の目的は, 免荷歩行訓練装置の基礎となる駆動系の開発を行うことである.

2. 免荷歩行訓練装置

2.1 免荷歩行訓練装置の開発コンセプト

2.1.1 空圧駆動する動力付装具の開発 これまで我々の研究グループは, 長下肢装具 (体幹, 股, 膝, 足関節補助) を基本とした動力付装具を開発している [3, 4]. 動力にはマッキベン型空気圧人工筋を使用した. 利点として, 空圧駆動のためモータのように漏電の心配がなく安全であり, 粉塵や水に強く, 様々な環境で使用可能であることが挙げられる. そして, 空気圧人工筋自体が軽量でかつ強い力を発揮することができる. 回転運動を行うモータに対し, 空気圧人工筋は, 収縮により力を発揮するので直動運動を行う. よって, ヒトの下肢筋群と同様の筋配置を行うことで, 股関節, 膝関節の運動を再現する.

2.1.2 二関節筋の配置 ヒトの下肢筋群は, 股関節と膝関節まわりにおいて, 二対の拮抗単関節筋と一对の拮抗二関節筋が存在する. 単関節筋はひとつの関節を跨ぐ筋で, 二関節筋はふたつの関節を跨ぐ筋のことである. 本装具は, 空気圧人工筋をこれらヒトの下肢筋群と同様に配置した. よって, ヒトの下肢筋と空気圧人工筋を一对一で対応させることができ, これは筋に関係なく関節を駆動させるモータでは対応できない. これにより, 例えば屈筋の運動機能が弱く, 伸筋はある程度機能しているような不全麻痺者に対し, 運動機能の低下している屈筋のみ補助して, 随意運動可能な伸筋は補助しないといった, 患者に合わせた選択的な歩行訓練が行えるようになる. また, ヒトの下肢を完全に受動歩行させる場合, 非常に大きな歩行トルクが必要になるが, 二関節筋は自然長が長いいためモーメントアームをかせぐように配置することができ, 関節まわりのトルク増大に貢献する. しかしながら, 装具の関節角度と空気圧人工筋の圧力のふたつのパラメータのみによる単純なフィードバック制御では, 装具動作時の慣性の影響を考慮できないので, 膝関節の動きが股関節の動きに影響を与え歩容が不安定になってしまう. そこで本実験では, 拮抗二関節筋を共収縮させることで股関節と膝関節の両方へ常時適度な負荷を与え, 下肢全体のステイフネスを増加させることにより, 単純なフィードバック制御のみでも慣性の影響を受けにくい安定した歩容を実現できるのではないかと考えた.

2.1.3 水陸両用のシステム 本免荷歩行訓練装置のもうひとつの特徴は, 水中での訓練を想定していることである. これは, 本装置の装具駆動部に空圧を用いた理由でもある. Miyoshi ら [3] は, 水の粘性抵抗が身体に適度な

負荷となり, 水の浮力がヒトにとって最も自然な免荷となるため, 水中環境で歩行訓練を行うことの有用性を述べている. 山本ら [4] は, 粘性の高い水中環境における歩行訓練では, 関節可動域と歩行トルクを稼ぐために, 空気圧人工筋の二関節筋配置が有効であることを示唆している.

2.2 動力付装具

図 1 に動力付装具を示す. 本装具は, 現在, 開発段階のため専用のスタンドに取り付けられており, 動作実験は被検者なしの空振り状態で行った. 実際にヒトに装着する場合は, 別途体幹固定具に脚部を付け替えて使用する. 本装具のサイズは, 身長 178 cm, 体重 70 kg の健常男性の体型に合わせており, 義肢装具士によって製作された. 股関節と膝関節には, 関節軸と同軸になるようポテンシオメータを設置した. 空気圧人工筋は, 専用のアタッチメントを製作して取付けた. また, ひとつの空気圧人工筋に対しひとつの圧力センサが備わっている. 空気圧人工筋の寸法は, 図 2 に示す簡易モデルより, ヒトの 1 歩行周期中の関節角度変化から必要な長さを式 1 より幾何学的に算出

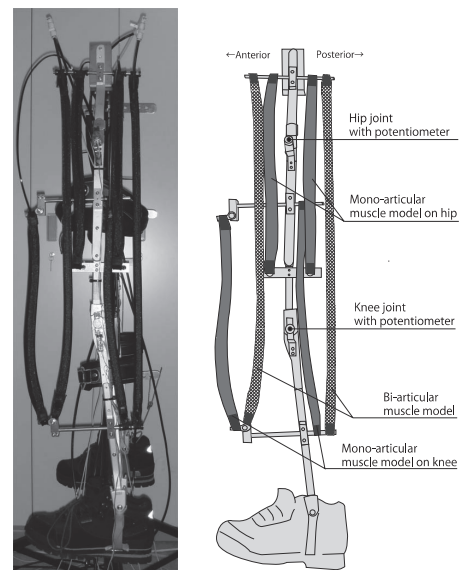


図 1 動力付装具側面図
Fig. 1 Side view of the powered orthosis.

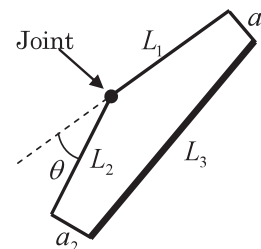


図 2 空気圧人工筋の長さの算出
 L_1, L_2 : 装具フレーム. L_3 : 空気圧人工筋の長さ. a_1, a_2 : 空気圧人工筋取付具の長さ
Fig. 2 Calculation of actuator length.
 L_1, L_2 : Flame of the orthosis. L_3 : Length of pneumatic Mckibben actuator. a_1, a_2 : Length of fitting.

表 1 空気圧人工筋の自然長
Table 1 Length of pneumatic Mckibben actuators.

	Anterior	Posterior
Bi-articular muscle model	780	780
Hip mono-articular muscle model	440	440
Knee mono-articular muscle model	500	500

unit: mm

した[4]. 各空気圧人工筋の寸法を表 1 に示す. また, 図 1 を見るとわかるように, 膝関節前側に単関節筋配置した空気圧人工筋は, 膝関節の屈曲時に膝関節軸を超えて後方へいかない位置としたため, 膝関節軸よりいくぶん前方に位置させる必要があった. これは, もし膝関節屈曲時に前側の空気圧人工筋が一度でも膝関節軸を超えて後方に位置してしまうと, 前側の空気圧人工筋が収縮したときに発生する膝関節まわりのトルクが逆向きになり, 膝関節の伸展ができなくなってしまうからである.

3. 制御系の構築と動作実験の結果

3.1 位置+圧力フィードバック制御系の構築

動力付装具の開発にあたり, 当初我々の研究グループは単純な開ループ回路による制御を行ったが, 歩容の再現性は悪かった[5]. そこで, 空気圧人工筋を用いた遠隔操作型ロボットアームの開発を行っている Kawashima ら[6]の研究に着目した. Kawashima らは, 逆運動学により算出したロボットアームの手先の位置を入力値とし, 関節角度と拮抗配置した空気圧人工筋の圧力差をフィードバックする, 位置と圧力をカスケード制御することによって良好な制御性を実現している. Kawashima らの開発した制御系を参考に, 本研究では, 関節角度をフィードバックする位置制御系と, 拮抗単関節筋配置した空気圧人工筋の圧力差をフィードバックする圧力制御系を並列結合し演算する制御系を構築した (図 3).

$$L_3 = \sqrt{L_1^2 + L_2^2 + 2L_1L_2 \cos \left\{ \theta + \tan^{-1} \left(\frac{a_1}{L_1} \right) \tan^{-1} \left(\frac{a_2}{L_2} \right) \right\}} \quad (1)$$

3.2 システム構成

図 4 に動力付装具のシステム図を示す. 動力付装具の制御系の開発は, Matlab (The MathWorks 社) の Simulink と xPCTarget に基づき行った. コンプレッサより出力される空気圧は, レギュレータ (IR3020, SMC 社) により減圧・調整される. 空気圧人工筋 (エアマッスル, 日立メディコ社) の設定圧のメーカー保証の上限が 0.5 [MPa] であるため, 本実験では試験的に供給圧力を 0.35 [MPa] に設定した. 空気圧人工筋は, ふたつの排気口を持つ比例方向制御弁 (MPYE5-1/8-HF-010B, FESTO 社)

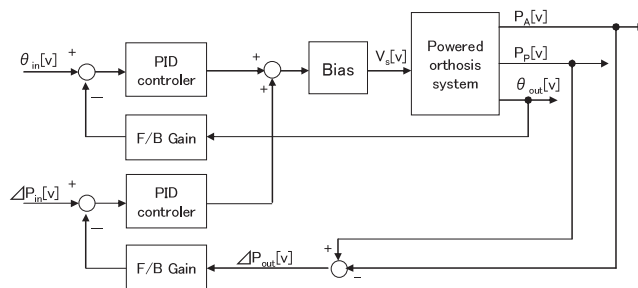


図 3 位置+圧力フィードバック系 ブロック線図

θ_{in} : 目標関節角度, θ_{out} : 装具の関節角度, ΔP_{in} : 圧力差の目標値, P_A : 空気圧人工筋前側の圧力, P_P : 空気圧人工筋後側の圧力, ΔP_{out} : 前後の空気圧人工筋の内圧の差分値, Bias: 比例方向制御弁の基準電圧調整値, V_s : 比例方向制御弁の制御電圧

Fig. 3 Block diagram of position and pressure feed-back system.

θ_{in} : Target joint angle, θ_{out} : Current joint angle of the orthosis, ΔP_{in} : Position and Pressure feedback system. P_A : Measured inner pressure of anterior of Mckibben actuator. P_P : Measured inner pressure of posterior of Mckibben actuator. ΔP_{out} : Difference between inner pressures of actuators set up in the antagonistic arrangement ($P_P - P_A$). Bias: Adjust value of reference voltage of the proportional directional control valve. V_s : Control voltage of the proportional directional control valve.

により, 空気の流入量が制御される. 各空気圧人工筋の圧力は, 圧力センサ (PSE540A, SMC 社) により計測され, 股関節と膝関節角度は, ポテンシオメータ (RV20 N, TOCOS 社) によって計測される.

3.3 動作実験

動作実験は, 1) 単関節筋のみ駆動, 2) 二関節筋と単関節筋の両方とも駆動の 2 パターンを行い, 目標関節角度は, 健常者の歩容[7]を 0.5 [Hz] で入力した. 空気圧人工筋の供給圧力を最大で 0.35 [MPa] としたので, 圧力差の目標値は, 健常者の歩容の波形を元に主動筋と拮抗筋の圧力差を 0~0.35 [MPa] の範囲で変動させ, ヒトの歩行パターンが生成できるよう調節した. なお, 二関節筋の常時設定圧力は, 装具の挙動から適切な値を実験的に求め 0.025 [MPa] とした.

3.4 結果

図 5 に, 股関節と膝関節にそれぞれ拮抗単関節筋として配置した空気圧人工筋の圧力差のグラフを, 図 6 に股関節と膝関節角度変化のグラフを示す. 図 5 より, 股関節に拮抗単関節筋として配置した空気圧人工筋の圧力差は, 単関節筋のみで装具を駆動したとき, 周期毎にピーク値が異なっていた. このピーク値の周期毎のずれは関節角度にも影響し, 図 6 に示すように, 股関節の可動域が歩行周期ごとに変化していた. 膝関節に拮抗単関節筋配置した空気圧人工筋の圧力差は, 股関節に配置したものに比べ圧力差の周期毎の変化はあまりなく, 従って歩行周期毎の膝関節

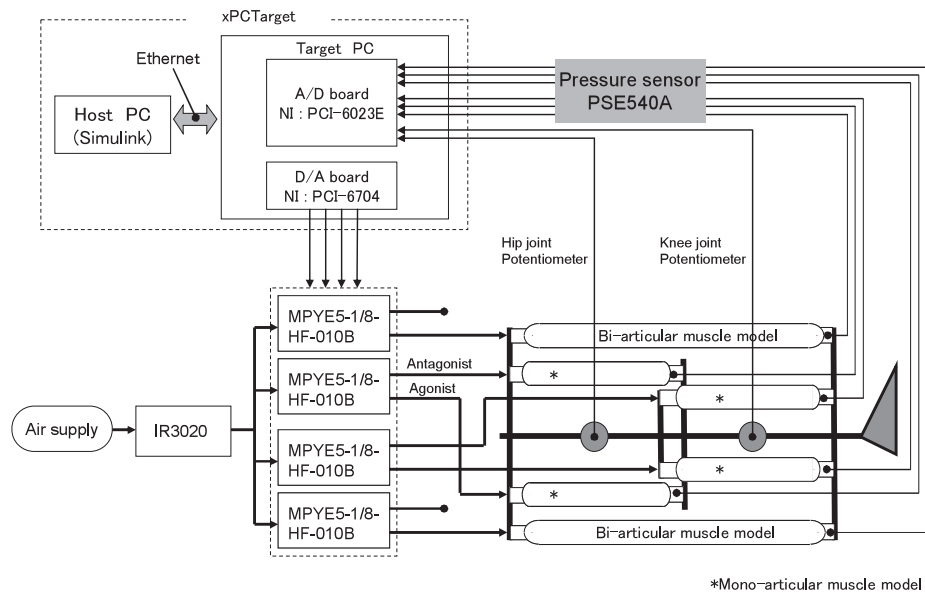


図 4 動力付装具システム図
Fig. 4 System diagram of the powered orthosis.

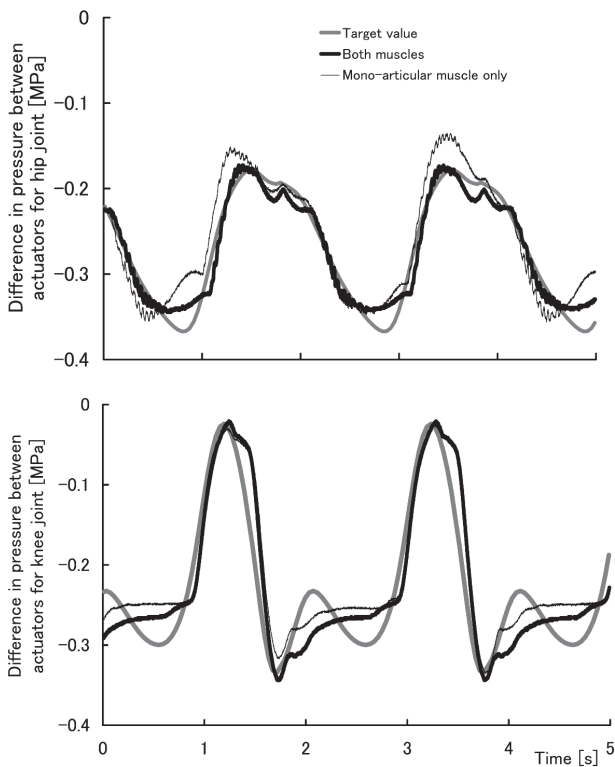


図 5 拮抗配置した空気圧人工筋の圧力差. 灰色: 目標圧力差, 黒太線: 二関節筋と単関節筋が駆動している時の空気圧人工筋の圧力差の計測値, 細線: 単関節筋のみ駆動しているときの空気圧人工筋の圧力差の計測値.

Fig. 5 Difference between inner pressures of actuators set up in the antagonistic arrangement. Gray: Target value of pressure difference. Black bold line: Measured value of pressure difference (The orthosis was driven by both bi-and mono-articula muscles). Thin line: Measured value of pressure difference (The orthosis was only driven by mono-articular muscle).

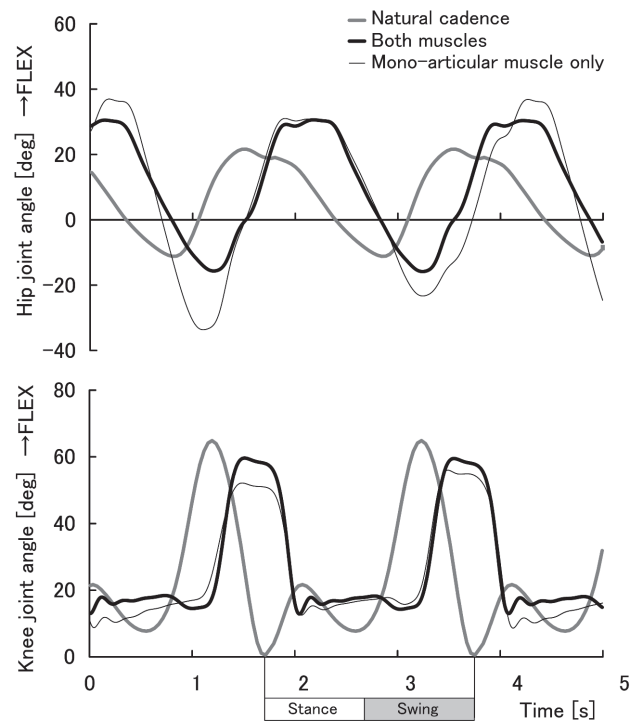


図 6 動力付装具の動作結果. 灰色: 目標関節角度, 黒太線: 二関節と単関節筋により駆動している装具の関節角度, 細線: 単関節筋のみで駆動している装具の関節角度, Stance: 立脚相, Swing: 遊脚相.

Fig. 6 Behavior of powered orthosis. Gray line: Target joint angle, Black bold line: Joint angle data (The orthosis was driven by both bi-and mono-articula muscles), Thin line: Joint angle data (The orthosis was only driven by mono-articula muscles), Stance: Stance phase, Swing: Swing phase.

の可動域の変化も小さかった。これに対し、二関節筋と単関節筋両方で装具を駆動した場合、股関節と膝関節に拮抗単関節筋としてそれぞれ配置した空気圧人工筋双方の圧力差は目標値を追従しており、股関節と膝関節の角度のピーク値は歩行周期ごとに一定で、安定した挙動を示した。

4. 考 察

4.1 制御系について

拮抗二関節筋配置した空気圧人工筋を共収縮させた状態で、拮抗単関節筋配置した空気圧人工筋の圧力差と、装具関節角度をフィードバックする制御系を構築することにより、安定した歩行パターンを実現することができた。しかし、図6が示すように装具の動作は目標に対し遅れており、股関節の可動域は目標値より大きく、また立脚相における膝関節の伸展量が足りなかった(0[deg]に達していない)。本実験では、PIDコントローラの各値を決定するにあたり、比例項は実験的に1.0から0.1きざみで発散するまで上げていき、その間で最も良い挙動を示した値を取った。積分項、微分項については、0.002より大きいと挙動が不安定になったため0.001とした。今後も最適な制御パラメータを実験的に追いついていく必要があるのだが、制御パラメータをいかに調整した所で空気圧人工筋の特性上、必ず目標値に対し動作遅れが発生してしまう。本研究はトレッドミル上における使用を想定しており、歩行パターンの周期毎の再現性が高ければ動作遅れに関しては特に重要視しなくてもよいと考えられる。

また、これまでの実験から経験的に、空気圧人工筋の収縮率と取り付け位置の関係から、空気圧人工筋が対応できる装具フレーム長の範囲はとても狭く、制御系のパラメータ調整だけではヒトの歩容の再現には限界があることがわかっていて、装具の関節可動域は、空気圧人工筋の収縮率と取り付け位置によって決定されるモーメントアーム長に依存するため、ヒトの健常歩行(関節可動域)へ完全に近づけるためには、二関節筋と単関節筋の取り付け位置を最適化する必要がある。

4.2 二関節筋について

Miyoshiら[8]は、ヒトが水中で歩行したときに生じる股関節まわりの伸展モーメントに関して、二関節筋が強い力を発揮し、単関節筋が力を調整するように働いたことを報告している。これらのことから、二関節筋の主な役割は、関節の駆動のために大きな力を発揮することではないかと考えられる。

本実験では、二関節筋配置した空気圧人工筋を共収縮させることにより、下肢全体のスティフネスの増大を図った。その結果、単関節筋のみで装具を駆動したときよりも、装具股関節の挙動を安定させることができた。剛性制御は二関節筋の持つ特徴のひとつであるが、関節を固定するように働かせただけでは二関節筋本来の役割を果たした

とは言えないであろう。しかし、二関節筋は関節をふたつ跨ぐため、ふたつの関節のそれぞれの動きを特定することは非常に困難である。さらに、空気圧人工筋自体が非線形特性をもつため、完璧な位置制御を実現するためには、最適な制御値を学習によって決定していく運動学習型制御[9]を行う必要があり、制御系は非常に複雑になってしまう。一方でKumamotoら[10]によると、ヒトの下肢は一組の拮抗二関節筋と二組の拮抗単関節筋が協調運動することにより、出力・出力方向制御、剛性制御、軌道制御に貢献することを実験的に証明している。さらに、二関節筋は複雑な制御なしでふたつの関節の協調運動が実現できることを示唆している。二関節筋はその幾何学的な理由から、股関節後部の二関節筋が収縮すると、股関節が伸展して、膝関節が屈曲する。反対に、股関節前部の二関節筋が収縮すると、股関節が屈曲して、膝関節が伸展する。これはまさにヒトの歩容そのものであり、二関節筋だけでヒトの歩容を再現できそうなものである。もし二関節筋の長さを取り付け位置を調整することで、各関節に対する最適なモーメントアーム長を決定することができれば、二関節筋の駆動のみでヒトの歩容をある程度再現できるのではないかと考えられる。そして、二関節筋の動きを補助するように単関節筋の動作を加えることで、高出力、高精度な駆動系が実現できるかもしれない。今後は、ひとつの二関節筋を収縮させるだけで、股関節と膝関節まわりに大きなトルクを発生させ、かつ必要な関節可動域を満たすような、二関節筋主体の駆動系を開発する。

4.3 臨床における使用について

歩行訓練を臨床で用いるためには、患者の身長に合わせて装具のフレーム長を変えなければならない。フレーム長の変化量が多い場合には、空気圧人工筋をサイズの異なるものに付け替えなければならない。患者の身長が変われば当然体重も変わり、空気圧人工筋にかかる負荷も異なってくる。このような使用条件の変化に対応できるシステムの開発が求められるわけだが、小林ら[11, 12]と尾形ら[13]は空気圧人工筋を動力に用いた小児用の歩行器を開発しており、位置フィードバック制御+空気圧人工筋の圧力フィードフォワード制御系を構築することによって、空気圧人工筋の交換なしで体型の異なる患者の使用に対応できたことを報告している。また、7人のそれぞれ異なる症状を持つ自律歩行不可能な患者へ開発した歩行器を実際に用いたところ、二足歩行が行えたことを報告している[14]。

本研究の動力付装具はまだ開発段階であるため、スタンドに吊るした空振り状態においてのみ動作確認を行っており、実際に異なる体型の被検者に装着したときの歩行実験は行っていない。しかしながら、本システムは免荷装置によって被検者の体重を免荷し、装具の自重は免荷装置が補償するようになっており、歩行はトレッドミル上で行うため路面の変化による外乱は小さく、装置の使用条件の変化

は比較的小さいものと考えられる。今後は、異なる体型の被検者にも装着可能なアジャスタブルな装具を製作し、本実験によって構築した制御手法で実際にヒトが装着した状態(空気圧人工筋に負荷がかかった状態)においても安定した装具歩行が行えるか実験、評価する必要がある。

5. ま と め

空気圧人工筋により駆動する動力付装具を開発することで、免荷歩行訓練装置の基礎を築くことができた。拮抗単関節筋配置した空気圧人工筋の差圧と、装具の関節角度のフィードバック制御し、さらに拮抗二関節筋を定圧制御して常時共収縮させることによって、長下肢装具の股関節と膝関節両方のスティフネスを同時に大きくすることができ、安定した装具歩行を再現することができた。

文 献

- Wernig A, Muller S, Nanassy A, Cagol E: Laufband therapy based on 'rules of spinal locomotion' is effective in spinal cord injured persons. *Eur J Neurosci.* **7**: 823-829, 1995.
- Colombo G, Joerg M, Schreier R, Dietz V: Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *Rehabil Res Dev.* **37**(6): 693-700, 2000.
- Miyoshi T, Hiramatsu K, Yamamoto S, Nakazawa K, Akai M: Robotic gait trainer in water: Development of an underwater gait-training orthosis. *Disability Rehabil.* **30**: 81-87, 2008.
- 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具の開発. *油空圧技術.* **46**(6): 64-68, 2007.
- Shibata Y, Takagi M, Miyoshi T, Aoyama R, Yamamoto S, Kawakami Y: Development of gait training system using bi-articular muscle model, Proc of the 7th JFPS International Symposium on Fluid Power TOYAMA 2008, P1-47, pp. 505-508.
- Kawashima K, Sasaki T, Miyata T, Nakamura N, Sekiguchi M, Kagawa T: Development of robot using pneumatic artificial rubber muscles to operate construction machinery. *Robotics Mechatronics.* **16**(1): 8-16, 2004.
- Winter D: Biomechanics and motor control of human gait, 2nd ed. University of Waterloo Press, 1991, p. 122.
- Miyoshi T, Shirota T, Yamamoto S, Nakazawa K, Akai M: Functional roles of lower-limb joint moments while walking in water. *Clin Biomech.* **20**: 194-201, 2005.
- 片山正純, 川人光男: 筋肉・骨格系の運動制御を行う並列階層制御神経回路モデル. *電子情報通信学会論文誌. J73-D-II* (8): 1328-1335, 1990.
- 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, 2002, pp. 346-351.
- 小林宏: アクティブ歩行器. *油空圧技術.* **45**(11): 84-88, 2006.
- 小林宏, 入江和隆: 能動的歩行補助機能を持つ歩行器. *PO アカデミージャーナル.* **15**(2): 71-76, 2007.
- 尾形正明, 唐渡健夫, 中山総, 辻俊明, 小林宏, 入江和隆: アクティブ歩行器の開発. *ロボティクスシンポジウム予稿集.* **12**: 112-117, 2007.
- 小林宏, 唐渡健夫, 中山総, 入江和隆: 全身麻痺でも歩けるアクティブ歩行器の臨床実験. *小児の脳神経.* **33**(1): 101-106, 2008.

柴田 芳幸 (シバタ ヨシユキ)

2006年3月、芝浦工業大学大学院工学研究科機械工学専攻修了。ソニーイーエムシーエス株式会社小見川テック勤務を経て、2007年10月芝浦工業大学大学院工学研究科機能制御システム専攻入学、現在に至る。専門研究分野は機械工学、リハビリテーション工学。



所属学会は、日本機械学会、日本義肢装具学会。

三好 扶 (ミヨシ タスク)

2002年3月芝浦工業大学大学院工学研究科機能制御システム専攻単位取得の上退学。博士(学術)、2002年9月、国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所流動研究員、長寿科学振興財団リサーチレジデント、芝浦工業大学大学院ポスドク研究員を経て、2008年10月岩手大学大学院工学研究科准教授着任。専門研究分野はリハビリテーション工学、ロボット工学。



主な所属学会：日本生体医工学会、日本機械学会、計測自動制御学会等。

山本 紳一郎 (ヤマモト シンイチロウ)

2000年3月東京大学大学院総合文化研究科生命環境科学系広域科学専攻修了、博士(学術)。

2000年4月より芝浦工業大学システム工学部機械制御システム学科に着任、2009年4月芝浦工業大学システム理工学部生命科学科教授。専門研究分野はリハビリテーション工学、バイオメカニクス、神経生理学。



主な所属学会：日本生体医工学会、日本機械学会、計測自動制御学会、日本義肢装具学会、ライフサポート学会、IEEE等。